

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

**Efekt PNF strečinku dorzální skupiny svalů dolní končetiny
na posturální stabilitu**

Diplomová práce

Autor: Bc. Jana Martínková

Obor: Fyzioterapie

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

Olomouc 2015

ANOTACE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Název práce v ČJ:

Efekt PNF strečinku dorzální skupiny svalů dolní končetiny na posturální stabilitu

Název práce v AJ:

PNF stretching effect of posterior leg muscles to postural stability

Datum zadání: 2014-01-31

Datum odevzdání: 2015-05-18

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Martínková Jana

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

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v ČJ:

Práce se zabývá efektivitou propioceptivně neuromuskulárního typu strečinku (PNF) dorzálních svalů obou dolních končetin na posturální stabilitu jedince. Testovala se reakce na nečekaný vnější podnět, volní kontrola pohybu Centre of Gravity (COG) a schopnost posturální kontroly v dynamické situaci. Do studie bylo zahrnuto 40 probandů randomizovaně rozdělených do 2 skupin. U obou skupin byly provedeny posturografické testy Motor Control Test, Adaptation Test, Limits of Stability a Forward Lunge systému NeuroCom před a po intervenci. Intervence u experimentální skupiny spočívala v aplikaci PNF strečinku na dorzální skupinu svalů dolních končetin. Kontrolní skupina mezi posturografickými testováními neprováděla žádnou aktivitu. Výsledkem práce je statisticky významné zlepšení

vybraných parametrů posturální stability, a to nejen u experimentální, ale i u kontrolní skupiny. Zároveň nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi skupinami. Výsledky měření byly konfrontovány s publikovanými studiemi.

Abstrakt v AJ:

The work deals with the effectiveness of proprioceptive neuromuscular type of strečink (PNF) dorsal muscles of both legs on postural stability of the individual. Tested for reaction to unexpected external stimulus, volitional control of movement Centre of Gravity (COG) and the ability of postural control in a dynamic situation. The study included 40 probands randomly divided into 2 groups. Both groups were conducted tests posturographic Motor Control Test, Adaptation Test Limits of Stability and Forward Lunge NeuroCom system before and after the intervention. Interventions in the experimental group consisted of introducing PNF strečink on the dorsal muscle groups of the lower limbs. The control group did not carry out testing between posturografickými no activity. The result is a statistically significant improvement in selected parameters of postural stability not only experimental but also in the control group. At the same time there was no statistically significant difference between groups. The results were compared with published studies.

Klíčová slova v ČJ: strečink, proprioceptivní neuromuskulární facilitace, stabilita, balance

Klíčová slova v AJ: stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation, stability, balance

Rozsah: 70 s. čistého textu, celkem 105 s. včetně seznamů a příloh

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie

Rok obhajoby diplomové práce: 2015

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

Olomouc 18. května 2015

podpis

Děkuji Mgr. et Mgr. Petře Bastlové Ph.D., za odborné vedení a cenné rady při zpracování této diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Dagmar Tečové za pomoc při statistickém zpracování dat. Ráda bych poděkovala celému kolektivu kineziologické laboratoře Fakultní nemocnice v Olomouci za vstřícný přístup při realizaci měření a také všem probandům, kteří se měření zúčastnili.

OBSAH

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| ÚVOD | 8 |
| 1 PŘEHLED POZNATKŮ | 9 |
| 1.1 Posturální stabilita | 9 |
| 1.1.1 Vymezení základních pojmů | 10 |
| 1.1.2 Faktory ovlivňující posturální stabilitu | 11 |
| 1.1.3 Principy udržování posturální stability | 12 |
| 1.1.4 Centrální řízení posturálně-lokomoční motoriky | 14 |
| 1.1.5 Posturální stabilita a senzorická aferentace | 15 |
| 1.2 Strečink | 16 |
| 1.2.1 Typy strečinku | 18 |
| 1.3 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)..... | 18 |
| 1.3.1 PNF strečink a jeho neurofyzilogický podklad | 19 |
| 1.3.2 Princip reciproční inhibice | 20 |
| 1.3.3 Princip autogenní inhibice | 21 |
| 1.3.4 Napěťová relaxace | 22 |
| 1.3.5 Vrátková teorie | 23 |
| 1.4 Strečinkové techniky v konceptu Proprioceptivní neuromuskulární facilitace | 23 |
| 1.4.1. Technika kontrakce – relaxace | 24 |
| 1.4.2 Technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty | 25 |
| 1.5 Přístrojové vyšetření posturální stability | 27 |
| 1.5.1 Posturografie..... | 27 |
| 1.5.2 Motor Control Test | 29 |
| 1.5.3 Adaptation Test | 30 |
| 1.5.4 Limits of Stability | 30 |
| 1.5.5 Forward Lunge | 31 |
| 2 CÍL A HYPOTÉZY | 32 |
| 2.1 Cíl práce..... | 32 |
| 2.2 Výzkumné otázky a hypotézy | 32 |
| 2.2.1 Výzkumná otázka č. 1 | 32 |
| 2.2.2 Výzkumná otázka č. 2 | 32 |
| 2.2.3 Výzkumná otázka č. 3 | 33 |
| 2.2.4 Výzkumná otázka č. 4 | 34 |
| 2.2.5 Výzkumná otázka č. 5 | 34 |
| 3 METODIKA EXPERIMENTU | 35 |
| 3.1 Charakteristika testovaného souboru..... | 35 |
| 3.2 Postup měření | 35 |
| 3.2.1 Popis provedení PNF strečinku | 36 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.2.2 Přístrojové vyšetření posturální stability | 36 |
| 3.3 Standardizace měření..... | 38 |
| 3.4 Zpracování dat posturografu..... | 38 |
| 3.5 Statistické zpracování dat | 39 |
| 4 VÝSLEDKY A STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT | 40 |
| 4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1 | 40 |
| 4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2 | 43 |
| 4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3 | 45 |
| 4.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4 | 48 |
| 4.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5 | 51 |
| 5 DISKUZE | 58 |
| 5.1 Diskuze k metodice ve vztahu k výsledkům práce..... | 59 |
| 5.1.2 Diskuze k délce strečinku | 59 |
| 5.1.3 Diskuze k intenzitě kontrakce během PNF strečinku..... | 60 |
| 5.1.4 Diskuze k jednotlivým typům strečinkových technik | 62 |
| 5.1.5 Diskuze k technice kontrakce - relaxace - kontrakce antagonisty..... | 63 |
| 5.1.6 Diskuze k testování posturální stability..... | 64 |
| 5.1.7 Diskuze k hodnocení efektu okamžitého a dlouhodobého strečinku | 64 |
| 5.2 Diskuze ke strečinku v souvislosti s posturální stabilitou..... | 66 |
| 5.3 Diskuze k limitům posturografie | 74 |
| ZÁVĚR | 77 |
| VÝSTUPY PRO KLINICKOU PRAXI | 79 |
| REFERENČNÍ SEZNAM..... | 80 |
| SEZNAM ZKRATEK | 92 |
| SEZNAM OBRÁZKŮ | 93 |
| SEZNAM TABULEK | 96 |
| SEZNAM PŘÍLOH | 97 |
| PŘÍLOHY | 98 |

ÚVOD

Formulace zkoumaného problému diplomové práce (DP):

„Jaký je efekt propioceptivně neuromuskulárního typu strečinku (PNF) dorzální skupiny svalů dolní končetiny na posturální stabilitu?“

Konkrétní dílčí oblasti zkoumaného problému DP:

- Cíl 1.** Předložit poznatky o posturální stabilitě, možnostech jejího testování a neurofyziologickém podkladě techniky PNF strečinku.
- Cíl 2.** Porovnat rozdíl ve změnách posturální stability, měřené pomocí posturografu, mezi skupinou, které byl proveden PNF strečink dorzální skupiny svalů dolní končetiny a kontrolní skupinou bez strečinku.
- Cíl 3.** Výsledky měření konfrontovat s obdobnými typy studií v rámci Evidence Based Medicine (EBM).

Vyhledávací strategie:

Klíčová slova použitá pro vyhledávání v databázích nebo pomocí vyhledávače: PNF stretching (celkem 77 článků z toho full textů 69, za posledních 10 let 55, review 1), stretching and stability (celkem 682 článků z toho full textů 595, za posledních 10 let 463, review 16), CRAC PNF stretching (4 články z toho full textů 3 a za posledních 10 let 2 články), PNF stretching and stability (2 články), PNF stretching and balance (2 články), effects stretching (celkem 4 496 článků z toho full textů 3652, za posledních 10 let 2429, review 131). Pro zpracování diplomové práce bylo použito celkem 65 odborných článků, 3 v českém jazyce, ostatní v anglickém jazyce. Vyhledávání probíhalo pomocí databáze PubMed a vyhledávače GOOGLE Scholar. Rešerše byla provedena ve vyhledávacím období od 15. 2. 2014 do 10. 5. 2015. Jednotlivé poznatky pro tvorbu této diplomové práce byly čerpány pouze z full textů, jejichž stáří většinou nepřekročilo 10 let. Kromě odborných článků byly informace čerpány z odborných knih a monografií zabývajících se problematikou této diplomové práce.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Posturální stabilita

Posturální kontrola zahrnuje aktivní senzorický proces s kontinuálním mapováním percepce a motorické odpovědi. Posturální systém detekuje, v jakém místě se tělo nachází a předpovídá, kam se dále bude pohybovat a jakou strategii bude muset pro kontrolu tohoto pohybu zvolit (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 170).

Posturální motorika slouží k udržení polohy neustálým balancováním kolem střední pozice, čímž umožňuje pohotovost systému k náhlým změnám (Véle, 2006, s. 98).

Posturální stabilita je schopnost zaujmout takovou polohu těla a reagovat na změny vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu (Vařeka, 2002a, s. 116). Jde o nepřetržité zaujímání určité polohy, která není nikdy čistě statická, vždy se současně vyskytují i děje dynamické (Kolář et al., 2009, s. 39).

Pro posturální kontrolu je důležitá interakce muskuloskeletálního a nervového systému. Muskuloskeletální komponenta zahrnuje rozsah pohybu v kloubu, flexibilitu páteře, vlastnosti svalu a biomechanické vztahy mezi jednotlivými segmenty. Neuronální komponenta zahrnuje motorické procesy, senzorické procesy a kognitivní vlivy (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 165).

Posturální funkce je průběžný dynamický proces zajišťovaný hlavně axiálním systémem, který probíhá na podvědomé úrovni. Pohyb předchází, provází i zakončuje (Véle, 1995, s. 72).

Posturální systém udržuje určitou pozici a brání změně této pozice, naopak lokomoční systém tlumí posturální funkci, a tím facilituje pohyb. Oba tyto systémy pracují ve vzájemné souhře. Posturální systém během pohybu pracuje jako brzdící a stabilizující negativní zpětná vazba zlepšující plynulost a koordinaci pohybu (Véle, 2006, ss. 99–100).

Z biomechanického pohledu je tělo nestabilní systém tvořený množstvím segmentů. Ve vzpřímeném stoji lze člověka připodobnit k obrácenému kyvadlu, které má malou plochu základny s vysoko položeným těžištěm (Vařeka, 2002a, s. 115).

Úroveň posturální aktivity je závislá na stupni lability polohy, kdy největší je ve stoji a nejmenší v lehu. Ve stoji jsou zvýšené nároky na extenzory páteře, kyčelních a kolenních kloubů pro stabilizaci vertikály jinak labilní pohybové soustavy a také na koordinaci řízení nervového systému (Véle, 1995, s. 72).

Stoj je kvazistatická činnost, jelikož žádná aktivně držená pozice není zcela statická. Ve spojném stoji u zdravých mladých jedinců jsou maximální volní předozadní i laterolaterální výchyly COP jen kolem 80% délky či šířky kontaktní plochy. Zásadní podmínkou pro udržování posturální stability je neustálé směřování těžnice do opěrné báze, ta však nutně nemusí směřovat do opěrné plochy (Vařeka, 2002a, s. 118). Organismus pro udržování posturální stability využívá co nejméně energie, proto se větší svaly zapojí až při větší labilitě (Véle, 1995, s. 80).

Pojem stabilita je nutné rozdělit na stabilitu vnitřní – intersegmentální (stabilita osového orgánu) a vnější – celkovou stabilitu. Pro účelově řízený pohyb je velmi důležitým podkladem stabilita osového orgánu, která musí být sektorově proměnlivá, což znamená, že určité sektory stabilizují svou polohu pro účelový pohyb jiného sektoru. Tato sektorově proměnlivá stabilita osového orgánu je dána krátkými intersegmentálními svaly páteře, bránicí, jež má kromě funkce respirační také funkci posturální, a pravděpodobně i m. transversus abdominis, který, dle některých elektromyografických (EMG) studií, reaguje na začátku změny polohy páteře. Pro udržení této sektorové stability páteře je nezbytná volná pohyblivost jednotlivých sektorů. Pružná stabilita páteře je základ pro posturální funkce a jistotu pohybu a má také příznivý vliv na psychiku (Čumpelík a Véle 2001, ss. 103–104).

1.1.1 Vymezení základních pojmů

Posturu popisuje Vařeka jako aktivní držení jednotlivých pohybových segmentů proti působení zevních sil, hlavně síle tíhové. Postura je součástí každé polohy a pohybu, jehož je základní podmínkou (Vařeka, 2002a, s. 116). Dle Véleho představuje klidové uspořádání jednotlivých pohyblivých segmentů (Véle, 2006, s. 97).

Stabilita je charakterizována mírou úsilí, které je třeba vynaložit pro vychýlení tělesa z klidové pozice (Véle a Čumpelík, 2001, s. 103).

Atituda je určité nastavení postury pro provedení plánovaného pohybu (Kolář et al., 2009, s. 39). Při anticipaci pohybu zvyšuje axiální systém svou činnost a nastavuje vyšší

úroveň excitability jednotlivých sektorů pro přípravu nové výchozí polohy. Dochází ke změně postury indiferentní na posturu orientovanou - atituda. Důležitou roli zde hrají autochtonní svaly páteře reagující již při představě pohybu (Véle, 1995, s. 72).

Posturální stabilizace je aktivní držení jednotlivých tělesných segmentů proti působení vnějších sil. Jde o koordinovanou svalovou aktivitu, působící nejen proti vlivům gravitace, ale je i součástí všech pohybů (Kolář et al., 2009, s. 39).

Posturální reaktivita se uplatňuje během každého pohybu náročnějšího na působení síly. Jde o reakční stabilizační funkci svalů, které pro překonání odporu generují v daném pohybovém segmentu reakční svalovou sílu, která vede ke zpevnění těchto segmentů (Kolář et al., 2009, s. 39).

Opěrná plocha je část plochy kontaktu, která je momentálně využívána pro opěrnou bázi (Vařeka, 2002a, s. 116).

Opěrná báze je plocha ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy (Vařeka, 2002a, s. 116).

Těžiště těla (Centre of Mass, COM) je pomyslný hmotný bod, do něhož je soustředěna hmotnost těla. Jde o vážený průměr všech COM jednotlivých segmentů (Vařeka, 2002a, s. 117).

Limity stability představují hranice, ve kterých je tělo schopno udržovat stabilitu beze změny opěrné báze (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 166).

Centre of Gravity - průmět těžiště do opěrné báze (COG), (Vařeka, 2002a, s. 117).

Centre of Pressure - působiště vektoru reakční síly podložky (COP). Jde o vážený průměr všech tlaků působících na podložku (Vařeka, 2002a, s. 117).

1.1.2 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Důležitou roli v udržení stability hrají faktory biochemické a neurofyziologické.

K biomechanickým faktorům řadíme hmotnost pacienta, velikost opěrné plochy, výšku těžiště nad opěrnou bázi, přilnavost dolních končetin k podložce a vzájemné postavení jednotlivých tělesných segmentů. Při statické poloze se vždy těžiště promítá do opěrné báze, ale nemusí se promítat do opěrné plochy. Opěrná plocha je část podložky, na které přímo stojíme. Opěrná báze je větší než opěrná plocha, je vymezena nejvzdálenějšími body opěrné plochy. Posturální stabilita je tím větší, čím je větší opěrná báze a hmotnost pacienta,

a tím menší, čím je výše těžiště nad opěrnou bází, čím je větší vzdálenost mezi průmětem těžiště do opěrné báze (COG) a středem opěrné báze, a čím je větší sklon opěrné báze v horizontální rovině (Kolář et al., 2009, ss. 39 a 199).

Z neurofyziologických mechanismů ovlivňujících posturální stabilitu je nezbytná integrace zrakových, propioceptivních, vestibulárních a exteroceptivních vjemů (viz obr. 1, s. 12).

Důležitá je míra excitability nervového systému a kvalita zpětnovazebných mechanismů řídicích rovnováhu. Jistý vliv na rovnováhu mají i psychické faktory (Kolář et al., 2009, ss. 39 a 199).

Vzpřímené držení těla je ovlivňováno hmotností a výškou těla, gravitací, strukturou jednotlivých segmentů, kvalitou opěrné báze, ale hlavně aktivitou svalů (Véle, 2006, s. 103). Posturální funkci ovlivňuje i psychika a vnitřní orgány (Véle, 1995, s. 72).



Obr. 1 Koncepční model systémů podílejících se na posturální kontrole (upraveno dle Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 165)

1.1.3 Principy udržování posturální stability

Při udržování posturální stability nejprve senzorický systém detekuje situaci, kterou CNS vyhodnotí a na základě aktuálního fyzického a psychického stavu a zkušeností zvolí vhodný program, podle kterého se aktivují příslušné svaly (Vařeka, 2002b, s. 123).

Strategie udržování posturální stability se dají dělit na proaktivní (anticipační) a reaktivní (Brown and Frank, 1997, p. 95).

Reaktivní strategie posturálního systému představuje schopnost adaptace na zevní nečekané narušení rovnováhy (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 166, Valkovič, 2007, ss. 367–368). Adaptace odráží schopnost modifikovat chování v odpovědi na nové požadavky (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 179).

Během proaktivní (anticipační) strategie, kdy je očekávána rušivá situace, je COM přesunuto ve směru očekávaného nárazu. Tělo je nastaveno do určité výchozí pozice – atitudy (Vařeka, 2002b, s. 123). Anticipační strategie využívá předchozí zkušenosti a učení (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 166).

Jiné dělení je na strategii statickou a dynamickou. Balanční mechanismy pro udržení posturální stability při nezměněné ploše kontaktu jsou příkladem statické strategie (hlezení a kyčelní). Při stožení s nohama u sebe se v anteroposteriorním směru využívá spíše hlezení strategie a v laterolaterálním směru spíše kyčelní strategie. V předozadním směru se tělo chová jako obrácené kyvadlo a posturální stabilita je dána činností plantárních a méně také dorzálních flexorů hlezna. Čistě hlezení strategie se uplatňuje pouze v klidovém stožení bez většího působení zevní síly. Pokud působí větší zevní síla, zapojí se i strategie kyčelní (viz příloha 3, s. 101). Laterolaterální stabilita je větší než předozadní, jelikož je oproti rovině sagitální více omezen pohyb dolních končetin do stran. Tělo má v sagitální rovině větší volnost pohybu, a proto v něm probíhá lokomoce (Vařeka, 2002b, ss. 123–124).

Dynamickou strategii volí řídicí systém tehdy, je-li při labilních polohách překročena hranice bezpečného udržování COP v opěrné bázi. Dojde k přemístění části kontaktní plochy (např. úkrokem nebo chycením se stabilní opory atd.), (Vařeka, 2002b, s. 123).

Kontrola posturální stability využívá principy otevřených kinematických řetězců (pohyb velké rychlosti, rozsahu, který je korigován až po jeho dokončení) a uzavřených kinematických řetězců (pohyb malé rychlosti a rozsahu, korigovaný již během pohybu), (Riach and Starkes, 1994, p. 168).

Pokud pro udržení stability nestačí statická ani dynamická strategie, uplatní se řízený pád, např. nastavení horních končetin ve směru pádu. Předpokladem řízeného pádu je dobrá koordinace pohybu. Před řízeným pádem se uplatňuje obranná reakce pádu, při které se horní končetiny natahují na opačnou stranu, jde o statickou strategii udržení rovnováhy (Vařeka, 2002b, s. 123).

Další dva typy stabilizace představuje stabilizace vnitřní - segmentová a vnější - sektorová. Vnitřní stabilizace je zajišťována krátkými hluboce uloženými intersegmentálními svaly páteře, které mají citlivé receptory, a to hlavně v oblasti krční páteře. Tyto receptory

detekují připravované nebo počínající odchylky od střední pozice obratlů, a tím umožňují jejich rychlejší korekci. Vnější segmentová stabilizace je řízena delšími a povrchovějšími svaly. Stabilita celého osového orgánu je zajišťována delšími a silnějšími svaly spojujícími jednotlivé páteřní sektory a připojujícími končetiny k osovému orgánu (Panjabi in Véle, 2006, s. 110).

Pro udržení posturální stability při působení vnější síly je nezbytná současná aktivita agonistů a antagonistů. Stabilizace vzpřímené polohy probíhá ve směru disto – proximálním (plantární flexory prstů, lýtkové svaly, stehenní svaly, trupové svaly a svaly horních končetin), (Véle, 2006, ss. 111–112). Při reakci na nečekaný pohyb podložky směrem vpřed (forward instabilita) se nejprve zapojí m. gastrocnemius, následně hamstringy a nakonec paraspinální svaly. Pokud se podložka pohybuje v opačném směru (backward instabilita) nejprve se zapojí m. tibialis anterior, dále m. quadriceps femoris a poté břišní muskulatura (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 172–173).

Na držení těla se podílejí dýchací pohyby, které ovlivňují pohyby obratlů. Tyto pohyby jsou malé, zato působí trvale. Důležitá je i aktivita břišních svalů, zejména m. transversus abdominis, který napíná thorakolumbální fascii a přitlačuje břišní stěnu k páteři. Zvýší se nitrobřišní tlak díky působení bránice při inspiriu, m. transversus abdominis, svalů pánevního dna a přímých i šikmých břišních svalů. Bránice je schopna citlivě reagovat na změny postury, má tedy silný vliv na držení těla. Svaly pánevního dna ovlivňují konfiguraci pánve, a tím i osového orgánu (Lewit a Tichý in Véle, 2006, ss. 113–114).

1.1.4 Centrální řízení posturálně-lokomoční motoriky

Posturální a lokomoční motorika je označována jako motorika hrubá, která zajišťuje oporu pro motoriku jemnou. Oba systémy pracují jako jeden celek (Véle, 2006, s. 97).

Centrální nervový systém využívá pro obnovu stability aktivaci různých kombinací preprogramovaných synergií nebo kontinuální zpětnou vazbu (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 179).

Základem jakéhokoli pohybu je svalový tonus, na němž je postaven systém vzpřimovacích a postojových reflexů (posturální motorika). Pro řízení posturální motoriky je důležitá činnost prodloužené míchy, pontu, středního mozku, retikulární formace

a statokinetického čidla (Myslivoček, 2003, s. 92–93). Věle udává ještě thalamus, hypotalamus, mozeček a bazální ganglia (Věle, 2006, s. 87).

Mozeček kontroluje adaptaci posturální odpovědi, tedy možnost modifikovat odpověď posturálních svalů na změny prostředí či úkolu. Bazální ganglia mají zase schopnost rychle měnit pohybové vzory v odpovědi na změny úkolu či prostředí (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 180).

Jádra mozkového kmene přispívají také k posturální kontrole tím, že regulují posturální tonus, podílejí se na integraci sensorických informací a přispívají k anticipační posturální kontrole doprovázející volní pohyb (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 180).

Posturální motorika tvoří základ pro motorický systém pohybu (lokomoční motoriku). Pro řízení lokomoční motoriky je důležitá činnost asociačních a motorických korových oblastí, bazálních ganglií a neocerebella. Na základě zpracování sensorických informací asociačními oblastmi jsou vydávány motorické povely (Myslivoček, 2003, ss. 92–93).

Pro posturální stabilitu jsou stěžejní informace ze zrakového analyzátoru, vestibulárního aparátu a proprioreceptorů (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 180, Vařeka, 2002b, s. 122). Důležitá je neoddělitelnost řídicích, sensorických a výkonných funkcí. Pokud dojde k výpadku či oslabení jedné z částí, potom se dekompenzace nemusí objevit hned, ale až při zvýšené zátěži (Vařeka, 2002a, s. 116).

1.1.5 Posturální stabilita a sensorická aferentace

Centrální nervový systém před určením přesné pozice těla v prostoru zpracovává informace ze sensorických receptorů celého těla. Zrak, somatosenzorický systém (proprioreceptory, kloubní a kožní receptory) a vestibulární aparát jsou schopny detekovat pozici a pohyb těla (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 180). Z těchto tří základních složek má zřejmě zásadní vliv propriocepce, jelikož při vyřazení propriocepce v klidném stoji dojde nejméně ke stejným změnám jako při současném vyřazení zraku a vestibulárního aparátu (Simoneau et al., 1995, p. 121)

Důležité jsou proprioreceptory okohybných svalů a svalů horní krční páteře. Zrak, ale také sluchová aferentace, umožňují krátkodobě předvídat situaci a zvolit včas vhodný posturální program (Věle, 1995, s. 78).

Vestibulární aparát je důležitý hlavně při rotaci hlavy či rychlé změně polohy hlavy (Vařeka, 2002b, s. 122). Přináší informace o směru působení gravitace v klidu i při pohybu a porovnává ji s informacemi zrakovými a proprioceptivními (Véle, 2006, s. 109).

Zrak je důležitý pro celkovou orientaci v prostoru a kontrolu polohy a postavení hlavy. Při zavřených očích se rychleji mění poloha COP (Riach and Starkes, 1994, p. 169). Roste také variabilita výchylek i plocha konfidenční elipsy (Vařeka et al., 2001, s. 594).

Exterocepce je často opomíjenou, ale nezbytnou složkou zajišťování posturální stability. Percepce z Maissnerových a Ruffiniho tělísek pomáhá identifikovat místa s různým zatížením a také kontroluje tření, jež je při zajištění stability důležitým faktorem (Morasso and Schieppati, 1999, p. 1625). Stabilitu vestoje ovlivňují informace z plosky nohy a postavení kyčelních kloubů. Na stabilitu má vliv i interocepce a nocicepce (Véle, 2006, s. 109).

1.2 Strečink

Pojem strečink pochází z anglického – stretching, což znamená protahování či natahování. Strečink svalů slouží ke zvyšování rozsahu pohybu (ROM), svalové síly a vytrvalosti (Nelson a Kokkonen, 2009, p. 7). Strečink čerpá z východoasijských systémů jako je např. hathajóga nebo Tai-Chi-Chuan, ale také z nových poznatků biomechaniky. Svalovou činnost ovlivňuje řada složitých nervosvalových mechanismů, které umožňují udržovat základní svalové napětí, koordinaci a ochranu pohybového aparátu před poškozením. Během strečinku se uplatňují tyto neurofyziologické mechanismy: napínací reflex, autogenní inhibice a reciproční inhibice (Skopová a Zítko, 2013, s. 48).

Strečink je dlouho považován za nástroj pro zvyšování výkonnosti, snižování rizika poranění při cvičení, zlepšení rozsahu pohybu (ROM) a funkčnosti po úrazech (McCarthy et al., 1997, p. 136).

Rozsah pohybu v kloubu může být omezen buď aktivní, nebo pasivní složkou svalového napětí. Pasivní složka svalového napětí je dána viskoelastickými vlastnostmi svalu a okolních pasivních struktur. Aktivní složka je dána neuroreflexními vlastnostmi svalu (inervace α MN a reflexní aktivace γ MN), (Page, 2012, p. 110).

Guissard and Duchateau ve své review popsali neuronální mechanismy, které doprovázejí statický a dlouhodobý strečinkový trénink. Současné názory uznávají,

že okamžitý strečink i dlouhodobý strečinkový trénink generují mechanické úpravy šlacho – svalové jednotky (MTU – muscle tendon unit) a spinálních neuronálních okruhů. Prodloužení šlacho – svalové jednotky snižuje spinální reflexní dráždivost, což snižuje pasivní napětí a zvyšuje pohyblivost v kloubu (Guissard and Duchateau, 2006, p. 154).

Míra protažení závisí na svalovém odporu daném tonickou reflexní aktivitou (Avela et al., 2004, p. 2331; Moore and Hutton, 1980 in Guissard and Duchateau, 2006, p. 154).

Strečink prováděný pomalu se zdá být účinnější než rychle provedený strečink (Moore and Hutton, 1980 in Guissard and Duchateau, 2006, p. 156).

Pomalé protažení svalové skupiny do maximální polohy a držení v pozici déle než 10s nezvyšuje, na rozdíl od rychlého protažení, ale snižuje reflexní aktivitu protahovaného svalu. Tuto inhibici můžeme prokázat v m. soleus pomocí povrchové elektromyografie (EMG) u Hoffmannova reflexu (H – reflex) nebo šlachového reflexu (T – reflex). Během pomalého protahování poklesla amplituda H reflexu o 31 % a u T reflexu o 8 %. Pokles trval po celou dobu strečinku. Zkoumali také inhibiční mechanismy během statického strečinku. Shrnují, že strečink vyvolá úpravy, které mají původ v periférii (svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska - GTOs) nebo se jedná o centrální ovlivnění nervových obvodů. Protažení redukuje množství aferentních vstupů k motoneuronům, a proto snižují tonickou reflexní aktivitu. Pokles v reflexní odpovědi při malé amplitudě protažení (méně než 10° dorzální flexe hlezna) přičítají presynaptické inhibici aferentace Ia vláken svalového vřeténka beze změn dráždivosti motoneuronů. Při vyšší amplitudě protahování svalu (více než 10° dorzální flexe hlezna) došlo také k poklesu evokovaných potenciálů, což přičítají snížení dráždivosti jak kortikálního neuronu, tak alfa motoneuronu. Během strečinku s vyšší amplitudou dojde tedy k postsynaptické inhibici. Říkají, že snižovat dráždivost motoneuronů při protahování svalů mohou různé spinální mechanismy, např. aferentace z GTOs a Rhenshawových buněk (Guissard and Duchateau, 2006, pp. 154–156).

Jedna ze studií se zabývala vlivem statického strečinku na ROM. Probandi této studie prováděli strečink m. triceps surae 6 týdnů 10 minut denně. Došlo ke zvýšení dorzální flexe o 30,8 % a i 30 dní po skončení strečinku u nich přetrvávalo 74 % dosaženého ROM. Výsledek přikládají změně viskoelastických vlastností MTU či snížení reflexního napětí svalu (Guissard and Duchateau, 2004, pp. 250–251).

Statický strečink snižuje reflexní aktivitu protahovaného svalu a snižuje celkově míšní reflexní dráždivost (Guissard and Duchateau, 2006, p. 154).

1.2.1 Typy strečinku

Statický strečink – je nejčastěji používaným typem strečinku. Relaxovaný sval je pomalu umístěn do mezní polohy a v této pozici je určitou dobu držen. Pohyb se provádí pomalu, aby nedošlo k nežádoucímu napínacímu reflexu (Nelson a Kokkonen, 2009, p. 7).

Aktivní strečink – protahovanou část těla člověk aktivně drží v mezní poloze (Nelson a Kokkonen, 2009, p. 7).

Pasivní strečink – danou mezní polohu nadržuje jedinec sám aktivně, ale pomocí vnější opory (druhá ruka, rám dveří), (Nelson a Kokkonen, 2009, p. 7).

Balistický strečink – využívá hmitání, svaly se díky němu rychle protahují a aktivují tak napínací reflex, ihned se tedy zase kontrahují (Nelson a Kokkonen, 2009, p. 7).

Dynamický strečink – je podobný balistickému, nevyžaduje však hmitání, ale dynamické pohyby specifické pro určitou sportovní aktivitu prováděné s nižší intenzitou (Nelson a Kokkonen, 2009, p. 7).

Postizometrická relaxace – protahovaný sval se nejprve izometricky kontrahuje zhruba na 10s, poté pacient pomalu nadechuje a následně svaly s výdechem uvolní, čímž dosáhne nového předpětí (Lewit, 2003, s. 231).

PNF strečink (kontrakce-relaxace-kontrakce antagonisty) - protahovaný sval se nejprve kontrahuje, poté se uvolní a segment je aktivně (antagonisty) uveden do krajní pozice rozsahu pohybu (Page, 2012, p. 111, Etnyre and Abraham 1986, p. 189).

1.3 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace je technika, u jejíhož zrodu stál Dr. Herman Kabat. Technika byla dále rozvíjena fyzioterapeutkami Margaret Knott a Dorothy Voss. PNF pracuje na neurofyziologickém podkladě, kdy dochází k přímému ovlivnění motoneuronů (MN) předních rohů míšních aferentací z proprioreceptorů (svalových vřetének, GTOs a kloubních receptorů) nebo prostřednictvím eferentace z vyšších etáží centrální nervové soustavy (CNS), která vznikla jako důsledek dráždění zrakových, sluchových či taktilních exteroceptorů. Odpověď nervosvalového aparátu zrychluje či facilituje dráždění proprioreceptorů pasivním nebo aktivním pohybem, statickou či dynamickou prací svalu proti adekvátnímu odporu. PNF se provádí v diagonálních pohybových vzorech s rotací. Každá diagonála se skládá ze dvou antagonistických vzorců - flekčního a extenčního. Technika PNF využívá některých facilitačních prvků, jejichž součástí je protažení svalu - strečink (aferentací ze svalových vřetének facilituje svalovou kontrakci nebo inhibuje antagonistické svaly (Zouňková a Kolář, 2009, ss. 276–277).

1.3.1 PNF strečink a jeho neurofyziologický podklad

Pro přesnou a účinnou léčbu terapeuti využívají poznatků medicíny založené na důkazech (EBM), přesto se často PNF technika používá bez hlubšího pochopení základních principů. Sharman et al. ve své review zjistili, že jen málo studií zmiňuje mechanismy, které způsobují fyziologické změny v těle v důsledku techniky PNF. Poukazují na fakt, že literatura poskytuje jen málo teoretických poznatků týkajících se hodnocení změn ROM a svalové výkonnosti po PNF strečinku (Sharman et al., 2006, p. 935).

Principem PNF strečinku je inhibice reflexní činnosti, a tím snížení pasivního odporu svalu při protahování. Řada studií prokázala vyšší účinnost PNF strečinku při zvyšování ROM před jinými typy protahování (Funk et al, 2003, p. 491; Lucas and Koslow, 1984; Wallin et al, 1985 and Etnyre a Lee, 1988 in Hindle, 2012, pp. 110–111).

Je vhodné, když se sval před vlastním protažením volně maximálně kontrahuje, dosáhne se takto lepšího výsledku v ROM. Dochází ke snížení míšního reflexu po izometrické kontrakci. Toto snížení je krátké do 5s, ale zdá se dostatečně dlouhé pro zvýšení efektivity PNF strečinku (Guissard et al., 1988, pp. 51–52). Mechanismy odpovědné za toto přechodné snížení dráždivosti se pravděpodobně nacházejí na presynaptické úrovni (Gregory et al., 1990, p. 105). Metoda PNF strečinku, využívající pro lepší protažení svalu kontrakci

jeho antagonisty - reciproční inhibici (RI), zvyšuje inhibici motoneuronů protahovaného svalu a umožní tak větší svalové protažení (Crone and Nielsen, 1989, pp. 31–32).

Dalším mechanismem stojícím za zvýšenou protažitelností svalových vláken během PNF strečinku je autogenní inhibice (Sharman et al., 2006, p. 931).

Hindle, mimo výše uvedených principů působení PNF strečinku na zvyšování rozsahu pohybu, uvádí také napět'ovou relaxaci a vrátkovou teorii (Hindle, 2012, pp. 107–109).

1.3.2 Princip reciproční inhibice

Před vysvětlením tohoto principu je zapotřebí objasnit pojem „funkční svalová skupina.“ Jde o skupinu svalů, jdoucích kolem kloubu, tvořených agonistou (svalem udávajícím směr pohybu), synergisty (svaly spolupracující s agonisty) a svaly pracujícími opačně než agonisté - antagonistickými svaly (Véle, 2006, ss. 44–45).

Princip reciproční inhibice umožňuje prostřednictvím interneuronů stah agonisty při současném útlumu antagonisty. Příkladem je zkřížený extenzorový reflex, kdy např. bolestivý podnět způsobí na ipsilaterální končetině flexi (FX) a na kontralaterální extenzi (EX). Na principu RI probíhá veškerá koordinace pohybů, udržování vzpřímeného stoje, rovnováhy a je zároveň podstatou lokomoce (Trojan et al., 2003, s. 617). Princip reciproční inhibice funguje na neuronálním mechanismu reciproční inervace (Králíček, 2004, s. 134).

Při kontrakci agonisty a jeho synergistů, některá vlákna svalových větének končí na α MN antagonisty a způsobí utlumení tohoto svalu, jde o reciproční inhibici uskutečňovanou převážně přes míšní interneurony (IN). Utlumení antagonisty není nikdy úplné. Vždy zůstává určitá zbytková aktivita svalu, která je pro pohybový systém výhodná. Umožňuje plynulé provedení pohybu, a tím chrání kloubní vazy a pouzdra před prudkými pohyby (Dylevský, 2009, s. 94).

Reciproční inhibice spojuje napínací reflex a inhibiční reflex šlachový. Vzestupná dráha vede propriocepci do míchy dvěma kolaterálami (Čihák et al., 2004, s. 334):

a) Jedna kolaterála končí na α MN agonisty a druhá vede přes inhibiční interneurony na α MN antagonisty - napínací reflex.

b) Obě kolaterály vedou k interneuronům, jedna na IN inhibiční a druhá na IN excitační - šlachový reflex (Čihák et al., 2004, s. 334).

Reciproční inhibice probíhá jen při fázických pohybech. Nedochozí však k úplné inhibici antagonisty. Jestliže je stah agonisty větší než 3. stupeň svalové síly dle svalového testu, je antagonist stáve ve stavu určitého napětí. Jedná se o svalovou koaktivaci „kokontrakci.“ Druh prováděného pohybu rozhoduje o určení, zda bude převládat koaktivace či inhibice antagonistů. Svalová koaktivace převažuje u pomalých pohybů. U rychle provedených pohybů sledujeme koaktivaci až na konci pohybu. Tento mechanismus chrání kloub před jeho poškozením. Během pohybu však dochází k převaze kontrakce agonisty a útlumu antagonisty (Véle, 2006, s. 45).

Reciproční inhibice může probíhat i přes Renshawovy buňky. Jedná se o inhibiční IN dostávající podněty přímo z α MN agonisty a jejichž axony vedou k α MN antagonisty (Čihák et al., 2004, s. 334).

Reciproční inhibice se uplatňuje u řady dějů např. při lokomoci, kdy dochází vlivem horizontálních komisurálních spojů v míše ke střídání pohybů dolních končetin (DKK). Aktivita svalů na jedné dolní končetině (DK) reflexně inhibuje stejný sval opačné DK (Véle, 2006, s. 78).

Při neurologickém vyšetřování napínacích reflexů poklepnem na m. biceps brachii vyvoláme natažení m. triceps brachii. Bez RI by byla kontrakce m. biceps brachii při napínacím reflexu znemožněna kontrakcí antagonisty (Ekman, 2007, p. 199).

1.3.3 Princip autogenní inhibice

Během PNF strečinku dochází k autogenní inhibici (obrácený napíací reflex). Při kontrakci nebo natažení svalu dochází ke snížení vzrušivosti téhož svalu. Toto zvýšené napětí svalových vláken aktivuje aferentní vlákna Ib Golgiho šlachových tělísek, která vyšlou signály do míchy, které způsobí aktivaci inhibičních IN. Tyto interneurony inhibují α MN agonisty. Golgiho šlachová tělíska jsou citlivá také na velmi nízké tahy. Dříve se však pro autogenní inhibici používala maximální kontrakce protahovaného svalu, jelikož se myslelo, že GTOs reagují pouze na maximální tah. Autogenní inhibice je jedním z hlavních mechanismů stojících za zvýšenou protažitelností svalových

vláken jak během techniky kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty, tak i techniky kontrakce – relaxace PNF strečinku (Sharman et al., 2006, p. 931).

Mitchell et al. zkoumali, zda jsou neurofyziologické mechanismy reciproční inhibice a autogenní inhibice zodpovědné za lepší výsledky PNF strečinku oproti jiným typům strečinku. Studie se účastnilo 18 osob mezi 17–44 lety. Probandi prováděli PNF strečink techniku kontrakce – relaxace a techniku kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty. Před strečinkem proběhlo zahřívací kolo a následně tyto dvě strečinkové techniky v náhodném pořadí. Povrchovou elektromyografií (EMG) byla z mediální skupiny hamstringů snímána RI během aktivity m. quadriceps femoris při technice kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty. EMG zaznamenávala aktivitu hamstringů 2s před kontrakcí m. quadriceps femoris a v době 2s po začátku kontrakce m. quadriceps femoris. Reciproční inhibice hamstringů byla nižší při maximální kontrakci m. quadriceps femoris než před jejím začátkem. Studie ukázala spíše aktivaci než inhibici svalu při kontrakci antagonisty. RI nebyla na EMG evidentní, což si vysvětlují svalovou ko-kontrakcí. Na EMG záznamu nebyla zřejmá ani autogenní inhibice. Místo nižší EMG aktivity po svalové kontrakci byla aktivita vyšší než při výchozím stavu. Neurofyziologické mechanismy PNF strečinku se zdají být podle této studie nedostatečné (Mitchell et al., 2009, pp. 345 a 352). Jiné studie založené na EMG tvrdí, že spinální RI výrazně klesá se zvýšenou rychlostí pohybu (Kido et al., 2003, p. 1975).

1.3.4 Napět'ová relaxace

Představuje princip využívající viskoelastických vlastností šlacho - svalové jednotky (MTU). Během působení tahové síly na MTU dochází postupem času ke snižování množství síly viskózního materiálu bránícího protažení. Při dlouhodobějším působení tahu dochází k postupnému prodlužování MTU. Napět'ová relaxace neboli „creep“ závisí na odporu šlacho - svalové jednotky k protažení, na svalové ohebnosti a na viskoelastických vlastnostech MTU (Taylor et al; McHugh et al.; Wiederhielmpp in Sharman, 2006, pp. 933–934).

Efekt napět'ové relaxace je přechodný. Jak po PNF, tak po statickém strečinku trvajícím kolem 80 sekund, přetrvává asi hodinu (Magnusson et al. 1996 in Sharman, 2006, p. 934).

1.3.5 Vrátková teorie

Tato teorie vysvětluje tlumení bolesti na základě dvou druhů podnětů (tlakového a bolestivého) působících ve stejný čas na daný receptor. Jelikož je aferentace z tlakových receptorů vedena silnými myelinizovanými nervovými vlákny, která vedou podněty rychleji než vlákna pro vedení bolesti, jež jsou tenčí nemyelinizovaná či myelinizovaná jen částečně, dochází k dřívější registraci podnětů z receptorů tlakových než z receptorů pro bolest, a tím k tlumení bolesti. Pokud sval protahujeme tak, že dojde k dráždění nociceptorů, aktivují se Golgiho šlachová tělíska, která chrání sval i šlachu před poškozením. Při opakovaném protahování dojde k adaptaci Golgiho šlachových tělísek, která se projeví jejich nižší tlumící činností, a tím větším protažením svalu (Hindle et al., 2012, p. 109).

1.4 Strečinkové techniky v konceptu Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Literatura (Adler et al., 2008, pp. 31 a 33) uvádí dvě techniky PNF strečinku: kontrakce – relaxace a výdrž – relaxace. Dle Hindle et al. je popisována ještě další technika: kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty (Hindle et al., 2012, p. 105).

Technika kontrakce - relaxace (CR) využívá rezistovanou izotonickou kontrakci zkrácených svalů následovanou relaxací a pohybem do nového rozsahu pohybu. Technika výdrž – relaxace (HR) znamená odporovanou izometrickou kontrakci následovanou relaxací (Adler et al., 2008, pp. 31 a 33). Technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty (CRAC) PNF strečinku nekončí pouhou relaxací agonisty, ale místo pasivního protažení svalu je dosaženo většího rozsahu pohybu kontrakcí antagonisty viz obr. 2 na str. 26 (Etnyre and Abraham 1986, p. 189) Tato technika zvyšuje inhibici motoneuronů protahovaného svalu na podkladě reciproční inhibice a umožní tak větší svalové protažení (Crone and Nielsen, 1989, pp. 31–32). Řada autorů princip techniky výdrž - relaxace popisuje stejně jako u techniky kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty a rozdělují PNF strečink pouze na CR a HR (Holubářová a Pavlů, 2007, s. 34; McAtte a Charland, 2007, p. 12).

Několik studií prokázalo, že PNF strečink využívající kontrakci antagonisty k protažení agonisty, dosahuje lepších výsledků ve zvyšování ROM, což je často přičítáno právě RI

(Etnyre and Abraham 1986, p. 193–194; Ferber, Osternig a Gravelle, 2002, p. 396; Osternig, 1990, p. 109; Prentice, 1983, Cornelius a Hinson, 1980 a Hardy, 1985 in Sharman et al., 2006, p. 933).

1.4.1. Technika kontrakce – relaxace

Feland a Marin v randomizované kontrolované studii zjišťovali efekt techniky kontrakce – relaxace PNF strečinku na ROM při submaximální svalové kontrakci. Studie se zúčastnilo 72 mužů mezi 18-27 lety, jejichž flexe v kyčelním kloubu nepřesahovala 70°. Rozdělili 60 jedinců do 3 skupin dle intenzity izometrické kontrakce (20 %, 60 % a 100 % maximální síly kontrakce), 12 mužů tvořilo kontrolní skupinu bez strečinku. Skupiny 1 až 3 prováděly jednou denně po dobu 5 dní techniku kontrakce - relaxace PNF strečinku o délce trvání kontakce 6s a relaxace 10s. Mezi těmito třemi skupinami nebyly zjištěny žádné větší rozdíly. Všechny skupiny měly ve srovnání s kontrolní skupinou významně větší ROM. Dospěli k závěru, že je PNF strečink účinnější pro zlepšení ROM ve srovnání se statickým nebo balistickým strečinkem. Nejvhodnější trvání kontrakce se dle nich pohybuje mezi 3-10s, za nejvhodnější pokládají dobu kontrakce 6s. Studie tvrdí, že je intenzita kontrakce 20 % i 60 % u techniky kontrakce - relaxace PNF strečinku stejně účinná jako intenzita 100 % (Feland a Marin, 2004, pp. 458–460).

Lucas a Koslow zkoumali efekt statického, dynamického a PNF strečinku (kontrakce – relaxace) na ROM. Studie se účastnilo 63 vysokoškoláček, u kterých se během sedmi týdnů hodnotily účinky těchto tří způsobů protahování hamstringů a mm.gastrocnemii. Jedinci byli rozděleni do tří skupin. Strečink probíhal po dobu 3 týdnů. Efekt byl měřen celkem třikrát - před tím než začali se strečinkem, po 11 strečinzích a po všech 21 strečinzích. Každý jedinec byl na konci zkoušky významně zlepšen ve srovnání s počátečním stavem. Pouze PNF strečink byl však schopen způsobit zvětšení jak aktivního, tak i pasivního ROM. Čím delší je doba expozice, tím menší jsou rozdíly mezi těmito třemi typy strečinku (Lucas a Koslow, 1984, in Hindle, 2012, p. 110).

Wallin et al. provedli studii srovnávající techniky kontrakce – relaxace PNF strečinku a balistického strečinku. Celkem 47 mužů náhodně rozdělili do čtyř léčebných skupin podle protahovaných svalů. Jedna skupina prováděla celkem 14 krát techniku kontrakce – relaxace mm. gastrocnemii, hamstringů, a adduktorů kyčle. Druhá skupina balistický strečink

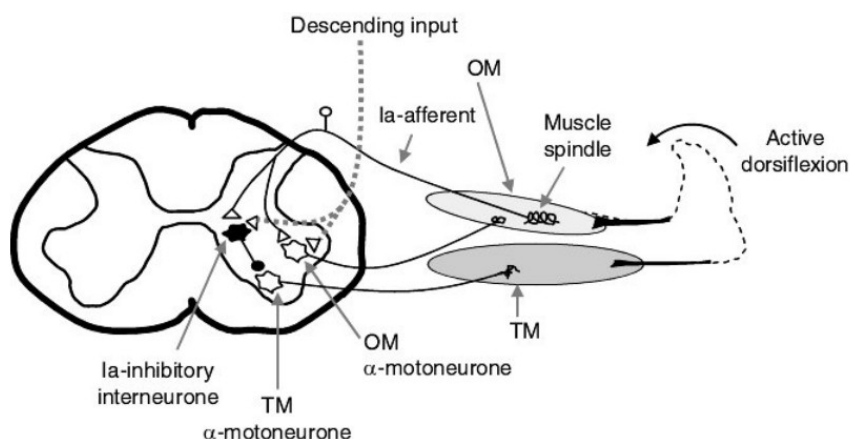
dorzálních flexorů hlezenního kloubu. Výsledky studie potvrzují výraznější zvýšení ROM u pacientů po PNF strečinku ve srovnání s pacienty po balistickém strečinku (Wallin et al., 1985, in Hindle, 2012, p. 110).

1.4.2 Technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty

Technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty – PNF strečinku uplatňuje princip RI (viz obr. 2, s. 26). Po kontrakci a relaxaci protahovaného svalu následuje kontrakce antagonisty, jež umožňuje protahovanému svalu ještě větší uvolnění. Dochází ke zvýšení inhibičního vlivu na protahovaný sval (Sharman et al, 2006, p. 932).

Volní kontrakce antagonisty vede ke snížení aktivace daného protahovaného svalu. Sestupné příkazy z vyšších oblastí CNS aktivující α MN antagonisty vysílají také excitační kolaterálu na Ia-inhibiční IN, který tvoří synapsi s MN protahovaného svalu. Výsledná inhibice MN protahovaného svalu může být dále rozšířena o vstupy z antagonisty Ia-aférentními vlákny, která vedou na stejné Ia-inhibiční IN, a to hlavně během kontrakcí s vysokou aktivací svalových vřetének. Právě zvýšená Ia-aférentace při kontrakci antagonisty je často uváděna jako hlavní mechanismus PNF strečinku vedoucí k prodloužení svalu (Sharman et al., 2006, p. 932).

Několik studií tohoto review prokázalo, že PNF strečink využívající kontrakci antagonisty k protažení agonisty dosahuje většího zvýšení ROM. Výsledek je často přičítán právě RI. Sharman et al. považují RI a autogenní inhibici za neurofyziologický podklad pro vynikající výsledky dosahované PNF strečinkem ve zvyšování ROM. Upozorňuje také na fakt, že žádná studie nezkoumala vztah mezi stupněm kontrakce antagonisty. Tento systematický přehled došel k závěru, že nejúčinnější technikou PNF strečinku je technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty – PNF strečinku (Sharman et al., 2006, pp. 936-937).



Obr. 2 Mechanismus, kterým RI přispívá k účinnosti PNF strečinku (Sharman et al., 2006, p. 933)

Legenda k obrázku 2: Kontrakce dorsálních flexorů hlezna (antagonisté protahovaného svalu – oposit muscle OM) je dána sestupnými drahami vedoucími na α MN OM. Tyto sestupné dráhy a také větev Ia aferentace z OM končí na Ia-IN. Následuje inhibiční spoj na α MN protahovaného svalu (TM), čímž se snižuje aktivační úroveň v tomto svalu a dochází k usnadnění dalšího protažení.

Sharman et al. ve svém review uvádějí, že u jednotlivých studií docházelo ke zvětšení ROM po statické kontrakci protahovaného svalu o délce 3-15s. V některých studiích delší trvání statické kontrakce souviselo s větším zlepšením ROM. Zjistili, že po 6 týdenním PNF strečinku zahrnujícím techniku kontrakce – relaxace i techniku kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty, došlo ke zvětšení ROM u skupiny, která prováděla izometrii po dobu 5s o 28° a o 33° u skupiny provádějící izometrii po dobu 10s. Jiné studie tvrdí, že zvětšený ROM nezávisí na délce statické kontrakce ani na tom, zda je součástí následná kontrakce antagonisty. Tento systematický přehled ale uvádí techniku kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty – PNF strečinku, využívající právě princip RI, jako nejúčinnější. Sharman et al. doporučují intenzitu kontrakce protahovaného svalu okolo 20 % maximální volní kontrakce. Jiné studie zase tvrdí, že postupné zvyšování intenzity izometrie (např. ze 30 % na 70 %) během alespoň 2 týdenního období může způsobit zvětšení ROM ve srovnání s konstantní intenzitou izometrie (50 %) ve stejném období. Autoři doporučují 3s statickou kontrakci protahovaného svalu, tato doba je jak účinná, tak časově nenáročná (Sharman et al., 2006, pp. 929-939).

Etnyre a Lee hodnotili v průběhu 12 týdnů 74 probandů, 49 mužů a 25 žen. Jejich cílem bylo porovnat změny ve flexi kyčelního kloubu a extenzi ramenního kloubu mezi muži

a ženami po statickém strečinku, po technice kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty a technice kontrakce – relaxace PNF strečinku. ROM byl měřen před zahájením strečinku, po třech týdnech a na konci studie. Zjistili, že PNF strečink je účinnější než metoda statického strečinku, a to jak pro flexi kyčle, tak pro extenzi ramene (Etnyre a Lee, 1988, in Hindle).

Trvalejší změny v ROM Sharman et al. nepřipisují RI, autogenní inhibici, ani změnám v protažitelnosti pasivních svalových struktur. PNF strečink dle nich mění práh, ve kterém je vnímán či tolerován tah svalu, což může být důvodem větší efektivity PNF strečinku. Mechanismus, který stojí za posunem bodu tolerance strečinku a přerušením přenosu bolesti, je pravděpodobně centrální nebo periferní modulace (Sharmana et al., 2006, pp. 929-939).

1.5 Přístrojové vyšetření posturální stability

Stav pohybového aparátu je možné vyšetřit jak klinicky, tak i pomocnými přístrojovými metodami, které umožňují objektivně zachytit a číselně vyjádřit některé pohybové děje. Vyšetření pohybu zahrnuje: kinematickou analýzu (postavení tělesných segmentů v čase a prostoru), kinetickou analýzu (popisuje působící síly během pohybu těla) a elektromyografii (svalová aktivita během pohybu). Posturografie se řadí ke kinetické analýze (Kolář et al., 2009, s. 197).

1.5.1 Posturografie

Počítačová posturografie umožňuje hodnocení balančních mechanismů podílejících se na udržování posturální stability. Posturograf je přístroj měřící reakční síly působící na tenzometrickou plošinu. Reakční síla je reakcí na tíhovou sílu pacienta. Jednotlivé reakční síly svalů stále reagují na výchylky těžiště během stoje. Piezoelektrické tenzometry snímají složky reakční síly (mediolaterální, anteroposteriorní a vertikální) a momenty reakčních sil. Posturograf vypočítá působišťe reakční síly COP – center of pressure, což je vážený průměr všech tlakových sil působících na opěrnou plochu a registruje jeho polohu v čase. Systém NeuroCom (viz obr. 3, s. 28), který byl použit pro realizaci této diplomové práce, je využíván v klinické praxi, jelikož díky své softwarové aplikaci umožňuje naměřené výsledky porovnávat s normativními hodnotami zdravé populace. Počítačová posturografie se používá

zejména k objektivizaci balančního deficitu, sledování jeho dlouhodobého vývoje či hodnocení terapie posturální stability (Kolář et al., 2009, ss. 198–199).

Posturograf je možné, díky vizuální zpětné vazbě, využít i k tréninku rovnováhy (Véle, 1995, s. 83; Kolář et al., 2009, s. 199). Posturograf NeuroCom využívá k hodnocení aspektů posturální stability dvou modulů (viz obr. 3, s. 28):

- a) Smart Equitest System
- b) Balance Master System

Modul Smart Equitest System hodnotí posturální stabilizaci při bipedálním stoji. Testuje např. automatické posturální reakce MCT, AT či volní kontrolu pohybu těžiště těla LOS.

Balance Master System hodnotí parametry posturální kontroly během volných funkčních pohybů v prostoru např. test FL (Kolářová, 2012, ss. 7 a 12).



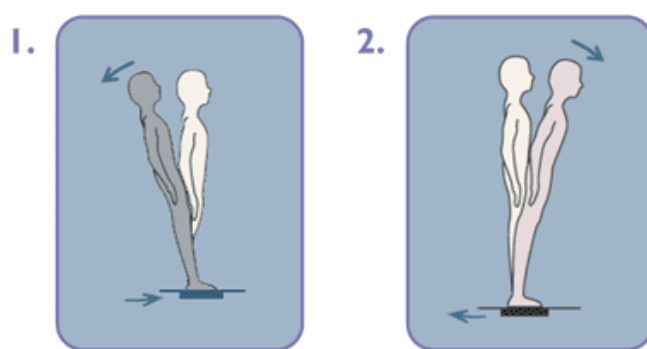
Obr. 3 Posturograf NeuroCom
(převzato z *Balance Manager Systems, Clinical Interpretation Guide, www.onbalance.com*)

V experimentální části DP bylo použito testování rovnováhy při alteracích stoji zevními podněty (translace plošiny v anteroposteriorním směru – Motor Control Test (MCT) a klopení plošiny kolem vodorovné osy - Adaptation Test (AT)). Hodnotí se automatické posturální reakce, jejichž centrum se nachází v podkorových oblastech CNS (Kolář et al., 2009, s. 199). Dále byla hodnocena posturální stabilita během volní činnosti, kdy u testu Limits of Stability (LOS) proband aktivně měnil polohu těžiště inklinací těla předem vymezeným směrem beze změny opěrné báze a u testu Forward Lunge (FL) se hodnotila posturální stabilita během dynamické činnosti – výpadu vpřed (Kolářová, 2012, ss. 11 a 14).

1.5.2 Motor Control Test

MCT hodnotí efektivitu automatických posturálních reakcí na posun plošiny v horizontálním směru (viz obr. 4, s. 29). Mění se směr (předo – zadní) a rychlost translace, kterou je možné vybrat ze 3 možných rychlostí pro každý směr (nízká rychlost je prahová, vysoká rychlost vyvolává maximální odpověď).

Pro každý směr se testuje ve 3 opakováních. Míra translace plošiny je nastavována dle výšky vyšetřovaného. Pacient je předem informován o pohybu plošiny a dodržuje zásady, viz výše. Testují se 3 parametry – *Weight Symmetry* – průměrné rozložení tělesné hmotnosti během translací v procentech. Průměr se tvoří ze 3 dílčích měření. Výsledek 100 znamená, že jsou obě dolní končetiny zatěžovány stejně. Pokud je hodnota vyšší než 100, znamená to, že pacient zatěžuje více pravou dolní končetinu a pokud jsou hodnoty nižší než 100, tak levou dolní končetinu. Dalšími parametry jsou – *Ltency* – čas v milisekundách mezi počátkem translace a reakcí pacienta a *Amplitude Scaling* – měří amplitudu výchylek aktivní silové odpovědi ($^{\circ}/s$) na pohyb plošiny, a to zvláště pro levou a pravou dolní končetinu. *Strength Symmetry* – průměrná silová odpověď během translací v procentech. Průměr se tvoří ze 3 dílčích měření. Výsledek 100 znamená, že je silová odpověď pro obě dolní končetiny stejná. Pokud je hodnota vyšší než 100, znamená to, že silová odpověď je větší pro pravou dolní končetinu a pokud je hodnoty nižší než 100, tak pro levou dolní končetinu (Kolářová, 2012, s. 9).

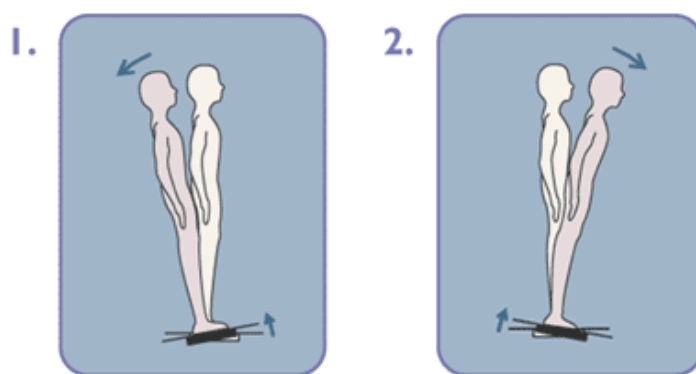


Forward/Backward Translations

Obr. 4 Motor Control Test
(upraveno dle *Balance Manager Systems, Clinical Interpretation Guide, www.onbalance.com*)

1.5.3 Adaptation Test

Adaptation Test hodnotí adaptaci pohybového systému na neočekávaný rotační pohyb plošiny. Plošina může rotovat buďto dopředu, nebo dozadu. Testují se reakce na 5 opakujících se rotací plošiny v určitých časových intervalech (viz obr. 5, s. 30). Pacient je informován, že se plošina bude pohybovat a opět dodržuje stejné zásady, viz výše. Test zaznamená reakční sílu pacienta, která by se měla s opakováním snižovat (Kolářová, 2012, ss. 9–10).



Toes Up and Toes Down Rotations

Obr. 5 Adaptation Test

(převzato z Balance Manager Systems, Clinical Interpretation Guide, www.onbalance.com)

1.5.4 Limits of Stability

Limits of Stability hodnotí, jak je proband schopen aktivně měnit polohu COP - center of pressure (vážený průměr všech tlaků působících na podložku) v přesně daných 8 směrech (dopředu, dopředu doprava, doprava, dozadu doprava, dozadu, dozadu doleva, doleva a dopředu doleva) pouze inklinací těla a jak je schopen udržet dosažené maximum beze změny opěrné báze. Výchozí pozici proband sleduje ve středovém poli na monitoru a po zaznění zvukového signálu má co nejrychleji a nejpresněji dosáhnout vyznačeného bodu a v tomto bodě setrvat do následujícího zvukového signálu, který testování ukončí. Poté se proband vrátí opět do výchozí středové polohy, ze které po zaznění zvukového signálu dosahuje bod dalšího směru. Proband si před vlastním měřením dané situace nejprve vyzkoušel. Testované parametry tohoto testu jsou *Reaction Time (RT)* - rychlost reakce

pacienta od zaznění zvukového signálu (ms). *Movement Velocity (MVL)* – průměrná rychlost COP při dosažení bodu ($^{\circ}/s$). *Endpoint Excursion (EPE)* – bod prvního maximálního vychýlení COP bez zaváhání (%). *Directional Control (DCL)* – výchylky od přímého směru pohybu, kdy 100 % znamená přímý směr a hodnoty pod 100 % znamenají odchylky od přímého směru. *Maximum Excursion (MXE)* – bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze (Kolářová, 2012, s. 11).

1.5.5 Forward Lunge

Forward Lunge hodnotí aspekty pohybové kontroly při výpadu vpřed. Testuje se nejprve třikrát pro levou a pak třikrát pro pravou DK. Pro správné provedení je potřeba adekvátní síly, rozsahu pohybu, balance a koordinace. Pacient má na zaznění zvukového signálu provést co nejdelší výkrok dopředu a ihned se co nejrychleji vrátit zpět do výchozí pozice. Mezi testované parametry patří *Distance* – průměrná délku výkroku vzhledem k výšce probanda (%). *Impact Index* – průměrná síla výpadové dolní končetiny při došlapu vzhledem k hmotnosti (%). *Contact Time* – doba kontaktu výpadové končetiny s podložkou potřebná k odrazu zpět do výchozí pozice (s). *Force Impulse* – průměrná síla končetiny při odrazu od podložky do výchozí polohy ($\% \cdot s^{-1}$), (Kolářová, 2012, s. 14).

2 CÍL A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Zhodnocení efektu proprioceptivně neuromuskulárního typu strečinku svalů I. diagonály extemčního vzoru dolní končetiny na posturální stabilitu pomocí 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 experimentální a kontrolní skupiny?“

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot – Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry - Motor Control Testu u experimentální skupiny.

H₁: Je rozdíl ve změnách hodnot - Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry Motor Control Testu u experimentální skupiny.

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot – Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry - Motor control testu u kontrolní skupiny.

H₂: Je rozdíl ve změnách hodnot - Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry Motor Control Testu u kontrolní skupiny.

2.2.2 Výzkumná otázka č. 2

„K jakým změnám parametrů posturální stability Adaptation Testu dojde u experimentální a kontrolní skupiny?“

H03: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u experimentální skupiny.

H3: Je rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u experimentální skupiny.

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

H4: Je rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u kontrolní skupiny.

2.2.3 Výzkumná otázka č. 3

„K jakým změnám parametrů posturální stability testu Limits of Stability dojde u experimentální a kontrolní skupiny?“

H05: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Directional Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u experimentální skupiny.

H5: Je rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Directional Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u experimentální skupiny.

H06: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Directional Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u kontrolní skupiny.

H6: Je rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Directional Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u kontrolní skupiny.

2.2.4 Výzkumná otázka č. 4

„K jakým změnám parametrů posturální stability testu Forward Lunge dojde u experimentální a kontrolní skupiny?“

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

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

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

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

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 hodnot parametrů naměřených před intervencí a po intervenci mezi experimentální a kontrolní skupinou.

H9: Je změna v rozdílech hodnot parametrů naměřených před intervencí a po intervenci mezi experimentální a kontrolní skupinou.

3 METODIKA EXPERIMENTU

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Kliniky rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci.

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Do studie bylo zahrnuto 40 probandů (ve věku $23 \pm 5,4$ let, výšky $173.76 \pm 8,2$ cm a hmotnosti $72,03 \pm 14,87$ kg) z toho 3 muži a 37 žen, kteří byli randomizovaně rozděleni do 2 skupin – experimentální a kontrolní (po 20).

Všichni účastníci byli v dobrém zdravotním stavu, asymptomatictí, bez známek a příznaků naznačujících možné kardiopulmonální nebo metabolické onemocnění a v minimálně uplynulých 6 měsících od měření neměli žádný záznam o zranění hlavy nebo dolních končetin. Všichni účastníci byli seznámeni s průběhem měření, podepsali informovaný souhlas (viz příl. 1, ss. 98– 99) a vyplnili anamnestický dotazník (viz příl. 2, s. 100).

3.2 Postup měření

Nejprve všichni probandi vyplnili anamnestický dotazník a po seznámení se všemi náležitostmi měření podepsali informovaný souhlas. Následně byli náhodně rozděleni do 2 skupin po 20 lidech. Všem probandům byly nejprve změřeny jednotlivé parametry balančních reakcí během posturografických testů, které proběhly v následujícím pořadí: Motor Control Test (MCT), Adaptation Test (AT), Limits of Stability (LOS) a Forward Lunge (FL). Následně byl u experimentální skupiny proveden PNF strečink svalů I. diagonály extenčního vzoru dolní končetiny, a to konkrétně typ kontrakce-relaxace-kontrakce antagonisty (viz dále), poté proběhlo opětovné měření jednotlivých parametrů balančních reakcí během týchž posturografických testů ve stejném pořadí.

Probandi kontrolní skupiny mezi posturografickými testováními neprováděli žádnou aktivitu, ale po stejně dlouhou dobu, jako byl prováděn PNF strečink u experimentální skupiny, leželi na zádech s extendovanými dolními končetinami, poté proběhlo opětovné měření jednotlivých parametrů balančních reakcí během týchž posturografických testů ve stejném pořadí.

3.2.1 Popis provedení PNF strečinku

Během PNF strečinku byly dodrženy standardní pozice a návody, které vedly k protažení svalů I. diagonály extenčního vzoru dolní končetiny. Dolní končetina byla pasivně uvedena do místa prvotního zvýšeného napětí dorzální svalové skupiny. Následovala 6s trvající submaximální (cca 60 % maximální síly) izometrická kontrakce dorzální svalové skupiny. Následovala 6s trvající relaxace, po které proband na 10s kontrahoval antagonistické svaly, tj. svaly I. diagonály flekčního vzorce dolní končetiny (princip reciproční inhibice). Po 5 sekundách byl celý proces opakován. Nejprve byla protažena třikrát pravá dolní končetina (DK) v pozici lehu na zádech, poté třikrát levá DK ve stejné pozici. Následně byl stejný postup zopakován v pozici lehu na levém boku pro pravou DK a v pozici lehu na pravém boku pro levou DK. Délka celého CRAC PNF strečinku činila 6 minut. Stejně dlouhou dobu, tedy 6 minut, trval leh na zádech s extendovanými dolními končetinami u kontrolní skupiny.

3.2.2 Přístrojové vyšetření posturální stability

Pro přístrojové testování posturální stability byla použita duální tenzometrická plošina posturografu firmy NeuroCom. Měřilo se v modulu Smart Equitest System, který testuje posturální kontrolu při různých alteracích stoje (automatické posturální reakce – testy MCT, AT, volní kontrolu pohybu těžiště těla – test LOS) a v modulu Balance Master System hodnotí parametry posturální kontroly během volních funkčních pohybů v prostoru (test FL), (Kolářová, 2012, ss. 7 a 12).

Před každým testováním byla nastavena poloha chodidel dle výšky testovaného jedince. Vyšetřovaný stál vzpřímeně s rukama podél těla a zrak fixoval přímo před sebe. Během testování nedocházelo ke změně postavení chodidel.

Motor Control Test (MCT)

Proband se postavil na tenzometrickou plošinu tak, že vnitřní kotník se nacházel nad širokou modrou linií a zevní kotník v závislosti na výšce nad průsečíkem široké modré linie s linií S, M nebo T (S výška probanda 76-140 cm, M výška probanda 141 – 165 cm, T výška probanda 166 – 203 cm). Proband stál vzpřímeně s rukama volně podél těla. Během testování neměnil postavení chodidel. Vyšetřovaný byl upozorněn, že se bude pohybovat podložka.

Adaptation Test (AT)

Proband se postavil na tenzometrickou plošinu, viz výše. Stál vzpřímeně s rukama volně podél těla. Během testování neměnil postavení chodidel. Vyšetřovaný byl upozorněn, že se bude pohybovat podložka.

Limits of Stability (LOS)

Probandovi byla nastavena pozice chodidel, viz výše a monitor do výšky očí. Proband stál vzpřímeně s rukama volně podél těla. Během testování neměnil postavení chodidel a nedotýkal se kabiny. Před testováním byl instruován, aby po zaznění zvukového signálu dosáhl co nejrychleji a nejpresněji vyznačený bod na obrazovce pouze inklinací těla, aniž by změnil postavení chodidel, a aby v tomto bodě setrval do zaznění dalšího zvukového signálu. Poté se opět vrátil do výchozí středové pozice a čekal na další signál. Před vlastním testováním si proband dané situace nejprve vyzkoušel.

Forward Lunge (FL)

Měření probíhalo v modulu Balance Master. Proband se postavil se na začátek snímací plochy. Každému probandovi bylo nejprve puštěno ukázkové video s provedením tohoto testu. Proband byl instruován, aby na zvukový signál nebo na výzvu „GO“, která se mu objevila na obrazovce, provedl co nejdelší výpad vpřed a následně se co nejrychleji vrátil do výchozí pozice a zůstal stát. Nejprve byla testována třikrát levá dolní končetina a poté třikrát pravá dolní končetina.

3.3 Standardizace měření

Měření probíhalo v místnosti se stálou pokojovou teplotou, prostředí bylo klidné s minimalizací vnějších rušivých elementů. Všichni probandi měli pohodlné elastické oblečení, které jim nijak nebránilo v provedení pohybu. Veškeré testování probíhalo naboso. Měření realizoval pouze jeden terapeut na stejném posturografu firmy NeuroCom.

3.4 Zpracování dat posturografu

Jednotlivá výsledná data měření byla z numerického reportu posturografu přepsána do tabulek Microsoft Office Excel. Tabulky byly tvořeny zvlášť pro experimentální a kontrolní skupinu. Zahrnují u každé skupiny vždy data před intervencí a po intervenci. Následně byly z dílčích dat hodnocených parametrů některých testů (MCT, AT, FL) vypočteny aritmetické průměry, vždy zvlášť pro levou a pravou dolní končetinu. Konkrétně šlo u testu MCT o parametr: Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry. Během testu AT byly vypočteny aritmetické průměry z jednotlivých hodnot 5 reakčních sil vznikajících jako odpověď na stále stejnou opakující se rotaci plošiny, a to jak vpřed, tak vzad. Při testu FL byly počítány aritmetické průměry u všech dílčích parametrů. Testování LOS neumožňovalo počítat s aritmetickými průměry, jelikož každá z osmi hodnot byla měřena pro jiný 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 obou dat (před intervencí a po intervenci) byly použity parametrické testy – T – test pro dva závislé vzorky. Pokud data (či jedno z dat) nebyla normálně rozložena, byl použit neparametrický test pro dva závislé vzorky – Wilcoxonův test. Při porovnávání rozdílů mezi skupinami byl použit Mann – Whitney U test.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 5 %. Nulovou hypotézu bylo tedy možno zamítnout, pokud byla hodnota statistické významnosti (p) nižší než 0,05. Jestliže však byla hodnota p větší 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 experimentální a kontrolní skupiny?“

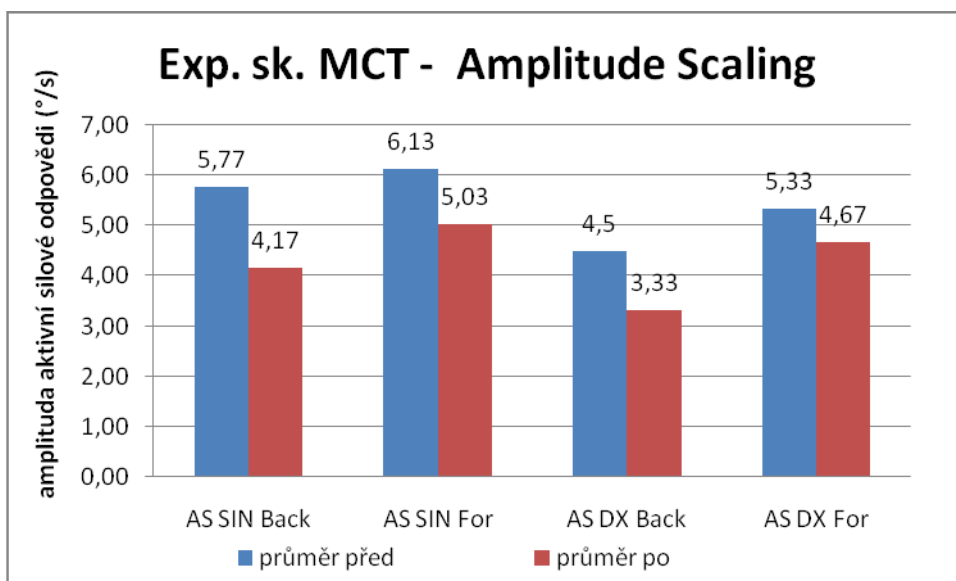
Výzkumná otázka obsahovala dvě shodné hypotézy H₀₁ a H₀₂, jednu pro experimentální a druhou pro kontrolní skupinu.

Hypotézu **H₀₁** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot - Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry - Motor Control Testu u experimentální skupiny.“ **Zamítáme pro:** Latency dx forward, Amplitude Scaling dx backward, Amplitude Scaling dx forward, Amplitude Scaling sin forward a Amplitude Scaling sin backward ve prospěch alternativní hypotézy. U všech výše uvedených parametrů došlo ke statisticky významnému snížení latence a amplitudy aktivní silové odpovědi. Až na hodnotu latence pravé dolní končetiny při podtržení plošiny směrem dopředu, došlo dokonce k vysoké statistické významnosti ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 1 a obrázku 6 a 7 na straně 40 a 41. Kompletní výsledky statistiky pro všechny zkoumané hodnoty MCT experimentální skupiny se nacházejí v příloze č. 4 na straně č. 101.

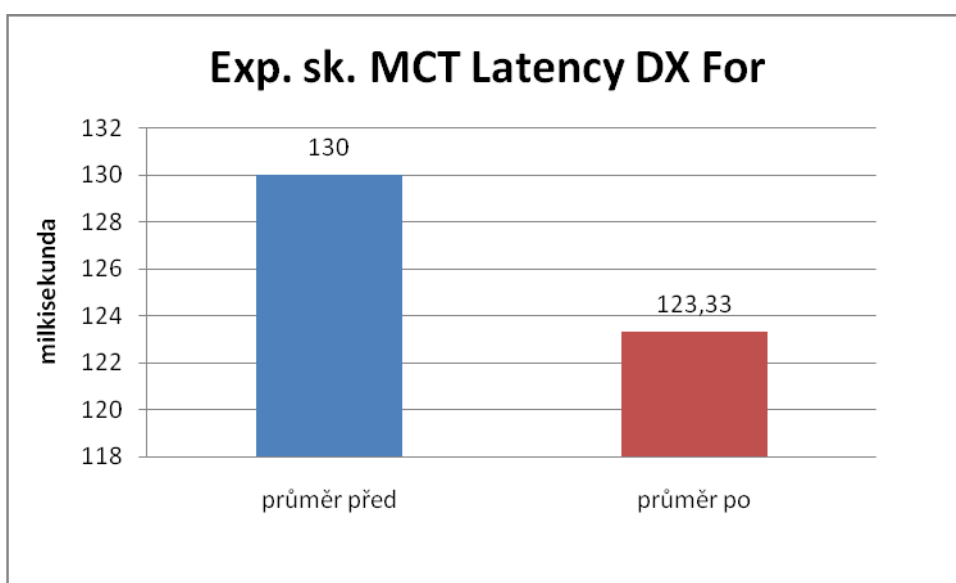
Tabulka 1: Popisná statistika parametru Latency (Lat - čas v milisekundách mezi počátkem translace a reakcí pacienta) a Amplitude Scaling (AS - amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) v reakci na pohyb plošiny) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty MCT před intervencí a po intervenci u experimentální skupiny

| MCT - Exper. | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|--------------|------------------|------|--------|-------------------|------|--------|------------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| AS SIN Back | 5,77 | 2,00 | 12,00 | 4,17 | 2,00 | 9,00 | 0,00005* |
| AS SIN For | 6,13 | 2,33 | 12,33 | 5,03 | 2,00 | 10,00 | 0,004887* |
| Lat. Dx For | 130 | 110 | 176,67 | 123,33 | 100 | 166,67 | 0,041798 |
| AS DX Back | 4,5 | 2 | 14 | 3,33 | 2 | 10,33 | 0,000276* |
| AS DX For | 5,33 | 2 | 15 | 4,67 | 2 | 12 | 0,000463* |

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



Obr. 6: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) v reakci na pohyb plošiny) MCT experimentální skupiny před PNF strečkem a po něm



Obr. 7: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Latency (čas v milisekundách mezi počátkem translace plošiny a reakcí pacienta) MCT experimentální skupiny před PNF strečkem a po něm

Hypotézu **H02** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot - Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry - Motor Control Testu u kontrolní skupiny.“

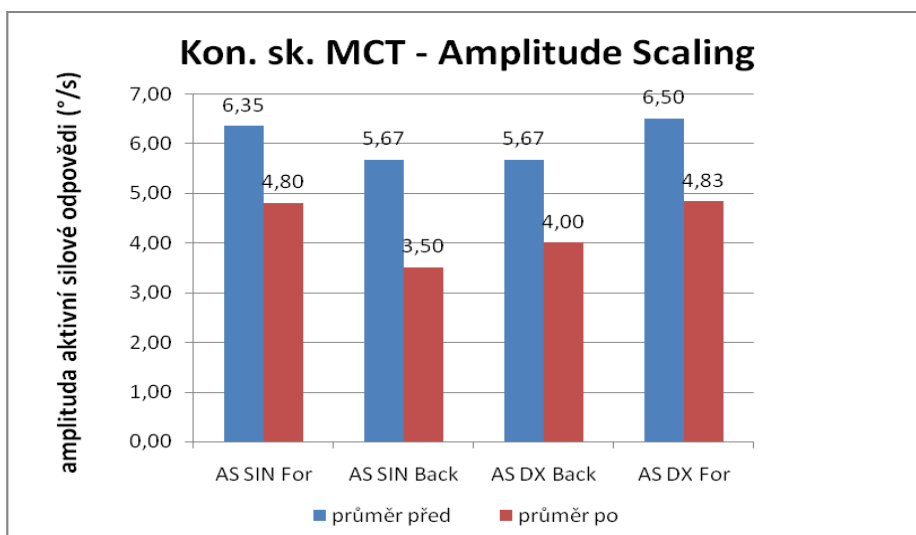
Zamítáme pro: Latency dx backward, Amplitude Scaling sin forward, Amplitude Scaling sin

backward, Amplitude Scaling dx forward, Amplitude Scaling dx backward ve prospěch alternativní hypotézy. U všech výše uvedených parametrů došlo ke statisticky významnému snížení latence a amplitudy aktivní silové odpovědi. U všech těchto parametrů došlo k vysoce statisticky významné změně ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 2 a obrázku 8 a 9 na straně 42 a 43. Kompletní výsledky statistiky pro všechny zkoumané hodnoty MCT kontrolní skupiny se nacházejí v příloze č. 8 na straně č. 103.

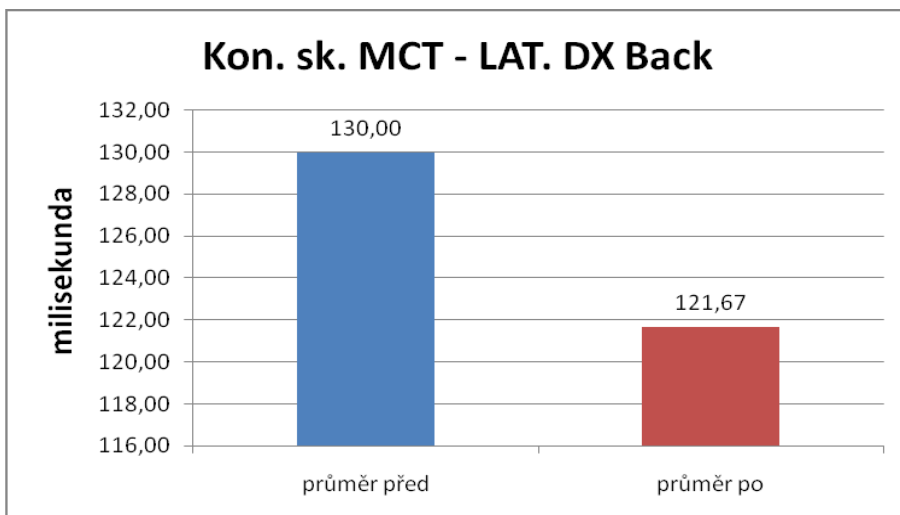
Tabulka 2: Popisná statistika parametru Latency (Lat - čas v milisekundách mezi počátkem translace a reakcí pacienta) a Amplitude Scaling (AS - amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) v reakci na pohyb plošiny) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty MCT před intervencí a po intervenci u kontrolní skupiny

| MCT - Kontrol. | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|----------------|------------------|--------|--------|-------------------|--------|--------|------------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| AS Sin For | 6,35 | 3,67 | 10,33 | 4,80 | 2,33 | 9,00 | 0,000241* |
| Lat. Dx Back | 130,00 | 116,67 | 136,67 | 121,67 | 110,00 | 136,67 | 0,012146* |
| AS Sin. Back | 5,67 | 2,33 | 12,00 | 3,50 | 2,00 | 12,67 | 0,000182* |
| AS DX Back | 5,67 | 2,67 | 13,33 | 4,00 | 2,00 | 10,67 | 0,000132* |
| AS DX For | 6,50 | 4,33 | 9,00 | 4,83 | 3,33 | 7,00 | 0,000214* |

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



Obr. 8: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling – amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) v reakci na pohyb plošiny – MCT kontrolní skupiny



Obr. 9: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Latency – čas v milisekundách mezi počátkem translace plošiny a reakcí pacienta – MCT kontrolní skupiny

4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

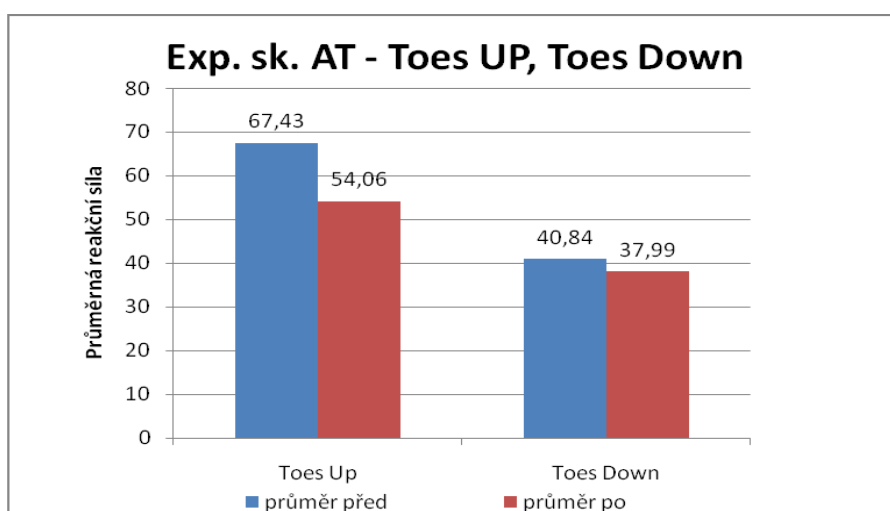
„K jakým změnám parametrů posturální stability Adaptation Testu dojde u experimentální a kontrolní skupiny?“

Hypotézu **H03** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u experimentální skupiny.“ **Zamítáme pro:** oba zkoumané směry rotací plošiny (Toes Up a Toes Down) ve prospěch alternativní hypotézy. U obou parametrů došlo ke statisticky významnému snížení silové odpovědi na rotaci plošiny. U obou parametrů došlo k vysoce statisticky významné změně ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 3 a obrázku 10 na straně 44. Kompletní výsledky statistiky pro všechny zkoumané hodnoty AT experimentální skupiny se nacházejí v příloze č. 6 na straně č. 103.

Tabulka 3: Popisná statistika reakční síly generované probandem k minimalizaci výchylek plošiny a hodnoty *p* (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty (reakčních sil) při AT před intervencí a po intervenci u experimentální skupiny

| AT - Exper. | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|-------------|------------------|------|------|-------------------|------|------|------------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| Toes Up | 67,43 | 49,6 | 83,2 | 54,06 | 44,6 | 70 | 0,000001* |
| Toes Down | 40,84 | 27,8 | 50,4 | 37,99 | 28,4 | 45,8 | 0,000048* |

Legenda k tabulce 3: AT - Adaptation Test, Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes Down plošina se naklápí tak, že prsty směřují dolů, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), tučně označeno snížení



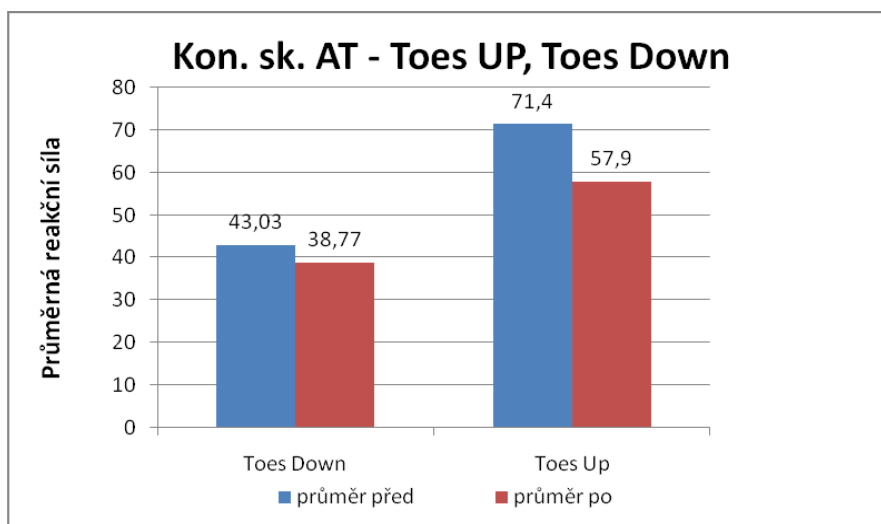
Obr. 10: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných reakčních sil generovaných probandem k minimalizaci výchylek plošiny (Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes Down plošina se naklápí tak, že prsty směřují dolů) testu AT experimentální skupiny před PNF strečinkem a po něm

Hypotézu **H04** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u kontrolní skupiny.“ **Zamítáme pro:** oba zkoumané směry rotací plošiny (Toes Up a Toes Down) ve prospěch alternativní hypotézy. U všech výše uvedených parametrů došlo ke statisticky významnému snížení silové odpovědi na rotaci plošiny. U obou parametrů došlo k vysoce statisticky významné změně ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 4 a obrázku 11 na straně 45. Kompletní výsledky statistiky pro všechny zkoumané hodnoty AT kontrolní skupiny se nacházejí v příloze č. 9 na straně č. 104.

Tabulka 4: Popisná statistika reakční síly generované probandem k minimalizaci výchylek plošiny a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty (reakčních sil) při AT před intervencí a po intervenci u kontrolní skupiny

| AT - Kontrol. | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|---------------|------------------|------|-------|-------------------|------|------|------------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| Toes Down | 43,03 | 31 | 53,2 | 38,77 | 32,2 | 44,2 | 0,000067* |
| Toes Up | 71,4 | 48,4 | 133,2 | 57,9 | 48,6 | 80 | 0,000449* |

Legenda k tabulce 4: AT - Adaptation Test, Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes Down plošina se naklápí tak, že prsty směřují dolů, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), tučně označeno snížení



Obr. 11: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných reakčních sil generovaných probandem k minimalizaci výchylek plošiny (Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes Down plošina se naklápí tak, že prsty směřují dolů) testu AT kontrolní skupiny

4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

„K jakým změnám parametrů posturální stability Testu Limits of Stability dojde u experimentální a kontrolní skupiny?“

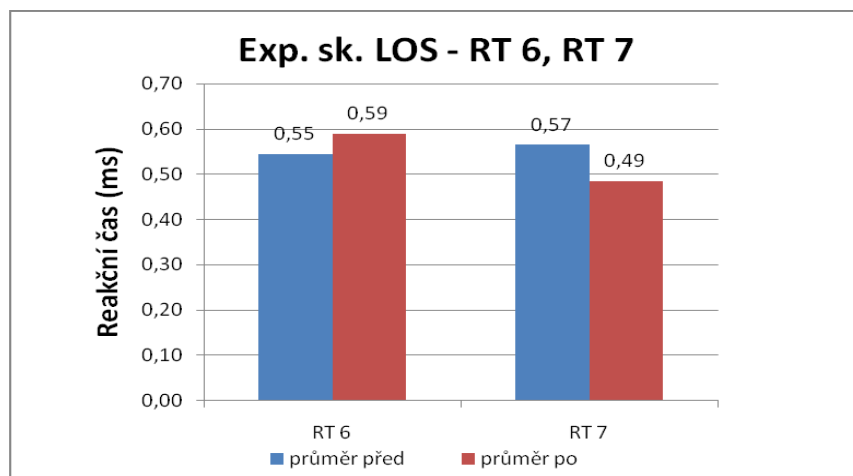
Hypotézu **H₀₅** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Directional Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u experimentální skupiny.“

Zamítáme pro: Reaction Time ve směru 6 (dozadu doleva) a 7 (doleva) ve prospěch alternativní hypotézy. Ve směru 6 došlo ke statisticky významnému nárůstu reakčního času. Ve směru 7 došlo naopak ke statisticky významnému snížení reakčního času. Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 5 a obrázku 12 na straně 46. Kompletní výsledky statistiky pro všechny zkoumané hodnoty testu LOS experimentální skupiny se nacházejí v příloze č. 5 na straně č. 102.

Tabulka 5: Popisná statistika parametru Reaction Time (RT - rychlost reakce na zaznění zvukového signálu (ms) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu LOS před intervencí a po intervenci u experimentální skupiny

| LOS - Exper. | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|--------------|------------------|------|------|-------------------|------|------|-----------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| RT 6 | 0,55 | 0,36 | 1,32 | 0,59 | 0,4 | 0,93 | 0,040136 |
| RT 7 | 0,57 | 0,37 | 1,54 | 0,49 | 0,37 | 1,19 | 0,040136 |

Legenda k tabulce 5: LOS - Limits of Stability, RT 6 - Reaction Time ve směru 6 (dozadu doleva), RT 7 - Reaction Time ve směru 7 (doleva), n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, tučně označeno snížení



Obr. 12: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot Reaction Time (RT - rychlost pacientovy reakce na zaznění zvukového signálu (ms) ve směru 6 – dozadu doleva, 7 – doleva) testu LOS experimentální skupiny před PNF strečinkem a po něm

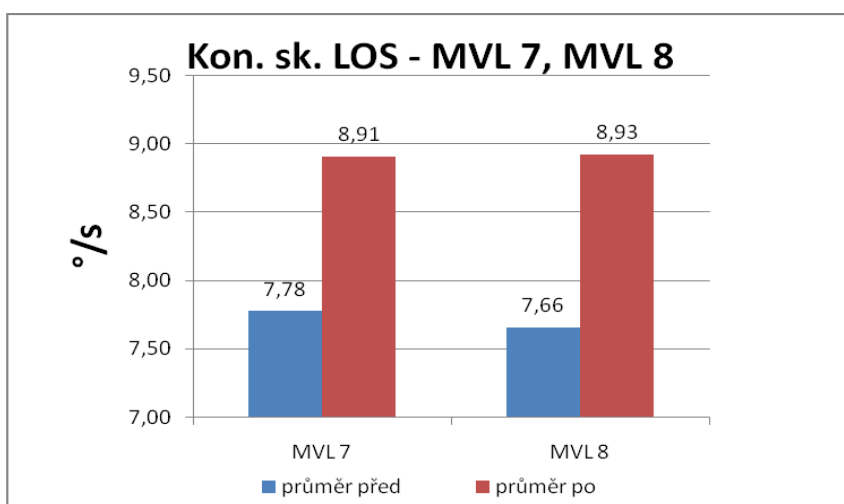
Hypotézu **H06** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Directional Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u kontrolní skupiny.“

Zamítáme pro: Movement Velocity ve směru 7 (doprava) a 8 (dopředu doprava) a Maximum Excursion ve směru 1 (dopředu) ve prospěch alternativní hypotézy. U testu Movement Velocity došlo v obou směrech ke statisticky významnému zvýšení rychlosti COP. U testu Maximum Excursion došlo ke statisticky významnému snížení vzdálenosti bodu maximálního vychýlení COP. Až na parametr Movement Velocity 8, došlo k vysoce statisticky významné změně ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 6 a obrázku 13 a 14 na straně 47 a 48. Kompletní výsledky statistiky pro všechny získané hodnoty testu LOS kontrolní skupiny se nacházejí v příloze č. 11 na straně č. 105.

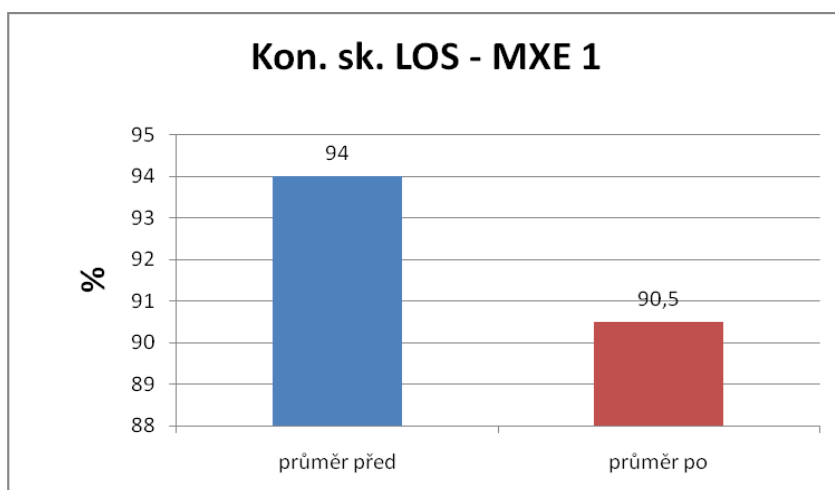
Tabulka 6: Popisná statistika parametru Movement Velocity (MVL - průměrná rychlost COP při dosažení bodu (%/s), Maximum Excursion (MXE - bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu LOS před intervencí a po intervenci u kontrolní skupiny

| LOS - Kontrol. | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|----------------|------------------|-----|------|-------------------|-----|------|------------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| MVL 7 | 7,78 | 3 | 13,6 | 8,91 | 3,3 | 13,8 | 0,01134* |
| MVL 8 | 7,66 | 3,3 | 11,9 | 8,93 | 4,4 | 12,7 | 0,015783 |
| MXE 1 | 94 | 70 | 106 | 90,5 | 73 | 105 | 0,006438* |

Legenda k tabulce 6: LOS - Limits of Stability, MVL 7 a 8 - Movement Velocity ve směru doleva, respektive dopředu doleva, MXE 1 – Maximum Excursion ve směru dopředu), n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, tučně označeno zvýšení



Obr. 13: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Movement Velocity (průměrná rychlost COP při dosažení bodu (%/s) ve směru 7-doleva a 8 dopředu doleva testu LOS kontrolní skupiny



Obr. 14: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Maximum Excursion (bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze ve směru 1 – dopředu) testu LOS kontrolní skupiny

4.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

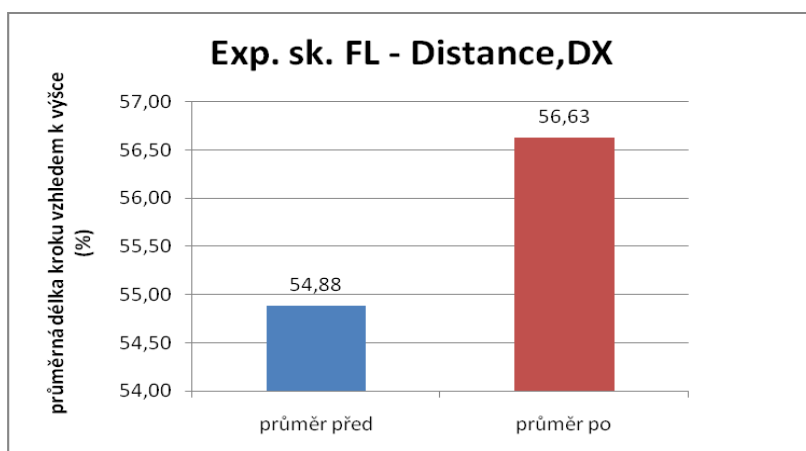
„K jakým změnám parametrů posturální stability Testu Forward Lunge dojde u experimentální a kontrolní skupiny?“

Hypotézu **H07** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Distance, Impact Index, Contact Time a Force Impulse testu Forward Lunge u experimentální skupiny.“ **Zamítáme pro:** Distance dx ve prospěch alternativní hypotézy. Došlo ke statisticky významnému zvětšení vzdálenosti při výpadu pravou dolní končetinou. Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 7 a obrázku 15 na straně 49. Kompletní výsledky statistiky pro všechny zkoumané hodnoty testu FL experimentální skupiny se nacházejí v příloze č. 7 na straně č. 103.

Tabulka 7: Popisná statistika parametru distance (průměrná délka výkroku vzhledem k výšce probanda (%)) pravé dolní končetiny a hodnota p (statisticky významné veličiny) porovnávající průměrné hodnoty testu FL před intervencí a po intervenci u experimentální skupiny

| FL - Exper. | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|----------------|------------------|-------|-----|-------------------|-------|-------|-----------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| DISTANCE DX | 54,88 | 46,00 | 67 | 56,63 | 48,33 | 63,67 | 0,033497 |

Legenda k tabulce 7: FL - Forward Lunge (výpad vpřed), Distance – průměrná délka kroku vzhledem k výšce v %, DX – pravo, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, tučně označeno zvýšení



Obr. 15: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru distance (průměrná délka výkroku vzhledem k výšce probanda (%)) pravé dolní končetiny testu FL před PNF strečinkem a po něm

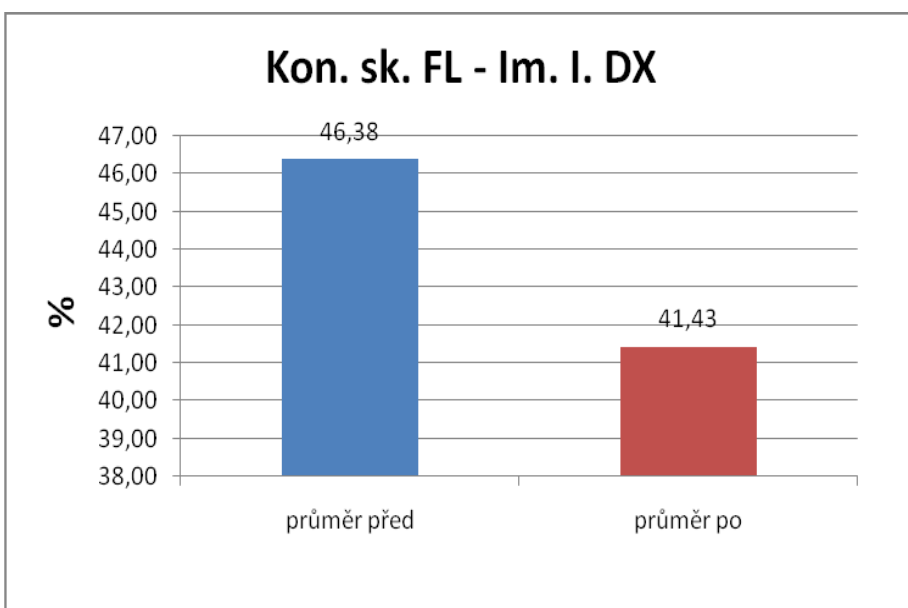
Hypotézu **H08** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Distance, Impact Index, Contact Time a Force Impulse testu Forward Lunge u kontrolní skupiny.“

Zamítáme pro: Impact Index dx, Contact Time sin a Force Impulse sin ve prospěch alternativní hypotézy. Všechny výše zmíněné parametry vykázaly statisticky významný pokles jednotlivých hodnot. Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T – testu či párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 8 a obrázku 16, 17 a 18 na straně 50 a 51. Kompletní výsledky statistiky pro všechny zkoumané hodnoty testu FL kontrolní skupiny se nacházejí v příloze č. 10 na straně č. 104.

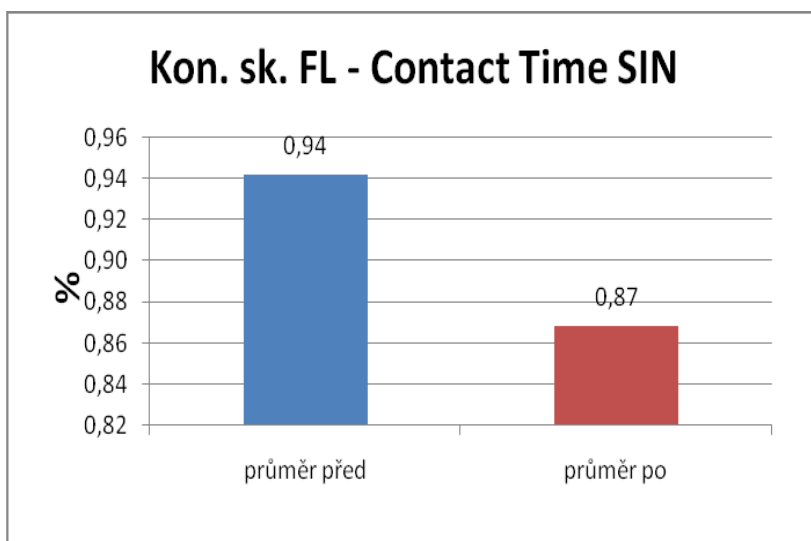
Tabulka 8: Popisná statistika parametru Impact Index (Im. I. - průměrná síla v době došlapu na podložku vzhledem k hmotnosti probanda (%)), Contact Time (Co. T. - doba kontaktu výpadové DK s podložkou (s)), Force Impulse (Fo. I. - průměrná síla výpadové DK v době odrazu od podložky (%/s)) a hodnota p (statisticky významné veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu FL před intervencí a po intervenci u kontrolní skupiny

| FL - Kontrolní | Vstupní (n = 20) | | | Výstupní (n = 20) | | | p hodnota |
|----------------|------------------|-------|--------|-------------------|-------|--------|------------------|
| | průměr | min | max | průměr | min | max | |
| Im. I. DX | 46,38 | 24,00 | 75,33 | 41,43 | 22,00 | 1,15 | 0,032081 |
| Co. T. SIN | 0,94 | 0,72 | 1,27 | 0,87 | 0,60 | 1,27 | 0,011446* |
| Fo. I. SIN | 107,87 | 87,00 | 139,33 | 102,65 | 84,00 | 126,33 | 0,038607 |

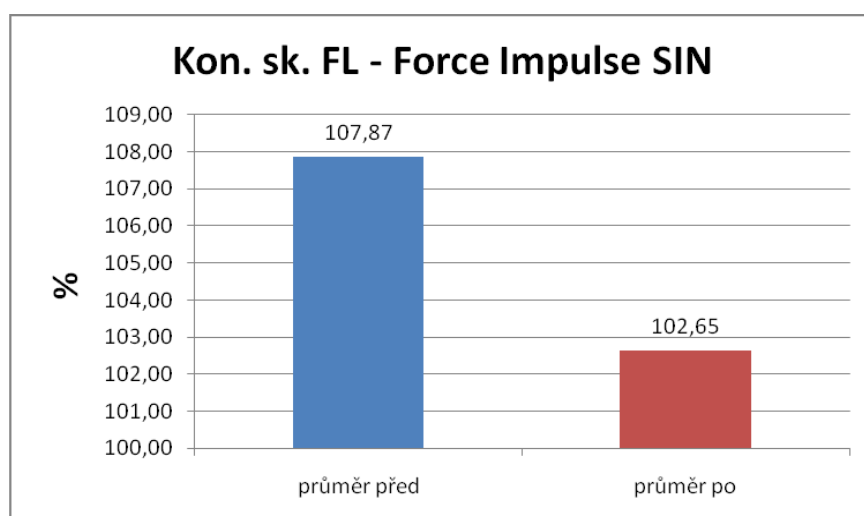
Legenda k tabulce 8: FL - Forward Lunge (výpad vpřed), DX – pravý, SIN – levý, Im. I. – Impact Index, Co. T. - Contact Time, Fo. I. - Force Impulse, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), tučně označeno snížení



Obr. 16: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Impact Index (průměrná síla v době došlapu na podložku vzhledem k hmotnosti probanda (%)) testu FL kontrolní skupiny



Obr. 17: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Contact Time (doba kontaktu výpadové DK s podložkou (s)) levé dolní končetiny testu FL kontrolní skupiny



Obr. 18: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Force Impulse (průměrná síla výpadové DK v době odrazu od podložky (%/s)) levé dolní končetiny testu FL kontrolní skupiny

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 hodnot parametrů naměřených před intervencí a po ní mezi experimentální a kontrolní skupinou.“

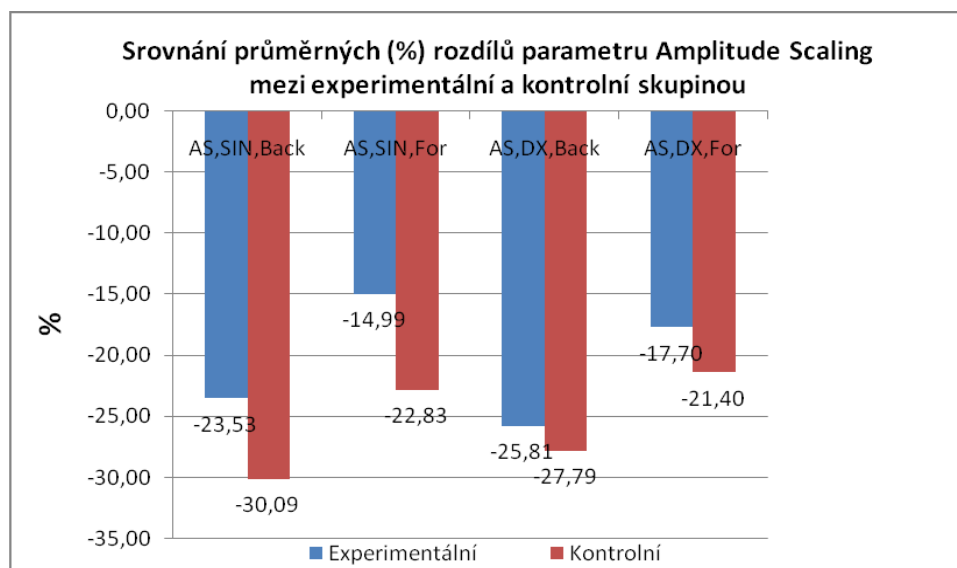
Zamítáme pro: Maximum Excursion (bod maximálního vychýlení COP v %) ve směrech 1 - dopředu, 2 – dopředu doprava, 4 – dozadu doprava, 5 - dozadu, 7 - doleva, 8 – dopředu doleva (testu Limits of Stability) ve prospěch alternativní hypotézy.

Rozdíly hodnot MXE 1, 5, 7 experimentální skupiny dosáhly statisticky významného zvýšení vzdálenosti bodu maximálního vychýlení COP v % v porovnání s kontrolní skupinou, ale i rozdíly hodnot MXE 2, 4, 8 kontrolní skupiny dosáhly statisticky významného zvýšení vzdálenosti bodu maximálního vychýlení COP v % v porovnání s experimentální skupinou. Výsledek vyšel rovnocenně pro obě skupiny. Nedošlo tedy k převaze výraznějšího zvýšení vzdálenosti u jedné ze skupin. Hodnoty popisné statistiky a statisticky významné výsledky porovnání 2 nezávislých vzorků (Mann - Whitneyův U Test) jsou uvedeny v tabulce 9 na straně 54 a obrázku 23 a 24 na straně 55.

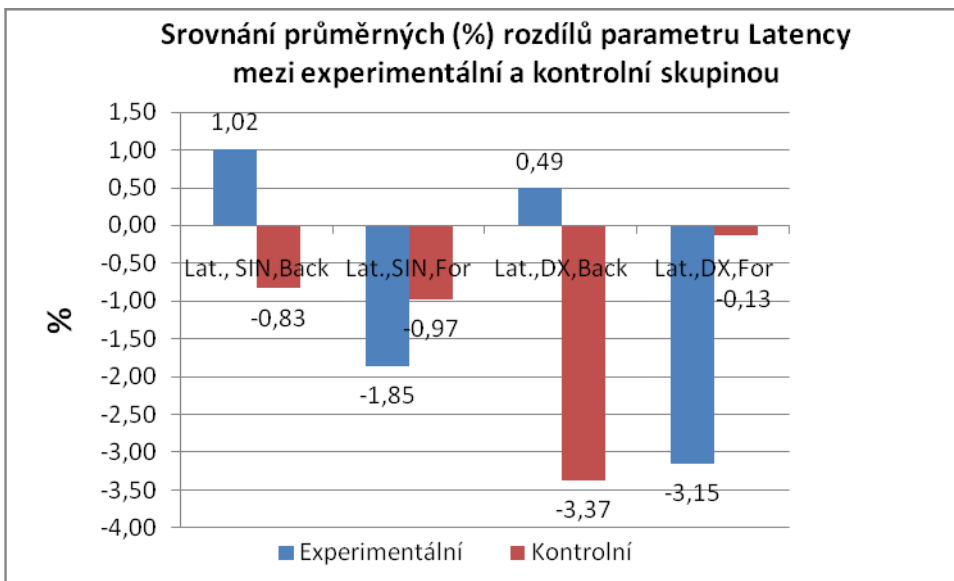
Všechny ostatní rozdíly mezi daty před intervencí a po ní u jednotlivých parametrů testů (MCT, AT, LOS, FL) nevykázaly mezi experimentální a kontrolní skupinou statisticky významné změny. Znázorněno pro MCT v obrázku 19, 20 a 21 na stranách 52 a 53, pro AT v obrázku 22 na straně 54 a pro test FL v obrázku 25 na straně 56.

Motor Control Test

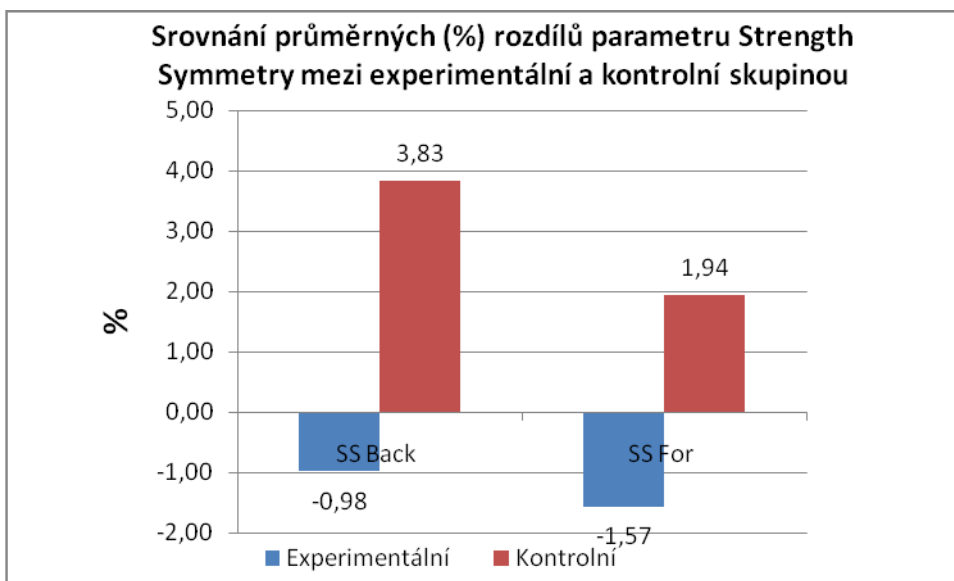
Není statisticky významný rozdíl v žádném z parametrů MCT mezi oběma skupinami.



Obr. 19: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní silové odpovědi (%/s) v reakci na pohyb plošiny) mezi experimentální a kontrolní skupinou



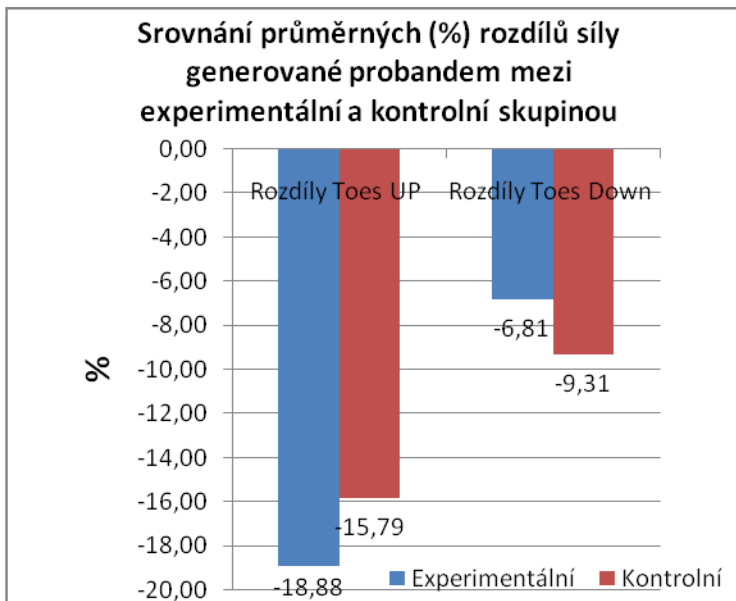
Obr. 20: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Latency (čas v milisekundách mezi počátkem translace plošiny a reakcí pacienta) mezi experimentální a kontrolní skupinou



Obr. 21: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Strength Symmetry (průměrná silová odpověď během translací v procentech) mezi experimentální a kontrolní skupinou

Adaptation Test

Není statisticky významný rozdíl v žádném z parametrů AT mezi oběma skupinami.



Obr. 22: Srovnání průměrných (%) rozdílů síly generované probandem mezi experimentální a kontrolní skupinou

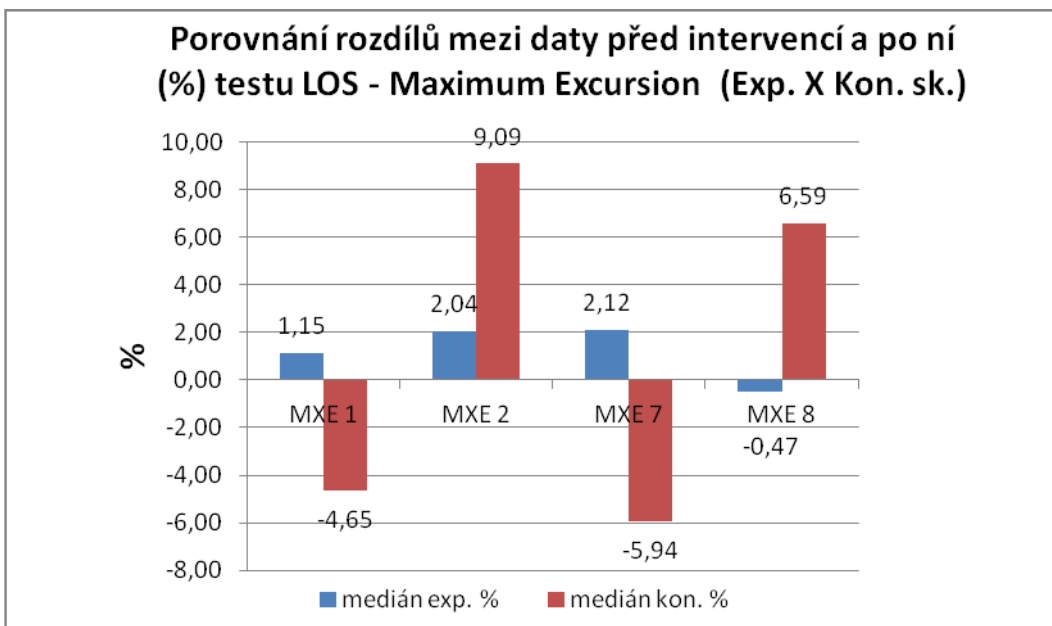
Limits of Stability

Je statisticky významný rozdíl v parametru *Maximum Excursion* testu Limits of stability mezi oběma skupinami

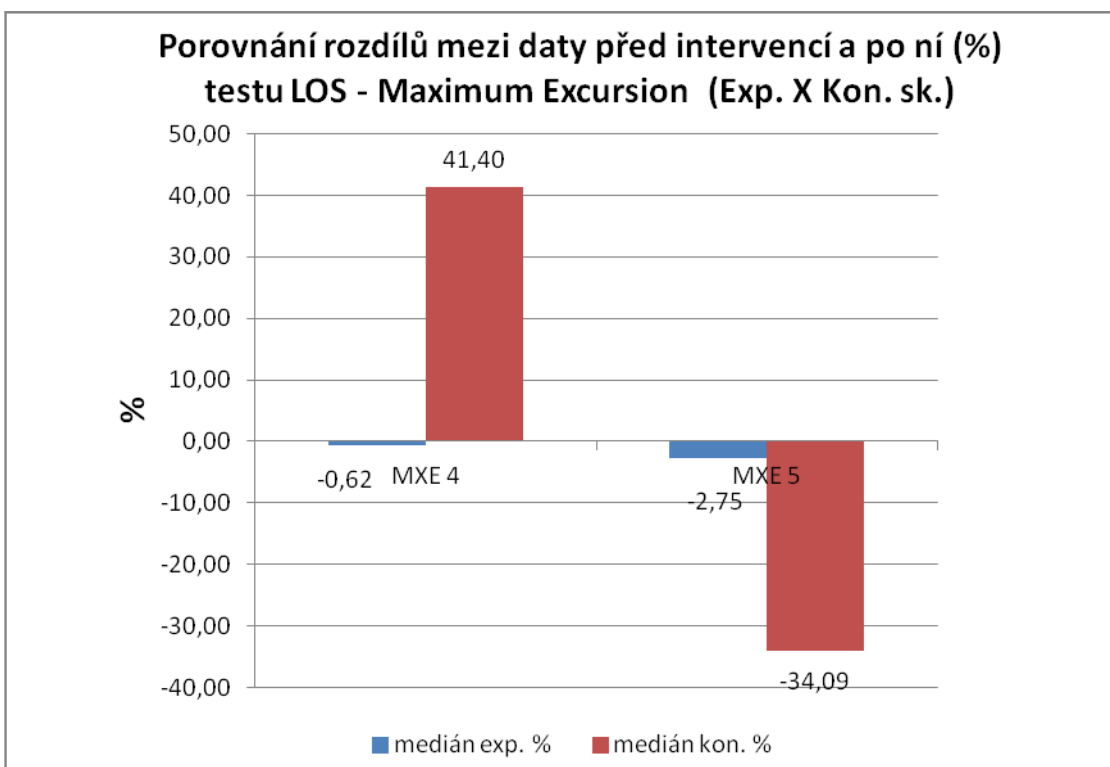
Tabulka 9: Popisná statistika parametru *Maximum Excursion* (MXE - bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze) a hodnoty p (statisticky významných veličin testu LOS) porovnávající průměrné hodnoty rozdílů (%) parametrů naměřených před intervencí a po intervenci mezi experimentální a kontrolní skupinou

| LOS - rozdíly % | Experiment. (n = 20) | | | Kontrol. (n = 20) | | | p hodnota |
|-----------------|----------------------|--------|-------|-------------------|--------|-------|-----------|
| | medián | min | max | medián | min | max | |
| MXE 1 | 1,15 | -23,96 | 15,19 | -4,65 | -27,83 | 18,07 | 0,041124 |
| MXE 2 | 2,04 | -11,96 | 15,63 | 9,09 | -16,30 | 23,53 | 0,007712* |
| MXE 4 | -0,62 | -13,19 | 14,29 | 41,40 | 0,00 | 92,50 | 0* |
| MXE 5 | -2,75 | -28,21 | 27,87 | -34,09 | -53,47 | -9,59 | 0,000001* |
| MXE 7 | 2,12 | -20,00 | 13,75 | -5,94 | -19,80 | 0,00 | 0,002238* |
| MXE 8 | -0,47 | -10,99 | 16,13 | 6,59 | -8,05 | 32,43 | 0,015479 |

Legenda k tabulce 9: LOS - Limits of Stability, MXE 1,2,4,5,7,8 – Maximum Excursion (bod maximálního vychýlení COP v % ve směru 1 – dopředu, 2 – dopředu doprava, 4 – dozadu doprava, 5 – dozadu, 7 – doleva, 8 – dopředu doleva), n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), tučně označeno zvýšení vzdálenosti



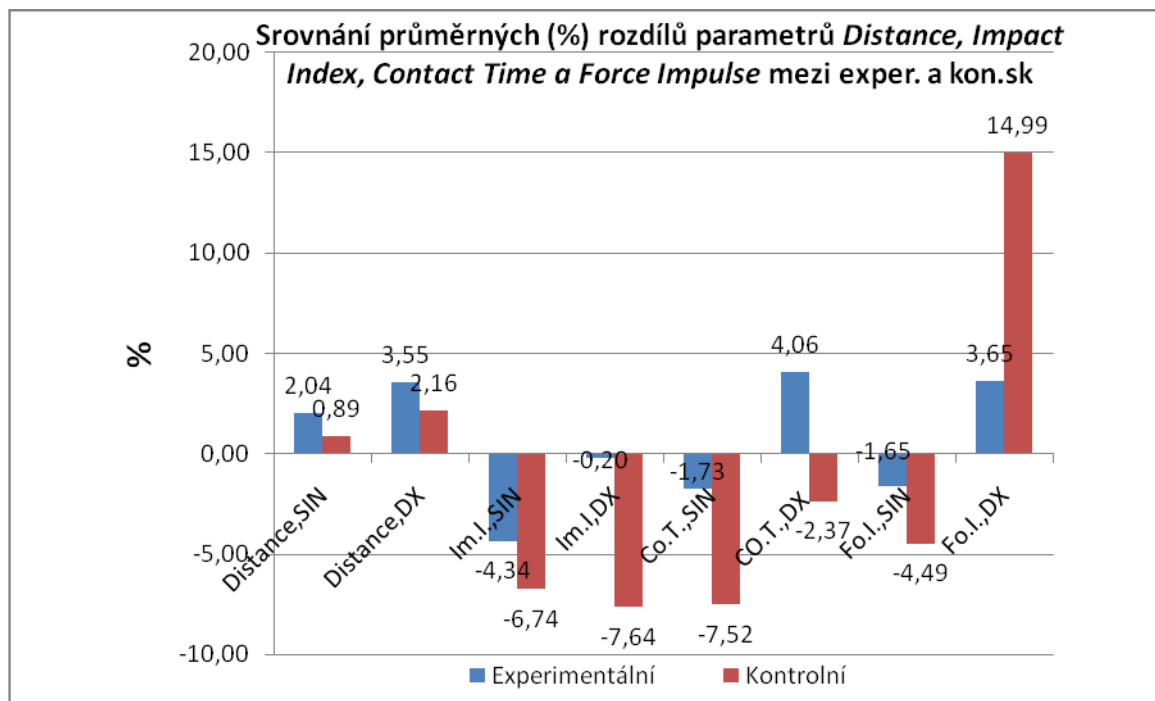
Obr. 23: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů hodnot parametru Maximum Excursion (MXE - bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze) testu LOS experimentální a kontrolní skupiny



Obr. 24: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů hodnot parametru Maximum Excursion (MXE - bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze) testu LOS experimentální a kontrolní skupiny

Forward Lunge

Není statisticky významný rozdíl v žádném z parametrů testu FL mezi oběma skupinami.



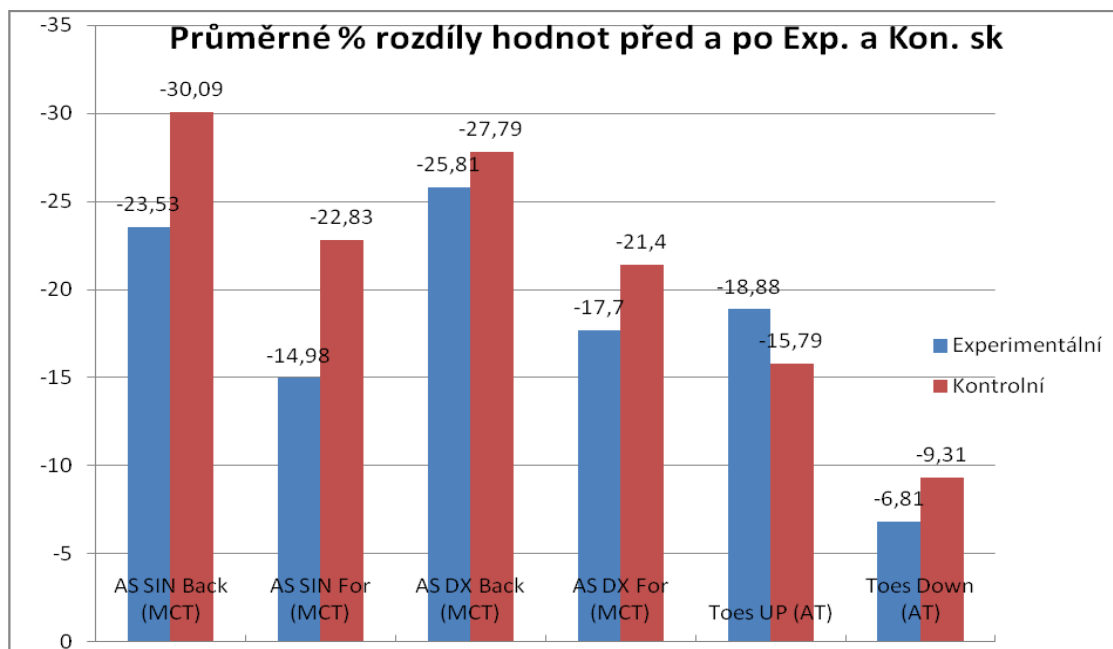
Obr. 25: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametrů Distance, Impact Index, Contact Time, Force Impulse mezi experimentální a kontrolní skupinou

Tam, kde došlo ke statisticky významným rozdílům mezi daty získanými před a po intervenci u stejných parametrů testu jak experimentální, tak i kontrolní skupiny (AS SIN Back, AS SIN For, AS DX Back, AS DX For – Motor Control Testu a Toes Up a Toes Down – Adaptation Testu), dosáhla kontrolní skupina, až na parametr Toes Up – Adaptation Testu, výraznějšího snížení parametrů než skupina experimentální, viz tabulka 10 a obrázek 26 na straně 57.

Tabulka 10: Porovnání průměrných procentuálních rozdílů hodnot Amplitude Scaling (AS – amplituda aktivní silové odpovědi (%/s) v reakci na pohyb plošiny) a reakčních sil generovaných probandem k minimalizaci výchylek naklápění plošiny (Toes Up a Toes Down) naměřených před intervencí a po intervenci mezi experimentální a kontrolní skupinou

| Parametr průměrného % rozdílu hodnot před a po intervenci | Experimentální (%) | Snížení rozdílu experimentální oproti kontrolní skupině o % | Kontrolní (%) | Snížení rozdílu kontrolní oproti experimentální skupině o % |
|-----------------------------------------------------------|--------------------|-------------------------------------------------------------|---------------|-------------------------------------------------------------|
| AS SIN Back (MCT) | -23,53 | - | -30,09 | 6,59 |
| AS SIN For (MCT) | -14,98 | - | -22,83 | 7,85 |
| AS DX Back (MCT) | -25,81 | - | -27,79 | 1,98 |
| AS DX For (MCT) | -17,7 | - | -21,4 | 3,7 |
| Toes UP (AT) | -18,88 | 3,09 | -15,79 | - |
| Toes Down (AT) | -6,81 | - | -9,31 | 2,5 |

Legenda k tabulce 10: MCT – Motor Control Test, AS – Amplitude Scaling, sin – levý, Back – směr podtržení dozadu, For – směr podtržení dopředu, dx – pravý, AT - Adaptation Test, Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes Down plošina se naklápí tak, že prsty směřují dolů



Obr. 26: Grafické znázornění průměrných procentuálních rozdílů mezi parametry Amplitude Scaling (AS - amplituda aktivní silové odpovědi (%/s) v reakci na pohyb plošiny) a reakční síly generované probandem k minimalizaci výchylek plošiny (Toes Up a Toes Down) před intervencí a po intervenci experimentální a kontrolní skupiny

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je shrnutí výsledků práce a jejich konfrontace s dostupnými poznatky z odborných studií.

V diplomové práci jsme se zaměřili na zhodnocení efektu PNF strečinku dorzální skupiny svalů dolní končetiny na posturální stabilitu pomocí posturografu.

Strečink dorzální skupiny svalů obou dolních končetin byl proveden technikou kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty, která pro zvyšování rozsahu pohybu využívá principu reciproční inhibice.

Při hodnocení posturální stability jsme se zaměřili na reaktivní strategii posturální kontroly při alteracích stoje, volní pohyb COG v hranicích opěrné báze a posturální kontrolu v dynamických situacích. Posturální stabilita byla měřena pomocí posturografu firmy NeuroCom.

Při hodnocení účinku strečinku dorzálních svalů dolní končetiny na reaktivní strategii posturální kontroly (MCT, AT) došlo ke statisticky významnému snížení amplitudy aktivní silové odpovědi a času mezi počátkem translace plošiny (v předozadním směru) a reakcí probanda. Došlo také ke snížení reakční síly generované probandem při rotaci plošiny. Shodné výsledky vykazuje i kontrolní skupina – není statisticky významný rozdíl mezi výsledky testů MCT a AT obou skupin.

Při hodnocení účinku strečinku na parametry volního pohybu COG v hranicích opěrné báze (proaktivní strategie posturální kontroly), došlo ke statisticky významnému snížení reakčního času ve směru doleva, ve směru dozadu doleva naopak ke zvýšení. Kontrolní skupina nevykázala statisticky významné změny v reakčním čase pro žádný směr.

Při hodnocení posturální kontroly v dynamické situaci (výpad vpřed – proaktivní strategie posturální kontroly) strečink dorzálních svalů dolní končetiny zvýšil průměrnou délku kroku vzhledem k výšce probanda. U kontrolní skupiny nedošlo ke statisticky významné změně v délce kroku.

Kontrolní skupina dosáhla při hodnocení reaktivní strategie posturální kontroly celkově lepších výsledků, než skupina experimentální.

5.1 Diskuze k metodice ve vztahu k výsledkům práce

V této části se zaměřujeme na argumentaci použité metodologie výzkumné části diplomové práce a hledání možností ovlivnění výsledků práce v souvislosti s metodikou. Zabýváme se zvolenou délkou strečinku, intenzitou izometrické kontrakce strečinku, volbou typu strečinku, volbou přístrojového hodnocení posturální stability a hodnocením okamžitého efektu strečinku na posturální stabilitu jedince.

5.1.2 Diskuze k délce strečinku

Délka izometrické kontrakce během PNF strečinku v našem výzkumu činila 6s. Délka celého strečinkového protokolu pak 6 minut.

Rowlands, Marginson a Lee se zabývali vlivem 5 a 10 sekundové izometrické kontrakce při technice kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty na ROM v kyčelním kloubu. Studie se účastnilo 37 mladých žen randomizovaně rozdělených do 2 skupin dle délek trvání izometrie (maximální izometrická kontrakce). Strečink prováděly 2 x v týdnu po dobu 6 týdnů. Nejprve proběhlo zahřívací kolo, statický strečink a PNF strečink. Ze studie vyplývá, že 10s izometrická kontrakce způsobuje výraznější zvýšení ROM oproti 5 sekundové. Tento jev si vysvětlují usnadněním autogenní inhibice (Rowlands, Marginson, Lee, 2003, pp. 47–51).

Bonnar, Deivert a Gould zkoumali vliv 3, 6 a 10 sekundové délky izometrické kontrakce při PNF technice výdrž – relaxace na ROM a celkovou flexibilitu hamstringů. Studie se účastnilo 60 probandů ve věku 18 – 29 let randomizovaně rozdělených do 3 skupin dle délek izometrické kontrakce při strečinku. Izometrická kontrakce byla provedena maximální silou. Tato studie nenašla statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými délkami strečinku (Bonnar, Deivert, Gould, 2004, pp. 258–261).

Jiná studie tvrdí, že nejvhodnější délka izometrie při PNF strečinku (CR) se pohybuje mezi 3 – 10s. Přitom za nejvhodnější považují délku 6s (Schmitt in Khodayari, Deghani, 2012, p. 5741). Proto byla tato délka izometrie použita také v naší studii.

Sharman et al. v randomizované kontrolované studii uvádí jako nejvhodnější délku izometrické kontrakce během PNF strečinku 3 až 15s. Při 6 týdenné aplikaci PNF strečinku technikou kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty došlo u skupiny provádějící izometrii

po dobu 5s ke zvětšení ROM o 28 % a u skupiny provádějící délku izometrie po dobu 10s o 33 %. Shrnují, že nejvhodnější délkou izometrické kontrakce jsou 3s (Rharman et al., 2006, p. 935).

Costa et al., zkoumali okamžitý efekt různých délek statického strečinku m. quadriceps femoris, hamstringů a m. triceps surae na posturální stabilitu během klidového stoje. Studie se účastnilo 28 žen, kdy každá podstoupila 3 měření (15s strečink, 45s strečink a kontrolní skupina). Měření probíhala ve 3 dnech, mezi jednotlivými dny byla nejméně 48 hodinová pauza. Před strečinkem proběhlo zahřívací kolo na bicyklovém ergometru (70 otáček/minuta). Posturální stabilita byla měřena na přístroji Biodex Balance System, který se skládá z nestabilní kruhové plošiny o poloměru 55 cm, která se může vychýlovat na všechny strany v rozpětí 20°. Měří míru náklonu – průměrné posturální výchylky. Zjistil, že krátkodobý statický strečink statisticky významně zlepšuje statickou posturální stabilitu. Tento jev si vysvětlují strečinkem podpořenou zvýšenou svalovou aktivitou. Statický strečink o délce 15s statisticky významně zlepšil posturální stabilitu, ale 45s strčinku stabilitu nijak neovlivnilo (Costa et al., 2009, pp. 142 – 143).

Tento jev si můžeme vysvětlit tím, že se zvýšenou délkou strečinku může docházet k výraznějšímu zvyšování ROM, což vede ke snížení tuhosti MTU, a tedy i k možnému nižšímu efektu na zlepšení posturální stability (Funk et al., 2003, p. 491; Kokkonen, Nelson and Cornwell, 1998, p. 414; Young and Elliot, 2001, p. 277; Behm et al., 2004, p. 1400). Izometrie o délce 10 sekund způsobí větší deformaci nekontraktilních elementů svalu v porovnání s 5 sekundovou (Rowlands, Marginson, Lee, 2003, p. 50).

5.1.3 Diskuze k intenzitě kontrakce během PNF strečinku

Pro intenzitu izometrické kontrakce jsme v našem výzkumu zvolili submaximální intenzitu kontrakce. Tato submaximální intenzita byla stanovena na základě subjektivního hodnocení probanda za kontroly terapeuta. Proband byl vyzván, aby provedl nejprve maximální možnou izometrickou kontrakci dorzální svalové skupiny, a aby tuto intenzitu pro testování snížil na polovinu, což bylo kontrolováno terapeutem. Je jasné, že nebyla přesně dodržena 50% intenzita izometrické kontrakce při každém pokusu, ale dle řady studií se pohybuje neoptimálnější intenzita izometrie pro zvyšování rozsahu pohybu během PNF

strečinku mezi 50 – 70 % (viz dále). Předpokládáme, že tento 20 % rozptyl v intenzitě izometrie byl dodržen.

Studii zabývající se intenzitou izometrické kontrakce během PNF strečinku na rozsah pohybu provedli Sheard a Paine. Testovali celkem 56 probandů randomizovaně rozdělených do 3 skupin podle intenzity izometrické kontrakce (20 %, 50 % a 100 %). Intenzita maximální izometrické kontrakce byla určena pomocí napětového dynamometru. Měřilo se ve 3 opakováních, délka izometrické kontrakce činila 7s a relaxace 12s. Nejvhodnější intenzita pro zvyšování ROM při PNF strečinku se pohybuje mezi 50 a 70 % maximální izometrické kontrakce. Za nejoptimálnější považují intenzitu 64,3 % maximální izometrické kontrakce (Sheard a Paine, 2010, pp. 416–421).

Sharman et al. se v randomizované kontrolované studii zaměřili také na otázku nejvhodnější intenzity izometrické kontrakce. Zjistili, že nejvhodnější intenzitou izometrické kontrakce je 20 % maximální izometrické kontrakce. Při postupném zvyšování intenzity izometrické kontrakce během 2 týdenního tréninku z 30 % na 70 % maximální izometrické kontrakce došlo k lepším výsledkům ve zvyšování ROM oproti konstantní intenzitě 50 %.

Další studie zkoumala nejoptimálnější intenzitu izometrické kontrakce během techniky kontrakce – relaxace PNF strečinku na zvyšování ROM hamstringů. Studie se účastnilo 75 probandů (18 – 26 let) randomizovaně rozdělených do 5 skupin dle intenzity strečinku (20 %, 40 %, 60 %, 80 % a jedna kontrolní skupina). Intenzita kontrakce byla určena pomocí izokinetického přístroje. Rozsah pohybu byl měřen pomocí goniometrie koleního kloubu při 90° flexi v kyčelním kloubu. Délka izometrické kontrakce činila 6s, délka relaxace 10s, celý cyklus byl opakován 3 krát, podobně jako při našem výzkumu. Ze studie vyplývá nejoptimálnější intenzita izometrické kontrakce mezi 60 a 80 % maximální izometrické kontrakce. Doporučují tedy submaximální intenzitu izometrické kontrakce při PNF strečinku, což bylo dodrženo také v našem výzkumu (Khodayari, Deghani, 2012, pp. 5741–5744).

Feland a Marin se zabývali otázkou nejvhodnější intenzity izometrické kontrakce během techniky kontrakce – relaxace PNF strečinku pro zvyšování ROM v kyčelním kloubu. Studii provedli se 72 muži (věk 18 – 27 let) randomizovaně rozdělenými do 4 skupin dle intenzity izometrie (20 %, 60 %, 100 % a jedna kontrolní skupina). Pacienti opět prováděli ve 3 opakováních 6s izometrickou kontrakci následovanou 10s relaxací podobně jako v našem výzkumu. Strečink prováděli denně po dobu 5 týdnů. Intenzita izometrické kontrakce byla opět přesně dávkována pomocí izokinetického zařízení. Rozsah pohybu měřili goniometrem, kdy měřili ROM v kolením kloubu při 90° flexi v kyčelním kloubu. Zjistili, že má intenzita

jak 20 %, tak 60 % stejný efekt jako intenzita 100 %. Doporučují tedy nižší intenzitu strečinku, která není tolik nepříjemná a navíc snižuje riziko vzniku poranění při strečinku (Feland a Marin, 2004, pp. 1 a 2).

5.1.4 Diskuze k jednotlivým typům strečinkových technik

Pro testování efektivity strečinku dorzální skupiny svalů dolní končetiny jsme zvolili PNF strečink, konkrétně typ kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty.

V řadě studií, které se zabývaly porovnáním efektivity jednotlivých strečinkových technik mezi sebou, dosáhl PNF strečink celkově lepšího výsledku.

Jednotlivé studie se zabývají okamžitým či dlouhodobým efektem různých typů strečinkových technik. Hodnotí různé svalové skupiny, věkové kategorie, populace, liší se také různou délkou trvání strečinku, proto je důležité tyto faktory zohlednit při interpretaci výsledků (Power, 2012, p. 112).

Při srovnání efektivity statického strečinku, balistického strečinku a PNF strečinku došlo u řady studií k výraznějšímu zvýšení aktivního i pasivního ROM u PNF strečinku (Feland et al, 2001, p. 190; Funk et al, 2003, p. 491; Lucas and Koslow, 1984; Wallin et al., 1985 and Etnyre a Lee, 1988, in Hindle, 2012, pp. 110–111).

Davis et al. srovnávali efekt statického strečinku, autostrečinku a PNF strečinku na flexibilitu hamstringů. Studie se účastnilo 19 osob ve věku $23,1 \pm 1,5$ let, kteří byli rozděleni do 4 skupin (3 se strečinkem a 1 kontrolní skupina). Probandi prováděli strečink třikrát v týdnu po dobu 4 týdnů. Strečink svalové skupiny trval 30s. Po 4 týdnech se u všech třech skupin ukázalo výrazné zlepšení flexibility hamstringů oproti počátečnímu stavu, ale statisticky významný výsledek vzhledem ke kontrolní skupině vykazoval jen statický strečink. Závěrem tedy je, že 30s strečinku třikrát týdně po dobu 4 týdnů zvyšuje flexibilitu hamstringů. Domnívají se, že za úspěchem statického strečinku je autogenní inhibice protahovaného svalu (Davis et al., 2005, pp. 28–30).

To, že je statický strečink účinnější je ovšem v rozporu s jinými studiemi, které toto tvrdí o PNF strečinku (Page, 2012, p. 115; Funk et al, 2003, p. 491; Feland et al, 2001, p. 190; Etnyre and Abraham, 1986, p. 195; Guissard and Duchateau, 1988 in Guissard and Duchateau, 2006, p. 156–157).

Nízkou účinnost statického strečinku potvrzují i Franki et al. v systematickém přehledu čerpajícím z 83 studií publikovaných v recenzovaných časopisech. Hodnotili mimo jiné účinnost statického strečinku na ROM u pacientů s dětskou mozkovou obrnou (Franki et al., 2012, p. 387). Další dva systematické přehledy udávají jen slabé důkazy o účinnosti pasivního strečinku (Pin et al., 2006, p. 860; Wiart et al., 2008, pp. 176–178).

Funk et al. hodnotili efekt PNF strečinku a statického strečinku na rozsah pohybu. Zkoumali 40 probandů (20 žen a 20 mužů), kteří prováděli 5 minut PNF strečink nebo statický strečink. Jedna skupina šla poté na 60 minut jezdit na kole a druhá ne, v dalším měření se skupiny vyměnily. Srovnávali aktuální změny ve flexibilitě hamstringů nejprve bez předchozího cvičení a pak po cvičení. Zjistili, že PNF strečink je efektivnější než statický strečink (Funk et al., 2004, pp. 489–492).

Page v systematickém přehledu čerpajícím ze 101 článků shrnuje, že jak statický, dynamický, tak i PNF strečink obecně zvyšují rozsah pohybu, ale PNF strečink vede k lepšímu okamžitému efektu. Aby nedocházelo k poklesu výkonu po strečinku, je u sportovců vhodnější volit dynamický strečink, pro osoby nad 65 let je vhodnější statický strečink (Page, 2012, p. 115).

PNF strečink snižuje svalovou sílu, pokud je proveden před pohybovou aktivitou vyžadující vysokou intenzitu zátěže jako je např. běh či skákání (Mikolajec et al, 2012 in Hindle; Bradley et al, 2007, pp. 223-226).

PNF strečink je oproti statickému strečinku v mnoha studiích spojen s větším zvýšením ROM. Pro zvyšování ROM, jsou účinné všechny typy strečinku, ale PNF strečink může být účinnější pro okamžité zvětšení ROM (Page, 2012, p. 115).

1.5.5 Diskuze k technice kontrakce - relaxace - kontrakce antagonisty

Sharman et al. v systematickém přehledu uvádějí, že PNF strečink využívající kontrakci antagonisty k protažení agonisty dosahuje většího zvýšení ROM v porovnání s jinými typy strečinku. Výsledek je v mnoha studiích přičítán reciproční inhibici. Sharman et al. považují RI a autogenní inhibici za neurofyzilogický podklad pro vynikající výsledky dosahované PNF strečinkem ve zvyšování ROM. Tento systematický přehled došel k závěru, že nejučinnější technikou PNF strečinku je technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty PNF strečinku (Sharman et al., 2006, pp. 936-937).

Etnyre and Abraham zjistili, že typ PNF strečinku CRAC dosahuje ve srovnání se statickým strečinkem a technikou CR PNF strečinku statisticky významně lepších výsledků ve zvyšování rozsahu pohybu hlezenního kloubu. Studii prováděli s 12 muži ve věku 12 až 33 let, kdy každý z nich absolvoval v různých dnech tyto 3 strečinkové techniky (Etnyre and Abraham, 1986, pp.195–196).

Trvalejší změny v ROM Sharman et al. nepřipisují RI, autogenní inhibici, ani změnám v protažitelnosti pasivních svalových struktur. PNF strečink dle nich mění práh, ve kterém je vnímán či tolerován tah svalu, což může být důvodem větší efektivity PNF strečinku. Mechanismus, který stojí za posunem bodu tolerance strečinku a přerušением přenosu bolesti je pravděpodobně centrální nebo periferní modulace (Sharmana et al., 2006, pp. 929-939).

5.1.6 Diskuze k testování posturální stability

Počítačová posturografie umožňuje hodnocení řady aspektů posturální kontroly. V našem případě reaktivní strategii (testy MCT,AT) a proaktivní strategii (testy LOS, FL).

Pro vyšetření posturální stability ve stoji je posturograf výhodný, není však dostačující. Hodnocení posturální stability jedince by mělo být komplexní a mělo by hodnotit kvazistatickou bilanci, reaktivní a proaktivní kontrolu posturální stability (Míková, 2006, s. 45).

Většina studií, které se také zabývaly vlivem strečinku na posturální stabilitu, hodnotila pouze kvazistatickou bilanci (Han et al., 2014, p. 131; Nelson et al. 2012, p. 3096; Nagano et al., 2006, p. 426; Costa et al., 2009, p. 143), která byla doplněna např. zavřením očí (Han et al., 2014, p. 131, 132) či stojem na 1 dolní končetině (Lima et al., 2014, p. 566). Jen málo studií hodnotilo stabilitu v dynamické situaci (Caplan et al. (2009, pp. 1175-1180).

5.1.7 Diskuze k hodnocení efektu okamžitého a dlouhodobého strečinku

V našem výzkumu byl zkoumán okamžitý efekt PNF strečinku (do 2 minut od provedení strečinku, celková doba testování na posturografu po strečinku činila okolo 20 minut, zhruba 5 minut na každý test). Testy byly provedeny v pořadí MCT, AT – (reaktivní strategie posturální kontroly), LOS a FL – (proaktivní strategie posturální

kontroly). To, že došlo k celkovému zhoršení reaktivní strategie, která byla hodnocena do 10 minut od strečinku a naopak k celkovému zlepšení strategie proaktivní, která byla hodnocena mezi 10 – 20 minutou od uplynutí strečinku, potvrzuje zjištění řady jiných studií, a to že strečink zhoršuje posturální stabilitu okamžitě po strečinku.

Hardy and Jones tvrdí, že okamžitý efekt PNF strečinku je nutné změřit do 6 minut, aby nedošlo ke ztrátě efektu (Hardy and Jones, 1986 in Ryan et al., 2010, p. 1891).

Lima et al. zkoumali okamžitý efekt statického strečinku plantárních flexorů na posturální výchylky a aktivitu m. gastrocnemius během stoje na jedné dolní končetině. Tato pilotní studie měřila 14 mladých asymptomatických probandů. Po zahřívacím kole se změřil pasivní rozsah pohybu klubu a balance při stoji na jedné DK (celkem 3 krát každá DK). Následoval statický strečink pouze dominantní DK, po kterém se opětovně měřil pasivní ROM a balance na jedné DK (3 krát pro každou DK). Měřil se okamžitý efekt a efekt po 10 a 20 minutách od uplynutí strečinku. Strečink byl prováděn celkem 6 krát po 45s, mezi jednotlivými strečinky byla vždy 15s pauza. Zkouma se změna v pasivním ROM, EMG aktivita m. gastrocnemius a pohyby COP (Lima et al., 2014, p. 565).

Výsledkem bylo, že se po strečinku zvýšil pasivní ROM o 30,2 %, zvětšila se míra posturálních výchylek (rozptyl poloh COP) při stoji na jedné noze po strečinku o 23,5 % a vzrostla také EMG aktivita ihned po strečinku o 25,9 %. Okamžitým efektem SS plantárních flexorů je signifikantní zvýšení pasivního ROM, EMG aktivity m. gastrocnemius a posturálních výchylek v porovnání s DK bez strečinku. Výsledek byl však signifikantní pouze okamžitě po strečinku, ale ne po 10 minutách od uplynutí strečinku (Lima et al., 2014, p. 566).

Marek et al. se zabývali okamžitým efektem PNF strečinku a statického strečinku na výkonnost a svalovou sílu. Dospěli k závěru, že jak statický, tak PNF strečink způsobují stejný deficit ve výkonu, síle a aktivaci svalů. Toto zjištění se shoduje s předchozími studiemi, které také tvrdily, že ihned po strečinku nastává krátkodobý pokles výkonu (Marek et al., 2005, pp. 99–100).

PNF strečink může být oproti statickému strečinku účinnější pro okamžité zvětšení ROM (Page, 2012, p. 115).

Han et al., sledovali okamžitý efekt 5 minutového statického strečinku plantárních flexorů na statickou a dynamickou stabilitu u starší populace. Studie se účastnilo 25 probandů starších 65 let. Strečink byl proveden pomocí klínu (15°- 25°). Měřil se 1 minutový klidný stoj se zavřenýma očima na plošině BioRescue, na které se odečítaly hodnoty výchylek COM.

Při hodnocení stál pacient s nohama na šířku ramen a byl vyzván, aby dosahoval oběma rukama co nejdál před sebe, aniž by měnil opěrnou bázi či se něčeho dotýkal. Měřila se vzdálenost mezi počátečním a koncovým bodem. Po strečinku se zvýšily výchylky COM o $6,55 \pm 5,03$ cm při 1 minutovém klidovém stoji se zavřenými očima oproti počátečnímu stavu. Nedošlo ke statisticky významné změně při hodnocení dynamické stability. Studie tvrdí, že starší jedinci mohou mít problém s udržením posturální stability ihned po strečinku (Han et al., 2014, p 131 a 132).

5.2 Disluze ke strečinku v souvislosti s posturální stabilitou

Při hodnocení účinku strečinku dorzálních svalů dolní končetiny na reaktivní strategii posturální kontroly (testy MCT, AT) došlo ke statisticky významnému snížení amplitudy výchylek silové odpovědi ($^{\circ}/s$) a času mezi počátkem translace plošiny v předo – zadním (antero – posteriorním) směru a reakcí pacienta. Došlo také ke snížení reakční síly při rotaci plošiny. Shodné výsledky vykazuje i kontrolní skupina – není statisticky významný rozdíl mezi výsledky obou skupin. To, že došlo ke zlepšení posturální stability u obou skupin si vysvětlujeme efektem motorického učení. Thacker et al. zmiňuje, že se posturální stabilita zlepšuje s opakováním úkolu (Thacker et al., 2004, p. 75).

Behm et al. uvádí, že strečink vyvolává změny v délce a napětí MTU a dalo by se očekávat, že zefektivní schopnost reagovat na změny stability (Behm et al., 2004, p. 1400).

Studie Bloema et al. analyzovala pomocí dynamické posturografie, jak přispívá propriocepce ke kontrole vzpřímeného stoje. Studie se účastnilo 5 pacientů s polyneuropatií, 15 probandů tvořilo kontrolní skupinu. Zjišťovali efekt tří různých balančních situací (rotace plošiny ve směru Toes UP o 4° rychlostí $40^{\circ}/s$, podtržení plošiny dozadu o 4 cm ve spojení s rotací 4° ve směru Toes Up rychlostí $80^{\circ}/s$, podtržení plošiny dozadu o 4 cm v kombinaci s rotací 4° ve směru Toes Down zanedbatelnou rychlostí) na automatickou posturální odpověď trupu a dolních končetin. Měření proběhlo jednou s očima zavřenými a jednou s očima otevřenými, mezi testy byla 5 – 10 minutová pauza. Probandi neměli informaci o typu a intenzitě pohybu plošiny. Studie zjistila, že je propriocepce z plosky nohy hlavním impulzem pro centrálně naprogramovaný vzor automatické posturální odpovědi,

kteřá se většinou realizuje pomocí hlezenního kloubu, jde o tzv. „model obráceného kyvadla“ (Bloem et al, (2000, pp. 377 a 386–387).

Mechanické změny ve svalech a šlachách po strečinku mohou upravit aferentaci z proprioreceptorů (svalových vřetének a Golgiho šlachových tělísek), které hrají důležitou roli při udržování rovnováhy (Nashner, 1976 in Behm, 2004, p. 1397). Tímto mechanismem může docházet ke snížení schopnosti adaptace na změny stability. Snížení tuhosti v oblasti kloubů, fascií a MTU může mít vliv na odlišnou aferentaci do CNS a následnou reakci svalu (Behm, 2004, p. 1400).

Nagano et al. zkoumali vliv zrakové kontroly a statického strečinku plantárních flexorů na posturální výchylky během klidového stoje. Zjišťovali, jak zraková kontrola ovlivňuje účinky strečinku. Studie se účastnilo 11 zdravých mužů (věk $26,8 \pm 2,8$, výška $173,9 \pm 4,7$ cm a hmotnosti $72,6 \pm 7,4$ kg). Strečink probíhal přístrojově, DKK byly protaženy do 25° dorzální flexe bérce a v této pozici byly drženy 3 minuty, poté proband ihned přešel na silovou plošinu (Kistler) a po ustálení v klidovém stoji se spustilo 30 sekundové měření generované reakční síly probanda. Každý proband absolvoval 4 experimentální podmínky (bez strečinku s otevřenými očima, bez strečinku se zavřenými očima, po strečinku s otevřenými očima a po strečinku se zavřenými očima (Nagano et al., 2006, pp: 423–424). Výsledkem studie bylo zvýšení pohybů COP po strečinku a po zavření očí. Při měření výchylek COP po strečinku se zavřenými očima byl zjištěn větší pohyb COP, než byl prostý součet hodnot naměřených po zavření očí a po strečinku (Nagano et al., 2006, p: 426). Studie konstatuje, že strečink snižuje kvazistatickou rovnováhu. Výsledky také ukázaly, že se zvýšené výchylky COP po strečinku dají do značné míry kompenzovat zrakovou kontrolou (Nagano et al., 2006, pp. 429–430).

Young and Elliot píší o vlivu „tuhosti“ MTU na účinnost vnitřních sil generovaných svalem tak, že zvýšená tuhost zlepšuje způsob přenosu síly. Dále zmiňují, že změny ve MTU mohou ovlivnit další struktury ve svalech a šlachách, včetně proprioreceptorů (svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíčka), které jsou více „laxnější“, což má negativní dopad na výkony vyžadující zvýšenou propriocepci (Young and Elliot, 2001, pp. 277–278).

Behm et al. také uvádí, že změny napětí ve MTU způsobené strečinkem, mohou mít vliv na přenos síly, rychlost přenosu síly a také na rychlost ve které jsou detekovány změny svalového či šlachového napětí. Více protažená elastická složka svalu může zvyšovat elektromechanické zpoždění tím, že zpomalí dobu mezi tvorbou můstků mezi myofilamenty, a tím i vyvíjený tah ze strany MTU na kosterní soustavu. Kromě toho se zpomalí detekce

napětí GTOs, jelikž informace z „volnějších“ MTU není přenášena tak rychle jako z „tužších“ MTU (Behm et al., 2004, p. 1400).

V naší studii dosáhla kontrolní skupina v některých parametrech (např. amplituda výchylek silové odpovědi při reaktivní strategii posturální kontroly) procentuálně lepších výsledků, než skupina experimentální viz tabulka 10 na straně 57. Tento jev si můžeme vysvětlit tím, že okamžitým efektem strečinku je dle řady studií snížení svalové síly a výkonnosti (Behm et al., 2001, p. 270; Fowels et al., 2000, p. 1184; Cornwell et al., 2002, p. 431; Avela et al., 1999, p. 1286; Behm et al., 2004, p. 1399; Herbert and Gabriel, 2002, p. 469; Kokkonen, Nelson and Cornwell, 1998, p. 414; Power et al., 2004, p. 1394; Willems and Stauber, 2002, p. 669; Young and Elliot, 2001, p. 276, Rosenbaum and Henning, 2000 in Ryan et al., 2010, p. 1888). Příčina tohoto jevu je ve změnách svalově – šlachové jednotky (MTU – Muscle Tendon Unit), kdy dochází ke snížení její tuhosti (Funk et al., 2003, p. 491; Kokkonen, Nelson and Cornwell, 1998, p. 414; Young and Elliot, 2001, p. 277).

Mechanismem zapříčiňujícím snížení rovnováhy po statickém strečinku může být zvýšení rozsahu pohybu (ROM), což vede ke snížení tuhosti MTU (Herda et al., 2011, pp. 1782-1783). Tyto změny by mohly měnit schopnost detekovat a rychle reagovat na změny lability prostředí (Chatzopoulos et al., 2014, p. 406). Volnější MTU zvyšují elektromechanické zpoždění, a tím zvyšují dobu mezi svalovou excitací a vlastní iniciací pohybu (Cramer et al., 2005, p. 537).

Obdobné výsledky vidíme ve studii Behma et al., kteří konkrétně zkoumali okamžitý efekt statického strečinku na kvazistatickou bilanci, reakční čas a čas pohybu. Studie se účastnilo 16 zdravých mužů ve věku $24,1 \pm 7,4$ let a výšky $172,3 \pm 6,5$ cm. Probandi nejprve 5 minut jezdili na bicyklovém ergometru (70 otáček/min), následně jim byl proveden statický strečink obou dolních končetin (DKK), konkrétně musculus (m.) quadriceps femoris, hamstringů a plantárních flexorů. Každá svalová skupina byla protažena třikrát (v bariéře 45s a následně 15s relaxace). Strečink celkově trval 15-30 minut. Kontrolní skupina absolvovala pouze 5 min zahřívacího kola a dále následovalo 26 min bez strečinku. Kvazistatická rovnováha byla měřena na balanční desce (Kinematic, Measurement system) po dobu 30 sekund. Pod vlastní balanční plošinou byla umístěna kovová deska spojená s hardwarem, která zaznamenávala trvání a frekvenci kontraktu balanční desky se spodní kovovou plošinou propojenou se softwarem. U experimentální skupiny došlo ke snížení maximální volní kontrakce měřené před a po strečinku o 6,9 % a u kontrolní o 5,6 %. Došlo ke statisticky významnému poklesu kvazistatické rovnováhy ($p < 0,009$) u skupiny se strečinkem v průměru

o 2,2 % oproti výchozímu stavu. Kontrolní skupina se naopak zlepšila o 17,3 % oproti počátečnímu stavu. Experimentální skupina se zhoršila také v reakčním čase (zvýšení o 4 %) a čase pohybu (zvýšení o 1,9 %) oproti výchozímu stavu. Kontrolní skupina se naopak zlepšila, reakční čas se snížil o 5,8 % a doba pohybu o 5,7 %. Tato studie tedy mimo jiné dospěla k závěru, že statický strečink o střední intenzitě snižuje kvazistatickou posturální stabilitu oproti kontrolní skupině (Behm et al., 2004, pp. 1398–1400).

To, že došlo v našem výzkumu u experimentální skupiny k nižšímu efektu při testování reaktivní strategie posturální kontroly (např. Latency, Amplitude Scaling (test MCT) a reakční síly generovaná probandem při reakci na nečekaný vnější podnět (test AT)) oproti kontrolní skupině, si můžeme vysvětlit tím, že dle řady studií způsobuje PNF strečink výraznější protažení a zvětšení ROM (Feland et al, 2001, pp. 186-193; Funk et al, 2003, pp. 489-492; Lucas and Koslow, 1984; Wallin et al, 1985 and Etnyre a Lee, 1988, in Hindle), zvláště pak technika CRCA (Etnyre and Abraham, 1986, pp.195–196; Sharman et al., 2006, pp. 936-937), která byla použita také v našem výzkumu. Díky tomuto tedy mohlo dojít k výraznějšímu snížení tuhosti MTU (Herda et al., 2011, pp. 1782-1783; Funk et al., 2003, p. 491; Kokkonen, Nelson and Cornwell, 1998, p. 414; Young and Elliot, 2001, p. 277; Behm et al., 2004, p. 1400). Tyto změny by mohly měnit schopnost detekovat a rychle reagovat na změny lability prostředí tj. reaktivní strategii posturální kontroly (Chatzopoulos et al., 2014, p. 406).

Proto mohlo dojít k rozdílným výsledkům mezi jednotlivými studiemi (viz dále) zabývajícími se efektem strečinku na posturální stabilitu, jelikož statický strečink, který byl používán ve studiích nejvíce, nezpůsobuje tak výrazné zvětšení ROM, a tedy tolik změn v napětí MTU jako právě PNF strečink.

Avela, Kyröläinen and Komi zkoumali účinky pasivního protažení m. triceps surae na reflexní dráždivost. Po 1 hodině strečinku pozorovali významný pokles v maximální volní kontrakci (23,2 %), EMG aktivitě (19,9 %), amplitudě stretch reflexu (84,8 %) a klesl poměr mezi H – reflexem a svalovým akčním potenciálem (M – vlna) o 43,8 %. Snížila se aferentní excitace motoneuronů (H – reflex), což by mohlo být v důsledku snížené excitace z nervových vláken typu Ia na α MN v důsledku poklesu klidového napětí svalových vřetének po zvýšeném protažení MTU (Avela, Kyröläinen and Komi, 1999, pp. 1286 a 1290).

Také Nelson et al. hodnotili okamžitý vliv statického strečinku svalů okolí kyčle, kolene a hlezna na kvazistatickou posturální stabilitu. Této studii se účastnilo 42 vysokoškolských studentů, kteří balanci nijak netrénovali (21 žen a 21 mužů) a 10 surfařů (jen muži). Měření

probíhalo 2 dny, po předchozích 3 dnech seznamování se s měřením. Jedné skupině byla měřena posturální stabilita po 20 minutách strečinku a druhé skupině také po 20 minutách bez strečinku. Experimentální skupina provedla autostrečink nebo asistovaný statický strečink svalů okolí kyčle, kolene a hlezna. Probandům byl měřen čas, ve kterém byli schopni udržet labilní plošinu (Lafayette, 16020) v horizontální poloze. Jakmile byl proband připraven, odstranilo se jištění plošiny, a ta se začala pohupovat dle pacienta. Mezi testy byla 2 minuty pauza. V této studii byla zjištěna výrazně lepší flexibilita po provedení strečinku. Tvrdí, že zvýšená flexibility svalů DK po strečinku je dána utlumením streč reflexu, což zlepšilo schopnost udržet rovnováhu na labilní plošině. Výsledky této studie naznačují, že efektem okamžitého strečinku je zlepšení posturální stability (Nelson et al., 2012, pp. 3096–3097).

Většina studií však uvádí snížení rovnováhy po strečinku (Behm, 2004, p. 1400; Nagano et al., 2006, p. 426; Lim et al., 2014, p. 212).

Minshull et al. zkoumali vliv PNF strečinku a statického strečinku na nervosvalový a senzomotorický výkon. Měření probíhalo na 18 zdravých mladých probandech, rozdělených do dvou skupin podle typu strečinkové techniky, kterou následně prováděli 8 týdnů. Jako kontrolní skupina sloužila data před provedeným strečinkem a data získaná z kontralaterální DK bez strečinku. Zjistili, že jak pasivní, tak PNF strečink zvyšují flexibilitu. Zdá se však, že PNF strečink méně snižoval elektromechanické zpoždění oproti statickému strečinku. Vyšší zachování aktivace svalů po PNF strečinku oproti statickému strečinku může být dáno relativně vyšší intenzitou svalové aktivace ve vzorcích PNF. Vzhledem k tomu, že je důležitá rychlá aktivace svalů při udržování dynamické kloubní stability, měla by být technika PNF preferována v tréninku flexibility před statickým strečinkem (Minshull et al., 2014, pp. 234 a 239).

Rozdíly mezi jednotlivými studii mohou vznikat z nestejně intenzity strečinku, různých testovacích zařízení či rozdílného věku probandů. Většina studií uvádí snížení rovnováhy po provedení statického strečinku (Chatzopoulos et al., 2014, p. 406).

Rozdíly mezi měřeními před intervencí a po intervenci se mezi experimentální a kontrolní skupinou statisticky významně nelišily, pouze u jednoho parametru - bod maximálního vychýlení COP v % (MXE) testu LOS došlo ke statisticky významným změnám v rozdílech hodnot naměřených před intervencí a po intervenci mezi oběma skupinami. Rozdíly hodnot MXE 1, 5, 7 experimentální skupiny dosáhly statisticky významného zvýšení vzdálenosti bodu maximálního vychýlení COP v % v porovnání s kontrolní skupinou, ale i rozdíly hodnot MXE 2, 4, 8 kontrolní skupiny dosáhly statisticky významného zvýšení

vzdálenosti bodu maximálního vychýlení COP v % v porovnání s experimentální skupinou. Výsledek vyšel rovnocenně pro obě skupiny. Nedošlo tedy k převaze výraznějšího zvýšení vzdálenosti u jedné ze skupin. Všechny ostatní rozdíly mezi daty před intervencí a po intervenci u jednotlivých parametrů testů (MCT, AT, LOS, FL) nevykázaly mezi experimentální a kontrolní skupinou statisticky významné změny.

Vliv strečinku na rovnováhu nebyl prokázán také ve studii Lima et al., kdy porovnávali okamžitý vliv statického a PNF strečinku na ROM, svalovou aktivaci a kvazistatickou rovnováhu. Studie se účastnilo 48 zdravých dospělých mužů ve věku 20 – 30 let. Jedinci byli náhodně rozděleni do 3 skupin (statický strečink, PNF strečink – výdrž relaxace a kontrolní skupina). Měření probíhalo před strečinkem a po strečinku hamstringů. Měřila se volní aktivní extenze kolene pomocí goniometru, svalová aktivita během maximální kontrakce pomocí povrchového EMG a kvazistatická balance pomocí silové plošiny, která obsahuje celkem 1504 tlakových senzorů umístěných ve vzdálenosti 1 cm od sebe na ploše 32 x 47 cm (PDM, Multifunction Force Measuring Plate, zebris, Germany, 2004). Obě strečinkové techniky signifikantně zvýšily ROM v kolenním kloubu oproti kontrolní skupině, ale ani u jedné ze skupin nebyl statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů ani ve změně kvazistatické rovnováhy. Ve zvětšování ROM nebyl statisticky významný rozdíl mezi PNF strečinkem a statickým strečinkem. Lim et al. poukazují na fakt, že se jen málo studií zabývá vlivem strečinku svalů na posturální stabilitu. Domnívají se, že vliv strečinku na rovnováhu zde nebyl prokázán proto, jelikož strečink trval jen krátkou dobu (30s). Balanci by dle nich bylo dobré testovat se zavřenýma očima, kdy by se pacienti museli více spoléhat na propriocepci (Lim et al., 2014, pp. 210–212). V našem výzkumu trval strečink 6 minut a ani tehdy nedošlo ke statisticky významnému zlepšení posturální stability v porovnání s kontrolní skupinou.

Ryan et al. v randomizované kontrolované studii zkoumali vliv techniky kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty PNF strečinku na posturální stabilitu. Do studie zahrnuli celkem 30 dobrovolníků (15 mužů a 15 žen ve věku: $25,17 \pm 5,4$ let, výšky: $173,76 \pm 8,2$ cm o hmotnosti: $72,03 \pm 14,87$ kg), které náhodně rozdělili do tří skupin. První skupina prováděla strečink po zahřívacím kole, druhá pouze strečink a třetí skupina byla kontrolní. U první i druhé skupiny byla provedena technika CRAC PNF strečinku hamstringů, plantárních flexorů a kyčelních flexorů. Nejprve se svaly pasivně uvedly do předpětí, kde se na 7s izometricky kontrahovaly, a poté následovala 4s trvající koncentrická aktivita antagonistických svalů. Mezi protahováním jednotlivých svalových skupin byla 10s pauza.

První skupina běhala před strečkem 6 minut na běžícím páse, zátěž byla nastavena na 65 % maximální tepové frekvence. Po strečinku následovala relaxace, která u první skupiny trvala 3 minuty, u druhé skupiny 2 minuty a kontrolní skupina měla mezi oběma měřeními interval 12 minut. Dále následovalo měření antero - posteriorní a medio - laterální posturální stability. Měření rovnováhy probíhalo na přístroji Biodex Balance System. Labilní plošina byla nastavena na úroveň 2, dovolující maximální pohyb plošiny, což od pacienta vyžadovalo optimální posturální kontrolu a stabilitu. Měřilo se celkem 5 krát po 30s. Nejprve byli probandi o měření poučeni a to 24 h před vlastním měřením a druhý den v 8.00 h proběhla nejprve 3 zkušební měření s cílem snížení efektu motorického učení (Ryan et al., 2010, pp. 1889-1891). Ryan et al. zjistili, že technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty zlepšuje medio – laterální stabilitu, ať už s nebo bez zahřívacího kola a nesnižuje žádný z měřených parametrů posturální stability. Medio - laterální stabilita byla ve srovnání s kontrolní skupinou u obou skupin statisticky významně zlepšena. Nebyly však už statisticky významné rozdíly mezi skupinou se zahřívacím kolem a bez něj (Ryan et al., 2010, p. 1892). Autoři uvádějí, že zvolili tento výzkum právě z důvodu nedostatku údajů o fyziologických účincích PNF strečinku v souvislosti se stabilitou (Ryan et al., 2010, p. 1890).

Power et al. vidí důvod zlepšení medio – laterální stability v postaktivační potenciaci, tedy zvyšování svalové síly po volní kontrakci. Tvoří se více příčných můstků ve svalech, dochází k podpoře kontrakce agonisty a přenosu stimulu do okolních svalů. Dochází také ke snížení svalové tuhosti, což může pomoci ke zlepšení medio – laterální stability (Power et al., 2004, p. 1394). Behm et al. uvádí, že se efekt postaktivační potenciace může strečkem ztratit, což v jeho studii mohlo přispět ke snížení posturální stability o 2,2 % oproti počátečnímu stavu (Behm et al., 2004, p. 1401).

Chatzopoulos et al. porovnávali okamžitý účinek komplexního statického a dynamického strečinku svalstva trupu, horních i dolních končetin na kvazistatickou posturální stabilitu, rychlou změnu směru (agilitu), reakční čas a čas pohybu horních končetin. Studie se účastnilo celkem 31 středoškolských atletek ve věku $17,3 \pm 0,5$ let, váhy $55,9 \pm 5,4$ kg, výšky $1,66 \pm 0,05$ m. Každá dívka absolvovala jeden ze tří protokolů (statický strečink, dynamický strečink a měření bez strečinku), mezi změnami protokolů byla vždy 2 – 4 denní pauza. Proband nejprve 3 minuty běhal (střední intenzitou zhruba 400m) a následně probíhal 7 minutový statický nebo dynamický strečink trupu, horních i dolních končetin. Při dynamickém strečinku opět 3 minuty běhala a následně se uskutečnil 7 minutový dynamický strečink. Kontrolní skupina také 3 minuty běhala a následně 7 minut relaxovala.

Stabilitu hodnotili na labilní plošině (Lafayette 1620), (Chatzopoulos et al., 2014, pp. 403–404). Pokud se plošina vychýlila z vodorovné polohy o více jak 10° , byl pokus hodnocen jako ztráta rovnováhy. Nejprve si proband danou situaci 1 krát vyzkoušel a následně probíhala 2 měření, mezi nimiž byla 1 minutová pauza. Výsledky studie ukázaly signifikantní zlepšení kvazistatické rovnováhy u skupiny s dynamickým strečinkem oproti skupině se statickým strečinkem. Nedošlo ke statisticky významné změně v reakčních časech u žádné ze skupin. Rychlost pohybu horních končetin se u dynamického strečinku také výrazněji zlepšila oproti statickému strečinku. Statisticky významný rozdíl v agilitě nastal mezi skupinou s dynamickým strečinkem a kontrolní skupinou (Chatzopoulos et al., 2014, pp. 405–406).

Dynamický strečink, který využívá střídání kontrakcí s protažením svalů, nemusí způsobovat takový pokles napětí v MTU jako statický strečink, proto mohlo dojít k výraznějšímu zlepšení kvazistatické stability po dynamickém strečinku v porovnání se statickým strečinkem.

Při hodnocení účinku strečinku dorzálních svalů dolní končetiny na parametry volního pohybu COG v hranicích opěrné báze (test LOS), došlo ke statisticky významnému snížení reakčního času ve směru doleva, ale ve směru dozadu doleva naopak ke zvýšení. Kontrolní skupina nevykázala statisticky významné změny v reakčním čase pro žádný směr.

Kontrolní skupina v tomto testu (LOS) dosáhla statisticky významného zvýšení průměrné rychlosti COP při dosažení daného bodu ve $^\circ/s$ ve směru doleva a dopředu doleva a snížení vzdálenosti bodu maximálního vychýlení COP v % ve směru dopředu. To, že došlo ke zvýšení průměrné rychlosti COP ve směrech doleva (7) a dopředu doleva (8), mohlo nastat proto, jelikož se jednalo o poslední 2 hodnocené směry z 8, tudíž měl proband více času pro osvojení dané dovednosti.

Při hodnocení posturální kontroly v dynamické situaci (výpad vpřed) strečink dorzálních svalů dolní končetiny zvyšuje průměrnou délku kroku vzhledem k výšce probanda. U kontrolní skupiny nedošlo ke statisticky významné změně v délce kroku. Tato zvýšená délka výpadu po strečinku může být připsána zvýšenému rozsahu pohybu po strečinku dorzální skupiny svalů dolní končetiny, jejichž flexibilita je důležitá při délce výpadu vpřed.

Caplan et al. v randomizované kontrolované studii porovnávali statický strečink s PNF strečinkem ve vztahu k ROM na 18 profesionálních hráčích rugby, kteří běhali na 80 % maximální intenzity zátěže 4 dny v týdnu po celkovou dobu 5 týdnů. Závěrem je, že obě techniky zvyšují rozsahy pohybu, PNF strečink o 1,6 % a statický strečink o 1,0 %. Strečink zvyšuje také délku kroku a frekvenci kroku (Caplan et al., 2009, pp. 1175-1180).

Kontrolní skupina se při hodnocení posturální kontroly v dynamické situaci statisticky významně zlepšila v jiných parametrech než skupina experimentální (snížení průměrné síly v době došlapu na podložku vzhledem k hmotnosti (%), snížení doby kontaktu výpadové DK s podložkou (s), snížení průměrné síla výpadové DK v době odrazu od podložky (%/s). Kontrolní skupina se vesměs zlepšila v silových parametrech a experimentální v délce výpadu. Tento výsledek podporují předešlé výzkumy, jež tvrdí, že okamžitým efektem PNF strečinku je zvýšení ROM a snížení svalové síly a výkonu, což mohlo zapříčinit zlepšení v silových parametrech u kontrolní skupiny.

Většina studií se zabývala hodnocením strečinku na stabilitu klidného stoje nikoli na stabilitu měřenou během volných výchylek COG nebo během dynamické situace (Han et al., 2014, p. 131; Nelson et al. 2012, p. 3096; Nagano et al., 2006, p. 426; Costa et al., 2009, p. 143).

Studie a další klinická měření, zkoumající efekt své terapie pomocí posturografu by měla vzít v potaz to, že kladný výsledek po terapii nemusí být nutně způsoben jejich terapeutickým zásahem, ale jen prostým motorickým učením. Bylo by vhodnější před vlastním testováním provést několik pokusů (Ryan et al., 2010, p. 1891), abychom snížili efekt motorického učení.

Studie většinou hodnotily pouze jeden parametr posturální stability, převážně kvazistatickou bilanci jedince při klidovém stoji (Han et al., 2014, p. 131; Nelson et al. 2012, p. 3096; Nagano et al., 2006, p. 426; Costa et al., 2009, p. 143; Lima et al., 2014, p. 566).

Bylo by vhodnější hodnotit více aspektů posturální kontroly - kooperace senzoričeských systémů, reakce na vnější výchylky, volný pohyb COG v hranicích opěrné báze a testovat posturální kontrolu v dynamických situacích (Míková, 2006, s. 134), abychom mohli specifikovat efekt strečinku na konkrétní typ posturální kontroly (proaktivní, reaktivní). V naší studii vidíme, že došlo ke zlepšení pouze strategie proaktivní nikoli reaktivní. PNF strečink reaktivní strategii oproti kontrolní skupině spíše zhoršil.

5.3 Diskuze k limitům posturografie

Při hodnocení posturální stability došlo ke statisticky významnému zlepšení vybraných parametrů posturální stability jak u experimentální, tak u kontrolní skupiny, což si vysvětlujeme efektem motorického učení.

Motorické učení, konkrétně asociační typ motorického učení, může mít efekt krátkodobý i dlouhodobý, mohlo tedy dojít ke zlepšení parametrů posturální stability díky efektu motorického učení i v krátkém časovém intervalu mezi měřeními. Během asociačního motorického učení dochází k předpovídání vztahů jednoho stimulu k druhému. Pomocí asociačního učení se člověk učí tvořit klíčové vztahy, jež napomáhají adaptaci naší činnosti na změny prostředí (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 87).

Nízká reliabilita posturografických testů může být přičítána nestandardním podmínkám během testování, různému fyzickému a psychickému stavu probandů, nedokonalostí testů a jejich vyhodnocováním (Míková, 2006, s. 113). Goldie et al. uvádí, že různé proměnné hodnotí odlišní aspekty posturální stability (Goldie et al., 1989 in Míková, 2006, s. 110).

Výsledky a reliabilitu posturografického měření ovlivňuje náročnost testování. Snížení posturální stability se při kvazistatických testech objeví až při situaci vyžadující větší posturální kontrolu. Jelikož není definován vztah mezi výsledky ze silových plošin a posturální stabilitou, setkáme se u řady studií s nedostatečně ověřenou validitou posturografického testování. Dalším důležitým bodem při posturografickém testování je výběr reliabilních parametrů a vlastních testů. Většina studií neověřuje reliability svých testů, výsledky testů se mezi sebou tedy obtížně porovnávají (Míková, 2006, s. 40).

Goldie et al. uvádí jako ideální pro testování posturální stability hodnocení kvazistatické balance, anticipační a reaktivní schopnosti, detekce symetrie a hodnocení dynamické stability (Goldie et al., 1989 in Míková, 2006, s. 37).

Pickerill a Harter se zabývali zjišťováním validity a reliability testu Limits of Stability na dvou přístrojích NeuroCom a Biodex. Testovali 23 mladých jedinců. Proběhla 2 měření s týdenním odstupem a zjišťovala se míra opakovatelnosti testu – (test – retest reliability). Ze studie vyplynula vysoká test – retest reliabilita testu LOS u obou přístrojů (lépe u přístroje NeuroCom). Studie shrnuje, že je posturografie vhodná pro testování dynamické stability u zdravých jedinců (Pickerill a Harter, 2011, pp. 600–602).

Pro trénink posturální stability může být posturograf vhodným nástrojem, jelikož jsme zjistili zlepšení posturální stability jak u experimentální, tak u kontrolní skupiny ihned po intervenci. Je otázkou, jak dlouho efekt motorického učení přetrvává. Bylo by vhodné provést testování s delším časovým odstupem, stejně jako např. výše zmínění Pickerill a Harter, kteří po týdenní pauze zjistili vysokou reliabilitu posturografického testu LOS.

Míková poukazuje na význam slovního vedení pacienta. Posturální výchyly byly menší u skupiny, které bylo řečeno, ať stojí co nejstabilněji než u skupiny, které bylo řečeno,

ať stojí klidně (Míková, 2006, s. 47). V našem výzkumu bylo při hodnocení reaktivní strategie posturální kontroly probandovi řečeno, aby stál co možná nejstabilněji.

Výsledky měření ovlivňuje také psychika probanda. Pokud probanda postavíme na plošinu, umístěnou ve vysoké výšce, dojde ke snížení variability pohybů COP. Strach z této situace vyvolá fixní držení těla. Platí pravidlo, že se systém chová tím méně variabilně, čím má náročnější podmínky pro udržení posturální stability (Míková, 2006, s. 114).

Výsledky měření posturografu jsou značně interindividuálně variabilní, jelikož není doporučováno používat striktní normy testování. Míková uvádí, že různorodost testů pramení z různých záměrů posturografických studií, ať se jedná o neurofyziologický výzkum nebo klinickou diagnostiku (Míková, 2006, s. 44).

Pro vyšetření posturální stability ve stoji je posturograf výhodný, není však dostačující. Pro optimální vyšetření stability je vhodné kombinovat vyšetření kooperace senzorických systémů, testovat reakci na vnější výchylky, volní pohyb COG v hranicích opěrné báze a také testovat posturální kontrolu v dynamických situacích (Míková, 2006, s. 134).

ZÁVĚR

Při hodnocení účinku strečinku dorzálních svalů dolní končetiny na reaktivní strategii posturální kontroly (MCT, AT) došlo ke statisticky významnému snížení amplitudy aktivní silové odpovědi a času mezi počátkem translace plošiny (v předozadním směru) a reakcí probanda. Došlo také ke snížení reakční síly generované probandem při rotaci plošiny. Shodné výsledky vykazuje i kontrolní skupina – není statisticky významný rozdíl mezi výsledky testů MCT a AT obou skupin. Tento jev si vysvětlujeme efektem motorického učení (Ryan et al., 2010, pp. 1889-1891).

Kontrolní skupina v některých parametrech (např. amplituda výchylek silové odpovědi při reaktivní strategii posturální kontroly) dosáhla procentuálně výraznějšího snížení výchylek oproti skupině experimentální. Toto zjištění si můžeme vysvětlit tím, že okamžitým efektem strečinku je dle řady studií snížení svalové síly a výkonu (Behm et al., 2001, p. 270; Fowels et al., 2000, p. 1184; Cornwell et al., 2002, p. 431; Avela et al., 1999, p. 1286). Ke snížení svalové síly a výkonu dochází díky zvýšení rozsahu pohybu po strečinku a snížení tuhosti MTU (Herda et al., 2011, pp. 1782-1783). Tyto změny by mohly měnit schopnost detekovat a rychle reagovat na změny lability prostředí (Chatzopoulos et al., 2014, p. 406). To, že došlo ke snížení reaktivní strategie, která byla hodnocena do 10 minut od strečinku, potvrzuje zjištění řady jiných studií, a to že strečink zhoršuje posturální stabilitu okamžitě po provedení (Marek et al., 2005, pp. 99–100; Lima et al., 2014, p. 566).

Při hodnocení účinku strečinku na parametry volního pohybu COG v hranicích opěrné báze (proaktivní strategie posturální kontroly), došlo ke statisticky významnému snížení reakčního času (pohyb COP v reakci na zvukový signál) ve směru doleva, ve směru dozadu doleva naopak ke zvýšení. Kontrolní skupina nevykázala statisticky významné změny v reakčním čase pro žádný směr, ale zvýšení průměrné rychlosti COP ve směrech doleva a dopředu doleva, což mohlo nastat proto, jelikož se jednalo o poslední 2 hodnocené směry z 8, tudíž měl proband více času pro osvojení dané dovednosti.

Při hodnocení posturální kontroly v dynamické situaci (výpad vpřed – proaktivní strategie posturální kontroly) strečink dorzálních svalů dolní končetiny zvýšil průměrnou délku kroku vzhledem k výšce probanda. U kontrolní skupiny nedošlo ke statisticky významné změně v délce kroku, ale ke snížení průměrné síly v době došlapu na podložku

vzhledem k hmotnosti (%), snížení doby kontaktu výpadové DK s podložkou (s), snížení průměrné síly výpadové DK v době odrazu od podložky (%/s). Tento výsledek podporují předešlé výzkumy, jež tvrdí, že okamžitým efektem PNF strečinku je zvýšení ROM a snížení svalové síly a výkonu, proto mohla dosáhnout kontrolní skupina lepšího výsledku v silových parametrech oproti skupině experimentální (Behm et al., 2001, p. 270; Fowels et al., 2000, p. 1184; Cornwell et al., 2002, p. 431; Avela et al., 1999, p. 1286).

V našem výzkumu probíhalo opětovné měření na posturografu po 8 - 10 minutách od ukončení posledního posturografického testu, a to jak u experimentální, tak i kontrolní skupiny. Nemůžeme tedy stanovit, jak dlouho přetrvává efekt motorického učení. Je potřeba provést další výzkum na větším vzorku probandů, který by se zabýval stanovením počtu opakování před vlastním posturografickým testováním pro snížení efektu motorického učení a také stanovením, jak dlouho tento efekt přetrvává (měření po delším časovém intervalu např. po 15 a 30 minutách od uplynutí strečinku).

Je také důležité mít na paměti, že vzorek zahrnoval pouze 40 zdravých mladých jedinců a výsledky tohoto šetření by neměly být zobecněny na osoby mimo vzorek populace. Navíc byly protahovány jen svaly I. diagonály extenčního vzoru dolní končetiny technikou CRAC PNF strečinku, proto by nebylo vhodné zobecňovat výsledky tohoto měření na jiné svalové skupiny nebo typy strečinku.

VÝSTUPY PRO KLINICKOU PRAXI

Strečink dorzální skupiny svalů dolních končetin zvyšuje délku kroku, což potvrzuje také naše studie v testu výpadu vpřed. Ve fyzioterapii lze tento předpoklad využít ve všech situacích, kdy je cílem terapie zvýšení aktivního rozsahu pohybu, včetně rozsahů funkčních pohybů.

Výsledky studií ukazují, že aplikace strečinku způsobuje pokles reaktivní strategie posturální kontroly okamžitě po strečinku. V naší studii se tato vlastnost projevila zpomalením reakce na nečekaný pohyb podložky. Ve fyzioterapii je tento poznatek důležitý pro určitou opatrnost při aplikaci strečinku těsně před požadovanými balančně náročnými aktivitami, například terpaie na labilních plochách. Kdy je možné předpokládat, že ihned po aplikaci strečinku posturální schopnosti pacienta zhošíme a je tedy reálné zvýšení rizika pádu.

Okamžitým efektem strečinku je dle řady studií snížení svalové síly a výkonu (Behm et al., 2001, p. 270; Fowels et al., 2000, p. 1184; Cornwellat al., 2002, p. 431; Avela et al., 1999, p. 1286). V naší studii se tento jev potvrdil v testu výpadu vpřed, kdy došlo ke zlepšení silových parametrů pouze u kontrolní skupiny. Ve fyzioterapii je toto zjištění důležité pro určitou obezřetnost při aplikaci strečinku těsně před silově náročnějšími aktivitami, například při přípravě vrcholových sportovců na výkony vyžadující okamžitý nárůst svalové síly.

Posturální stabilita se zlepšuje s opakováním úkolu (Thacker et al., 2004, p. 75). Tento fakt se projevil také v naší studii, kdy při hodnocení posturální kontroly došlo ke statisticky významným změnám nejen u skupiny experimentální, ale i u skupiny kontrolní. Posturograf je tedy vhodným nástrojem pro nácvik posturální stability v různých situacích.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ADLER, S., BECKERS, D., BUCK, M. 2008. PNF in Practice. 3rd ed. Germany: Springer, 2008. ISBN 978-3-540-73901-2.
- AVELA, J., FINNI, T., LIKAVAINIO, T., NIEMELÄ, E. and KOMI, P. 2004. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*. 2004, vol. 96, no. 6, pp. 2325-2332, [cit. 2014–2–20]. ISSN: 8750-7587. Dostupné na WWW: <http://jap.physiology.org/content/96/6/2325>.
- AVELA, J., H. KYRÖLÄINEN and P. V. KOMI. 1999. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*. 1999, vol. 86, no. 4, pp. 1283-1291, [cit. 2014–12–28]. ISSN: 8750-7587. Dostupné na WWW: <http://jap.physiology.org/content/86/4/1283>.
- BEHM, D. G., BAMBURY, A., FARELL, C. and POWER, K. 2004. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time and movement time. *Medicine and science in Sports and Exercise*. 2004, vol. 36, no. 8, pp. 1397–1402, [cit. 2014–11–28]. ISSN: 0195–9131. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Effect+of+acute+static+stretching+on+force%2C+balance%2C+reaction+time+and+movement+time>.
- BEHM, D. G., D. BUTTON, and J. BUTT. 2001. Factors affecting force loss with stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2001, vol. 26, no. 3, pp. 262–272, [cit. 2014–11–23]. ISSN: 1066-7814. Dostupné na WWW: <http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/h01-017#.VKwdmPI5Pzs>.
- BLOEM, B. R., ALLUM, J. H. J., CARPENTER, M. G., HONEGGER, F. 2000. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? *Experimental Brain Research*. 2000, vol. 130, no. 3, pp. 375–391, [cit. 2014–11–28]. ISSN: 0014-4819. Dostupné na WWW: <http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=9ebdb095-b1c2-49b2-bba0-37eb15efc8bd%40sessionmgr4004&vid=1&hid=4111>.
- BONNAR, B. P., DEIVERT, R. G., 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*. 2004, vol. 44, no. 3, pp. 258-261, [cit. 27. 4. 2015]. ISSN 0022-4707. Dostupné na WWW:

<http://search.proquest.com/docview/202681892?accountid=16730>.

BRADLEY, P. S., OLSEN, P. D., PORTAS, M. D., and PORTAS, M. D. 2007. The effect of static, ballistic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance. *Journal of strenth and Conditioning Research*. 2007, vol. 21, no. 1, pp. 223-226, [cit. 2014-12-28]. ISSN: 1533-4287. Dostupné na WWW:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+effect+of+static%2C+ballistic%2C+and+proprioceptive+neuromuscular+facilitation+strečink+on+vertical+jump+performance>.

BROWN, L. A. and FRANK, J. S. 1997. Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. *Gait and Posture*. 1997, vol. 6, no. 2, pp. 89–97, [cit. cit. 2015-2-26]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na WWW:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663629601106X#>.

CAPLAN, N., ROGERS, R., PARR, M. K., and HAYES, P. R. 2009. The Effect of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation and Static Stretch Training on Running Mechanics. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2009, vol. 23, no. 4, pp. 1175-1180, [cit. 2014-11-28]. ISSN: 1064-8011. Dostupné na WWW:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+Effect+of+Proprioceptive+Neuromuscular+Facilitation+and+Static+Stretch+Training+on+Running+Mechanics>.

CORNWELL, A., A. G. NELSON, and B. SIDAWAY. 2002. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *European Journal of Applied Physiology*. 2002, vol. 86, no. 5, pp. 428–434, [cit. 2015-1-26]. ISSN: 1439-6327. Dostupné na WWW:

<http://search.proquest.com/docview/893733183?accountid=16730>.

COSTA, P. B., GRAVES, B.S., WHITEHURST, M. and JACOBS, P.L. 2009. The acute effects of different durations of static stretching on dynamic balance performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009, vol. 23, no. 1, pp. 141–147, [cit. 2015-1-15]. ISSN: 1533-4287. Dostupné na WWW:

<http://search.proquest.com/docview/213103032?accountid=16730>.

- CRAMER, J., HOUSH, T., WEIR, J., JOHNSON, G., COBURN, J., BECK, T. 2005. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*. 2005, vol. 93, no. 5-6, pp. 530-539, [cit. 2015-4-4]. ISSN: 1439-6327. Dostupné na WWW: <http://search.proquest.com/docview/807444654/fulltextPDF/556FA6B413B240F0PQ/1?accountid=16730>.
- CRONE, C. and NIELSEN. 1989. Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man. *Experimental Brain Research*. 1989, vol. 78, no. 1, pp. 28-32, [cit. 2015-1-11]. ISSN: 1432-1106. Dostupné na WWW: <http://link.springer.com/article/10.1007/BF00230683#page-1>.
- ČIHÁK, R., DRUGA, R., a GRIM, M. 2004. *Anatomie 3*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-1132-X.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Kineziologie, základy strukturální kineziologie*. 1.vyd. Triton, 2009. ISBN: 978-80-7387-324-0.
- DAVIS, D. S., ASHBY, P. E., McCALE, K. L., McQUAIN, J. A. and WINE, J. M. 2005. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent strečink parameters. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005, vol. 19, no. 1, pp. 27-32, [cit. 2015-2-28]. ISSN: 1064-8011. Dostupné na WWW: <http://search.proquest.com/docview/213090137?accountid=16730>.
- EKMAN-L.L. 2007. *Neuroscience: Fundamentals for rehabilitation*. 3rd ed. St. Louis, Missouri: Saunders, 2007. ISBN-13: 978-1-4160-2578-8.
- ETNYRE, B. R. a ABRAHAM, L.D. 1986. Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1986, vol, 65, no. 4, pp. 189-196, [cit. 2015-3-8]. ISSN: 0894-9115. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3740242>.
- FELAND, J., a MARIN, H. 2004. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *British Journal of Sports Medicine*. 2004, vol. 38, no. 4, pp. 457-460, [cit. 2014-9-28]. ISSN: 1473-0480. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1724882/>.

- FELAND, J. B., MYRER, J. W., and MERILL, R. M. 2001. Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. *Physical Therapy in Sport*. 2001, vol. 2, no. 4, pp. 186-193, [cit. 2014-12-28]. ISSN: 1466-853X. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X01900768>.
- FERBER, R., OSTERNIG, L., GRAVELLE, D. 2002. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2002, vol. 12, no. 5, pp. 391-397, [cit. 2014-12-20]. ISSN: 1050-6411. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641102000470>.
- FOWLES, J. R., D. SALE, and J. D. MACDOUGALL. 2000. Reduced strength after passive stretch of human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*. 2000, vol. 89, no. 3, pp. 1179–1188, [cit. 2014-12-22]. ISSN: 8750-7587. Dostupné na WWW: <http://jap.physiology.org/content/89/3/1179>.
- FRANKI, I. et al. 2012. The evidence-base for basic physical therapy techniques targeting lower limb function in children with cerebral palsy: a systematic review using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a conceptual framework. *Journal of rehabilitation medicine*. 2012, vol. 44, no. 5, pp. 385-395, [cit. 2014-11-28]. ISSN: 1650-1977. Dostupné na WWW: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-0983>.
- FUNK, D. C., SWANK, A. M., MIKLA, B. M., FAGAN, T. A., FARR, B. K. 2003. Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2003, vol. 17, no. 3, pp. 489–492, [cit. 2015–1–28]. ISSN: 1533-4287. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Impact+of+Prior+Exercise+on+Hamstring+Flexibility%3A+A+Comparison+of+Proprioceptive+Neuromuscular+Facilitation+and+Static+Strečink>.
- GREGORY, J. E., MARK, R. F., MORGAN, D. L., Patak, A., Polus, B. and PROSKE, B. 1990. Effects of muscle history on the stretch reflex in cat and man. *The Journal of Physiology*. 1990, vol. 424, no., pp. 93-107, [cit. 2015–2–18]. ISSN: 1469-7793. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1189803/>.

- GUISSARD, N., DUCHATEAU, J. 2006. Neural aspects of muscle stretching. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2006, vol. 34, no. 4, pp. 154-158, [cit. 2015–2–22]. ISSN: 1538-3008. Dostupné na WWW: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.13.1a/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00003677-200610000-00003&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>.
- GUISSARD, N. and DUCHATEAU, J. 2004. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle & Nerve*. 2004, vol. 29, no. 2, pp. 248-255, [cit. 2015–4–8]. ISSN: 1097-4598. Dostupné na WWW: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mus.10549/pdf>.
- GUISSARD, N., DUCHATEAU, J. and HAINAUT, K. 2001. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research*. 2001, vol. 137, no. 2, pp. 163-169, [cit. 2015–3–20]. ISSN: 1432-1106. Dostupné na WWW: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=212cb18d-f558-48cc-9b24-f17a15838242%40sessionmgr112&vid=0&hid=124>.
- GUISSARD, N., DUCHATEAU, J. and HAINAUT, K. 1988. Muscle stretching and motoneuron excitability. *European Journal of Applied Physiology*. 1988, vol. 58, no. 1-2, pp. 47-52, [cit. 2015–3–20]. ISSN: 1439-6327. Dostupné na WWW: <http://link.springer.com/article/10.1007/BF00636602#page-1>.
- HAN, M. J., YUK, M. J., GAK, H., SUH, S. R. and KIM, S. G. 2014. Acute effects of 5 min of plantar flexor static stretching on balance and gait in the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014, vol. 26, no. 3, pp.131–133, [cit. 2015–4–10]. ISSN: 1413-3555. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3927025/>.
- HERBERT, R. D. and GABRIEL, M. 2002. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: Systematic review. *British Medical Journal*. 2002, vol. 325, no. 31, pp. 451-458, [cit. 2015–3–20]. ISSN: 2044-6055. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12202327>.
- HERDA, T.J., COSTA, P.B., WALTER, A.A., RYAN, E.D., HOGE, K.M., KERKSICK, C.M., et al. 2011. The effects of two modes of static stretching on

muscle strength and stiffness. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2011, vol. 43, no. 9, pp. 1777-1784, [cit. 2015–1–20]. ISSN: 0195-9131. Dostupné na WWW: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.13.1a/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00005768-201109000-00022&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>.

HINDLE, K. B., WHITCOMB, T. J., WYATT, B. O. and HONG, J. 2012.

Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. *Journal of Human Kinetics*. 2012, vol. 31, pp. 105–113, [cit. 2014–11–28]. ISSN: 1640-5544. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3588663/>.

HOLUBÁŘOVÁ, J. a PAVLŮ, D. 2007. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*.

Praha, 2007. ISBN: 978-80-246-1294-2.

CHATZOPOULOS, D., GALAZOULAS, CH., PATIKAS, D. and KOTZAMANIDIS,

CH. 2014. Acute Effects of Static and Dynamic Stretching on Balance, Agility, Reaction Time and Movement Time. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2014, vol. 13, no. 2, pp. 403–409, [cit. 2014–12–28]. ISSN: 1303 – 2968. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3990897/>.

KHODAYARI, B., DEGHANI, Y. 2012. The Investigation of Mid-term Effect of Different

Intensity of PNF Stretching on Improve Hamstring Flexibility. *Procedia- Social and Behavioral Sciences*. 2012, vol. 6, pp. 5741-5744, [cit. 1. 4. 2015]. ISSN: 1877-0428.

Dostupné na WWW:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877042812022446>.

KIDO, A. et al. 2003. Spinal reciprocal inhibition in human locomotion. *Journal of*

Applied Physiology. 2003, vol. 96, no. 5, pp. 1969-1977, [cit. 2014–12–28]. ISSN: 1522-1601. Dostupné na WWW:

<http://jap.physiology.org/content/96/5/1969.long>.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 2009. Galén, 2009. ISBN: 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*.

Ústav fyzioterapie, FZV UP. Olomouc. 2012, 1. vyd. ISBN: 978-80-260-1645-8.

KRÁLÍČEK, P. 2004. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum,

2004. ISBN 80-246-0350-0.

- LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba*. 5. vyd. Sdělovací technika, 2003. ISBN: 8086645045.
- LIM, K. I., NAM, H. C. and JUNG, K. S. 2014. Effects on hamstring muscle extensibility, muscle activity, and balance of different stretching techniques. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014, vol. 26, no. 2, pp. 209–213, [cit. 2015–2–2]. ISSN: 0915-5287. Dostupné na WWW: <http://europepmc.org/articles/PMC3944290>.
- LIMA, B. N., LUCARELI, P. R., GOMES, W. A., SILVA, J. J., BLAY, A. S., HARTIGAN, E. H., and MARCHETTI, P. H. 2014. The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static- strečink on postural sway and gastrocnemius muscle activity during single-leg balance tasks. *The Journal of Sports Science and Medicine*. 2014, vol. 13, no. 3, pp. 564–570, [cit. 2015–2–2]. ISSN: 2333-4592. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4126293/>.
- MAREK, S. M. at al. 2005. Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *Journal of Athletics Training*. 2005, vol. 40, no. 2, pp. 94–103. [cit. 2015–1–28]. ISSN: 1062-6050. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1150232/>.
- McATEE, R. E. and CHARLAND, J. 2007. *Facilitated stretching*. Human Kinetics. 2007, 3rd ed. ISBN-10: 0-7360-6248-3.
- McCARTHY, P. W., OLSEN, J. P., and SMEBY, I. H. 1997. Effects of contract-relax stretching procedures on active range of motion of the cervical spine in the transverse plane. *Clinical Biomechanic*. 1997, vol. 12, no. 2, pp. 136-138, [cit. 2015-3-27]. ISSN: 0268-0033. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003396000605#>.
- MÍKOVÁ, M. 2006. Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, 2006.
- MINSHULL, C., ESTON, R., BAILEY, A., REES, D. and GLEESON, N. 2014. The differential effects of PNF versus passive stretch conditioning on neuromuscular performance. *European Journal of Sport Science*. 2014, vol. 14, no. 3, pp. 233-241, [cit. 2015-4-14]. ISSN: 17461391. Dostupné na WWW: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17461391.2013.799716#abstract>.

- MITCHELL, U. H. et al. 2009. Neurophysiological reflex mechanisms' lack of contribution to the success of PNF stretches. *The Journal of Sport Rehabilitation*. 2009. Vol. 3, no. 18, pp: 343-357. [cit. 2014-9-28]. ISSN: 1543-3072. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Reciprocal+Inhibition%2C+Successive+Inhibition%2C+Autogenic+Inhibition%2C+or+Stretch+Perception+Alteration%3A+Why+do+PNF+Stretches+Work>.
- MOORE, M. A. and HUTTON, R. S. 1980. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1980, vol. 12, no. 5, pp. 322-329, [cit. 2014-11-20]. ISSN: 0195-9131. Dostupné na WWW: <http://europepmc.org/abstract/med/7453508>.
- MORASO, P. G. and SCHIEPPATI, M. 1999. Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing? *Journal of Neurophysiology*. 1999, vol. 82, no. 3, pp. 1622-1626, [cit. 2014-11-20]. ISSN: Dostupné na WWW: <http://jn.physiology.org/content/82/3/1622.short>.
- MYSLIVEČEK, J. 2003. *Základy neurověd*. Praha: Triton, 2003. ISBN: 80-7254-234-6.
- NAGANO, A., YOSHIOKA, S., HAY, D. C., HIMENO, R. and FUKASHIRO, S. 2006. Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing. *Human Movement Science*. 2006. Vol. 25, no. 3, pp. 422-434, [cit. 2015-4-5]. ISSN: 0167-9457. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945705001181>.
- NELSON, A. G., KOKKONEN, J., ARNAL, D. A. AND LI, L. 2012. Acute Stretching Increases Postural Stability in Nonbalance Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012. Vol. 26, no. 11, pp. 3095-3100, [cit. 2015-1-19]. ISSN: 1064-8011. Dostupné na WWW: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.10.0b/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00124278-201211000-00026&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>.
- NELSON A. G., KOKKONEN J. 2009. *Strčink na anatomických základech*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN: 247-80-247-2784-4.
- KOKKONEN, J. A., NELSON, G. and CORNWELL, A. 1998. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research quarterly for*

exercise and sport. 1998, vol. 69, no. 4, pp. 411-415, [cit. 2015–3–19]. ISSN: 0270-1367. Dostupné na WWW:

<http://search.proquest.com/docview/218496452?accountid=16730>.

OSTERNIG, L.R., R.N. ROBERTSON and R.K. TROXEL. 1990. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1990, vol. 22, no. 1, pp. 106-111, [cit. 2015–2–19]. ISSN: 0195-9131. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Osternig+LR%2C+Roberston+RN%2C+Troxel+RK%2C+et+al.+Differential>.

PAGE, P. 2012. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International journal of Sports Physical Therapy*. 2012, vol. 7, no. 1, pp. 109-119, [cit. 2015-3-20]. ISSN: 2159-2896. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3273886/>.

PICKERILL, M. L. a HARTER, R. A. 2011. Validity and reliability of limits-of-stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. *Journal of athletic training*. 2011, vol. 46, no. 6, pp. 600-606, [cit. 2015-4-20]. ISSN: 1938-162X. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3418936/pdf/i1062-6050-46-6-600.pdf>.

PIN, T., DYKE, P., and CHAN, M. 2006. The effectiveness of passive stretching in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2006, vol. 48, no. 10, pp. 855-862, [cit. 2014-10-21]. ISSN: 1469-8749. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+effectiveness+of+passive+strečink+14.+in+children+with+cerebral+palsy>.

POWER, K. at al. 2004. An acute bout of static stretching: Effects on force and jumping performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, vol. 36, no. 8, pp: 1389-1396, [cit. 2015-3-21]. ISSN: 0195-9131. Dostupné na WWW: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.15.1b/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00005768-200408000-00018&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>.

ROWLANDS, A. V., MARGINSON, V. F., LEE, J. 2003. Chronic flexibility gains: effect of isometric contraction duration during proprioceptive neuromuscular facilitation

- stretching techniques. *Research quarterly for exercise and sport*. 2003, vol. 74, no. 1, pp. 47-51, [cit. 1. 4. 2015]. ISSN 0270-1367. Dostupné na WWW: <http://search.proquest.com/docview/218549382/13DBAB61B61685067C1/1?accountid=16730>.
- RIACH, C. L. and STARKES, J. L. 1994. Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait and Posture*. 1994, vol. 2, no. 3, pp. 167-172, [cit. 2015-2-21]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636294900043>.
- RYAN, E. E., ROSSI M. D., LOPEZ R. 2010. The effects of the contract-relax-antagonist- contract form of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on postural stability. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010, vol. 24, no.7, pp. 1888–1894, [cit. 2014–11–23]. ISSN: 1064-8011. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20555281>.
- SHARMAN, M. J., CRESSEWELL, A. G. and RIEK, S. 2006. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching: Mechanisms and Clinical Implications. *Sports Medicine*. 2006, vol. 36, no. 11, pp. 929–939, [cit. 2015–1–23]. ISSN: 1179-2035. Dostupné na WWW: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=ba1f37f9-b3b8-4762-8626-f5cc4fc7771e%40sessionmgr112&vid=1&hid=124>.
- SHEARD, P. W., PAINE, T. J. 2010. Optimal contraction intensity during proprioceptive neuromuscular facilitation for maximal increase of range of motion. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010, vol. 24, no. 2, pp. 416-421, [cit. 10. 4. 2015]. ISSN 1064-8011. Dostupné na WWW: <http://search.proquest.com/docview/213096723>.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Translating Research into Clinical Practice*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2012. ISBN: 9781451117103.
- SIMONEAU, G. G., ULBRECHT, J. S., DERR, J. A. and CAVANAGH, P.R. 1995. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and Posture*. 1995, vol. 3, no. 3, pp. 115–122, [cit. 2015–2–23]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/096663629599061O#>.

- SKOPOVÁ, M. a ZÍTKO, M. 2013. *Základní gymnastika*. 3. vyd. Praha: Karolinum, Univerzita Karlova v Praze, 2013. ISBN: 978-80-246-2194-4.
- TALANTOLA, J., NARDONE, A., TACCHINI, E. and SCHIEPPATI, M. 1997. Human stance stability improves with the repetition of the task: Effect of foot position and visual condition. *Neuroscience letters*. 1997, vol. 228, no. 2, pp. 75–78, [cit. 2015–3–20]. ISSN: 0304-3940. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394097003704#>.
- TROJAN, S., et al. 2003. *Lékařská fyziologie*. 4.vyd. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN: 80-247-0512-5.
- VALKOVIČ, P. 2007. Diagnostická síla klinických testů a statickéj posturografie v predikcii pádů u pacientů s Parkinsonovou chorobou. *Neurologie pro praxi*. 2007, roč. 8, č. 6, s. 367–370. ISSN: 1213-1814.
- 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.
- VAŘEKA et al. 2001. The comparison of the postural stability in the sighted and the blind. *Proceedings of the 6th and 15th Congress of the German Society of Sport Science*. Köln am Rhein, 2001, s. 594.
- 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., ČUMPELÍK, J. A PAVLŮ, D. 2001. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001. Č. 3, ss. 103–105. ISSN: 1211-2658.
- VÉLE, F. 1995. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. ISBN: 80-7184-100-5.
- WIART, L., DARRAH, J., and KEMBHAVI, G. 2008. Stretching with children with cerebral palsy: what do we know and where are we going? *Pediatric Physical Therapy*. 2008, vol. 20, no. 2, pp. 173-178, [cit. 2015-2-21]. ISSN: 0898-5669. Dostupné na WWW:

[http://journals.lww.com/pedpt/Fulltext/2008/02020/Strečink_with_Children_w
ith_Cerebral_Palsy_What.8.aspx](http://journals.lww.com/pedpt/Fulltext/2008/02020/Strečink_with_Children_with_Cerebral_Palsy_What.8.aspx).

YOUNG, W. and ELLIOT, 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*. 2001, vol. 72, no. 3, pp 273-279, [cit. 2015-3-21]. ISSN: 0270-1367. Dostupné na WWW:

<http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/02701367.2001.10608960>.

ZOUNKOVÁ, I., a KOLÁŘ, P. 2009. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*, in KOLÁŘ, P. et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén. 2009. ISBN: 978-80-7262-657-1.

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 – antagonistka kontrakce (technika PNF strečinku)

CR – kontrakce relaxace (technika PNF strečinku)

DP – diplomová práce

EBM – Evidence Based Medicine

EMG – elektromyografie

EX – extenze

FL – Forward Lunge

FX – flexe

GTOs – Golgiho šlachová tělíska

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

IN – interneuron

LOS – Limits of Stability

m. – musculus, sval

MCT - Motor Control Test

MN – motoneuron

MTU – svalově – šlachová jednotka (Muscle Tendon Unit)

OM – oposite muscle (antagonista protahovaného svalu)

p – hladina statistické významnosti

p. – page (strana)

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

RI – reciproční inhibice

ROM – range of motion (rozsah pohybu)

s. – strana

TM – target muscle (protahovaný sval)

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Obrázek 1: Koncepční model systémů podílejících se na posturální kontrole (upraveno dle Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 165)..... | 12 |
| Obrázek 2: Mechanismus, kterým RI přispívá k účinnosti PNF strečinku (upraveno dle: Sharmann et al., 2006, p. 933)..... | 26 |
| Obrázek 3: Posturograf NeuroCom (převzato z: Balance Manager Systems, Clinical Interpretation Guide, www.onblance.com)..... | 28 |
| Obrázek 4: Motor Control Test (převzato z: Balance Manager Systems, Clinical Interpretation Guide, www.onblance.com)..... | 29 |
| Obrázek 5: Adaptation test (převzato z: Balance Manager Systems, Clinical Interpretation Guide, www.onblance.com)..... | 30 |
| Obrázek 6: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling – MCT experimentální skupiny před PNF strečinkem a po něm..... | 41 |
| Obrázek 7: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Latency – MCT experimentální skupiny před PNF strečinkem a po něm | 41 |
| Obrázek 8: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling – MCT kontrolní skupiny..... | 42 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Obrázek 9: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Latency – MCT kontrolní skupiny..... | 43 |
| Obrázek 10: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot AT experimentální skupiny před PNF strečkem a po něm..... | 44 |
| Obrázek 11: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot AT kontrolní skupiny..... | 45 |
| Obrázek 12: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot testu LOS experimentální skupiny před PNF strečkem a po něm..... | 46 |
| Obrázek 13: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Movement Velocity testu LOS kontrolní skupiny..... | 47 |
| Obrázek 14: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Maximum Excursion testu LOS kontrolní skupiny..... | 48 |
| Obrázek 15: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru distance testu FL před PNF strečkem a po něm..... | 49 |
| Obrázek 16: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Impact Index testu FL kontrolní skupiny..... | 50 |
| Obrázek 17: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Contact Time testu FL kontrolní skupiny..... | 51 |
| Obrázek 18: Grafické znázornění statisticky významného rozdílu průměrných hodnot parametru Force Impulse testu FL kontrolní skupiny..... | 51 |
| Obrázek 19: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) v reakci na pohyb plošiny) mezi experimentální a kontrolní skupinou..... | 52 |

- Obrázek 20:** Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Latency (čas v milisekundách mezi počátkem translace plošiny a reakcí pacienta) mezi experimentální a kontrolní skupinou.... 53
- Obrázek 21:** Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Strength Symmetry (průměrná silová odpověď během translací v procentech) mezi experimentální a kontrolní skupinou... 53
- Obrázek 22:** Srovnání průměrných (%) rozdílů síly generované probandem mezi experimentální a kontrolní skupinou..... 54
- Obrázek 23:** Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů hodnot parametru Maximum Excursion (MXE - bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze) testu LOS experimentální a kontrolní skupiny..... 55
- Obrázek 24:** Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů hodnot parametru Maximum Excursion (MXE - bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze) testu LOS experimentální a kontrolní skupiny..... 55
- Obrázek 25:** Srovnání průměrných (%) rozdílů parametrů Distance, Impact Index, Contact Time, Force Impulse mezi experimentální a kontrolní skupinou..... 56
- Obrázek 26:** Grafické znázornění průměrných procentuálních rozdílů mezi parametry Amplitude Scaling (AS - amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) v reakci na pohyb plošiny) a reakční síly generované probandem k minimalizaci vychylek plošiny (Toes Up a Toes Down) před intervencí a po intervenci experimentální a kontrolní skupiny..... 57

SEZNAM TABULEK

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabulka 1: Popisná statistika a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty MCT před PNF strečinkem a po něm..... | 40 |
| Tabulka 2: Popisná statistika a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty MCT kontrolní skupiny..... | 42 |
| Tabulka 3: Popisná statistika a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty AT před PNF strečinkem a po něm..... | 44 |
| Tabulka 4: Popisná statistika a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty AT kontrolní skupiny..... | 45 |
| Tabulka 5: Popisná statistika a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu LOS před PNF strečinkem a po něm..... | 46 |
| Tabulka 6: Popisná statistika a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu LOS kontrolní skupiny..... | 47 |
| Tabulka 7: Popisná statistika a hodnota p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu FL před PNF strečinkem a po něm..... | 49 |
| Tabulka 8: Popisná statistika a hodnota p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu FL kontrolní skupiny..... | 50 |
| Tabulka 9: Popisná statistika a hodnoty p (statisticky významných veličin testu LOS) porovnávající průměrné hodnoty rozdílů (%) parametrů naměřených před intervencí a po intervenci mezi experimentální a kontrolní skupinou..... | 54 |
| Tabulka 10: Porovnání průměrných rozdílů <i>Amplitude Scaling a reakčních sil</i> naměřených před intervencí a po intervenci mezi experimentální a kontrolní skupinou..... | 57 |

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Informovaný souhlas

Příloha 2. Anamnestický dotazník

Příloha 3. Pohybové strategie k udržení rovnováhy (Shumway-Cook a Woollacott, 2001)

Příloha 4. Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT experimentální skupiny

Příloha 5. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu LOS experimentální skupiny

Příloha 6. Tabulka statisticky zpracovaných dat AT experimentální skupiny

Příloha 7. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu FL experimentální skupiny

Příloha 8. Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT kontrolní skupiny

Příloha 9. Tabulka statisticky zpracovaných dat AT kontrolní skupiny

Příloha 10. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu FL kontrolní skupiny

Příloha 11. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu LOS kontrolní skupiny

PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro diplomovou práci: Efekt PNF strečinku svalů I. diagonály extenčního vzoru dolní končetiny na posturální stabilitu

období realizace: 16. 4. 2014 – 30. 4. 2015

řešitelé projektu: Bc. Jana Martínková

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na diplomové práci, jejímž cílem je zhodnotit rozdíly v udržení rovnováhy před a po protažení svalů dolních končetin. Měření se uskuteční v kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace FNOL pomocí balančního přístroje s názvem posturograf. Měření probíhá ve stoji na tensometrické (tlakové) plošině. Protažení svalů dolních končetin bude provádět edukovaná studentka fyzioterapie. Celková doba měření včetně protažení nepřesáhne 60 minut. Z účasti na diplomové práci pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: výhodou je osobní zkušenost s přístrojovým měřením posturální stability. Pokud s účastí na diplomové práci souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

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

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné

vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a , že mám možnost kdykoliv od spolupráce na diplomové práci odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba a druhý řešitel diplomové práce.

Jméno, příjmení a podpis řešitele diplomové práce: _____
_____ V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka diplomové práce: _____
_____ ATID posturografu: _____ V _____ dne: _____

Příloha 2. Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Jméno probanda: _____

Datum narození: _____

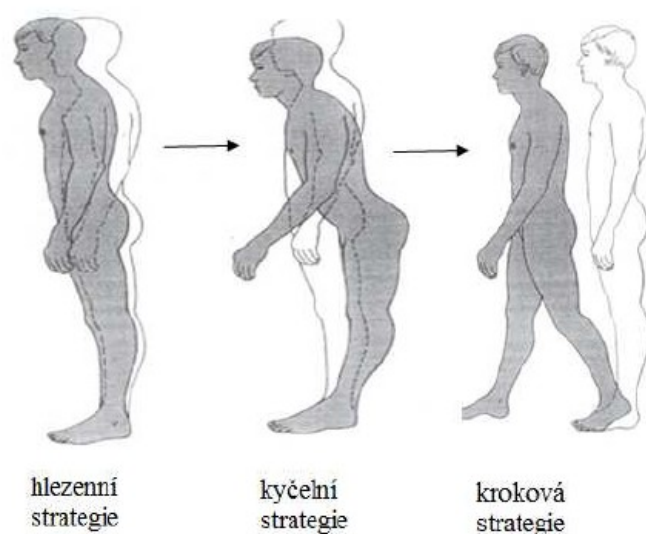
ATID v rámci POSTUROGRAFU: _____

Proband v uplynulých 5 letech neprodělal úraz dolních končetin a v současné době se neléčí s jiným traumatologickým, ortopedickým či neurologickým problémem v oblasti dolních končetin.

Ano

Ne

Pokud má proband problém v oblasti dolních končetin, jaký?



Příloha 3. Pohybové strategie k udržení rovnováhy (upraveno dle Shumway-Cook a Woollacott, 2012, p. 172)

Příloha 4. Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT experimentální skupiny

| MCT - Experimentální | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p | typ testu |
|----------------------|------------------|-------|--------|--------|-------------------|-------|--------|--------|-------|----------|-----------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| Lat. SIN Back | 126,67 | 8,33 | 120 | 146,67 | 130 | 10 | 113,33 | 173,33 | 0,31 | 0,76 | Wilcoxonův test |
| Lat. SIN For | 126,67 | 13,33 | 106,67 | 180 | 123,33 | 15 | 103,33 | 166,67 | 1,61 | 0,11 | Wilcoxonův test |
| Lat. DX Back | 128,00 | 8,61 | 113,33 | 143,33 | 128,50 | 12,91 | 110,00 | 166,67 | -0,20 | 0,84 | T test |
| Lat. DX For | 130 | 6,67 | 110 | 176,67 | 123,33 | 8,33 | 100 | 166,67 | 2,04 | 0,041798 | Wilcoxonův test |
| AS SIN Back | 5,77 | 2,68 | 2,00 | 12,00 | 4,17 | 2,68 | 2,00 | 9,00 | 5,20 | 0,000050 | T test |
| AS SIN For | 6,13 | 2,80 | 2,33 | 12,33 | 5,03 | 2,16 | 2,00 | 10,00 | 3,18 | 0,004887 | T test |
| AS DX Back | 4,5 | 3,33 | 2 | 14 | 3,33 | 2,67 | 2 | 10,33 | 3,64 | 0,000276 | Wilcoxonův test |
| AS DX For | 5,33 | 2,83 | 2 | 15 | 4,67 | 1,83 | 2 | 12 | 3,50 | 0,000463 | Wilcoxonův test |
| SS Back | 96,47 | 14,70 | 72,67 | 121,67 | 96,47 | 16,13 | 59,33 | 121,00 | 0,59 | 0,56 | T test |
| SS For | 99,48 | 12,43 | 76,67 | 120 | 97,38 | 12,59 | 73,67 | 115,33 | 0,88 | 0,39 | T test |

Legenda k příloze 4: MCT - Motor Control Test, AS - Amplitude Scaling (amplituda výchylek silové odpovědi), SIN - levý, Back - směr podtržení dozadu, For - směr podtržení dopředu, DX - pravý, Lat - latence (čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí probanda), SS - Strength Symmetry - (průměrná silová odpověď během translací v %), n - počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, t - hodnota testové statistiky T testu, Z - hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně - statisticky významný výsledek

Příloha 5. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu LOS experimentální skupiny

| LOS - Experimentální | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p | typ testu |
|----------------------|------------------|-------|------|------|-------------------|-------|------|------|-------|----------|-----------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| MVL 1 | 5,7 | 4,30 | 2,5 | 11,1 | 5,75 | 2,35 | 3,6 | 10,9 | 0,07 | 0,95 | Wilcoxonův test |
| MVL 2 | 6,1 | 4,85 | 3,3 | 20 | 6,6 | 3,55 | 4 | 13,5 | 0,04 | 0,97 | Wilcoxonův test |
| MVL 3 | 6,95 | 4,45 | 2,8 | 20,3 | 7,9 | 4,80 | 3,9 | 11,2 | 0,60 | 0,55 | Wilcoxonův test |
| MVL 4 | 6,175 | 2,07 | 2,7 | 10,7 | 5,72 | 2,26 | 2,4 | 10 | 0,79 | 0,44 | T test |
| MVL 5 | 3,61 | 1,06 | 2 | 5,3 | 3,71 | 1,15 | 1,7 | 6,1 | -0,33 | 0,75 | T test |
| MVL6 | 5,675 | 2,17 | 2,9 | 11,7 | 6,45 | 1,88 | 2,9 | 11,2 | -1,30 | 0,21 | T test |
| MVL 7 | 7,345 | 2,01 | 4,3 | 11,9 | 7,9 | 2,54 | 3,9 | 12,9 | -0,89 | 0,39 | T test |
| MVL 8 | 6,925 | 2,12 | 3,3 | 10,7 | 7,395 | 2,68 | 3,2 | 12,9 | -0,71 | 0,49 | T test |
| EPE 1 | 77,9 | 21,14 | 26 | 106 | 79,05 | 15,68 | 51 | 102 | -0,34 | 0,74 | T test |
| EPE 2 | 92,5 | 17,00 | 18 | 106 | 96,5 | 18,50 | 59 | 111 | 1,16 | 0,25 | Wilcoxonův test |
| EPE 3 | 78,5 | 18,00 | 16 | 97 | 83,5 | 19,00 | 69 | 96 | 1,75 | 0,08 | Wilcoxonův test |
| EPE 4 | 76,95 | 13,82 | 45 | 97 | 77,95 | 13,89 | 54 | 106 | -0,28 | 0,78 | T test |
| EPE 5 | 52 | 13,54 | 31 | 79 | 53,55 | 11,31 | 36 | 80 | -0,58 | 0,57 | T test |
| EPE 6 | 82 | 13,67 | 55 | 110 | 85,5 | 14,59 | 53 | 109 | -1,10 | 0,28 | T test |
| EPE 7 | 83,1 | 7,70 | 72 | 102 | 85,05 | 10,02 | 65 | 101 | -0,74 | 0,47 | T test |
| EPE 8 | 93,85 | 11,78 | 72 | 115 | 93,6 | 12,27 | 65 | 112 | 0,10 | 0,92 | T test |
| MXE 1 | 96,5 | 14,00 | 70 | 118 | 100 | 11,50 | 73 | 105 | 0,74 | 0,46 | Wilcoxonův test |
| MXE 2 | 100 | 7,50 | 68 | 106 | 101 | 10,00 | 75 | 113 | 0,73 | 0,47 | Wilcoxonův test |
| MXE 3 | 86,75 | 7,23 | 69 | 97 | 88,7 | 7,87 | 76 | 101 | -1,62 | 0,12 | T test |
| MXE 4 | 88,8 | 8,40 | 73 | 103 | 88,5 | 9,08 | 74 | 108 | 0,20 | 0,84 | T test |
| MXE 5 | 68,25 | 8,33 | 46 | 79 | 65,95 | 6,64 | 53 | 80 | 1,16 | 0,26 | T test |
| MXE 6 | 92,75 | 8,33 | 77 | 110 | 94,05 | 8,64 | 79 | 109 | -0,72 | 0,48 | T test |
| MXE 7 | 90,75 | 6,51 | 78 | 102 | 91,4 | 7,96 | 76 | 103 | -0,34 | 0,74 | T test |
| MXE 8 | 101,5 | 13,00 | 87 | 115 | 101,5 | 7,00 | 78 | 112 | 0,18 | 0,86 | Wilcoxonův test |
| DCL 1 | 92,5 | 8,50 | 67 | 98 | 92 | 6,00 | 72 | 98 | 0,66 | 0,51 | Wilcoxonův test |
| DCL 2 | 83 | 14,00 | 45 | 96 | 83 | 15,00 | 60 | 96 | 0,22 | 0,82 | Wilcoxonův test |
| DCL 3 | 81,05 | 8,27 | 67 | 95 | 83,2 | 6,30 | 73 | 95 | -1,58 | 0,13 | T test |
| DCL 4 | 71 | 16,50 | 18 | 81 | 71 | 11,50 | 53 | 79 | 0,74 | 0,46 | Wilcoxonův test |
| DCL 5 | 70,45 | 15,66 | 26 | 89 | 75,1 | 12,99 | 48 | 93 | -1,65 | 0,12 | T test |
| DCL 6 | 65,55 | 7,94 | 51 | 79 | 63,65 | 12,35 | 36 | 81 | 0,80 | 0,43 | T test |
| DCL 7 | 87,55 | 5,71 | 76 | 97 | 87 | 4,65 | 76 | 92 | 0,55 | 0,59 | T test |
| DCL 8 | 83 | 10,50 | 51 | 97 | 86,5 | 13,50 | 68 | 95 | 1,65 | 0,10 | Wilcoxonův test |
| RT 1 | 0,55 | 0,30 | 0,39 | 1,31 | 0,58 | 0,16 | 0,41 | 1,38 | 0,63 | 0,53 | Wilcoxonův test |
| RT 2 | 0,53 | 0,25 | 0,37 | 1,2 | 0,53 | 0,17 | 0,39 | 1,49 | 0,07 | 0,95 | Wilcoxonův test |
| RT 3 | 0,525 | 0,26 | 0,39 | 1,34 | 0,55 | 0,17 | 0,34 | 1,31 | 1,10 | 0,27 | Wilcoxonův test |
| RT 4 | 0,56 | 0,29 | 0,37 | 1,26 | 0,57 | 0,29 | 0,43 | 1,37 | 1,21 | 0,23 | Wilcoxonův test |
| RT 5 | 0,52 | 0,15 | 0,3 | 1,22 | 0,55 | 0,18 | 0,35 | 0,98 | 0,60 | 0,55 | Wilcoxonův test |
| RT 6 | 0,55 | 0,43 | 0,36 | 1,32 | 0,59 | 0,23 | 0,4 | 0,93 | 2,05 | 0,040136 | Wilcoxonův test |
| RT 7 | 0,57 | 0,42 | 0,37 | 1,54 | 0,49 | 0,23 | 0,37 | 1,19 | 2,05 | 0,040136 | Wilcoxonův test |
| RT 8 | 0,57 | 0,16 | 0,36 | 0,85 | 0,57 | 0,16 | 0,39 | 1,38 | 0,78 | 0,43 | Wilcoxonův test |

Legenda k příloze 5: LOS - Limits of Stability, 1 – směr dopředu, 2 – dopředu doprava, 3 – doprava, 4 – dozadu doprava, 5 – dozadu, 6 – dozadu doleva, 7 – doleva, 8 – dopředu doleva, Reaction Time (RT) – rychlost reakce od zaznění zvukového signálu (ms), Movement Velocity (MVL) – průměrná rychlost COP při dosažení bodu (°/s), Endpoint Excursion (EPE) – bod prvního maximálního vychýlení COP bez zaváhání (%), Directional Control (DCL) – výchylky od přímého směru pohybu, kdy 100 % znamená přímý směr a hodnoty pod 100 % znamenají odchylky od přímého směru, Maximum Excursion (MXE) – bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, t – hodnota testové statistiky T testu, Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 6. Tabulka statisticky zpracovaných dat AT experimentální skupiny

| AT - Experimentální | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p | typ testu |
|---------------------|------------------|-------|------|------|-------------------|------|------|------|------|----------|-----------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| Toes Up | 67,43 | 10,01 | 49,6 | 83,2 | 54,06 | 6,47 | 44,6 | 70 | 6,96 | 0,000001 | T test |
| Toes Down | 40,84 | 5,21 | 27,8 | 50,4 | 37,99 | 4,95 | 28,4 | 45,8 | 5,23 | 0,000048 | T test |

Legenda k příloze 6: AT - Adaptation Test, Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes Down plošina se naklápí tak, že prsty směřují dolů, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$ t – hodnota testové statistiky T testu, Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 7. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu FL experimentální skupiny

| FL - Experimentální | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p | typ testu |
|---------------------|------------------|-------|-------|--------|-------------------|-------|-------|--------|-------|----------|-----------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| Distance, SIN | 54,43 | 5,19 | 42,33 | 64 | 55,47 | 5,15 | 45 | 62,33 | -1,68 | 0,11 | T test |
| Distance, DX | 54,88 | 5,06 | 46,00 | 67 | 56,63 | 3,99 | 48,33 | 63,67 | -2,29 | 0,033497 | T test |
| Im. I. SIN | 42,27 | 9,41 | 27,67 | 61,67 | 39,60 | 7,49 | 25 | 54,33 | 1,51 | 0,15 | T test |
| Im. I. DX | 40,98 | 10,10 | 26,67 | 63,33 | 40,23 | 9,22 | 25 | 62,33 | 0,50 | 0,62 | T test |
| Co. T. SIN | 0,92 | 0,13 | 0,67 | 1,14 | 0,91 | 0,16 | 0,62 | 1,36 | 0,74 | 0,47 | T test |
| Co. T. DX | 0,84 | 0,22 | 0,58 | 1,19 | 0,865 | 0,16 | 0,66 | 1,41 | 0,78 | 0,43 | Wilcoxonův test |
| Fo. I. SIN | 104,88 | 12,05 | 84,00 | 123 | 103,07 | 14,54 | 79 | 145,33 | 0,86 | 0,40 | T test |
| Fo. I. DX | 97,17 | 23,33 | 67,67 | 130,33 | 99,67 | 13,50 | 83,33 | 152 | 0,85 | 0,40 | Wilcoxonův test |

Legenda k příloze 7: FL - Forward Lunge (výpad vpřed), Distance – průměrná délka kroku vzhledem k výšce v %, Im. I. – Impact Index - průměrná síla v době došlapu na podložku vzhledem k hmotnosti probanda (%), Co. T. - Contact Time - doba kontaktu výpadové DK s podložkou (s), Fo. I. - Force Impulse - průměrná síla výpadové DK v době odrazu od podložky (%/s), DX – pravo, SIN – levo, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, t – hodnota testové statistiky T testu, Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 8. Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT kontrolní skupiny

| MCT - Kontrolní | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p hodnota | Typ testu |
|-----------------|------------------|-------|--------|--------|-------------------|-------|--------|--------|-------|-----------|-----------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| Lat. SIN Back | 125,00 | 8,33 | 120,00 | 136,67 | 126,67 | 15,00 | 110,00 | 143,33 | 0,44 | 0,66 | Wilcoxonův test |
| Lat. SIN For | 130,83 | 13,02 | 113,33 | 163,33 | 128,77 | 10,49 | 110,00 | 146,67 | 0,88 | 0,39 | T test |
| Lat. DX Back | 130,00 | 5,00 | 116,67 | 136,67 | 121,67 | 13,33 | 110,00 | 136,67 | 2,51 | 0,012146 | Wilcoxonův test |
| Lat. DX For | 129,50 | 9,93 | 116,67 | 156,67 | 129,00 | 9,74 | 116,67 | 153,33 | 0,22 | 0,83 | T test |
| AS SIN Back | 5,67 | 1,67 | 2,33 | 12,00 | 3,50 | 1,67 | 2,00 | 12,67 | 3,74 | 0,000182 | Wilcoxonův test |
| AS SIN For | 6,35 | 2,17 | 3,67 | 10,33 | 4,80 | 1,78 | 2,33 | 9,00 | 4,51 | 0,000241 | T test |
| AS DX Back | 5,67 | 2,17 | 2,67 | 13,33 | 4,00 | 1,33 | 2,00 | 10,67 | 3,82 | 0,000132 | Wilcoxonův test |
| AS DX For | 6,50 | 2,83 | 4,33 | 9,00 | 4,83 | 2,17 | 3,33 | 7,00 | 3,70 | 0,000214 | Wilcoxonův test |
| SS Back | 99,47 | 11,29 | 81,00 | 122,33 | 102,55 | 12,22 | 79,33 | 125,67 | -1,09 | 0,29 | T test |
| SS For | 101,62 | 9,18 | 87,67 | 119,33 | 103,27 | 10,83 | 79,33 | 122,00 | -0,74 | 0,47 | T test |

Legenda k příloze 8: MCT - Motor Control Test, AS – Amplitude Scaling (amplituda výchylek silové odpovědi), SIN – levý, Back – směr podtržení dozadu, For – směr podtržení dopředu, DX – pravý, Lat – latence (čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí probanda), SS - Strength Symmetry – (průměrná silová odpověď během translací v procentech), n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, t – hodnota testové statistiky T testu, Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 9. Tabulka statisticky zpracovaných dat AT kontrolní skupiny

| AT - Kontrolní | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p hodnota | Typ testu |
|----------------|------------------|-------|------|-------|-------------------|------|------|------|----------|--------------|-----------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| Toes Up | 71,4 | 11,90 | 48,4 | 133,2 | 57,9 | 9,60 | 48,6 | 80 | 3,51 | 0,000449 | Wilcoxonův test |
| Toes Down | 43,03 | 5,26 | 31 | 53,2 | 38,77 | 3,89 | 32,2 | 44,2 | 5,077112 | 0,000067 | T test |

Legenda k příloze 9: AT - Adaptation Test, Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes Down plošina se naklápí tak, že prsty směřují dolů, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, t – hodnota testové statistiky T testu, Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 10. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu FL kontrolní skupiny

| FL - Kontrolní | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p hodnota | Typ testu |
|----------------|------------------|-------|-------|--------|-------------------|-------|-------|--------|-------|--------------|-----------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| Dis, SIN | 53,67 | 5,39 | 45,67 | 67,00 | 54,00 | 4,35 | 46,00 | 61,67 | -0,54 | 0,60 | T test |
| DIS DX | 53,85 | 4,79 | 45,67 | 63,67 | 54,88 | 4,20 | 48,67 | 66,00 | -1,62 | 0,12 | T test |
| Im. I. SIN | 47,53 | 14,79 | 30,00 | 80,33 | 42,38 | 11,08 | 24,33 | 55,67 | 1,76 | 0,09 | T test |
| Im. I. DX | 46,38 | 13,06 | 24,00 | 75,33 | 41,43 | 9,18 | 22,00 | 1,15 | 2,31 | 0,032081 | T test |
| Co. T. SIN | 0,94 | 0,15 | 0,72 | 1,27 | 0,87 | 0,16 | 0,60 | 1,27 | 2,80 | 0,011446 | T test |
| Co. T. DX | 0,91 | 0,14 | 0,70 | 1,18 | 0,89 | 0,17 | 0,58 | 1,27 | 0,94 | 0,36 | T test |
| Fo. I. SIN | 107,87 | 13,77 | 87,00 | 139,33 | 102,65 | 13,78 | 84,00 | 126,33 | 2,22 | 0,038607 | T test |
| Fo. I. DX | 104,83 | 18,50 | 86,67 | 129,67 | 103,50 | 24,17 | 75,00 | 441,67 | 0,63 | 0,53 | Wilcoxonův test |

Legenda k příloze 10: FL - Forward Lunge (výpad vpřed), Distance – průměrná délka kroku vzhledem k výšce v %, Im. I. – Impact Index - průměrná síla v době došlapu na podložku vzhledem k hmotnosti probanda (%), Co. T. - Contact Time - doba kontaktu výpadové DK s podložkou (s), Fo. I. - Force Impulse - průměrná síla výpadové DK v době odrazu od podložky (%/s), DX – pravo, SIN – levo, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, t – hodnota testové statistiky T testu, Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 11. Tabulka statisticky zpracovaných dat testu LOS kontrolní skupiny

| LOS - Kontrolní | Vstupní (n = 20) | | | | Výstupní (n = 20) | | | | t, Z | p hodnota | Typ testu |
|-----------------|------------------|-------|------|------|-------------------|-------|------|------|-------|--------------|-----------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | | |
| MVL 1 | 5,9 | 2,7 | 3 | 11,8 | 4,65 | 4 | 2 | 11,2 | 0,69 | 0,49 | Wilcoxonův test |
| MVL 2 | 7,26 | 3,02 | 2,5 | 12,1 | 7,60 | 3,26 | 2,9 | 12,6 | -0,54 | 0,59 | T test |
| MVL 3 | 7,46 | 2,71 | 2,6 | 13,5 | 7,34 | 2,99 | 3,5 | 14,7 | 0,17 | 0,87 | T test |
| MVL 4 | 5,69 | 2,39 | 2,3 | 10 | 5,74 | 1,97 | 2,5 | 9,5 | -0,10 | 0,92 | T test |
| MVL 5 | 3,14 | 1,16 | 1,6 | 5,6 | 3,44 | 0,99 | 1,6 | 5,1 | -0,88 | 0,39 | T test |
| MVL 6 | 5,1 | 4,4 | 1,7 | 11,7 | 5,85 | 3,4 | 3,6 | 12 | 0,63 | 0,53 | Wilcoxonův test |
| MVL 7 | 7,78 | 3,00 | 3 | 13,6 | 8,91 | 2,58 | 3,3 | 13,8 | -2,80 | 0,01134 | T test |
| MVL 8 | 7,66 | 2,85 | 3,3 | 11,9 | 8,93 | 2,18 | 4,4 | 12,7 | -2,65 | 0,015783 | T test |
| EPE 1 | 92 | 22 | 42 | 106 | 84,5 | 17,5 | 60 | 100 | 1,79 | 0,07 | Wilcoxonův test |
| EPE 2 | 89,7 | 11,01 | 67 | 115 | 90,3 | 10,00 | 69 | 104 | -0,21 | 0,84 | T test |
| EPE 3 | 80,05 | 9,62 | 59 | 95 | 81,35 | 7,98 | 65 | 101 | -0,51 | 0,61 | T test |
| EPE 4 | 73,5 | 18 | 56 | 116 | 76 | 26 | 45 | 114 | 0,17 | 0,87 | Wilcoxonův test |
| EPE 5 | 50,3 | 12,53 | 32 | 73 | 47,05 | 9,78 | 28 | 61 | 1,22 | 0,24 | T test |
| EPE 6 | 71 | 30,5 | 42 | 111 | 82 | 26,5 | 54 | 95 | 0,41 | 0,68 | Wilcoxonův test |
| EPE 7 | 83,4 | 8,36 | 68 | 97 | 86,2 | 6,96 | 72 | 96 | -1,63 | 0,12 | T test |
| EPE 8 | 91,45 | 6,66 | 80 | 101 | 90,8 | 8,35 | 79 | 105 | 0,34 | 0,74 | T test |
| MXE 1 | 94 | 10,10 | 70 | 106 | 90,5 | 10,04 | 73 | 105 | 3,06 | 0,006438 | T test |
| MXE 2 | 95 | 5,5 | 83 | 115 | 95 | 7,5 | 74 | 105 | 0,09 | 0,93 | Wilcoxonův test |
| MXE 3 | 87,3 | 6,86 | 71 | 99 | 87,4 | 7,32 | 69 | 101 | -0,08 | 0,94 | T test |
| MXE 4 | 82,6 | 12,17 | 59 | 116 | 80,9 | 13,40 | 56 | 114 | 0,78 | 0,45 | T test |
| MXE 5 | 58,2 | 10,78 | 39 | 76 | 57,15 | 10,40 | 38 | 73 | 0,57 | 0,58 | T test |
| MXE 6 | 87,3 | 15,23 | 62 | 111 | 85,55 | 11,00 | 58 | 100 | 0,68 | 0,50 | T test |
| MXE 7 | 91,5 | 7 | 81 | 101 | 93 | 8,5 | 81 | 99 | 0,93 | 0,35 | Wilcoxonův test |
| MXE 8 | 97,85 | 4,70 | 87 | 105 | 96,9 | 6,48 | 80 | 106 | 0,71 | 0,49 | T test |
| DCL 1 | 95 | 3,5 | 88 | 98 | 94 | 5 | 85 | 97 | 0,87 | 0,38 | Wilcoxonův test |
| DCL 2 | 87,5 | 8,5 | 55 | 96 | 88,5 | 7,5 | 66 | 94 | 0,06 | 0,95 | Wilcoxonův test |
| DCL 3 | 81,85 | 7,52 | 64 | 92 | 84,4 | 6,20 | 69 | 95 | -1,70 | 0,10 | T test |
| DCL 4 | 66,1 | 11,88 | 37 | 83 | 69,6 | 12,54 | 44 | 89 | -1,48 | 0,16 | T test |
| DCL 5 | 82 | 12,5 | 0 | 93 | 82 | 17 | 39 | 96 | 0,22 | 0,82 | Wilcoxonův test |
| DCL 6 | 64,4 | 11,99 | 43 | 84 | 62,6 | 12,46 | 38 | 87 | 0,55 | 0,59 | T test |
| DCL 7 | 86,5 | 7 | 72 | 93 | 88,5 | 9,5 | 75 | 94 | 1,37 | 0,17 | Wilcoxonův test |
| DCL 8 | 88,5 | 15 | 71 | 97 | 87 | 8,5 | 71 | 93 | 0,43 | 0,67 | Wilcoxonův test |
| RT 1 | 0,53 | 0,18 | 0,22 | 0,95 | 0,57 | 0,22 | 0,41 | 1,17 | 1,57 | 0,12 | Wilcoxonův test |
| RT 2 | 0,47 | 0,18 | 0,35 | 0,73 | 0,50 | 0,15 | 0,38 | 0,97 | 0,52 | 0,60 | Wilcoxonův test |
| RT 3 | 0,46 | 0,11 | 0,34 | 1,39 | 0,51 | 0,14 | 0,34 | 0,78 | 1,21 | 0,23 | Wilcoxonův test |
| RT 4 | 0,52 | 0,17 | 0,33 | 1,11 | 0,54 | 0,17 | 0,39 | 1,26 | 0,02 | 0,99 | Wilcoxonův test |
| RT 5 | 0,5 | 0,28 | 0,36 | 1,23 | 0,57 | 0,32 | 0,33 | 1,04 | 0,07 | 0,94 | Wilcoxonův test |
| RT 6 | 0,59 | 0,26 | 0,33 | 1,39 | 0,55 | 0,20 | 0,38 | 1,16 | 1,27 | 0,20 | Wilcoxonův test |
| RT 7 | 0,51 | 0,27 | 0,32 | 1,11 | 0,50 | 0,13 | 0,33 | 0,91 | 0,88 | 0,38 | Wilcoxonův test |
| RT 8 | 0,51 | 0,24 | 0,35 | 0,9 | 0,57 | 0,18 | 0,37 | 1,41 | 1,21 | 0,23 | Wilcoxonův test |

Legenda k příloze 11: LOS - Limits of Stability, 1 – směr dopředu, 2 – dopředu doprava, 3 – doprava, 4 – dozadu doprava, 5 – dozadu, 6 – dozadu doleva, 7 – doleva, 8 – dopředu doleva, Reaction Time (RT) – rychlost reakce od zaznění zvukového signálu (ms), Movement Velocity (MVL) – průměrná rychlost COP při dosažení bodu (°/s), Endpoint Excursion (EPE) – bod prvního maximálního vychýlení COP bez zaváhání (%), Directional Control (DCL) – výchylky od přímého směru pohybu, kdy 100 % znamená přímý směr a hodnoty pod 100 % znamenají odchylky od přímého směru, Maximum Excursion (MXE) – bod maximálního vychýlení COP beze změny opěrné báze, n – počet osob, hladina významnosti $p \leq 0,05$, t – hodnota testové statistiky T testu, Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, červeně – statisticky významný výsledek