

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Jitka Širmarová

Strečink trupových svalů a posturální stabilita u běžců

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Anna Zelená

Olomouc 2015

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

Olomouc 19. června 2015

podpis

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Strečink trupových svalů a posturální stabilita u běžců

Název práce v AJ: Stretching trunk muscles and postural stability for runners

Datum zadání: 2014-02-28

Datum odevzdání: 2015-06-19

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Jitka Širmarová

Vedoucí práce: Mgr. Anna Zelená

Oponent práce: doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv strečinku (postizometrické relaxace) vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu u pravidelně sportujících běžců. Dílčím cílem bylo posouzení vlivu strečinku na rozsah pohybu na základě funkčních kineziologických testů (Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a Thomayerova zkouška předklonu). Výzkumu se zúčastnilo 20 probandů, kteří byli rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny. Probandi se podrobili klinickému vyšetření, poté byli měřeni na počítačové posturografii a podstoupili vyšetření na měřícím systému FDM-T. Experimentální skupina následně prováděla strečink vybraných svalů formou autoterapie po dobu tří týdnů s frekvencí 1xdenně. Kontrolní skupina tento strečink neprováděla. Obě skupiny pak byly za tři týdny znovu měřeny za použití stejných vyšetřovacích metod. Výsledky měření neukázaly žádný významný rozdíl mezi experimentální a kontrolní skupinou v rovnováze. Nicméně hodnoty některých námi sledovaných parametrů při měření posturální stability vykazovaly trend zlepšení. Podle výsledků kineziologických testů, lze postizometrickou relaxaci využít jako účinný terapeutický prostředek pro zlepšení rozsahu pohybu a flexibility.

Abstrakt v AJ:

The influence of stretching (postisometric relaxation) musculus latissimus dorsi, m. iliopsoas and m. biceps femoris on postural stability of runners was the main purpose this thesis. Twenty probands were divided into experimental group and control group. The probands took part in clinical examination. They were measured by computer posturography and FDM-T system. The experimental group stretched muscles by autotherapy for three weeks with frequency once per day. The control group did not stretch muscles. Both groups were measured with by the same methods three weeks later again. The results of measurement did not show any difference between experimental and control group in balance. However, data of some parameters had improving trend during measurement of postural stability. The postisometric relaxation can be effective for improvement of flexibility and range of activity.

Klíčová slova v ČJ: strečink, posturální stabilita, běh

Klíčová slova v AJ: stretching, postural stability, running

Rozsah: 88 stran/ 7 příloh

Děkuji své vedoucí práce Mgr. Anně Zelené za odborné vedení, cenné rady a trpělivost při tvoření této práce. Mé poděkování patří také Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za statistické zpracování dat. Velké díky také patří mé rodině, zejména mé sestře a přátelům, kteří mě po celou dobu podporovali a v neposlední řadě i všem probandům za ochotu a čas spolupracovat.

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	8
1.1 Flexibilita	9
1.2 Strečink	10
1.3 Mechanismus strečinku.....	10
1.3.1 Biomechanické mechanismy.....	10
1.3.2 Neurofyzilogické mechanismy.....	12
1.4 Působení a benefity strečinku	13
1.5 Warm-up	15
1.6 Typy strečinku	16
1.6.1 Statický strečink.....	16
1.6.2 Dynamický strečink	18
1.6.3 Balistický strečink.....	19
1.6.4 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace	19
1.6.5 Postizometrická relaxace.....	20
1.7 Posturální stabilita.....	21
1.7.1 Globální stabilizátory	23
1.7.1 Použití přístrojové metody k hodnocení posturální stability	24
1.8 Běh	25
2 CÍLE A HYPOTÉZY	27
2.1 Cíle práce	27
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	27
3 METODA VÝZKUMU.....	30
3.1 Charakteristika výzkumného souboru.....	30
3.2 Postupy při měření	31
3.2.1 Klinické vyšetření probanda	32
3.2.2 Posturografické vyšetření.....	32
3.2.3 Měřicí systém FDM-T.....	33
3.3 Zpracování dat	34
3.4 Statické zpracování dat	34
4 VÝSLEDKY.....	35

4.1 Výsledky k vědecké otázce 1	35
4.1.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení.....	35
4.2 Výsledky k vědecké otázce 2	37
4.2.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení.....	37
4.3 Výsledky k vědecké otázce 3	41
4.3.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení.....	41
5 DISKUZE	44
5.1 Vliv strečinku na rozsah pohybu a flexibilitu	44
5.2 Vliv strečinku na posturální stabilitu	47
5.3 Limity studie	54
5.4 Přínos pro praxi.....	55
ZÁVĚR.....	56
REFERENČNÍ SEZNAM	58
SEZNAM ZKRATEK	75
SEZNAM OBRÁZKŮ	76
SEZNAM TABULEK	77
SEZNAM PŘÍLOH	78
PŘÍLOHY	79

ÚVOD

Strečink je u běžců nezbytnou součástí tréninkového programu. Zabraňuje zkracování namáhaných svalů při běhu, zejména lýtkových svalů, hamstringů a kyčelních flexorů (Tvrzlík, Soumar, 2004, s. 42). Turner et al. (1988, p. 314) uvádí, že pokud sval není opakovaně protahován, tak dochází ke zkrácení jeho klidové délky a tím i ke snížení protažitelnosti, což může omezovat pohyb běžce (Small, McNaughton, Matthews, 2008, p. 215). Tím, že strečink ovlivňuje základní pohybové kvality – ohebnost a flexibilitu, má přímý vliv na kvalitu sportovního výkonu zvětšením rozsahu možného pohybu (Šebej, 2001, s. 8).

Studie a literatura se kromě vlivu strečinku na flexibilitu zajímá i o sílu, rychlost, vytrvalost a o další složky sportovního výkonu. Ovšem výzkum o vlivu strečinkových technik na posturální stabilitu je nedostačující (Lim et al., 2014, p. 212). Strečinkem vyvolané změny v rovnováze, reakčním čase a pohybovém čase mohou nejen ovlivnit sportovní výkon, ale i riziko zranění.

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv strečinku (formou postizometrické relaxace) vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu u pravidelně sportujících běžců a zhodnocení změny rozsahu pohybu dle funkčních kineziologických testů (Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a Thomayerovu zkoušku předklonu).

Studie byly vyhledávány pomocí odborných databází PubMed, MedScience Direct, MEDLINE a internetového vyhledávače Google Scholar. Pro vyhledávání byla použita tato slova a spojení: postisometric relaxation (21 článků z toho 8 full textů), stretching and stability (699 článků z toho 618 full textů), effects stretching (4567 článků z toho 3796 full textů), warm-up (1905 z toho 1582 full textů), flexibility stretching (640 článků z toho 569 full textů), dynamic stretching vs static (36 článků z toho 36 full textů), PNF stretching and stability (2 články z toho oba ve full podobě), running and stretching (261 článků z toho 210 full textů). Byly vyhledávány také články, které klíčová slova neobsahovaly, ale nacházely se v seznamech zdrojů použitých prací a byly vhodné k danému tématu. Informace byly také čerpány z odborných zahraničních knih (11), českých publikací (7) i článků (6), které byly v práci použity. Rešerše zdrojů byla provedena v období od listopadu 2014 do poloviny června 2015. Celkově pro tvorbu této práce bylo použito 126 odborných zdrojů.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Flexibilita

Slovo flexibilita je odvozeno z latinského *flectere* nebo *flexibilis*, "ohýbat". Flexibilita je schopnost pohybovat svaly a klouby v celém rozsahu jejich pohybu (Alter, 1990, p. 3; Ackland, Elliot, Bloomfield, 2009, p. 191). Vedle rychlosti, síly a obratnosti patří k základním pohybovým schopnostem (Buzková, 2006, s. 14). Merni et al. 1981 (in Alter, 1998, s. 9) uvádí, že flexibilita neexistuje jako obecná vlastnost, ale že je charakteristická pro jednotlivé klouby a jejich pohyb, tedy rozsah pohybu je specifickou vlastností každého kloubu v těle. Například určitý jedinec může být pohyblivý v kyčelních kloubech a současně tuhý v ramenních kloubech.

Flexibilita má statickou a dynamickou složku. Statická flexibilita se týká rozsahu možného pohybu kolem kloubu a jeho obklopujících svalů během pasivních pohybů bez důrazu na rychlost (Fleischman 1964, Heyward 1984 in Alter, 1996, p. 3). Je tedy vyřazena vnitřní činnost svalu a strečink je prováděn pomocí vnější síly (partnera, gravitace) (Cacek et al., 2011, s. neuvedeno). Dynamická flexibilita vyjadřuje schopnost využívat celou řadu pohybů v kloubu při provádění fyzické aktivity, a to v normální, ale i ve velké rychlosti. Je zřejmé, že většina sportovních činností zahrnuje flexibilitu dynamickou (Corbin, Noble 1980, Fleischman 1964 in Alter 1996, p. 3).

Každá pohybová aktivita má své určité požadavky a limity na rozsah pohybu. Je tedy možné, že existují specifické limity flexibility pro každou sportovní aktivitu zvlášť. Pokud se sportovec dostane mimo tuto optimální míru, hrozí mu riziko zranění (Baechle, Earle, 2008, p. 297). Příkladem může být gymnasta cvičící na bradlech, pro kterého je důležité uvolnění kyčelního kloubu ve všech směrech, kdežto pro sprintera je velký rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině přímo nežádoucí (Cacek et al., 2011, s. neuvedeno). Flexibilita je tedy různá v závislosti na druhu sportovní aktivity a liší se také pro jednotlivé klouby, rychlost pohybu a stranu těla (Alter, 1996, p. 3). Crawford a Jull (1993 in Alter, 1996, p. 6) uvádějí, že kyfóza v hrudní oblasti u starších jedinců vede k omezení flexe v ramenních kloubech, z čehož plyne určitá souvislost mezi flexibilitou a posturou. Pro vztah mezi flexibilitou a somatotypem (např. tělesnou hmotností, tloušťkou kožní řasy, tělesnými proporcemi) nejsou zatím jednotné výsledky (Alter, 1998, s. 9).

1.2 Strečink

Obecně jsou postupy pro rozvoj flexibility založeny na principech strečinku, čímž lze dosáhnout větší míry flexibility protažením vazivových tkání a svalů, což vede ke zvýšení délky šlacho-svalové jednotky (muscle-tendon unit MTU) (Taylor et al., 1990, p. 302). Pokud nejsou tyto tkáně po určitou dobu protahovány nebo nedochází k jejich dostatečné aktivitě, flexibilita se snižuje (Alter, 1998, s. 10). Ve studii Weerapong, Hume, Kolt (2005, p. 201) je strečink popisován jako pohyb používající externí nebo vnitřní síly za účelem zvýšení svalové flexibility nebo rozsahu pohybu v kloubu. Magnusson et al. (1996a, p. 373) popisuje strečink z hlediska biomechaniky, ve které je MTU zodpovědná za viskoelastickou reakci v průběhu protažení.

1.3 Mechanismus strečinku

Biomechanické a neurofyziologické jevy zahrnují mechanismy, které souvisí se změnami ve svalové tkáni vlivem strečinku.

1.3.1 Biomechanické mechanismy

Z důvodu zapojení vnější síly se svalová vlákna a pojivová tkáň prodlužuje. Strečink zvyšuje délku MTU ovlivněním biomechanických vlastností svalu (rozsah pohybu a viskoelastické vlastnosti MTU) (Taylor, Brooks, Ryan, 1997, p. 1619). Mechanické účinky strečinku mají rovněž vliv na pojivovou tkáň v rámci svalu (Marieb, 2001 in Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 194), která mu poskytuje zpevnění a určuje rozsah jeho pohyblivosti (Véle, 2006, s. 38).

Viskoelastické vlastnosti MTU

Mezi viskoelastické vlastnosti MTU patří napětíová relaxace (stress relaxation) a tečení (creep). K tečení dochází, je-li MTU vystavena stálému napětí, při němž postupně vzniká deformace, která se po uplynutí určitého času ustálí na konstantní délku (Taylor et al., 1990, p. 303). To může být jedno z vysvětlení okamžitého zvýšení rozsahu pohybu po

statickém strečinku (Gajdosik, Giuliani, Bohannon, 1990, p. 26). Napěťová relaxace nastává, když je MTU držena v konstantní délce, přičemž napětí v této délce se postupně snižuje (McHugh et al., 1992, p. 1375). Příkladem může být použití přístrojové motodlahy, kdy dojde k protažení svalu a při následném udržení této délky, pasivní svalové napětí začne postupně klesat na konstantní hodnotu (Míková et al., 2008, s. 8).

Tuhost svalu neboli také pasivní svalové napětí se projevuje odporem při protažení (Ťupa, 2000, s. 162). Stupeň tuhosti pasivního svalu závisí na bezprostředně předcházející kontrakci a související změně délky (Míková et al., 2008, s. 8). Na pasivním svalovém napětí se nejvíce podílí perimyzium (Magnusson et al., 1996 in Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 195), které obsahuje nejvíce myofibroblastů ve svalové káni, což mu propůjčuje schopnost autonomní kontraktility (Míková et al., 2008, s. 8). Nicméně ovlivnění viskoelastických vlastností svalu je dočasné. Bylo prokázáno, že změny jsou krátkodobé a efekt dosažený protažením se vrací k původním hodnotám během hodiny po aplikaci strečinku (Magnusson, 1998a, p. 70).

Při rychlém protažení svalu dochází k většímu odporu, který je z počátku limitován elastickým potenciálem. Zatímco protažení svalu, které se provádí postupně v delším časovém úseku, je schopno větší elastické změny z toho plyne, že i rychlost při protahování svalu hraje důležitou roli (Armiger, Martyn, 2010, p. 14). Taylor et al. (1990, p. 308) dospěl k závěru, že riziko zranění, může více souviset s rychlostí síly použité při protažení svalu než technika samotná. Proto je nezbytné aplikovat sílu při strečinku opatrně.

Rozsah pohybu

Míra pohyblivosti v kloubu se označuje jako rozsah pohybu (range of motion – ROM). Mnoho autorů ho považuje jako míru změny flexibility (Henricson et al., 1984, p. 110; Zito et al., 1997, p. 214). Avšak existují dvě hlavní myšlenky týkající se mechanismu, který je spojen se změnou ROM. Prvním mechanismem je přidání sarkomer v sérii a druhým zvýšená tolerance na protažení (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 195).

Sarkomery přítomné ve svalových vláknech jsou přidávány na konce existujících myofibril. Výzkumné práce potvrdily, že příčinou pozorovaného prodloužení svalu je zvýšení počtu sarkomer (Goldspink, 1968, p. 545; Williams, Goldspink, 1971, p. 759). Gajdosik (1991, pp. 254–255), který zkoumal účinky třítydenního statického strečinku hamstringů, potvrdil, že zvýšení jejich pasivní pohyblivosti je možné vysvětlit zvýšením počtu sarkomer.

Zvýšená tolerance na protažení neznamena skutečnou změnu délky tkáně, ale jedná se spíše o pokles množství vnímaného protažení umožňující větší kloubní rozsah. Larosche et al. (2006, p. 1005) došli k závěru, že zvýšení rozsahu pohybu po statickém a balistickém protahování, je pravděpodobně díky zvýšení tolerance na protažení, než kvůli změnám v elastických vlastnostech svalu.

K dalším mechanismům, které mohou zlepšit ROM, patří snížení svalové tuhosti a nervosvalového tonu. Shier et al. (2000, pp. 324–325) uvádí, že pokles tuhosti není tak důležitý jako zvýšení tolerance na protažení. Stejného názoru je i Halbertsma et al. (1994, p. 980), který dospěl k závěru, že naměřené zlepšení ROM bylo způsobeno především zvýšenou tolerancí na protažení, nežli snížením tuhosti nebo změnou ve svalové elasticitě. Snížení nervosvalového napětí, může hrát roli ve změně v délky MTU. Nárůstem množství tohoto tonu dojde k omezení pohybu. Možnou příčinou může být úzkost nebo bolest (Armiger, Martyn, 2010, p. 14).

1.3.2 Neurofyziologické mechanismy

Z hlediska neurofyziologie je cílem strečinku snížit aktivitu spinálního napínacího reflexu. Inhibicí reflexu se redukuje svalový odpor a zlepší se ROM (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 196). Napínací reflex je reakce svalu na jeho rychlé, náhlé a neočekávané protažení, které vede k tomu, že se natahovaný sval stáhne, a tím se i zkrátí (Alter, 1998, s. 14). Odpor na základě napínacího reflexu vyvolává napětí případně bolest v protahovaném svalu (Šebej, 2001, s. 15). Napětí ztěžuje natažení vazivových tkání, pokud ovšem použijeme pomalé statické protahování, můžeme se vyhnout vyvolání napínacího reflexu, jehož velikost je přímo úměrná rychlosti a intenzitě protažení svalu (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 192; Alter, 1998, s. 14).

Některé metody strečinku využívají na utlumení napínacího reflexu tzv. inverzní napínací reflex známý také jako autogenní inhibice (Šebej, 2001, s. 17). Pokud překročí intenzita svalového stahu nebo tahu za šlachu určitou kritickou hranici, dojde pod vlivem Golgiho receptorů (GTO – Golgi tendo organs) k okamžitému uvolnění svalu a snížení nadměrného napětí (Alter, 1998, s. 15; Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 193). Autogenní inhibici je možné považovat za ochranný mechanismus, který zabraňuje poranění svalů a

šlach. Časová latence je však při tomto mechanismu delší, než při napínacím reflexu proto nemůže zabránit poškození při prudkém trhnutí (Šebej, 2001, s. 17).

1.4 Princip působení a benefity strečinku

Při natažení svalu se vazba mezi aktinem a myozinem vytvořená v průběhu kontrakce uvolňuje. Protahování na úrovni aktinu a myozinu jde zpočátku poměrně lehce. Ovšem při pokračujícím prodlužování připadá stále větší podíl posunu aktinu a myozinu na tyčinky titinu, jenž jsou primárně odpovědné za schopnost protažení sarkomer. Titin svými molekulami propojuje sarkomeru po celé její délce, čímž se podílí nejen na její stavbě, ale má také výrazný podíl na klidovém napětí relaxovaného svalu (Trinick, Tskhovrebova, 1999, p. 377). Omezuje rozsah možného protažení, čímž přispívá k pasivní tuhosti svalu (Konvičková, Valenta, Mareš, 2007, s. 25). Nicméně v případě nadměrného protahování, může dojít k porušení vnitřního uspořádání sarkomery, které vede až k jejímu roztržení (Alter, 1998, s. 13). Wang et al. (1991, p. 7105) uvádí, že sarkomera je schopna se prodloužit ze svého klidového stavu až o 50 procent, což poukazuje na to, že její kontraktilní součásti nemohou představovat faktor omezující pohyblivost relaxovaného svalu.

Z hlediska flexibility je nejdůležitější složkou svalu vazivová tkáň (Alter, 1998, s. 16). Jedná se o sériově elastickou komponentu a paralelní elastickou komponentu (Magnusson, 1998a, p. 67). Perimysium hlavní složka paralelní elastické komponenty, obklopuje svazky svalových vláken a je zdrojem sil, které působí proti nadměrnému protažení a působení zevních sil. Endomysium, sériově uložená elastická komponenta, obklopuje jednotlivá svalová vlákna a přenáší sílu z kontraktilních prvků na šlachy a kosti (Marieb, 2001 in Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 194). Vazivové obaly svalu tvoří klouzavé povrchy mezi svalovými vlákny a svazky svalových vláken (Alter, 1996, p. 53). Svalový odpor kladený při natažení pochází z těchto vazivových tkání (Alter, 1998, s. 16). Pokud není pružnost vazivové tkáně svalu udržována protahováním, vazivo se začne zkracovat, čímž se sníží velikost kontrakce svalu, který následně ztratí svou sílu a výkonnost (Kubo et al., 2001, p. 525). Zkrácení vazivových pochev svalů, které jsou cestou pro lymfatické a krevní cesty, může vést rovněž ke zhoršení cirkulace. Sval pro svou funkci potřebuje volný prostor, pružnou vazivovou tkáň uvnitř svalu, ale i prostor v okolní tkáni, která se podílí na dobré funkci svalu (Véle, 2006, s. 38–39).

Studie Johns and Wright (1962 in Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 12) popsala podíl různých tkání podílejících se na funkčnosti jednotlivých kloubů. Kloubní pouzdro a vazy jsou dva nejdůležitější faktory, které jsou odpovědné za 47 % funkčnosti kloubu. Ovšem při zvýšení flexibility v rámci strečinku je nejvhodnější se zaměřit na svalovou fascii. Sval s fascií obsahují mnohem více elastického vaziva než šlachy a vazy. Nadměrné protažení struktur šlach a vazů, by mohlo vést k narušení jejich integrity a tím ke zhoršení funkčnosti kloubů. Následná zvýšená flexibilita a destabilizace představuje zvýšené riziko poranění sportovce (Alter, 1998, s. 16).

Kromě toho, že fascie obalují svaly, tvoří i samostatné vazivové útvary jako je např. thorakodorzální fascie, která přenáší tahy svalů do vzdálenějších míst. Vytváří tak spojovací díly ve svalových řetězcích (Véle, 2006, s. 313). Schleip et al. (2005, pp. 273–277) poukazuje ve své studii na fakt, že fascie mají mnohem významnější roli v pohybovém systému, než se předpokládá. O'Sullivan (2011, p. 22) uvádí existenci kontraktálních buněk ve fascii, které mohou spojovat proprioceptivní signály a tím pomáhat při přenosu zatížení. Tyto buňky jsou schopné kontrakce na podráždění. Takže se nabízí možnost, že některá vazivová vlákna mohou reagovat na nervové impulsy a aktivně se kontrahovat podobně jako sval, což by důsledku ovlivnilo dynamiku pohybového aparátu (Schleip et al., 2005, p. 273; Véle, 2006, s. 39).

Pravidelně a správně prováděný strečink vede k dalším změnám. Napomáhá k ukládání glykoaminoglykanů, které spolu s vodou a kyselinou hyaluronovou promazávají vlákna pojivové tkáně a tím mezi nimi udržují dostatečnou vzdálenost, čímž zabraňují jejich vzájemnému dotyku a slepení (Akeson, Amiel, Woo, 1980 in Alter, 1998, s. 19). Studie Sutcliffe a Davison (1990, p. 150) poukazuje na to, že mechanická stimulace jako např. strečinkový či odporový trénink svalů a pojivové tkáně může geneticky ovlivnit funkční vlastnosti pohybového systému ve smyslu změny extenzibility svalů a vazivové tkáně. Další výzkum a to v oblasti neurofyzologie prokázal adaptabilitu centrálně nervového systému. Vlivem tréninku je možné modifikovat velikost spinálního napívacího reflexu. Dokonce se podařilo potvrdit předpoklad, že změna v reflexní aktivitě vede k funkční změně páteřních okruhů míchy (Wolpaw, Carp, 1990 in Alter, 1998, s. 18).

Podle některých autorů se jeví jednorázový strečink jako málo účinný v prevenci sportovních zranění. Ovšem pravidelné delší protahování, může mít v této oblasti preventivní vliv. Pravidelný strečink nejen redukuje zranění, ale i svalovou bolest a ztuhlost (Stone et al., 2006, p. 66), která se u sportovců objevuje buď bezprostředně po cvičení, nebo v jeho

průběhu anebo nejdříve za 24 až 48 hodin (Armiger, Martyn, 2010, p. 5). Příčinou svalové bolesti může být nahromadění zplodin látkové výměny ve svalu, mikroskopické trhliny ve svalových vláknech nebo v pojivové tkáni či lokální spasmy motorických jednotek, které vznikají, když se cvičí natolik, že dojde ke snížení přítoku krve do svalu (Alter, 1998, s. 28). Nicméně, důkazy z randomizovaných studií naznačují, že strečink svalů prováděný před, po anebo před a po cvičení, nevede ke klinicky významnému snížení opožděného nástupu svalové bolesti (Herbert, Noronha, Kamper, 2011, p. 7).

Turner et al. (1988, p. 314) uvádí, že pokud sval není opakovaně protahován, tak dochází ke zkrácení jeho klidové délky a tím i ke snížení protažitelnosti. Typickým příkladem svalové skupiny s tímto sklonem jsou hamstringy. Zkrácený sval vytváří nerovnoměrné zatížení na klouby a způsobuje vadné držení těla. To v závěru může vést ke zranění a kloubní dysfunkci. V dysbalančním postavení (zkrácené kyčelní flexory s anteverzí pánve) jsou hamstringy v trvalém svalovém napětí, což způsobuje časný nárůst únavy a možnost svalového zranění (Klein, Roberts, 1976, p. 189). Zranění hamstringů patří mezi nejčastější postižené skupiny vícekloubových svalů v těle. Další příčinou jejich postižení může být svalová dysbalance se silnějším „protihráčem“ musculus quadriceps femoris nebo stranová nerovnováha ve svalové síle hamstringů, kdy dochází k přetížení slabšího z hamstringu (Safran, Seaber, Garrett, 1989, p. 245).

1.5 Warm-up

Součástí dobrého programu přípravy sportovce je warm-up (rozcvičení a zahřátí). Cacek et al. (2011) uvádí čtyři fáze warm-upu. První fáze obsahuje zahřátí organismu formou několikaminutové aktivity s postupně se zvyšující rychlostí pohybu, čímž dochází ke snížení svalové tuhosti. Druhá fáze je zaměřena na protahovací cvičení s dynamickým charakterem. V třetí fázi se volí specifické a i obecné cvičení se střední až maximální intenzitou. Příkladem mohou být různé typy běžeckých abeced. Do poslední čtvrté fáze, se zařazují činnosti, které budou obsaženy v samotném závodě. Snahou je o technicky správné provedení pohybu. Výhodou optimálně sestaveného warm-upu je: zvýšení odolnosti vůči natržení svalu, rychlejší svalová kontrakce, usnadněný přenos nervových vzruchů, lepší uvolňování kyslíku pro svalovou práci a zvýšené prokrvení svalů (Alter, 1998, s. 30, Cacek et al., 2011).

Strečink je mnohdy nesprávně zaměňován za warm-up. Je známo, že pasivní a statický strečink nemá vliv na zvýšení prokrvení tkání, teploty tělesného jádra či periferie. Proto by mělo vždy strečinku předcházet rozcvičení a zahřátí, které podpoří funkčnost svalové a pojivové tkáně, čímž zároveň snižuje riziko poranění při strečinku (Alter, 1998, s. 30).

1.6 Typy strečinku

Strečink lze v závislosti na způsobu jeho provedení rozdělit do několika základních kategorií: statický, dynamický, balistický a strečink vycházející z technik proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF). Pod typ proprioceptivních strečinků, lze zařadit také postizometrickou relaxaci (Alter, 1998, ss. 20–23; Hamill, Knutzen, 2009, pp. 116–117).

1.6.1 Statický strečink

Statický strečink je pravděpodobně nejrozšířenější formou protahování. Technika využívá pomalé a stálé protažení svalu do krajní polohy s následnou statickou výdrží (Alter, 1998, s. 20; Armiger, Martyn, 2010, p. 10). V průběhu pomalého pohybu se zmenšuje odpověď primárních nervových zakončení ve svalovém vřeténku. Na konci statické výdrže v krajní pozici nataženého svalu dochází k výraznému snížení sensorického inputu primárních nervových zakončení svalového vřeténka (Hamill, Knutzen, 2009, p. 116). Doba trvání výdrže je mezi autory uváděna rozdílně. Armiger a Martyn (2010, p. 31) uvádí, že by měla trvat alespoň 20 sekund z důvodu dosažení prodloužení kvůli napětíové relaxaci. Studie (Bandy, Irion, 1994, pp. 849) zkoumala účinky doby protažení (15 s, 30 s, 60 s) na flexibilitu hamstringů. Výsledky ukázaly zlepšení pohyblivosti hamstringů u všech časů, nicméně u doby protažení 30 a 60 sekund došlo ke změně, která byla statisticky významná.

Kay a Blazevich (2012, p. 160) provedli recenzi dostupné literatury a zjistili, že délka trvání statického strečinku nad 60 sekund má za následek významný pokles svalové výkonnosti. Kratší doba trvání (pod 60 sekund) následný svalový výkon neomezuje. Rovněž Siatras et al. (2008, p. 44) doporučuje, aby před výkony vyžadující maximální sílu, netrvala výdrž u statického strečinku déle jak 30 sekund. Statický strečink aplikovaný bezprostředně před submaximální izometrickou kontrakcí, může zvyšovat neuromuskulární únavu, která by

mohla vést ke snížení vytrvalostních schopností svalu (Trajano et al., 2015, p. 48). Podle studií (Fowles, Sale, McDougall, 2000, p. 1185; Goncalves et al., 2013, p. 244) statický strečink, použitý před svalovým výkonem snižuje rychlost běhu díky poklesu aktivace motorických jednotek a to až po dobu 1 hodiny. Nicméně rychlost běhu je závislá nejen na rychlosti svalové kontrakce, produkované síle, ale i na ekonomice běhu.

Ekonomika běhu se po provedení statického strečinku zlepšuje (Shrier, 2004, p. 270). Pravděpodobně díky snížení viskoelasických vlastností svalů a šlach (Magnusson, 1996a, p. 376; Halbertsma et al., 1999, p. 408), které vede ke snížení svalové tuhosti, což vyžaduje méně energie pro pohyb svalů. Avšak síla a rychlost kontrakce jsou sníženy v důsledku neurálních změn. Tedy celkový vliv na rychlost běhu bude zřejmě závislý na rovnováze těchto faktorů a v rámci konkrétního sportovce (Shrier, 2004, p. 270). Ovšem jsou i autoři, kteří, zjistili, že statický strečink provedený před výkonem nemá žádný vliv na ekonomiku běhu ani vytrvalostní výkon (Mojock et al., 2011, p. 175; Damasceno et al., 2014, p. neuvedeno). Wilson et al. (2010, p. 2278) dokonce uvádí, že strečink před vytrvalostním během, může snížit vytrvalostní výkon a zvýšit enegetickou spotřebu při běhu.

Shier (2004, pp. 267–273) také uvádí, že když se vezmou v úvahu všechny aspekty výkonu, tak pokud například překážkový běžec nemůže dostat svou nohu přes překážku bez protažení, tak bezprostřední strečink zvýší výkon bez ohledu na jeho vliv na produkci síly nebo rychlosti ve sprintu. Kromě toho strečink může působit u některých sportovců jako relaxace a to může mít také vliv na výkon (Shrier, 2004, p. 272). Knudson (1999, p. 25) uvádí, že je lepší statický strečink aplikovat na závěr vlastního tréninku, kde může posloužit jako prostředek pro zvýšení rozsahu pohybu v kloubu.

Mnoho sportovců protahuje svaly s vysokou intenzitou v přesvědčení, že v maximálním tahu protažení (na hranici bolesti) dosáhnou lepších výsledků (Behm, Chaouachi, 2011, p. 2643). Nicméně, právě statický strečink prováděný až do pocitu nepohodlí, ukázal nepříznivý účinek na rozvoj aktivní síly (Nelson et al., 2001, p. 69), snížení rovnovážných schopností, reakčního času (Behm et al., 2004, p. 1401; Nagano, 2006, pp. 422–434) a pokles svalové aktivace (Power et al., 2004, p. 1394). Young, Elias, Power (2006, p. 409) ve svých výsledcích ukázali, že protažení v menší intenzitě, k těmto negativním vlivům nemusí vést.

Nedostatek rozsahu pohybu a svalová ztuhlost jsou faktory spojené s poraněním pohybového ústrojí (Safran, Seaber, Garret, 1989 in Small, McNaughton, Matthews, 2008, p. 214). Statický strečink může představovat preventivní ochranu, která pomůže snížit riziko

zranění při běhu, ale i u jiných aerobních aktivit. Nadměrným protažením může dojít k traumatizaci měkkých tkání, proto je bezpečnější pomalé lehké protahování, které postupně zvyšuje rozsah pohybu, umožňující posunutí prahu pro spuštění myotatického reflexu a optimální adaptaci tkáně (Šebej, 2001, s. 8, 19). Je účinný v prevenci poranění šlach, svalů, vazů a fascií. Lze jím ovlivnit svalové dysbalance, které jsou zejména v oblasti kyčelního kloubu výrazným rizikem pro zranění (Niemuth et al. 2005 in Fredericson, Misra, 2007, p. 437). Obecně lze říci, že mnoho sportovních úrazů je způsobeno málo poddajnými a zkrácenými svaly. Přitom nejde o svaly, které by byly netrénované nebo slabé, příčinou zranění je spíše neochota více se protahovat (Šebej, 2001, s. 5).

Statický strečink je jednoduchá metoda na naučení a k provádění. Ovšem jako velkou nevýhodu lze považovat jeho nedostatečnou specifickou (Baechle, Earle, 2008, p. 300). Většina pohybů je ve své podstatě dynamického charakteru vyžadující koordinaci, kterou statický strečink nerozvíjí. Ve svalovém vřetenku se nachází primární a sekundární zakončení. První registruje rychlost a délku protažení svalu, kdežto druhé pouze jeho délku. Pokud se chceme zaměřit na aktivaci primárních zakončení a rozvoj funkčních schopností, je třeba provádět strečink dynamický (Alter, 1998, s. 20).

1.6.2 Dynamický strečink

Dynamický strečink spočívá v kontrolovaných pomalých nebo rychlých pohybech v kloubu. Zahrnuje spolupráci více segmentů, čímž dochází k zapojení více svalových skupin a kloubů (Chatzopoulos et al., 2014, p. 403). Z tohoto důvodu je pro sportovní činnost více specifický než statický strečink. Z hlediska zvýšení rozsahu pohybu v kloubu je však dynamický strečink méně účinný než statický (Bandy, Irion, Briggler 1998, p. 299). Jeho nevýhodou je, že nedokáže poskytnout tkáním dostatek času k adaptaci na strečinkovou pozici, spouští napínací reflex, což vede k zvýšení napětí svalu a ztěžuje tak protažení vazivových tkání (Alter, 1998, s. 20). Ovšem dynamický strečink aplikovaný během warm-up jednotky, efektivně připravuje pohybový systém na fyzickou aktivitu (Torres et al., 2008, p. 1283) tím, že stimuluje nervovou soustavu, zvyšuje svalovou teplotu a prokrvení svalů (Kovacs, 2010, s. 9–12). Bylo prokázáno, že dynamický strečink má pozitivní vliv na silový a rychlostní výkon (Manoel et al., 2008. p. 1532; Fletcher, Jones, 2004, p. 886), sprint

(Fletcher, Annees, 2007, p. 7846) a výšku skoku (Perrier, Pavol, Hoffman, 2011, p. 1930; Faigenbaum, 2005, p. 380).

1.6.3 Balistický strečink

Balistický strečink je dynamická metoda, která zahrnuje švihová a hmitová cvičení se snahou dostat se pohybem za hranici možného rozsahu. Balistický strečink stimuluje primární zakončení ve svalovém vřetenku, což vede k vyvolání napínacího reflexu a zvýšení svalového odporu. Proto se tato metoda protažení nedoporučuje pro zlepšení pohyblivosti (Hamill, Knutzen, 2009, p. 116). Studie v posledních letech ukázaly, že tento typ strečinku není ideální, protože není možné při švihovém pohybu kontrolovat jeho bezpečnou hranici, což může zvyšovat riziko poranění svalové a vazivové tkáně (Šebej, 2001, s. 19; Alter, 1996, p. 173).

1.6.4 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) byla původně vyvinuta a navržena jako postup v oblasti rehabilitace. V současnosti je tato technika používána i ve sportovním lékařství. Existují dvě PNF relaxační metody a to výdrž – relaxace a technika kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty (CRAC) známá také jako kontrakčně – relaxační technika.

PNF strečink využívá neurofyziologických mechanismů – reciproční a autogenní inhibice (Alter, 1998, s. 23). U techniky výdrž – relaxace dochází ke kontrakci zkrácených svalů, po které následuje jejich relaxace a pohyb do nového rozsahu pohybu. Relaxace je výsledkem inhibiční aktivity Golgiho šlachových tělísek. Obdobou techniky výdrž – relaxace je druhá relaxační technika, kontrakce – relaxace (CRAC), která uplatňuje princip reciproční inhibice. Po fázi relaxace agonisty následuje aktivní kontrakce antagonisty, která umožní protahovanému svalu ještě větší uvolnění (Alter, 1996, pp. 186–187).

PNF techniky ve srovnání s tradičními metodami strečinku jsou mnohem účinnější při zvětšování amplitudy pohybu (Šebej, 2001, s. 22). Kromě toho napomáhají vytvořit dynamický stereotyp pro koordinovaný pohyb, jejímž výsledkem je prohloubení aktivní

pohyblivosti. Nevýhodou je, že k provádění metody je zapotřebí spolupráce partnera, což může být v rámci praktického provádění neekonomické (Alter, 1998, s. 25).

1.6.5 Postizometrická relaxace

Tato technika je zaměřena především na svalové spasmus, zejména na spoušťové body ve svalech (Lewit, 2003, s. 230). Využívá facilitaci izometrickou kontrakcí s minimálním odporem tak, aby došlo k aktivaci a následné postfacilitační inhibici – selektivní útlum vláken s největší reaktivitou (Dvořák, 2007, s. 59).

V první fázi dosáhneme předpětí – polohy, ve které je sval ve své maximální délce, aniž bychom ho protáhli. V této poloze pacient klade odpor o minimální síle oproti zamýšlené mobilizaci po dobu alespoň deseti sekund. Poté ve fázi relaxace, pacient povolí a dochází ke spontánnímu prodloužení svalu dekontrakcí, nikoli k pasivnímu protažení, čímž je dosaženo nového předpětí. Doba relaxace trvá tak dlouho, dokud cítíme, že se sval prodlužuje, zpravidla trvá déle než předcházející kontrakce. Postup se opakuje 3 až 5x, podle toho zda se sval dále dekontrahuje (Dvořák, 2007, s. 59; Kolář, 2009, s. 247; Lewit, 2003, s. 231).

Účinek postizometrické relaxace (PIR) se nemusí projevovat pouze ve svalech, kde je aplikována, ale reflexní cestou i na ostatních svalech, které jsou spolu funkčně propojeny (Lewit, 2003, s. 231). Její efektivitu můžeme zvýšit dechovou synkinezí v kombinaci s pohyby očí (Kolář, 2009, s. 247).

PIR oproti PNF využívá minimální odpor a pomalejší postup. V době relaxace se vyhýbá aktivnímu protažení a nedochází k vybavení napínacího reflexu. Pro použití PIR je třeba aktivní spolupráce pacienta, ale lze ji využít i jako autoterapii, kdy se ve fázi izometrického odporu, tak ve fázi relaxační využívá působení gravitace. PIR lze kombinovat také s reciproční inhibicí, tím že pacient provádí aktivní pohyb ve směru relaxace nebo provádí mírný tlak proti odporu terapeuta, který svůj odpor rytmicky opakovaně zvyšuje a povoluje (Lewit, 2003, s. 231).

1.7 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny jak vnitřních, tak zevních sil, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu. Lidské tělo ve vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách je z biomechanického hlediska velmi nestabilní systém tvořený množstvím segmentů. Systém vzpřímeného držení má dle Vařeky (2002, s. 115–116) tři hlavní složky:

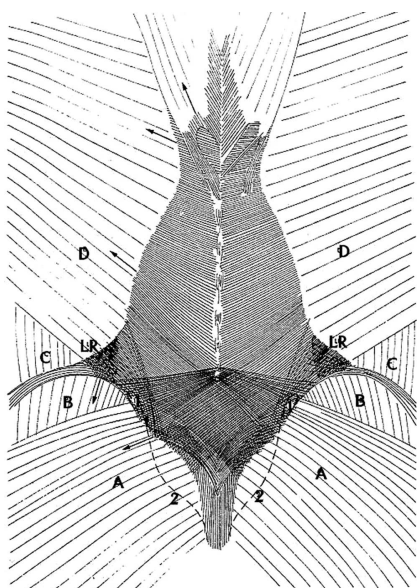
- senzorickou,
- řídicí,
- výkonnou.

Senzorickou složku představují především smysly, jako je propriorecepce, vestibulární systém a zrak. Funkce řídicí zajišťuje centrální nervový systém, jehož hlavní složky jsou mozek a mícha. Třetí výkonná složka je zabezpečena pohybovým systémem, kde zásadní úlohu hraje kosterní svalstvo, které leží na křížovatce mezi systémem řídicím a výkonným a díky propriorepceci má důležitou roli i v oblasti senzorické.

Stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyziologické faktory. Mezi biomechanické faktory patří velikost opěrné báze, výška těžiště nad opěrnou bází, hmotnost, vzdálenost mezi průměrem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklon opěrné plochy k horizontální rovině (Kolář, 2009, s. 39). Opěrná plocha je místo kontaktu podložky a povrchu těla. Opěrná báze je plocha vymezená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy (Vařeka, 2002, s. 116). Pro stabilitu je podstatné, aby se těžiště těla promítalo do opěrné báze. Pokud se vektor tíhové síly při statické zátěži nepromítá do opěrné báze, musí být vyvinuta k udržení rovnováhy značná svalová síla, čímž dochází k přetěžování svalů a ligament. Během lokomoce nemusí vektor tíhové síly směřovat do opěrné báze, musí tam ale směřovat výslednice všech zevních sil (Véle, 2006, ss. 97–100). K neurofyziologickým faktorům se řadí procesy psychické a vlivy vnitřního prostředí, procesy nastavující excitabilitu, dále procesy spouštěcí pohybové programy a procesy zpětnovazební.

Udržování vzpřímeného držení je proces vyžadující souhru svalů, které se na něm podílejí. Při vzpřímeném držení vzniká převaha extenze nad flexí tj. zvýšený nárok na svaly extendující páteř, kyčelní a kolenní kloub pro udržení a stabilizaci vertikální polohy labilního pohybového systému (Véle, 1995, s. 73–76).

Podle Panjabiho (1992 in Suchomel, 2006, s. 115) na stabilitě také participuje vazivově – fasciová složka pohybového systému. Představuje strukturu na níž se svalový systém uplatňuje, a tím ji zároveň ovlivňuje. Příkladem může být thorakolumbální fascie, která pomáhá přenosu zatížení mezi páteří, pánví, horními a dolními končetinami. Lamina superficialis zadního listu thorakolumbální fascie získává napětí kontrakcí svalů se kterými je spojena. Jedná se zejména o m. latissimus dorsi, dále pak m. gluteus maximus, částečně s m. obliquus abdominis externus a m. trapezius (viz obr. 1) (Alpana, Sanjeev, 2008, p. neuvedena; Vleeming, 1995, p. 754).



1 Obrázek Lamina superficialis thorakolumbální fascie a její připojení k jednotlivým svalům a jejich fasciím (Vleeming et al., 1995, p. 755)

Legenda: m. gluteus maximus, (B) – m. gluteus medius, (C) - m. externus obliquus abdominis, (D) – m. latissimus dorsi, (2) – sacrum

M. latissimus dorsi přes lamina superficialis zadního listu thorakolumbální fascie, významně ovlivňuje stabilitu thorakolumbárního spojení. V případě svalového oslabení m. latissimus dorsi dochází k poklesu napětí thorakolumbální fascie, což má vliv na konfiguraci hrudní kyfózy a stabilitu thorakolumbárního spojení.

Dalším příkladem spojení může být přímá komunikace mezi sakrotuberálním vazem a úponem dlouhé hlavy m. biceps femoris (Suchomel, 2006, s. 115). Stejně tak jako m. latissimus dorsi i m. biceps femoris patří mezi „stabilizační“ svaly. Realizuje podobné spojení pánve a trupu s lýtkem a chodidlem (Krobot, 2002, s. 34). Hungerford, Gilleard, Hodges

(2003 in Page, Frank, Lardner, 2010, p. 35) zjistili, že jedinci s bolestí sakroiliakálního kloubu vykazují předčasnou aktivaci m. biceps femoris a opožděnou aktivaci m. gluteus maximus během stoje na jedné noze. Toto zjištění naznačuje, že m. biceps femoris pomáhá stabilizovat sakroiliakální kloub přes sakrotuberální vaz. M. semitendinosus, m. semimembranosus spolu s dlouhou hlavou m. biceps femoris se označují jako „pravé hamstringy“. Ty vykazují elektromyografickou aktivitu při všech pohybech a polohách, jenž souvisí s udržováním předozadní stability. Mají také významnou proprioceptivní funkci. Vysílají aferentními drahami informace o zaujetí postavení jednotlivých segmentů vůči sobě (Travell, Simons, 1993, pp. 321–322).

1.7.1 Globální stabilizátory

Globální svalový systém je zodpovědný za „vnější“ stabilitu. Umožňuje převádět zatížení a sílu z oblasti dolních i horních končetin, pánve i horní části trupu. Ke globálním stabilizátorům se řadí zejména m. latissimus dorsi, m. erector spinae, m. biceps femoris, m. iliopsoas, m. gluteus maximus, m. obliquus abdominis externus et internus (Suchomel, 2006, s. 118–120).

Globální stabilizátory často přesahují více kloubů a některé jsou organizovány ve formě svalových řetězců (Suchomel, 2006, s. 120). Svalové řetězce jsou skupiny svalů, které pracují společně, nebo se navzájem ovlivňují prostřednictvím pohybových vzorů (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 30). Autoři zpravidla popisují tři svalové smyčky v oblasti trupu: anteriorní, posteriorní a spirálovou (Pool-Goudzwaard et al., 1998, p. 16; Page, Frank, Lardner, 2010, p. 33). Posteriorní svalová smyčka (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 34) obsahuje m. triceps surae, hamstringy, m. gluteus maximus, thorakolumbální fascii a kontralaterální m. latissimus dorsi. Tato svalová smyčka přenáší síly z dolní části těla na horní část těla, zajišťuje trupovou stabilizaci, extenzi během reciproční chůze a optimalizuje síly působící na ipsilaterální sakroiliakální kloub. Kontralaterální m. latissimus dorsi a homolaterální m. gluteus maximus jsou funkčně spojeny přes thorakolumbální fascii a koaktivovány kontralaterálně během chůze, při rotaci trupu (Mooney et al. 2001 in Page, Frank, Lardner, 2010, p. 35) a běhu (Montgomery, Pink, Perry 1994 in Page, Frank, Lardner, 2010, p. 35)

Dle Sandyho a Stubera (2009, p. 315) se zadní svazky m. psoas major řadí mezi lokální stabilizátory, zatímco přední svazky mají spíše globální stabilizační roli. Psoas major má rovněž velmi významné fasciální vztahy mezi bránicí a pánevním dnem, kde tato anatomická dispozice působí jako spojovací článek a podílí se tak na spinální stabilitě.

1.7.2 Použité přístrojové metody k hodnocení posturální stability

a) Dynamická počítačová posturografie

Dynamická počítačová posturografie představuje kvantitativní metodu objektivního hodnocení jednotlivých aspektů posturální kontroly, které simulují realné situace každodenního života. Dílčí testy slouží k vyřazení hlavních sensorických, pohybových a biomechanických komponent, jenž se podílí na bilanci a následné analýze efektivního využití jednotlivých složek testovaným probandem k zachování stability. Testy se provádějí během stoji (modul Smart Equitest) a chůze (modul Balance Master).

Data ze silové plošiny posturografu jsou zpracována počítačem. Z výstupních parametrů se hodnotí amplituda, rychlost a směr exkurzí ceter of pressure (COP), trajektorie pohybů COP, velikost silových impulsů či rychlost automatických a volných reakcí. Výsledné hodnoty jsou vyjádřeny relativně vzhledem k pacientovu věku, výšce nebo hmotnosti a dále porovnávány s normativními hodnotami zdravých lidí příslušné věkové kategorie (Kolářová, 2012, s. 7).

- ***Modul Smart Equitest System***

Smart Equitest System hodnotí účinnost posturální stabilizace ve vzpřímeném bipedním stoji za předem definovaných podmínek. Podle charakteru testu jsou hodnoceny automatické posturální reakce, schopnost volní kontroly pohybu těžiště nebo adaptace na alterované sensorické vstupy. Skládá se z duální pohyblivé tenzometrické plošiny a pohyblivé kabiny. Tenzometrická plošina má pět silových senzorů, které snímají vertikální složku reakční síly. Ve střední části plošiny se nachází referenční bod určující změny polohy COP. Silová plošina se může pohybovat horizontálně směrem dozadu i dopředu nebo může i stejnými směry rotovat. Mezi jednotlivé testy modulu patří: Sensory Organization Test,

Limits of Stability (LOS), Motor Control test (MCT), Weight Bearing Squat, Adaptation Test, Unilateral Stance a Rhythmic Weight Shift (Kolářová, 2012, ss. 7–11).

b) Měřicí systém FDM-T

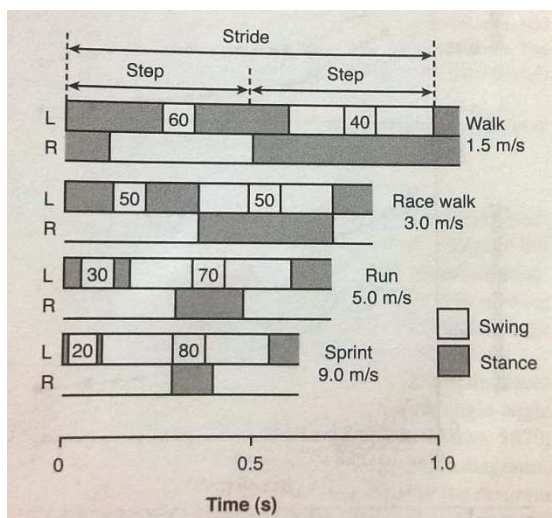
Měřicí systém FDM-T je určen k analýze a terapii stoje a chůze. U vzpřímeného stoje podává systém informace o statickém rozložení sil a tlaku dolních končetin. Ve výsledném reportu je zaznamenáno procentuální rozložení zatížení mezi levou a pravou nášlapnou plochou. Kvantifikace rozložení zatížení se provádí pomocí stupnice barev. Dále je v reportu uvedena tabulka s identifikačními daty elipsy, diagramy se záznamem časového průběhu vertikálních sil reakce při kontaktu levé/pravé nášlapné plochy se zemí, jakož i přední a zadní částí chodidla. Dynamická analýza během chůze předkládá informace o časoprostorových parametrech chůze (např. délka kroku, šířka kroku), maximálním tlaku každé jednotlivé fáze chůze s liniemi chůze, grafické znázornění průběhu poloh COP, „Butterfly parameters” popisující pohyb COP během krokového cyklu, jenž po dokončení tvoří obraz motýlích křídel. Systém umožňuje porovnávání dvou měření či analýzu dat jen z určitého vybraného intervalu záznamu. Software také umožňuje pořízení videozáznamu synchronizovaného s naměřenými daty (Zebris Medical, 2011, p. 12– 46).

1.8 Běh

Lidská lokomoce se skládá ze střídání oporové a švihové fáze, jejichž doba trvání se mění s rychlostí (Enoka, 2008, p. 167). Běh je charakterizován chyběním dvouoporové fáze. Stojná fáze zaujímá během chůze (1,5 m/s) asi 60 % a švihová fáze 40 %. U sportovní chůze (3 m/s) se stojná fáze snižuje na 50 %, u rychlého běhu (5 m/s) na 30% a u sprintu (9 m/s) na 20 %. Tedy se zvyšující se rychlostí se opěrná doba zkracuje (viz obr. 2).

Během stojné fáze m. erector spinae, m. gluteus maximus, hamstringy, abduktory kyčelního kloubu, m. quadriceps femoris a m. tibialis anterior zajišťují stabilizaci dolní končetiny (Ostrosky et al., 1994, p. 638). Aktivita těchto svalů je největší těsně před a po počátečním kontaktu (Perry, 1992, p. 123). S rostoucí rychlostí běhu se zvyšuje aktivita hamstringů a také excentrická aktivita m. quadriceps femoris, která brzdí flexi kolene a kontroluje vertikální pohyb těla dolů při dopadu. U švihové fáze hraje důležitou roli

m. iliopsoas, který je významným svalem pro propulzi těla vpřed, umožňující velký rozsah pohybu dolní končetiny. Je aktivní polovinu doby trvání švihové fáze (Hamill, Knutzen, p. 219).



Obrázek 2 Fáze a události charakterizující chůzi a běh (Enoka, 2008, p. 141).

Legenda: Čísla v různých obdélnících označují relativní dobu trvání (v procentech z kroku) stojné a švihové fáze.

Pohyb běžce ovlivňuje souhrn určitých vnitřních a vnějších sil. Mezi vnitřní síly patří aktivní (svaly) a pasivní (kosti a jejich kloubní spoje) složky pohybového systému. Z vnějších sil je to reakce opory, zemská přitažlivost, odpor prostředí a tření (Fišer et al., 1965, s. 66).

Obecným cílem u závodního a rekreačního běhu nebo u sprintu je pokrytí dané vzdálenosti co v nejkratším možném časovém úseku (Alter, 1998, p. 294). Běžecká výkonnost souvisí s optimální technikou běhu, kterou je možno zlepšit ekonomiku běhu, díky níž lze běžet rychleji nebo déle.

Maximální běžecká efektivita je závislá na mnoha faktorech (např. na hmotnosti, stavbě, síle, koordinační souhře svalů, flexibilitě běžce (Dyson, 1977 in Alter 1996, p. 294) a také na redukci nepotřebných sil. Z toho plyne čím kratší páka, tím menší síly je potřeba vyvinout k jejímu rozpohybování. Dolní končetina se může pohybovat rychleji i ekonomičtěji pokud se koleno flektuje a pata se přiblíží k hýždí. Vnitřní odpor, který závisí na viskoelasticitě sarkolemy je nutné snížit předcházejícím rozcvičením a zahřátím. Odpor kladený zkrácenými svaly, ligamenty a fasciemi lze zmenšit cíleným strečinkem (Wells, 1971, pp. 424 – 425).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv strečinku (formou postizometrické relaxace) vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu u pravidelně sportujících běžců a zhodnocení změny rozsahu pohybu dle funkčních kineziologických testů (Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a Thomayerovu zkoušku předklonu).

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

1. Vědecká otázka

Existuje rozdíl ve změně parametrů posturální kontroly mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neaplikovali?

H₀1: Neexistuje rozdíl ve změně parametrů v testu „Motor Control Test“ mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: Latency.

H_A1: Existuje rozdíl ve změně parametrů v testu „Motor Control Test“ mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: Latency.

H₀2: Neexistuje rozdíl ve změně parametrů v testu „Limits of Stability“ mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: Maximum Excursion.

H_A2: Existuje rozdíl ve změně parametrů v testu „Limits of Stability“ mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: Maximum Excursion.

2. Vědecká otázka

Existuje rozdíl ve změně parametrů měřícího systému FDM-T mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neaplikovali?

H03: Neexistuje rozdíl ve změně naměřených hodnot na měřícím systému FDM-T ve stoji mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: 95% confidence ellipse area.

HA3: Existuje rozdíl ve změně naměřených hodnot na měřícím systému FDM-T ve stoji mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: 95% confidence ellipse area.

H04: Neexistuje rozdíl ve změně naměřených hodnot na měřícím systému FDM-T v běhu 8 km/h mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali v parametru: Butterfly parameters (Ant/post position, Lateral symmetry).

HA4: Existuje rozdíl ve změně naměřených hodnot na měřícím systému FDM-T v běhu 8 km/h mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali v parametru: Butterfly parameters (Ant/post position, Lateral symmetry).

3. Vědecká otázka

Existuje rozdíl ve změně parametrů rozsahu pohybu dle funkčních kineziologických testů mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neaplikovali?

H05: Neexistuje rozdíl ve změně rozsahu pohybu dle Thomayerovy zkoušky předklonu mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali.

H_A5: Existuje rozdíl ve změně rozsahu pohybu dle Thomayerovy zkoušky předklonu mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali.

H₀6: Neexistuje rozdíl ve změně rozsahu pohybu kyčelního kloubu dle Jandova testu pro zkrácení kolenních flexorů mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali u:

- a) levé dolní končetiny,
- b) pravé dolní končetiny.

H_A6: Existuje rozdíl ve změně rozsahu pohybu kyčelního kloubu dle Jandova testu pro zkrácení kolenních flexorů mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali u:

- a) levé dolní končetiny,
- b) pravé dolní končetiny.

H₀7: Neexistuje rozdíl ve změně celkového postavení dolní končetiny (stehno, bérce, deviace pately) při testování zkrácených flexorů kyčelního kloubu dle Jandova testu mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali u:

- a) levé dolní končetiny,
- b) pravé dolní končetiny.

H_A7: Existuje rozdíl ve změně celkového postavení dolní končetiny (stehno, bérce, deviace pately) při testování zkrácených flexorů kyčelního kloubu dle Jandova testu mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali u:

- a) levé dolní končetiny,
- b) pravé dolní končetiny.

3 METODA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika výzkumného souboru

Experiment zahrnoval 20 probandů (13 mužů, 7 žen) ve věku 17 až 34 let. Jejich průměrný věk byl $24 \pm 5,5$ let. Kritériem pro jejich výběr byla pravidelně prováděná sportovní aktivita – vytrvalostní běh s minimální kilometrží 80 km/měsíc. Průměrný počet naběhaných kilometrů u testovaných probandů byl $107 \text{ km} \pm 22,4 \text{ km/měsíc}$ a průměrná četnost byla $4,4 \pm 1,15$ krát týdně. Do experimentu byli zařazeni pouze probandi bez neurologického a senzorického deficitu, dále bez známek psychických či jiných zdravotních obtíží, které by mohly ovlivnit výsledky měření. Vylučujícími kritérii pro zařazení do experimentu bylo nedodržení třítydenní terapie formou postizometrické relaxace dle metodiky cviků (viz Příloha 1, s. 79). Všichni účastníci experimentu podepsali informovaný souhlas, kde byli seznámeni s průběhem měření, jehož vzor je součástí přílohy (viz Příloha 2, s. 83).

3.2 Postupy při měření

Probandi byli rozděleni do dvou skupin a to do testované a kontrolní skupiny. V každé skupině bylo deset probandů. Před započítím měření byli probandi informováni o tom, jak měření bude probíhat a co bude obnášet. Každý proband vyplnil anamnestický dotazník (viz Příloha 3, s. 84) a byl podroben klinickému vyšetření (Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a Thomayerova zkouška předklonu). Poté probandi byli měřeni na počítačové posturografii a podstoupili vyšetření na měřícím systému FDM-T v kineziologické laboratoři v prostorách Fakultní nemocnice Olomouc. Po měření byli probandi v testované skupině názorně a slovně instruováni k provádění strečinku (postizometrické relaxace) vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) formou autoterapie po dobu tří týdnů s frekvencí 1xdenně. Kontrolní skupina tento strečink neprováděla. Obě skupiny pak byli za tři týdny znovu měřeni za použití stejných vyšetřovacích metod.

3.2.1 Klinické vyšetření probanda

Vyšetření zahrnovalo Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů, Thomayerovu zkoušku předklonu a kineziologický rozbor (aspekční ohodnocení postury ve stoji).

Thomayerova zkouška předklonu

Výchozí polohou je vzpřímený stoj s horními končetinami volně podél těla. Z této polohy s plně extendovanými kolenními klouby se vyšetřovaný plynule předklání k podložce. Sledovaným kritériem je dosažená vzdálenost daktylionu od podložky. Při normálním rozsahu pohybu je vyšetřovaný schopen dotknout se podlahy jen špičkami prstů (Janda, 2004, s. 317).

Vyšetření zkrácení flexorů kolenního kloubu

Výchozí polohou je leh na zádech s horními končetinami podél těla. Netestovaná dolní končetina je flektována v kyčelním a kolenním kloubu, chodidlo je na podložce. Testovaná dolní končetina spočívá na podložce v nulovém postavení. Poté je dolní končetina s extendovaným kolenním kloubem vyšetřujícím pasivně dovedena do flexe v kyčelním kloubu. Test je ukončen ve chvíli klopení pánve nebo s tendencí flektovat testovanou končetinu. Hodnocení stavu flexorů kolenního kloubu vychází z dosaženého stupně flexe v kyčelním kloubu testované končetiny za pomoci goniometru. Rozlišujeme tři stupně:

- 0 – nejde o zkrácení – flexe v kyčelním kloubu 90°,
- 1 – malé krácení – flexe v kyčelním kloubu v rozmezí 80 – 90°,
- 2 – velké zkrácení – flexe v kloubu kyčelním je menší než 80° (Janda, 2004, s. 288–289).

Vyšetření zkrácení kyčelních flexorů

Výchozí polohou je leh na zádech s pánví na stole a s vyloučením anteverze a sešikmení pánve. Netestovaná dolní končetina je přitažena k břichu. Vyšetřovaná dolní končetina volně visí. Zkrácení flexorů kyčelního kloubu je hodnoceno podle postavení stehna, bérce a podle deviace pately:

- 0 – nejde o zkrácení – stehno v horizontále bez deviací, bérec visí kolmo k zemi, stehno lze stlačit pod horizontálu a u bérce je možné směrem do flexe zvětšit flexi v kolenním kloubu,

- 1 – malé krácení – lehké flekční postavení v kyčelním kloubu – zkrácený m. iliopsoas, bérec trčí šikmo vpřed – zkrácený m. rectus femoris, stehno v lehké abdukci – zkrácený m. tensor fasciae latae, stehno lze stlačit do horizontály, u bérce je možné dosáhnout jeho kolmého postavení a tlakem na laterální stranu stehna je možné docílit postavení bez deviace do abdukce,
- 2 – velké zkrácení – v kyčelním kloubu je výrazné flekční postavení, kdy nelze dosáhnout horizontálního postavení stehna, bérec trčí šikmo vpřed, patela je vytažena vzhůru, při tlaku na bérec dohází ke kompenzační flexi v kyčelním kloubu, stehno je v abdukčním postavení (Janda, 2004, s. 284–286).

3.2.2 Posturografické vyšetření

Posturografické vyšetření bylo provedeno na přístroji Smart Equitest System od firmy NeuroCom za použití těchto testů: Motor Control test (MCT) a Limits of Stability (LOS). Výchozím postavením byl vzpřímený stoj s horními končetinami podél těla. Probandi byli instruováni, že v průběhu měření nesmí změnit polohu chodidel, která byla určena podle metodického návodu firmy Neurocom. V průběhu vyšetření byla poloha chodidel stále kontrolována. Druhé měření bylo provedeno po třech týdnech.

- *Motor Control test*

Test posuzuje efektivitu automatických posturálních mechanismů na translaci plošiny v závislosti na směru a rychlosti translace. Testovány byly dva směry translace – dopředu a dozadu. Translace jsou normovány k tělesné výšce vyšetřovaného. Pro každý směr byly testovány tři rychlosti vždy ve třech opakováních. V experimentu byla použita jen velká (large) rychlost. Měřením byl hodnocen parametr Latency, který hodnotí efektivitu reakce na zevní podnět. Je vyjádřen jako čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí probanda. Čím vyšší je hodnota, tím nižší je efektivita reakce (Kolářová, 2012, s. 9).

- *Limits of Stability*

Test hodnotí schopnost probanda aktivně měnit polohu COP předem daným směrem inklinací těla a udržet dosažené maximum, aniž by došlo ke změně opěrné báze. Pohyb COP byl monitorován a přehráván na obrazovku, kterou proband sledoval, čímž mohl korigovat

požadovaný směr pohybu. V průběhu testu je posuzováno 8 směrů. Probandi si mohli testované směry vyzkoušet před vlastním měřením. V tomto experimentu byly vyhodnocovány pouze 4 směry a to dopředu, doprava, dozadu a doleva. Testován byl parametr Maximum Excursion (MXE) – bod maximálního vychýlení COP v daném směru. Výsledná data jsou uváděna jako procenta maximálních hodnot teoretických 100 % limitů stability ve zdravé populaci (Kolářová, 2012, s. 11).

3.2.3 Měřicí systém FDM-T

Vyšetření bylo realizováno pomocí přístroje FDM-T od firmy Zebris. U každého probanda byla provedena analýza ve vzpřímeném stoji a analýza během běhu (8 km/h). Vyšetření probíhalo naboso. U testování ve vzpřímeném stoji stál proband na měřicím pásu a byl snímán po dobu 30 sekund. U druhé testované situace bylo probandovi před měřením umožněno, aby si zvykl na postupné zvyšování rychlosti pásu až na hodnotu 8 km/h. Po dosažení uvedené rychlosti, která se v průběhu měření neměnila, měl proband dvě minuty na adaptaci rychlosti. Poté následovala 1 minuta měření.

U stoje byl hodnocen parametr konfidenční elipsy, která zobrazuje 95% poloh COP a u běhu „Butterfly parameters” konkrétně parametr Anterior/posterior position, který popisuje posouvání průsečíku průběhu COP dopředu a dozadu v zobrazení cyklogramu a parametr Lateral symmetry popisující posouvání průsečíku průběhu COP vlevo a vpravo průběhu COP v cyklogramu. Nulová hodnota určuje středovou symetrii. (brány jsou v úvahu všechny kroky) (Zebris Medical, 2011, p. 27,46).

3.3 Zpracování dat

Hodnoty jednotlivých parametrů posturografických testů a měřicího systému FDM-T byly zapsány do tabulek Microsoft Office Excel. Tabulky byly vytvořeny zvlášť pro testovanou a kontrolní skupinu. U každé skupiny byly zanechány hodnoty z prvního a druhého měření. Z MCT byl hodnocen parametr Latency, u kterého byl pozorován jen velký podtrh plošiny. U LOS byl testován parametr MXE udávaných v procentech limitů stability ve čtyřech směrech. Z měřicího systému FDM-T jsme se zaměřily u analýzy ve stoji na

hodnoty konfidenční elipsy u běhu pak na „Butterfly parameters”. Další tabulky obsahovaly data s věkem, počet km/měsíc, četnost běhu/týden, hodnoty z Jandova testu pro zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a hodnoty Tomayerovy zkoušky předklonu. Poté byly tabulky předány ke statistickému vyhodnocení.

3.4 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics 22 a program Microsoft Excel 2010. Pro ověření otázek byly spočítány rozdíly mezi hodnotami, které byly naměřeny při prvním a při druhém měření. Tyto rozdíly znamenaly změny příslušných parametrů. Záporné změny znamenají snížení hodnot měřeného parametru při druhém měření, kladné změny znamenají zvýšení. Skupina testovaných (běžci, kteří aplikovali třítýdenní protahování) a kontrolních probandů (běžci, kteří protahování neaplikovali) byly porovnány ve změnách parametrů pomocí Mann-Whitney U-testu. Tento test byl zvolen kvůli malé velikosti porovnávaných skupin. V každé skupině bylo 10 probandů. Parametry obou skupin byly popsány pomocí ukazatelů popisné statistiky – mediánu, maximální a minimální hodnoty. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako $p > 0,05$.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1, ve znění: „*Existuje rozdíl ve změně parametrů posturální kontroly mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neaplikovali?*“

Otázka byla řešena ve dvou hypotézách (H_{01} – H_{02}), kde jsme hodnotili rozdíly ve změnách parametrů posturální kontroly mezi běžci, kteří prováděli třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neprováděli.

4.1.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotéza **H₀₁**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl ve změně parametrů v testu „Motor Control Test“ mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: Latency*“ **nelze zamítnout.**

Hypotéza **H₀₂**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl ve změně parametrů v testu „Limits of Stability“ mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: Maximum Excursion*“ **nelze zamítnout.**

Podle výsledků Mann-Whitney U-testu pro testování hypotéz H_{01} – H_{02} nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi testovanou a kontrolní skupinou na hladině statistické významnosti $p > 0,05$ a proto tyto hypotézy nelze zamítnout. Výsledky u parametru Latency, při podtrhu dozadu nevyšly signifikantně, ale hodnoty se blíží ke statistické významnosti $p > 0,05$. Výsledky a dosažené hladiny významnosti jsou uvedeny v tabulkách 1 – 2 (s. 36). Testované parametry jsou popsány pomocí mediánu, maximální a minimální hodnoty. Záporné změny znamenají snížení hodnot měřeného parametru při druhém měření, kladné změny znamenají zvýšení.

Tabulka 1 Vyhodnocení změn parametru Latency u testované a kontrolní skupiny u MCT

Parametr	Testovaná skupina (n = 10)			Kontrolní skupina (n = 10)			p (Mann-Whitney U-test)
	Medián	Minimum	Maximum	Medián	Minimum	Maximum	
LB LDK	-10	-20	10	5	-40	20	0,060
LB PDK	-5	-10	10	5	-10	20	0,056
LF LDK	0	-10	20	0	-20	10	0,898
LF PDK	0	-10	10	0	-20	10	0,404

Legenda: LB – Large Backward (podtrhy dozadu velké rychlosti), LF – Large Forward (podtrhy dopředu velké rychlosti), LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, n – rozsah souboru, p – dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 2 Vyhodnocení změn parametru Maximum Excursion u testované a kontrolní skupiny u LOS

Parametr	Testovaná skupina (n = 10)			Kontrolní skupina (n = 10)			p (Mann-Whitney U-test)
	Medián	Minimum	Maximum	Medián	Minimum	Maximum	
Maximum Excursion (%)							
MXE1	-2,5	-19,0	16,0	1,0	-13,0	19,0	0,496
MXE3	-5,0	-13,0	11,0	0,5	-6,0	9,0	0,095
MXE5	-3,0	-15,0	15,0	1,0	-17,0	9,0	0,622
MXE7	-0,5	-11,0	8,0	-1,0	-6,0	14,0	0,909

Legenda: MXE1 – bod maximální vychýlení dopředu, MXE2 – bod maximální vychýlení doprava, MXE5 – bod maximální vychýlení dozadu, MXE7 – bod maximální vychýlení doleva, n – rozsah souboru, p – dosažená hladina statistické významnosti

4.2 Výsledky k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2, ve znění: „*Existuje rozdíl ve změně parametrů měřicího systému FDM-T mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neaplikovali?*“

Otázka byla řešena ve dvou hypotézách ($H_03 - H_04$), kde jsme hodnotili rozdíly ve změnách parametrů měřicího systému FDM-T mezi běžci, kteří prováděli třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neprováděli.

4.2.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotéza **H₀₃**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl ve změně naměřených hodnot na měřícím systému FDM-T ve stoji mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali pro parametr: 95% konfidence ellipse area.*“ **nelze zamítnout.**

Hypotéza **H₀₄**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl ve změně naměřených hodnot na měřícím systému FDM-T v běhu 8 km/h mezi běžci, kteří aplikovali třítydenním protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali v parametru: Butterfly parameters (Ant/post position, Lateral symmetry)*“ **nelze zamítnout.**

Podle výsledků Mann-Whitney U-testu pro testování hypotéz $H_03 - H_04$ nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi testovanou a kontrolní skupinou na hladině statistické významnosti $p > 0,05$ a proto tyto hypotézy nelze zamítnout. Nicméně v testované skupině měřené ve stoji se hodnoty konfidencí elipsy snížily u 7 probandů z 10 a v kontrolní skupině se u poloviny probandů hodnoty zvýšily a u poloviny snížily. U druhé měřené situace se v testované skupině hodnoty parametru Anterior/posterior position snížily u 6 probandů z 10 a v kontrolní skupině se snížily u 3 z 10.

Výsledky a dosažené hladiny významnosti jsou uvedeny v tabulkách 3 – 8 (ss. 38, 40). Testované parametry jsou popsány pomocí mediánu, maximální a minimální hodnoty.

Záporné změny znamenají snížení hodnot měřeného parametru při druhém měření, kladné změny znamenají zvýšení.

Tabulka 3 Vyhodnocení změn parametru 95% konfidence elipse area u testované a kontrolní skupiny ve stoji u měřicího systému FDM-T

Parametr	Testovaná skupina (n = 10)			Kontrolní skupina (n = 10)			p (Mann-Whitney U-test)
	Medián	Minimum	Maximum	Medián	Minimum	Maximum	
95% konfidence elipse area, mm ²	-23,0	-113,0	52,0	0,5	-799,0	478,0	0,496

Legenda: n – rozsah souboru, p – dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 4 Hodnoty 95% konfidence elipse area každého probanda z testované skupiny při prvním a druhém měření

Skupina	95% konfidence elipse area (mm ²)		Změna
	1. měření	2. měření	
1	70	122	52
2	189	78	-111
3	80	61	-19
4	53	62	9
5	83	63	-20
6	190	77	-113
7	149	78	-71
8	276	250	-26
9	51	96	45
10	147	62	-85
Medián	115	77,5	-23

Legenda: mm² – milimetr čtvereční

Tabulka 5 Hodnoty 95% konfidence ellipse area každého probanda z kontrolní skupiny při prvním a druhém měření

Skupina	95% konfidence ellipse area (mm ²)		Změna
	1. měření	2. měření	
Kontrolní skupina			
1	250	268	18
2	79	89	10
3	956	157	-799
4	152	630	478
5	150	101	-49
6	192	393	201
7	400	90	-310
8	60	70	10
9	114	105	-9
10	115	82	-33
Medián	151	103	0,5

Legenda: mm² – milimetr čtvereční

Tabulka 6 Vyhodnocení změn Butterfly parametru u testované a kontrolní skupiny u běhu 8 km/h na měřícím systému FDM-T

Butterfly parameters	Testovaná skupina (n = 10)			Kontrolní skupina (n = 10)			p (Mann-Whitney U-test)
	Medián	Minimum	Maximum	Medián	Minimum	Maximum	
Ant/post position (mm)	-8,7	-129,8	41,8	4,1	-27,6	62,5	0,096
Lateral symmetry (mm)	-2,0	-28,2	4,2	-0,1	-17,0	3,1	0,345

Legenda: Ant – anterior (dopředu), Post – posterior (dozadu), mm – milimetr, n – rozsah souboru, p – dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 7 Hodnoty Ant/post position každého probanda z testované skupiny při prvním a druhém měření

Skupina	Ant/post position (mm)		Změna
Testovaná skupina	1. měření	2. měření	
1	198,9	173,3	-25,6
2	204,5	205,6	1,1
3	236,9	238,8	1,9
4	186,7	173,3	-13,4
5	147,8	149,2	1,4
6	208,9	196,6	-12,3
7	238	213,4	-24,6
8	170,1	40,3	-129,8
9	159,4	201,2	41,8
10	195,8	190,8	-5
Medián	197,35	193,7	-8,65

Legenda: Ant – anterior (dopředu), Post – posterior (dozadu), mm – milimetr

Tabulka 8 Hodnoty Ant/post position každého probanda z kontrolní skupiny při prvním a druhém měření

Skupina	Ant/post position (mm)		Změna
Kontrolní skupina	1. měření	2. měření	
1	166,6	229,1	62,5
2	184,5	184,5	0
3	214,3	202,5	-11,8
4	224,6	230,9	6,3
5	235	241,5	6,5
6	179,7	213	33,3
7	236,6	238,4	1,8
8	188,3	195,3	7
9	237,4	209,8	-27,6
10	229,3	224,5	-4,8
Medián	219,45	218,75	4,05

Legenda: Ant – anterior (dopředu), Post – posterior (dozadu), mm – milimetr

4.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3, ve znění: „Existuje rozdíl ve změně parametrů rozsahu pohybu dle funkčních kineziologických testů mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neaplikovali?“

Otázka byla řešena ve třech hypotézách ($H_05 - H_07$). Cílem bylo zjistit, zda došlo ke změně rozsahu pohybu na základě funkčních kineziologických testů mezi běžci, kteří prováděli třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří třítydenní protahování postizometrickou relaxací neprováděli.

4.3.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotéza **H₀₅**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl ve změně rozsahu pohybu dle Thomayerovy zkoušky předklonu mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali.*“ **zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy.**

Hypotéza **H₀₆**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl ve změně rozsahu pohybu kyčelního kloubu dle Jandova testu pro zkrácení kolenních flexorů mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali u:*

- a) *levé dolní končetiny*“ **zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy.**
- b) *pravé dolní končetiny*“ **zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy.**

Hypotéza **H₀₇**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl ve změně celkového postavení dolní končetiny (stehno, bérce, deviace paty) při testování zkrácených flexorů kyčelního kloubu dle Jandova testu mezi běžci, kteří aplikovali třítydenní protahování postizometrickou relaxací a běžci, kteří protahování neaplikovali u:*

- a) *levé dolní končetiny*“ **zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy.**
- b) *pravé dolní končetiny*“ **zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy.**

Podle výsledků Mann-Whitney U-testu pro testování H_{05} bylo prokázáno, že změna parametru Thomayerovy zkoušky, která nastala u testované skupiny, je statisticky významně větší než změna tohoto parametru, která nastala u kontrolní skupiny, $p = 0,001$. U testované skupiny došlo k většímu snížení hodnot, medián byl -2, u kontrolní skupiny byl medián roven 0.

Podle výsledků Mann-Whitney U-testu pro testování H_{06} bylo prokázáno, že změna rozsahu pohybu kloubu pro zkrácení kolenních flexorů dle Jandova testu, která se projevila u testované skupiny, je statisticky významně větší než změna tohoto parametru, která nastala u kontrolní skupiny, $p = 0,003$. U testované skupiny došlo k většímu zvýšení hodnot na obou stranách, medián byl 10, u kontrolní skupiny byl medián změněn roven 0.

Mann-Whitney U-testy pro testování H_{07} bylo prokázáno, že změna rozsahu pohybu kyčelního kloubu dle Jandova testu, která nastala u testované skupiny, je statisticky významně větší než změna tohoto parametru, která nastala u netestované skupiny, $p = 0,012$. U testované skupiny došlo k většímu snížení hodnot na obou stranách, medián byl -0,5, u kontrolní skupiny byl medián změněn roven 0. Výsledky a dosažené hladiny významnosti pro ověření hypotéz $H_{05} - H_{07}$ jsou uvedeny v tabulkách 9–11 (ss. 42–43). Hodnoty kineziologických testů každého probanda testované i kontrolní skupiny jsou uvedeny v přílohách 4 – 6 (ss. 85–87).

Tabulka 9 Hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu u testované a kontrolní skupiny

Parametr	Testovaná skupina (n = 10)			Kontrolní skupina (n = 10)			p (Mann-Whitney U-test)
	Medián	Minimum	Maximum	Medián	Minimum	Maximum	
THOMAYEROVA ZKOUŠKA	-2,0	-5,0	0,0	0,0	-2,0	3,0	0,001

Legenda: n – rozsah souboru, p – dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 10 Hodnoty Jandova testu pro hodnocení zkrácení kyčelních flexorů

Parametr	Testovaná skupina (n = 10)			Kontrolní skupina (n = 10)			p (Mann-Whitney U-test)
	Medián	Minimum	Maximum	Medián	Minimum	Maximum	
Geometry							
FLEXORY KYK LDK	-0,5	-1,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,012
FLEXORY KYK PDK	-0,5	-1,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,012

Legenda: KYK – kyčelní kloub, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, n – rozsah souboru, p – dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 11 Hodnoty Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů

Parametr	Testovaná skupina (n = 10)			Kontrolní skupina (n = 10)			p (Mann-Whitney U-test)
	Medián	Minimum	Maximum	Medián	Minimum	Maximum	
Geometry							
FLEXORY KOK LDK	10,0	0,0	20,0	0,0	0,0	10,0	0,003
FLEXORY KOK PDK	10,0	0,0	20,0	0,0	0,0	5,0	0,003

Legenda: KOK – kolenní kloub, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, n – rozsah souboru, p – dosažená hladina statistické významnosti

5 DISKUZE

Účelem této práce bylo zhodnotit vliv postizometrické relaxace (PIR) vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu u pravidelně sportujících běžců a zhodnotit změny rozsahu pohybu dle funkčních kineziologických testů (Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a Thomayerovu zkoušku předklonu).

5.1 Vliv strečinku na rozsah pohybu a flexibilitu

Tato část diskuze se bude zabývat výsledky hypotéz, které řešily, zda po použití PIR dojde ke změně rozsahu pohybu na základě funkčních kineziologických testů mezi běžci, kteří prováděli třítydenní protahování PIR (testovací skupina) a běžci, kteří třítydenní protahování PIR neprováděli (kontrolní skupina).

Podle výsledků testované skupiny došlo ke statisticky významnému zvýšení hodnot Thomayerovy zkoušky předklonu a i ke zvětšení rozsahu pohybu kloubů (ROM) u Jandova testu pro zkrácení kolenních a kyčelních flexorů oproti kontrolní skupině, která dané protahování neaplikovala.

Existuje mnoho studií, které se zabývají strečinkem a jeho působení na ROM. Zvýšení flexibility může být dosaženo celou řadou strečinkových technik. Nejznáměji používaná technika v této souvislosti je statický strečink (Alter, 1998, p. 175; Magnusson et al., 1998b, p. 311; Magnusson, Aagaard, Nielson, 2000, p. 1161). Objevují se názory, že zvýšení ROM v reakci na statické protahování je spíše způsobeno nárůstem tolerance na protažení, nežli snížením svalové tuhosti nebo změnou ve svalové elasticitě (Larosche et al., 2006, p. 1005; Shier et al., 2000, pp. 324–325; Halbertsma et al., 1994, p. 980).

Autoři ve svých studiích u statického strečinku prokázali krátkodobý vliv na zvýšení flexibility (Depino, Weibright, Arnold, 2000, p. 58; Davis et al., 2005, p. 27), ale i dlouhodobý efekt při pravidelné aplikaci (Bandy, Iron, Briggler, 1998, p. 299). Weijer, Gomiak, Shamus (2003, p. 732) uvádí, že zvýšenou pohyblivost hamstringů po provedení statického strečinku lze udržet až po dobu 24 hodin. S tím, že největší flexibilitu vykazovali bezprostředně po protažení a poté klesla během 15 minut.

Goncalves et al. (2013, pp. 241–246) hodnotili bezprostřední a dlouhodobé účinky použití statického a dynamického strečinku u fotbalistů. Došli k závěru, že statický strečink z hlediska dlouhodobější aplikace (12 dnů) výrazně zlepšil flexibilitu hamstringů oproti

dynamickému strečinku. Ve studii (Hiral, Tanvi, Tarpan, 2015, pp. 131–135) srovnávali účinek PIR a statického strečinku na flexibilitu hamstringů. Čtyřicet probandů bylo rozděleno do dvou skupin, jedna skupina prováděla statický strečink a druhá PIR po dobu tří týdnů. Výsledky ukázaly, že PIR lze použít jako účinný terapeutický manévr pro zlepšení ROM a flexibility u zdravých jedinců. Probandi v našem experimentu, kteří se protahovali pomocí PIR tři týdny, při druhém měření vykazovali zvětšení ROM v daných kineziologických testech, oproti kontrolní skupině běžců, která třítydenní protahování neaplikovala. Je tedy možné usoudit, že PIR aplikovaná tři týdny zvýšila celkovou flexibilitu.

Pravidelný strečink, prováděný denně po několik měsíců, zlepšuje toleranci na protažení a vede k hypertrofii svalu, která způsobuje zvýšení rychlosti a síly kontrakce (Hill, 1938 in Herzog, Leonard, 2004, s. 409; Shier, 2004, p. 271). A díky tomu je zlepšena i běžecká výkonnost (Shier, 2004, p. 271).

Běžecká výkonnost souvisí s optimální technikou běhu, kterou je možno zlepšit ekonomiku běhu, díky níž lze běžet rychleji nebo déle. Běžecká efektivita je závislá na mnoha faktorech, kupříkladu na síle, koordinační souhře svalů a na flexibilitě běžce (Dyson, 1977 in Alter 1996, p. 294).

Optimální flexibilita může zvýšit rychlost běžce a tím zkrátit běžecký čas. Tolsma ve své studii – flexibility and velocity (1985 in Alter, 1996, p. 296–297) uvedla čtyři svalové skupiny, jejichž zlepšená flexibilita zvýší rozsah, přes který může být aplikována síla. Patří sem zadní a přední svaly bérce, m. quadriceps femoris a gluteální svaly. Během střední stojné fáze u běhu je kolenní kloub flexován ve 30 až 40 stupních. Tato pozice staví zadní lýtkové svaly do prodloužené polohy. V případě, že běžec má zkrácené tyto svaly, dochází ke snížení flexibility v hlezenním koubu, což má za následek předčasné zvednutí paty, které vede ke kratšímu kroku a většímu vertikálnímu posunu těžiště těla. Vytváří se tak méně efektivní běžecký styl, než při pozdějším zvednutí paty, které naopak délku kroku zvyšuje a vertikální pohyby těžiště zmenšuje.

Důležité je i protahování svalů přední strany bérce, hlezna a nohy, neboť noha při pozdější fázi odlepení paty, může setrvat déle v plantární flexi a propulzivní účinek lýtkových svalů může trvat delší dobu. Flexibilita m. quadriceps femoris může také významně ovlivnit efektivitu běhu. Během fáze odlepení paty dochází k extenzi kyčelního kloubu. V důsledku toho jsou kyčelní flexory (m. rectus femoris, m. iliopsoas) uvedeny do protažení. S větší flexibilitou mohou kyčelní flexory umožnit delší působení svalové síly k zemi, čímž dojde k facilitaci síly (Alter, 1996, pp. 296–298).

Efektivita běhu je ovlivněna koordinační souhrou svalů. U běžců se často objevují dysbalance v oblasti beder a pánve. Jejich příčinou je běh na tvrdých površích, kdy dochází k přetížení bederních vzpřimovačů a flexorů kyčelních kloubů, což způsobuje zvýšení jejich vnitřního napětí. Nejsou-li pak protahovány, zkracují se (Tvrzník, Soumar, 1999, s. 31). Zkrácené svaly kromě toho, že ovlivňují držení těla, vytváří i nerovnoměrné zatížení na klouby. To v závěru může vést ke zranění a kloubní dysfunkci. V našem výzkumu při prvním měření většina testovaných probandů vykazovala jisté zkrácení flexorů kyčelních kloubů a i hamstringů.

Dysbalanční postavení (zkrácené kyčelní flexory s anteverzí pánve) vede jednak k trvalému svalovému napětí hamstringů, což způsobuje časný nárůst únavy a možnost svalového zranění (Klein, Roberts, 1976, p. 189) tak se i tlaky při došlapech, které jsou dány celou hmotností trupu, nerozkládají na celou plochu meziobratlových plotének, čímž dochází k jejich chronickému opotřebování. Svalové dysbalance tedy vedou ke špatné technice běhu, snižují jeho účinnost a nepřímo způsobují přetěžování pohybového systému (Tvrzník, Soumar, 2004, s. 26).

Na základě zkrácení testovaných svalů a ROM u probandů, by se dal statický strečink zvolit jako efektivní metoda ke zlepšení flexibility, ovšem ve srovnání s PIR, která využívá kontrakci před samotnou relaxací, vede k menšímu rozvoji rozsahu pohybu (Wallin et al., 1985, s. 263–268). I další autoři (Feber, Gravelle, Osternig, 2002, pp. 132–142; Moore, Hutton, 1980, pp. 322–329; Weng, Lee a Chen, 2009, pp. 306–315) uvádí, že statický strečink tolik neovlivňuje ROM oproti technikám, využívající kontrakci před samotnou relaxací, do kterých se patří i PIR.

I přesto, že se PIR primárně zaměřuje na ovlivnění reflexních změn ve svalech, dochází při ní ke spontánnímu zvětšení ROM. Toho je dosaženo během relaxace, kdy se sval spontánně prodlužuje dekontrakcí, nikoli pasivním protažením (Dvořák, 2007, s. 59). PIR lze využít jako autoterapii, kdy ve fázi izometrického odporu, tak v relaxační fázi využíváme působení gravitace. Není tedy zapotřebí spolupráce partnera, kterou vyžaduje např. metoda PNF, což by mohlo být v rámci praktického provádění neekonomické (Alter, 1998, s. 25).

Podle Thomayerovy zkoušky předklonu vykazovalo při prvním měření 7 z 20 běžců negativní hodnoty této zkoušky. Průměrná hodnota určená jako vzdálenost daktylionu od podložky u testované skupiny byla 0,1cm. Po třítydenním protahování podle metodiky cviků se průměrná hodnota u testované skupiny běžců snížila o 2,7 cm (viz příloha 6 strana 87). Janda (2001, s. 5) uvádí, že protahovací cvičení by měly být u jedinců postižených

hypermobilitou kontraindikovány. Následkem snížení laxicity ligament je zvětšení ROM a snížení kloubní stability, která může zvyšovat riziko poranění kloubů, svalů a měkkých tkání (Simmonds, Keer, 2007, p. 305; Smith et al., 2005, p. 630). Nicméně Stackeová a Blažková (2009, s. 120–125) jsou názoru, že i u hypermobilního jedince dochází ke zkracování svalů a proto by se strečink u svalů s tendencí ke zkrácení neměl vylučovat. Měl by se modifikovat výběr cviků a způsob jejich provedení. Za vhodnou metodu strečinku považují PIR, kde i bez dosažení krajní polohy kloubu lze dosáhnout svalové relaxace.

5.2 Vliv strečinku na posturální stabilitu

Tato část diskuze bude pojednávat o vlivu různých strečinkových technik na posturální stabilitu. Zaměříme se na výsledky uvedených hypotéz v této práci, zabývající se vlivem PIR vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu u běžců, hodnocenou jak v statické tak v dynamické situaci.

Je mnoho studií, kde autoři zkoumají vliv strečinku na výkon, sílu, prevenci zranění, ROM a s tím srovnání různých strečinkových metod (Manoel et al., 2008, p. 1532; Kay, Blazevich, 2012, p. 160; Nelson et al., 2001, p. 69; Power et al., 2004, p. 1394; Chatzopoulos et al., 2014, p. 403; Bandy, Irion, Briggler 1998, p. 299; Small, McNaughton, Matthews, 2008, p. 215). Nicméně studie, které se zabývají působením strečinku na posturální stabilitu mnoho není (Lim et al., 2014, pp. 209–213). Dobrá posturální stabilita snižuje riziko vzniku některých poranění a udržuje adekvátní držení těla pro sportovní výkon (Behm, et al., 2004, pp. 1397–1402; Caron, 2003, pp.83–86; Holme et al., 1999, pp.104–109).

Dostupné studie se orientovaly pouze na hodnocení bezprostředního vlivu strečinku na posturální stabilitu. Lim et al. (2014, p. 212) uvádí, že je nutné studovat i dlouhodobější účinky strečinkových technik na posturální stabilitu. V našem výzkumu se testovaní probandi protahovali 3 týdny s frekvencí 1x denně. PIR se v žádných studiích, které by zkoumali efekt strečinku na posturální stabilitu nevyskytovala. Nejvíce se ve studiích zabývaly statickým strečinkem (Nagano et al., 2006, pp. 422–434; Behm et al., 2004, pp. 1397–1402, Nelson et al., 2012, pp. 3095–3100; Costa et al., 2009, pp. 141–147). Některé studie srovnávaly statický strečink s PNF (Minshull et al., 2014, pp. 233–24; Lim et al., 2014, pp. 209–213) či dynamickým strečinkem (Chatzopoulos et al., 2014, pp. 403–409) nebo hodnotily samotný vliv PNF na posturální stabilitu (Ryan et al., 2010, pp. 1888–1894).

Strečink mění délku a tuhost šlachosvalové jednotky (muscle-tendon unit – MTU). Ačkoli přesné mechanismy odpovědné za zvýšení ROM po strečinku jsou diskutabilní, zvýšení rozsahu je obvykle přičítáno snížení tuhosti MTU (Wilson, Elliot, Wood, 1992, p. 121; Wilson, Wood, Elliot, 1991, p. 405). Strečinkem vyvolané změny v délce, tuhosti MTU a aktivaci svalu by mohly změnit schopnost detekovat (aférentní propriorecepce) a reagovat (eferentní propriorecepce) na změny lability prostředí a ovlivnit tak schopnost účinně reagovat na změny stability (Behm et al., 2004; Chatzopoulos et al., 2014, p. 406).

Studie Behm et al. (2004, pp. 1397–1402) zkoumala bezprostřední vliv statického strečinku na rovnováhu, reakční čas (RT) a pohybový čas (MT). Bylo testováno 16 probandů před a po statickém protažení dolních končetin (m. quadriceps femoris, hamstringů, plantárních flexorů). Každá svalová skupina byla protahována po dobu 45 sekund se třemi opakováními. Před protažením probandi podstoupili 5 minutové zahřívací kolo na bicyklovém ergometru. Kontrolní skupina probandů absolvovala jen 5 minutové zahřívací kolo bez strečinku. Statická rovnováha byla měřena na balanční plošině po dobu 30 sekund. Jako kritérium pro vyhodnocení rovnováhy byla doba trvání kontaktu mezi balanční plošinou (Kinematic Measurement system) a pod ní umístěnou kovovou deskou, kdy kratší doba kontaktu naznačovala lepší rovnováhu. RT a MT byl měřen během úkolu, kdy dominantní dolní končetina, která stála na tlačítku start, se měla v reakci na rozsvícení světla posunout dopředu (50 cm) a stisknout tlačítko stop. RT byl měřen jako doba mezi rozsvícením světla a uvolněním tlačítka start a MT byl měřen jako doba mezi zahájením pohybu a stisknutím tlačítka stop. Ve výsledku došlo u testované skupiny ke snížení statické rovnováhy o 2,2 %, zhoršení RT (zvýšení o 4 %) a MT (zvýšení o 1,9 %) oproti počátečnímu stavu. U kontrolní skupiny, která podstoupila jen 5 minutový warm-up na ergometru došlo naopak ke zlepšení balančního skóre o 17,3 %, RT (snížení o 5,8 %) a MT (snížení o 5,7 %) oproti výchozímu stavu. Četné studie zkoumaly účinky warm-up na následný výkon, ale výsledky jsou nejednotné. Ačkoliv většina výzkumů prokázala, že zvýšení teploty zlepšuje výkon (Robergs et al., 1991, pp. 37–43; Stewart, Slievert, 1998, p. 154–161), jiné studie uvádí, že warm-up před výkonem má spíše inhibiční účinek (Bishop, Bonetti, Dawson, 2001, pp. 1026–1032). Další studie řešily otázku, zda warm-up může vést ke zvýšení rychlosti nervového vedení (Stegman, Weerd, 1982, pp. 516–529). Zvýšení rychlosti nervového vzruchu by mohlo usnadnit rychlost reakce na perturbace v rovnováze i přispět ke zlepšení RT a MT (Behm et al., 2004, pp. 1397–1402). Závěry ze studie ukazují, že bezprostřední statický strečink může mít nepříznivý vliv na rovnováhu, RT a MT. Autoři předpokládali, že strečinkem vyvolané

změny ve svalu by mohly nepříznivě ovlivnit schopnost reagovat na změny v délce svalu a na její rychlost.

Mezi funkce receptorů ve svalovém vřeténku a Golgiho šlachových tělísek (GTOs) patří pomoc při udržování rovnováhy (Nashner, 1976 in Behm et al., 2004, p. 1397) a snímání polohy těla v prostoru (propriorecepce) (Burke, 1985 in Behm et al., 2004, p. 1397). Zvýšení délky a snížení tuhosti MTU může změnit vnímání receptorů ve svalovém vřeténku a zpomalit detekci napětí GTOs, neboť více „volnější“ MTU nebude přenášet informace o napětí GTOs tak rychle jako z „tužší“ MTU (Behm et al., 2004, p. 1400).

Zjištění, že statický strečink zvyšuje posturální výchyly v průběhu klidového stoje je v souladu s výsledky další studie Nagano et al. (2006, pp. 422–434). Autoři zde hodnotili okamžitý efekt zkrakové kontroly a statického strečinku lýtkových svalů na posturální výchyly v průběhu klidného stoje. Do experimentu bylo zahrnuto 11 probandů. Lýtkové svaly byly protaženy pomocí přístroje po dobu 3 minut. Probandi podstoupili 4 testované situace (bez strečinku s otevřenými a zavřenými očima, po aplikaci strečinku s otevřenými a zavřenými očima). Měření byli na silové plošině (Kistler) v 30 sekundovém klidovém stoji. Výsledky ukázaly významné zvýšení pohybů COP u situace – po aplikaci strečinku a po zavření očí. U testované podmínky po strečinku se zavřenými očima byly zaznamenány větší výchyly COP, než součet hodnot v testovaných situacích po strečinku a po zavřených očích. Zvýšené posturální výchyly po aplikaci strečinku mohou být do určité míry kompenzovány zrakem. Autoři uvádí, že protažení plantárních flexorů má za následek zvýšení výchylek COP, tedy po strečinku dochází ke snížení statické rovnováhy.

Mezi další studie, které potvrzují negativní vliv statického strečinku na posturální stabilitu patří studie Chatzopoulos et al. (2014, pp. 403–409), kde porovnávali bezprostřední účinky celotělového (horní, dolní končetiny, svalstvo trupu) statického a dynamického strečinku na rovnováhu, agilitu (rychlá změna směru), RT a MT horních končetin. Studie se zúčastnilo 31 probandů. Každý z probandů prováděl vždy jeden z těchto ukolů: a) 3 minuty běhání, po kterém následovalo 7 minut statického strečinku, b) 3 minuty běhání a následně 7 minut dynamického strečinku, c) 3 minuty běhání se 7 minutami odpočinku. Mezi protokoly byly 2 až 4 denní pauzy. Rovnováha byla hodnocena na balanční plošině (Lafayette 1620). Agilita byla měřena pomocí agility 505 testu. Test spočíval v umístění 3 kuželů, které o sebe byly vzdáleny takto: kužel č. 1 byl 0 metrů, kužel č. 2 byl 5 metrů kužel č. 3 byl 15 metrů. Elektronický snímač byl umístěn na kuželu č. 2. Každý z probandů vyběhl od kužele č. 3 a

běžel ke kuželi č. 1, kde se otočil o 180° a běžel zpět. Měřil se čas od chvíle, kdy proband minul druhý kužel.

Studie prokázala, že statický strečink významně zhoršil balanční schopnosti, agilitu a MT horních končetin v porovnání s dynamickým strečinkem. Statický strečink zvyšuje ROM, což má za následek snížení tuhosti MTU a delší elektromechanické zpoždění, čímž dochází ke zvýšení času mezi svalovou excitací a vlastním zahájením pohybu. Vysvětlením pro zlepšení statické rovnováhy po dynamickém strečinku (ve srovnání se statickým strečinkem), může být to, že stimuluje nervový systém, zvyšuje svalovou teplotu a svalovou aktivaci. Ze studie vyplývá, že dynamický strečink je vhodnější než statický strečink v případě, že trénink nebo sportovní hra zahrnuje balanční činnosti a rychlou změnu směru pohybu.

Guissard a Duchateau (2006, p. 157) uvádí, že statický strečink snižuje reflexní aktivitu strečovaného svalu a snižuje dráždivost spinálního reflexu. Změna tuhosti MTU vlivem strečinku může ovlivnit přenos síly, rychlost přenosu síly a rychlost, při které se mění délka svalu nebo jeho napětí. Více uvolněná paralelní a seriově elastická komponenta svalu může zvyšovat elektromechanické zpoždění tím, že zbrzdí dobu mezi tvorbou aktin-myosinových můstků a tím také působení napětí MTU na kosterní systém (Behm et al., 2004, p. 1400).

V našem experimentu byli probandi testováni v klidovém stoji na měřicím pásu (FDM-T od firmy Zebris) po dobu 30 sekund, kde jsme posuzovali parametr konfidenční elipsy. Podle výsledků nebyly prokázány statisticky významné rozdíly ve změnách hodnot konfidenční elipsy mezi testovanou skupinou (běžci, kteří prováděli třítydenní protahování PIR) a kontrolní skupinou (běžci, kteří třítydenní protahování PIR neprováděli). Nicméně v testované skupině se hodnoty konfidenční elipsy snížily u 7 probandů z 10 a v kontrolní skupině se hodnoty u poloviny probandů hodnoty zvýšily a u poloviny snížily. Je zde naznačen trend, že u skupiny, která aplikovala protahování, docházelo ke snížení parametru častěji. Velikosti skupin byly ale malé, takže statisticky významné rozdíly mezi skupinami nalezeny nebyly. Výsledky naznačují, že statická rovnováha se po provedení třítydenního protahování PIR zlepšila.

Obdobné tvrzení lze uvést na základě vyhodnocených dat z posturografu u testu MCT kontrétně parametru Latency, kdy došlo ke snížení reakčního času. Výsledky u parametru Latency, při podtrhu dozadu nevyšly statisticky významně, ale hodnoty se blíží ke statistické významnosti $p > 0,05$. Ve studii Ghaffarinejad, Taghizadeh, Mohammadi (2007, p. 686) zmiňují, že statické protažení zlepšuje vnímání pozice kloubů, které může být způsobeno

zvýšenou propioceptivní zpětnou vazbou. Toto zlepšení propriocepce by v důsledku mohlo pozitivně ovlivnit rovnováhu. Ovšem významné rozdíly ve změnách hodnot u parameru Latency, podtrh dopředu a u testu LOS, konkrétně parameru MXE (bod maximálního vychýlení COP v rámci volného pohybu těžiště v hranicích opěrné báze) mezi testovanou a kontrolní skupinou nenastaly. Tady se výsledky přiklání k tomu, že třítydenní protahování PIR nikterak posturální stabilitu neovlivnilo. Podtrh plošiny dopředu nemusel pro testované probandy představovat nijak náročnou situaci, na kterou by museli významně reagovat. Míková například (2006, s. 113) uvádí, že snížení posturální stability se při kvazistatických testech objevuje až při situacích vyžadující větší posturální kontrolu.

Většina studií uvádí negativní vliv bezprostředního statického strečinku na posturální stabilitu. Jsou studie, které uvádí, že některé techniky PNF produkují změny v MTU podobně jako u statického strečinku (Ostering et al., 1990, pp. 106–111). Nicméně výzkum Ryan et al. (2010, pp. 1888–1894) ukazuje, že tomu tak nemusí být. Tvůrci této studie zkoumali jaký má efekt technika CRAC (kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty, známá také jako kontrakčně – relaxační technika) na posturální stabilitu. Studie se zúčastnilo 30 probandů, kteří byli rozděleni do 3 skupin. První skupina absolvovala 6 minutový warm-up na běžícím páse a poté strečink CRAC, druhá skupina prováděla jen CRAC a třetí skupina byla kontrolní. Technika CRAC byla aplikována na flexory kyčelního kloubu, hamstringy a plantární flexory. Rovnováha byla měřena na přístroji Biodex Balance System. Autoři zjistili, že technika CRAC zlepšila medio-laterální stabilitu, ať už s nebo bez předchozího warm-upu. Zlepšení medio-laterální stability bylo prokázáno u první a druhé skupiny oproti kontrolní skupině s tím, že první skupina, která absolvovala warm-up i CRAC měla lepší hodnoty než skupina se samotnou technikou CRAC. Na rozdíl od pasivního statického strečinku využívá technika CRAC aktivního protažení ve fázi antagonistické kontrakce, čímž nedochází ke snížení dráždivosti motoneuronu. Tímto si autoři vysvětlují jeden z důvodů pro zlepšení medio-laterální stability. Dalším mechanismem může být postaktivační potenciace – zvyšování produkce síly po volní kontrakci. Což může podpořit kontrakci agonisty se současným přenosem stimulu do okolních svalů. Tím dochází k facilitaci svalové tuhosti, která může zlepšit medio – laterální stabilitu.

Studie Minshull (2014, pp. 233–241) se zabývala účinkem techniky CRAC PNF strečinku a statického strečinku na senzomotorický a nervosvalový výkon. 18 probandů bylo rozděleno do dvou skupin dle typu strečinku, který prováděli 8 týdnů (3x týdně) na hamstringy. Naměřená data byla vztažena k datům získaným při prvním měření a

z kontralaterální dolní končetiny bez strečinku. Technika CRAC byla prováděna pomocí druhé osoby. U obou typů strečinku došlo ke zvýšení flexibility kyčelního kloubu. U CRAC techniky došlo k menší změně elektromechanického zpoždění oproti statickému strečinku, což naznačuje zachovalou schopnost pro rychlou aktivaci svalů, která je důležitá pro udržování dynamické kloubní stability. Tedy technika CRAC se jeví jako lepší varianta protahování než aplikace statického strečinku, při pozitivním ovlivnění posturální stability.

Avšak jsou i výzkumy, které naopak uvádí pozitivní vliv statického strečinku na posturální stabilitu. Costa et al. (2009, pp.141–147) zkoumali a porovnávali bezprostřední účinky dvou různých trvání statického strečinku na dynamickou rovnováhu. Studie se zúčastnilo 28 probandů, kteří byli testováni třemi protokoly protahování. První se týkal protahování po dobu 15 sekund, druhý po dobu 45 sekund a v třetím protokolu se probandi neprotahovali. Strečink byl aplikován na svaly dolních končetin (m. quadriceps femoris, hamstringy, plantární flexory). Každá strečinková pozice se opakovala třikrát. Před každým testováním probandi provedli warm-up na ergometru po dobu 5 minut. Stabilita byla hodnocena pomocí přístroje Balance System Biodex. Výsledky studie ukázaly, že u protokolu, kdy se probandi protahovali po dobu 45 sekund a u protokolu, kde se neprotahovali, nebyl prokázán žádný vliv na rovnováhu. Naopak u testované podmínky 15 sekundového strečinku došlo k významnému zlepšení dynamické rovnováhy. Autoři si to vysvětlují tím, že kratším protažením se lze vyhnout možným negativním účinkům na reflexní aktivitu.

S podobnými výsledky se shoduje i studie Nelson et al. (2012, pp. 3095–3100), kde zkoumali, zda použitím akutního statického strečinku na svaly dolní končetiny dojde ke změně v posturální stabilitě a zda má strečink stejný účinek u lidí, kteří „trénují“ stabilitu (1.skupina surfaři) a u lidí, kteří neprovozují žádný balanční sport (2. skupina). Studie se zúčastnilo 10 surfařů a 42 studentů. Probandi byly měřeny na balanční plošině (Lafayette, 16020). Výsledkem studie je, že bezprostřední statický strečink pozitivně ovlivňuje posturální stabilitu. Nelson et al. uvádí, že po strečinku se zlepšila flexibilita, která byla způsobena utlumením streč reflexu. Tím mohlo dojít k eliminaci hrubých svalových kontrakcí, které způsobovaly velké výchylky na balanční plošině, což mohlo vést k lepší schopnosti udržet rovnováhu. Ovšem strečink u surfařů nehrál žádnou významnou roli ve zlepšení rovnováhy. Z toho autoři vyvodili, že zkušenost se významně podílí na posturální stabilitě a vytlačí jakékoliv výhody strečinku. I to by mohl být jeden z důvodů, proč žádné výrazné změny u našich probandů v posturální stabilitě nenastaly. Námi sledovaná skupina jedinců se skládala

ze sportovců, kteří jsou velice sportovně aktivní a provozují běh na závodní úrovni. Pravděpodobně jako u surfařů ve studii Nelson et al. (2012, pp. 3095–3100) se měřená stabilita významně nezměnila díky jejich zkušenostem.

Žádný vliv bezprostředního statického strečinku na rovnováhu nebyl prokázán ve studii Lim et al. (2014, pp. 209–213), kdy se autoři zabývali bezprostředním účinkem statického strečinku a PNF techniky výdrž – relaxace na ROM, rovnováhu a svalovou aktivaci. Měření probíhalo na 48 probandech. Probandi byli rozděleni do 3 skupin – statický strečink, PNF technika výdrž – relaxace a kontrolní skupina bez strečinku. Strečink byl aplikován na hamstringy. Statická rovnováha byla měřena na silové plošině (PDM, Multifunction Force Measuring Plate, Zebris, Germany, 2004). Probandi byli snímáni ve stoji 30 sekund, po třech opakováních byla hodnocena průměrná hodnota. Obě strečinkové techniky ukázaly výrazné zvýšení ROM v kolenním kloubu ve srovnání s kontrolní skupinou. Nicméně žádný významný rozdíl jak mezi skupinami, tak u každé skupiny zvlášť před a po provedení strečinku v rovnováze nenastal. Strečink v této studii nezvyšoval posturální výchylky. Ty měly spíše tendenci klesat, i když to nebylo statisticky významné. Lim et al. se domnívají, že účinek strečinku nebyl prokázán, protože frekvence a doba protažení (30 sekund) nebyla dostatečná. V našem výzkumu došlo také po strečinku ke zvětšení ROM a u testované skupiny ke snížení posturálních vychylek, které ale nebyly signifikantně významné.

Rozdíly ve výsledcích mezi studii mohly vzniknout díky použitím různých testovacích zařízení nebo v důsledku nestejně intenzity strečinku. Například Costa et al. (2009) uvádí, že protokol 3x 15 sekund akutního statického strečinku zlepšuje rovnováhu ve srovnání s kontrolní skupinou. Naopak dle Chatzopoulos et al. (2014) má bezprostřední statický strečink negativní vliv na rovnováhu, což je v souladu se studii Behm et al. (2004) a Nagano et al. (2006). Konkrétně, Behm et al. píše o nepříznivém efektu protažení na rovnováhu po třech opakování s dobou trvání 45 sekund a Nagano et al. (2006) po jediném 3 minutovém protažení lýtkových svalů. Dále bylo prokázáno, že opakované dlouhodobé statické protažení (po dobu 1 hodiny) snižuje citlivost svalových vřetének a tím nepříznivě ovlivňuje reflexní aktivitu, která může mít negativní dopad na stabilitu (Avela, Kyrolainen, Komi, 1999, p. 1289).

Většina výzkumů hodnotila efekt strečinku na stabilitu v klidovém stoji. Nezabývala se měřením stability během náročnější dynamické situace (Nagano et al., 2006, pp. 422–434;

Nelson et al., 2012, pp. 3095–3100; Lim et al., 2014, pp. 209–213; Costa et al., 2009, pp. 141–147).

V našem experimentu jsme měřili stabilitu i během dynamické situace a to na měřícím pásu, který se pohyboval rychlostí 8 km/h. Měřen byl „Butterfly parameters”, konkrétně parametr Anterior/posterior position a Lateral symmetry. Nepodařilo se nám prokázat statisticky významné rozdíly ve změnách hodnot těchto parametrů mezi testovanou a kontrolní skupinou. Ovšem v testované skupině se hodnoty parametru Anterior/posterior position snížily u 6 probandů z 10 a v kontrolní skupině se snížily u 3 z 10. I zde lze vidět jistý trend, že u testované skupiny po třítydenním protahování PIR, docházelo k menším předozadním výchylkám COP častěji než u kontrolní skupiny.

5.3 Limity studie

Limitem tohoto experimentu byl malý počet naměřených účastníků. V každé skupině bylo 10 probandů. Je možné, že některé výsledky, které se blížily ke statistické významnosti $p > 0,05$, by se na větším vzorku probandů, ukázaly jako signifikantní.

Klinické vyšetření, konkrétně Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a Thomayerova zkouška předklonu mohla být zatížena chybou subjektivního hodnocení. Janda (2004, p. 279) uvádí, že u většiny zkrácených svalů je obtížné stanovit přesný stupeň zkrácení. Probandi (běžci) měli většinou každý den tréninky a o víkendech se často zúčastňovali závodů. Výsledky proto mohly být také ovlivněny různými fyzickými i psychickými rozpložením. Testování dynamické situace na přístroji FDM-T v rychlosti 8 km/h nemuselo být pro všechny probandy optimální. Vzhledem k jejich tělesné výšce, znamenala tato rychlost pro někoho poklus pro jiného rychlý běh. Navíc vyšetření probíhalo na bosu, což se v normálních podmínkách tréninků u testovaných běžců nevyskytovalo. Přesto jsme tuto metodiku zvolili, aby vstupní kritéria byla co nejjednodušší.

5.4 Přínos pro praxi

Při hodnocení efektu PIR vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu, došlo ke zvýšení hodnot Thomayerovy zkoušky předklonu, flexibility hamstringů a kyčelních flexorů. Optimální flexibilita může jednak zlepšit ekonomiku běhu v důsledku sížení svalové tuhosti a tím zvýšit rychlost běžce (Tolsma in Alter, 1996, p. 296), tak vést k preventivní ochraně před zraněním při běhu (Shier, 2004, p. 270). PIR lze ovlivnit svalové dysbalance (např. zkrácené kyčelní flexory s anteverzí pánve), které vedou ke špatné technice běhu, snižují jeho účinnost a způsobují přetěžování pohybového systému (Tvrzník, Soumar, 2004, s. 26).

Náš výzkum, který se zabýval dlouhodobým protahováním PIR vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu u běžců nepodal jednotné výsledky. V určitých sledovaných parametrech při měření posturální stability se hodnoty zlepšily a u jiných nedošlo k žádným změnám. Bohužel chybí studie věnující se dlouhodobým účinkům strečinku na posturální stabilitu, se kterými bychom mohli naše výsledky porovnat. Nicméně z dostupné literatury a studií, které hodnotily bezprostřední vliv strečinku na posturální stabilitu vyplývá, že nejvhodnější je před tréninkem nebo sportovní hrou, která obsahuje balanční činnosti, zařadit dynamický strečink, PNF techniku CRAC či jen warm-up než statický strečink, jenž má spíše negativní vliv na posturální stabilitu. I když zvýšené posturální výchylky nemusí znamenat v běžných sportech a denních aktivitách vážný problém, ve sportu jako je například lukostřelba nebo střelba, hraje statická rovnováha klíčovou roli (Balasubramaniam et al., 2000, p. 22). Změny v reakčním a pohybovém čase mohou ve sportech jako volejbal, basketbal hrát také důležitou roli pro úspěšný výsledek (Chatzopoulos et al., 2014, pp. 406), stejně tak jako v profesionální sportovní úrovni mohou milisekundy rozhodnout mezi vítězstvím a prohrou (Behm et al., 2004, p. 1397).

ZÁVĚR

Účelem této práce bylo zhodnotit vliv PIR vybraných svalů (m. latissimus dorsi, m. iliopsoas, m. biceps femoris) na posturální stabilitu u pravidelně sportujících běžců a zhodnotit změny rozsahu pohybu dle funkčních kineziologických testů (Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních a kyčelních flexorů a Thomayerovu zkoušku předklonu).

Na základě výsledků kineziologických testů u skupiny běžců, kteří se tři týdny protahovali PIR, došlo ke statisticky významnému zvýšení hodnot Thomayerovy zkoušky předklonu a i ke zlepšení flexibility kyčelních flexorů a hamstringů, oproti kontrolní skupině, která dané protahování neaplikovala. Náš výzkum potvrzuje výsledky jiných studií (Hiral, Tanvi, Tarpan, 2015, p. 134; Ingber, 1989, pp. 385), že PIR lze využít jako účinný terapeutický prostředek pro zlepšení ROM a flexibility.

Z výsledků našeho měření jsme došli k závěru, že žádný významný rozdíl mezi běžci, kteří prováděli třítydenní protahování PIR a běžci, kteří třítydenní protahování PIR neprováděli, v rovnováze nenastal. Důvodem může být, že námi testovaná skupina jedinců se skládala jen ze sportovců, kteří sportují pravidelně a provozují běh na závodní úrovni. Stejně tak jako ve studii Nelsona et al. (2012, pp. 3099), kde měřili také sportovně aktivní jedince (surfaře), došli k závěru, že zkušenost se významně podílí na posturální stabilitě a vytěšňuje jakékoliv výhody strečinku. Nicméně hodnoty některých námi sledovaných parametrů při měření posturální stability vykazovaly trend zlepšení. Vlivem protahování mohlo dojít ke zlepšení vnímání pozice kloubů, které mohly být způsobeny zvýšenou proprioceptivní vazbou. Zlepšení propriocepce v důsledku toho mohlo pozitivně ovlivnit rovnováhu (Ghaffarinejad, Taghizadeh, Mohammadi (2007, p. 686). Bohužel chybí studie věnující se dlouhodobým účinkům strečinku na posturální stabilitu, se kterými bychom mohli naše výsledky porovnat.

Z dostupných výzkumů zabývajících se bezprostředním účinkem strečinku na posturální stabilitu vyplývá, že nejvhodnější je před tréninkem nebo sportovní hrou, která obsahuje balanční činnosti, zařadit spíše dynamický strečink, PNF techniku CRAC či jen warm-up než statický strečink, jenž má spíše negativní vliv na posturální stabilitu.

Pro další zkoumání by bylo vhodné, testovat posturální stabilitu v situacích, kde by se museli probandi více spoléhat na propriocepti (například. vyloučením vizuálního systému nebo testování v náročnější dynamické situaci). Zajímavé by také bylo porovnávat

dlouhodobý vliv strečinku na posturální stabilitu mezi sportovci a jedinci, kteří sportují pouze rekreačně či vůbec.

REFERENČNÍ SEZNAM

ACKLAND, T. R., ELLIOTT, B. C., BLOOMFIELD, J. *Applied Anatomy and Biomechanics in Sport*. 2nd ed. 2009. 366 pp. ISBN 13: 978-0-7360-6338-8.

ALPANA, D., SANJEEV, S. Role of Latissimus Dorsi in Chronic Mechanical Low Back Pain Due to Thoraco-lumbar Dysfunction. [online]. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*. 2008, vol. 2, no. 3. pp. nevedeno. [cit. 26. 4. 2015]. Dostupné z: <http://www.indmedica.com/journals.php?journalid=10&issueid=128&articleid=1695&action=article>.

ALTER, M. J. *Sport stretch*. USA, Champaign: Leisure Press, 1990, 154 pp. ISBN 0-88011-381-2.

ALTER, M. J. *Science of Flexibility*. 2nd ed. Champaign: IL: Human Kinetics, 1996, 373 pp. ISBN 0-87322-977-0.

ALTER, M. J. *Strečink: 311 protahovacích cviků pro 41 sportů*. 1. vyd. Praha: Grada, 1998. 232 s. ISBN 978-80-7169-763-3.

ARMIGER, P, MARTYN, M. A. 2010. *Stretching for functional flexibility*. Philadelphia, Pa: Wolters Kluwer; Baltimore, Md.: Lippincott Williams and Wilkins, 2010. 263 p. ISBN 9780781767927.

AVELA, J., KYRÖLÄINEN H., KOMI, P. V. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology* [online] 1999, vol. 86, no. 4, pp. 1283-1291 [cit. 7. 6. 2015] ISSN: 8750-7587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/86/4/1283>.

BAECHLE, T., EARLE, R. *Essentials of Strength Training and Conditioning*. 3rd Ed. Hardback, 2008. 656 pp. ISBN 13: 9780736058032.

BALASUBRAMANIAM et al. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait and posture*. 2000, vol. 11, no. 1, pp. 12–24, ISSN 0966-6362.

BANDY, W. D., IRON, J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*. [online]. 1994, vol. 74, no. 9, pp. 845–850 [cit. 25. 3. 2015]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/74/9/845.long>.

BANDY, W. D., IRION, J. M., BRIGGLER, M. The Effect of Static Stretch and Dynamic Range of Motion Training on the Flexibility of the Hamstring Muscles. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. 1998, vol. 27, no. 4, pp. 295–300, [cit. 6. 5. 2015]. ISSN 1938-1344. Dostupné z: http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.1998.27.4.295?url_ver=Z39.882003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed#.VUqLc_C8rgw.

BEHM, D. G. et al. 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, p. 1397–1402. ISSN 0195-9131.

BEHM, D. G., CHAOUACHI, A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2011, vol. 111, no. 11, pp. 2633–2651 [cit. 25. 3. 2015]. Dostupné z: http://www.researchgate.net/publication/50272304_A_review_of_the_acute_effects_of_static_and_dynamic_stretching_on_performance.

BISHOP, D., BONETTI, D., DAWSON, B. The effect of free different warm-up intensities on kayak ergometer performance. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001, vol. 33, no. 6, pp. 1026–1032, ISSN 0195-9131.

BUZKOVÁ, K. *Strečink: 240 cvičení pro dokonalé protažení celého těla*. 1. vyd. Praha: Grada, 219 s. ISBN 80-247-1342-X.

CACEK, J., MICHÁLEK, J. et al. Aplikace dynamického a statického strečinku: Flexibilita a strečink. In: fsps.muni.cz. [online]. 2011, [cit. 16. 3. 2015]. Dostupné z: <http://www.fsps.muni.cz/strecink/?stranka=flexibilita-a-strecink>.

CARON, O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural kontrol and postural stability in stading posture. *Neuroscience letters*. 2003, vol. 340, no. 2, pp. 83–86. ISSN 0304-3940.

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*. [online] 2009, vol. 23, no. 1, pp. 141–147 [cit. 7. 6. 2015]. ISSN 1533-4287. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/213103032?accountid=16730>.

DAMASCENO, M. V. et al. Static Stretching Alters Neuromuscular Function and Pacing Strategy, but Not Performance during a 3-Km Running Time-Trial. [online]. *Public Library of Science*. 2014, vol. 9, no. 6. pp. neuvvedeno [cit. 26. 4. 2015]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4048241/>. ISSN 1932-6203.

DAVIS, D. S. et al. The Effectiveness of 3 Stretching Techniques on Hamstring Flexibility using Consistent Parameters. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005, vol. 19, no. 1, pp. 27–32. ISSN 1533-4287.

DVOŘÁK, R. *Základy kinezioterapie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 2007. 104 s. ISBN 978-80-244-1656-4.

ENOKA, R. M. *Neuromechanics of Human Movement*. 4rd ed. champaign: Human Kinetics, 2008, 548 s. ISBN 0-7360-6679-9.

FAIGENBAUM, A. D. et al. Acute effects of different warm-up protocols on fitness performance in children. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2005, vol. 19, no. 2, pp. 376–381. [cit. 10. 5. 2015]. ISSN 1533-4287. Dostupné z: <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CDAQFjAB&>

url=http%3A%2F%2Fwww.oliverfinlay.com%2Fassets%2Fpdf%2Ffaigenbaum%2520et%2520al%2520%25282005%2529%2520acute%2520effects%2520of%2520different%2520warm up%2520protocols%2520on%2520fitness%2520performance%2520in%2520children.pdf&ei=LotnVcmcHYTZU_vugagF&usg=AFQjCNETn1hIUz9CtqNy7Tx4ZDZerLFDIw&sig2=aOtyKpYfkdW3wmSlnpJ6Zw&bvm=bv.93990622, d.d24.

FERBER, R. GRAVELLE, D. C., OSTERNIG, L. R. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretch techniques on trained and untrained older adults. *Journal of aging & physical activity*. 2002, vol. 10, pp. 132–142.

FIŠER., L. *Mílaři a vytrvalci: o lehkootletických běžích na střední a dlouhé tratě*. 1. vyd. Praha: Sportovní a turistické nakladatelství ÚV ČSTV, 1965. 194 s. ISBN 27-019-65.

FLETCHER, I. M, JONES, B. The effect of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *Journal of strength and conditioning research* [online]. 2004, vol. 18, no. 4, pp. 885–888. [cit. 6. 5. 2015]. ISSN 1533-4287. Dostupnéz:[FLETCHER, I. M, ANNESS, R. The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty-meter sprint performance in track-and-field athletes. *Journal of strength and conditioning research*. 2007, vol. 21, no. 3, pp. 784–787. ISSN 1064-8011.](http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CC4QFjAB&url=http%3A%2F%2Fstaps.nantes.free.fr%2FL3%2Fentrainement%2Fetirements%2FTHE%2520EFFECT%2520OF%2520DIFFERENT%2520WARM-UP%2520STRETCH.pdf&ei=SIpnVfzII4L_UqvzgNAM&usg=AFQjCNEc9v5pYAI0zNvFd w82RmxZPS6Atw&sig2=hXyVcuqQF715sUP9SpYJlg&bvm=bv.93990622, d.d24.</p></div><div data-bbox=)

FOWLES, J. R., SALE, D. G., MacDOUGALL, J. D. Reduced strength after passive stretch of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*. [online]. 2000, vol. 89, no. 3, pp. 1179–1188 [cit. 25. 3. 2015]. ISSN 1522–1601. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/89/3/1179.full-text.pdf+html>.

FREDERICSON , M., MISRA, A. K. Epidemiology and Aetiology of Marathon Running Injuries. *Sports Medicine* [online]. 2007, vol. 37, no. 4–5, pp. 437–439. [cit. 10. 4. 2015].

http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCsQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.thiagovilelalemos.com.br%2Fdownloads%2Fesportiva%2FEpidemiologyAetiologyMarathonRunninginjuries%2520FredericsonSM07.pdf&ei=koBnVfz3FYurUYvdg8gE&usg=AFQjCNFM3IOtGEGqUFIZq9rRLwYJBPh2Yw&sig2=85Mwajsb4jTOxL_0IXTYbw&bvm=bv.93990622,d.d24.

GAJDOSIK, R. Effects of static stretching on the maximal length and resistance to Passive stretch of short hamstrings muscles. *Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy* [online]. 1991, vol. 14, no. 6, pp. 250–255 [cit. 20. 3. 2015]. Dostupné z: http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.1991.14.6.250?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed#.VTVqNvC8pho.

GAJDOSIK, R. L., GIULIANI, C. A., BOHANNON, R. W. Passive compliance and length of the hamstring muscles of healthy men and women. *Clinical Biomechanics*. 1990, vol. 5, no. 1, pp. 23–29. ISSN 0268-0033.

GHAFFARINEJAD, F., TAGHIZADEH, S., MAHAMMADI, F. Effect of static stretching of muscles surrounding the knee on knee joint position sense. *British journal of sports medicine*. [online] 2007, vol. 41, no. 10, pp. 684–687 [cit. 7. 6. 2015] ISSN1473-0480, Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2465159/>.

GOLDSPINK, G. Sarkomere length during post-natal growth and mammalian muscle fibres. *Journal of Cell Science*. [online]. 1968, vol. 3, no. 4, pp. 539-548 [cit. 20. 3. 2015]. Dostupné z: http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CCkQFjAA&url=http%3A%2F%2Fjcs.biologists.org%2Fcontent%2F3%2F4%2F539.full.pdf&ei=7Gc1VYquD4OssgHt4IHIBA&usg=AFQjCNGPM_4E3Mde74_QiHVYcoTETs8XDA&sig2=SN7i8ukKoywsqUsiXs5Uew&bvm=bv.91071109,d.bGg

GONCALVES, D. L. et al. Acute and chronic effects of a static and dynamic stretching program in the performance of young soccer athletes [online]. *Rev Bras Medicine Esporte*. 2013, vol. 19, no. 4, pp. 241–246 [cit. 1. 4. 2015]. ISSN 1517-8692. Dostupné z: http://www.scielo.br/pdf/rbme/v19n4/en_03.pdf.

GUISSARD, N., DUCHATEAU, J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle and nerve*. 2004, vol. 29, no. 2, pp. 248–255, ISSN 0148-639X.

GUISSARD, N., DUCHATEAU, J. Neural aspects of muscle stretching. *Exercise and sport sciences reviews*. 2006, vol. 34, no. 4, pp. 154–158, ISSN 0091-6331.

HERZOG, W., LEONARD, T. R. The Role of Passive Structures in Force Enhancement of Skeletal Muscles Following Active Stretch. *Journal of Biomechanics*. [online]. 2005, vol. 38, no. 3, 409 – 415 [cit. 5. 5. 2015]. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004002246>.

HIRAL, G., TANVI, T., TARPAN, S. Comparison of Post Isometric Relaxation Exercise and Static Stretching for Hamstring Tightness Normal Individuals. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*. 2015, vol. 9, no. 1, pp. 131–135, ISSN 0973-5674.

HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. *Biomechanics basis of human movement*. 3. rd Edition, Philadelphia, 2009. ISBN 9780781791281.

HALBERTSMA, J. P. et al. Stretching exercises: effect on Passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. *Archives of physical medicine* [online]. 1994, vol. 75, no. 9, pp. 976–981. [cit. 16. 3. 2015]. Dostupné z: http://www.henriquetateixeira.com.br/up_artigo/alongamento_stretching_exercises_effect_on_passive_extensibil_vo0qa8.pdf.

HALBERTSMA, J. P. K. et al. Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999, vol. 80, no. 4, pp. 407–414. ISSN 0003-9993.

HENRICSON, A.S. et al. The effects of heat and stretching on the range of hip motion. *Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy* [online]. 1984, vol. 6, no. 2, pp. 110–115. [cit. 16. 3. 2015]. ISSN 1938-1344. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1984.6.2.110>.

HERBERT, R. D., NORONHA, M., KAMPER, S. J. 2011. Stretching to prevent or reduce muscle soreness after exercise. *The Cochrane database of systematic reviews* [online]. 2011, vol. 6, no. 7, pp. 1–46. [cit. 19. 4. 2015]. ISSN 1469-493X. Dostupné z: http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CCEQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Fprofile%2FSteven_Kamper%2Fpublication%2F51473281_Stretching_to_prevent_or_reduce_muscle_soreness_after_exercise%2Flinks%2F09e414faa0f7a552b8000000.pdf&ei=t3JnVe32EcG9Uca3gPAM&usg=AFQjCNHlpjNELiBRnY8KyRf5ujHYJJ-4JA&sig2=n6Cc06O7ER9n7Jl11MJMQA&bvm=bv.93990622, d.d24

HOLME, E. et al. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scandinavian journal of medicine and science in sports*. 1999, vol. 9, no. 2, pp. 104–109, ISSN 0905-7188.

CHATZOPOULOS, D. et al. Acute Effects of Static and Dynamic Stretching on Balance, Agility, Reaction Time and Movement Time. [online]. 2014. *Journal of Sports Science and Medicine*. vol. 13, no. 2. pp. 403–409. ISSN 1303-2968 [cit. 15. 4. 2015]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3990897/>.

IRRGANG, J., WHITNEY, S., COX, E. Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. *Journal of Sport rehabilitation*. 1994, vol. 3, no. 1., pp. 68–83.

INGBER, R. S. Iliopsoas myofascial dysfunction: a treatable cause of "failed" low back syndrome. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1989, vol. 70, no. 5, pp. 382–386, ISSN 0003-9993

JANDA, V. 2004. *Svalové funkční testy*. 1 vyd. Praha: Grada, 325. s, ISBN 80-247-0722-5.

JANDA, V. Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně [online]. 2001 [cit. 10. 5. 2015]. Léčebné standardy. <http://www.cls.cz/dokumenty2/os/r111.rtf>.

KAY, A.D.,BLAZEVIČ, A. J. Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review. *Medicine and science in sports and exercise* [online].

2012. vol. 44, no. 1, pp. 154–164 [cit. 25. 3. 2015]. ISSN 1530-0315. Dostupné z: https://www.anatomytrains.com/wp-content/uploads/manual/acute_stretch.pdf.

DEPINO, G. M., WEBRIGHT, W. G., ARNOLD, B. L. Duration of maintained hamstring flexibility after cessation of an acute static stretching protocol. *Journal of athletic training* [online]. 2000, vol. 35, no. 10, pp. 56–59. [cit. 6. 5. 2015]. ISSN 1938-162X, Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323439/>.

KLEIN, K. K., ROBERTS, C. A. Mechanical problems of marathoners and joggers. Cause and solution. *American Corrective Therapy Journal*. 1976, vol. 30, no. 6, pp. 187–191. ISSN 0002-8088.

KNUDSON, D. V. Stretching during warm-up: do we have enough evidence? *Journal of Physical Education, Recreation and Dance*. 1999, vol. 70, no. 7, pp. 24–27.

KROBOT, A. 2002. Konzervativní a rehabilitační péče o nemocné s LBP. *Lékařské listy*. vol. 51, no. 37, ss. 30–34. ISSN 1805-2355.

KONVIČKOVÁ, S., VALENTA, J., MAREŠ, T. *Biomechanika svalstva člověka*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 2007, 129 s. ISBN 978-80-01-03911-3.

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

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

KOVACS, M. *Dynamic stretching: the revolutionary new warm-up method to improve power, performance and range of movement*. Berkeley, CA: Ulysses Press, 2010, 112 p. ISBN 15-697-5726-7.

KUBO, K. et al. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2001, vol. 90, no. 2, p. 520–527.

[cit. 16. 3. 2015]. ISSN 1522-1601. Dostupné z:
<http://jap.physiology.org/content/90/2/520.full-text.pdf+html>.

LAROCHE, D. P. et al. Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006, vol. 34, no. 6, pp. 1000–1007. ISSN 1552-3365.

LEWIT, K. *Manipulační léčba*. 5. vyd. Praha: nakladatelství Sdělovací technika, s.r.o., 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

LIM, K. I., NAM, H. C., JUNG, K. S. Effects on hamstring muscle extensibility, muscle activity, and balance of different stretching techniques. *Journal of Physical Therapy Science* [online] 2014, vol. 26, no. 2, pp. 209–213, [cit. 5. 6. 2015] ISSN 0915-5287. Dostupné z:
<http://europepmc.org/articles/PMC3944290>.

MAGNUSSON, S. P. Passive properties of human skeletal muscle during stretch manoeuvres. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1998a, vol. 8, no. 2, pp. 65–75. ISSN 0905-7188.

MAGNUSSON S. P. et al. A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*. 1998b, vol. 19, no. 5, pp. 310–316. ISSN 1439-3964.

MAGNUSSON, S. P., AAGAARD, P., NIELSON, J. J. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *American College of Sports Medicine*. 2000, vol. 32, no. 6, pp. 1160–1164, ISSN 1530-0315.

MAGNUSSON, S. P. et al. Mechanical and physical responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1996a, vol. 77, no. 4, pp. 373–378. ISSN 0003-9993.

MANOEL, M. E. et al. Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2008, vol. 22, no. 5, pp. 1528-1534. ISSN 1064-8011.

McHUGH, M. P. et al. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1992, vol. 24, no. 12, pp. 1375–1382.

MINSHULL, C. et al. 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, ISSN 1746-1391.

MÍKOVÁ, M. et al. Viskoelastické vlastnosti pojivové tkáně a manuální terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, vol. 15, no 1., ss. 3–10. ISSN 1211-2658.

MÍKOVÁ, M. Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, 2006.

MOJOCK, C. D. et al. The effects of static stretching on running economy and endurance performance in female distance runners during treadmill running. *Journal of strength and conditioning research*. 2011, vol. 25, no. 8, pp. 170 –176. ISSN 1064-8011.

MOORE, M. A., HUTTON, R. S. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine and Science of Sports and Exercise*. 1980, vol. 12, no. 5, pp. 322–329. ISSN 1530-0315.

NAGANO, A. et al. Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing. *Human Movement Science*. [online] 2006, vol. 25, no. 3, pp. 422- 434 [cit. 5. 6. 2015]. ISSN: 0167-9457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945705001181>.

NELSON, A. G. et al. Acute Stretching Increases Postural Stability in Nonbalance Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*. [online] 2012. vol. 26, no. 11, pp. 3095–3100 [cit. 4. 6. 2015]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <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. et al. Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2001, vol. 72, no. 1, pp. 68–70. ISSN 0270-1367.

OSTERING, L. R. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and science in sports and exercise*. 1990, vol. 22, no. 1, pp. 106–111, ISSN 0195-9131.

OSTROSKY, K. M. et al. A comparison of gait characteristics in young and old subject. *Journal of Physical Therapy* [online]. 1994, vol 74, no. 7, pp. 637–646. [cit. 26. 4. 2015]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/74/7/637.long>.

O'SULLIVAN, D., BIRD, S. Utilization of Kinesio Taping for Fascia Unloading. *International Journal of Athletic Therapy and Training* [online]. 2011, vol. 16, no. 4, pp. 21–27. [cit. 16. 3. 2015]. Dostupné z: http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CCYQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.accelr8rehab.com.au%2Fwp-content%2Fuploads%2F2011%2F06%2FKinesiotape-Fascia-Unloading.pdf&ei=BylnVfmNMofU73RgfAL&usg=AFQjCNEjQVcOLUHG0zsXHAS3gpqYhGONDg&sig2=ag52B075il0vwBalnHX_Yw&bvm=bv.93990622,d.d24

PAGE, P., Frank, C. C., Lardner, R. *Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: the Janda approach.*, USA: Human kinetics, 296 s., ISBN 0-7360-7400-7.

PERRIER, E. T., PAVOL, M. J., HOFFMAN, M. A. The acute effects of a warm-up including static or dynamic stretching on countermovement jump height, reaction time, and flexibility. 2011. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 25, no. 7, pp. 1925-1931. ISSN 1064-8011.

POOL – GOUDZWAARD, A. L. et al. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to „a-specific“ low back pain. [online]. *Manual Therapy*. 1998, vol. 1, no. 3, pp. 12–20. ISSN 1356-689X [cit. 15. 4. 2015]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X98903113#>. ISSN: 1532-2769. F

PERRY, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, 1992. 524 pp. ISBN 15-564-2192-3.

POWER, K. et al. An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2004, vol. 36, no. 8, pp. 1389–1396. ISSN 0195-9131.

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* [online] 2010, vol. 24, no. 7, pp. 1888–1894, [cit. 4. 6. 2015]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20555281>.

ROBERGS, R. A. et al. Effects of warm-up on muscle glycogenolysis during intense exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 1991, vol. 23, no. 1., pp. 37–43, ISSN 0195-9131.

SAFRAN, M. R., SEABER, A. V., GARRETT, W. E. Warm-up and muscular injury prevention: An update. *Sports Medicine*. 1989, vol. 8, pp. 239–249. ISSN 0112-1642.

SANDY, S., STUBER, K. Psoas Major: a case report and review of its anatomy, biomechanics, and clinical implications. [online]. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 2009, vol. 53, no. 4, pp. 311–318 [cit. 15. 4. 2015]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2796950/#b25-jcca-v53-4-311>. ISSN 0008-3194.

SHRIER, I. et al. Stretching before exercise: an evidence based approach. *British Journal Sports Medicine* [online]. 2000. vol. 34, no. 5, pp. 324–325. [cit. 16. 3. 2015]. ISSN Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/34/5/324.full.pdf+html>.

SHRIER, I. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Canadian Academy of Sport Medicine*. 2004, vol. 14, no. 5, pp. 267–273. ISSN 1050-642X.

SCHLEIP, R., KLINGLER, W., LEHMANN-HORN, F. Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics.[online] *Medical Hypotheses* [online]. 2005, vol. 65, no. 2, pp. 273–277. [cit. 28. 3. 2015]. ISSN 1532-2777. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306987705001489#>

SIATRAS, T. A., et al. The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production. *Journal of strength and conditioning research* [online]. 2008. vol. 22, no. 1, pp. 40–46 [cit. 25. 3. 2015]. ISSN 1533-4287. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/213059076?accountid=16730>

SIMMONDS, J. V., KEER, R. J. Hypermobility and the hypermobility syndrome. *Manual therapy*. 2007, vol. 12, no. 4, pp. 298–309. ISSN 1532-2769.

SMITH, R. et al. Hypermobility and sports injuries in junior netball players. *British Journal of Sports Medicine*. [online]. 2005, vol. 39, pp. 629–663. [cit. 10. 5. 2015]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1725309/>.

STACKEOVÁ, D., BLAŽKOVÁ, K. Možnosti kompenzace konstituční hypermobility cvičením ve fitness centru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, roč. 3, č. 16, ss. 120–125. ISSN 1211-2658. Dostupné z: http://danielastackeova.webnode.cz/news/moznosti-kompenzace-konstitutucni-hypermobility-cvicenim-ve-fitness-centru/?utm_source=copy&utm_medium=paste&utm_campaign=coppaste&utm_content=http%3A%2F%2Fdanielastackeova.webnode.cz%2Fnews%2Fmoznosti-kompenzace-konstitutucni-hypermobility-cvicenim-ve-fitness-centru-%2F.

STEGMAN, D. F., DE WEERD, J. P. Modelling compound action potentials of peripheral nerves in situ. II. A study of the influence of temperature. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1982, vol. 54, no. 5, pp. 516–529, ISSN 0013-4694.

STONE et. al. 2006. Stretching: Acute and Chronic? The Potential Consequences. *National Strength and Conditioning Association*, 2006, vol. 28, no. 6, 66-74, ISSN 1524 1602.

SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systéme a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 3, ss. 112 - 124. ISSN 1211-2658.

SUTCLIFFE, M. C., DAVIDSON, J. M. Effect of static stretching on elastin production by porcine aortic smooth muscle cells. *Matrix*. 1990, vol. 10, no. 3, pp. 148–153. ISSN 0934-8832.

ŠEBEJ, F. *Strečink*. Bratislava: Timy, 2001, 128 s. ISBN 80-8065-020-9.

TURNER STARRING, D. et al. Comparison of Cyclic and Sustained Passive Stretching Using a Mechanical Device to Increase Resting Length of Hamstring Muscles. *Physical Therapy* [online]. 1988, vol. 68, no. 3, pp. 314-320, [cit. 19. 3. 2015]. Dostupné z: <http://www.phyther.net/content/68/3/314.full.pdf>.

STEWART, I. B., SLIEVERT, G. G. The effect of warm-up intensity on range of motion and anaerobic performance. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1998, vo. 27, no. 2, pp. 154–161, ISSN 0190-6011.

TAYLOR, D. C. et al. Viskoelastic properties of muscle tendr units: the bomechanical effects of stretching. *The American Journal of Sports Medicine*. 1990, vol. 18, no. 3, pp. 300-309. ISSN 0363-5465.

TAYLOR, D. C., BROOKS, D. C., RYAN, J. B. Viscoelastic characteristicof muscle: Passive stretching versus muscular cantractions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 29, no. 12, pp. 1619–1624. ISSN 0195-91

TRAJANO, G. et al. Static stretching increases muscle fatigue during submaximal sustained isometric contractions. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2015, vol. 55, no. 1–2, pp. 43–50. ISSN 0022-4707.

TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual. Volume 2, The lower extremities*. Philadelphia, PA: Williams, Wilkins. 558 pp. ISBN 0-683-08367-8.

TRINICK, J., TSKHOVREBOVA, L. Titin: a molecular control freak. *Trends in Cell Biology* [online]. 1999, vol. 9, no. 10, pp. 377–380, [cit. 16. 3. 2015]. ISSN 1879-3088. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0962892499016414#>

TORRES, E. M. et al. Effects of stretching on upper body muscular performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2008, vol. 22, pp. 1279–1285. ISSN 1064-8011.

TVRZNIK, A., SOUMAR, L. *Běhání od joggingu po maraton*. 1. vyd. Praha: Grada, 1999, 113 s. ISBN 80-7169-858-X.

ŤUPA, F. Tuhost svalu a její komponenty. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2000, vol. 7. no. 4, pp. 162-165. ISSN 1211-2658.

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

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

VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995, ISBN 382-118-95.

VLEEMING, A. et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 1995, vol. 20, no. 7, pp. 753–758. ISSN 1528-1159.

WALLIN, D. et al. Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. *American Journal of Sports Medicine*. 1985, roč. 13, č. 4, s. 263–268. ISSN 0363-5465.

WANG, K. et al. Regulations of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: A test of the segmental extension model of resting tension. *Proceedings of the National Academy of Science of the United States of America*. [online] 1991. vol. 88, no. 6, pp. 7101–7105. [cit. 16. 3. 2015]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC52241/>

WILLIAMS, P. E., GOLDSPIK, G. Longitudinal growth of striated muscle fibres. *Journal of Cell Science*. [online]. 1971, vol. 9, no. 3, pp. 751–767, [cit. 20. 3. 2015]. ISSN 1477-9137 Dostupné z: <http://jcs.biologists.org/content/9/3/751>.

WILSON, J. M. et al. Effects of static stretching on energy cost and running endurance performance. *Journal of strength and conditioning research*. 2010, vol. 24, no. 9, pp. 2274–2279. ISSN 1064-801.

WILSON, G., ELLIOT, B., WOOD, G. Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Medicine and science in sports and exercise*. 1992, vol. 24, no. 1, pp. 116–123, ISSN 0195-9131.

WILSON, G. J., WOOD, G. A., ELLIOT, B. C. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *International journal of sports medicine*. 1991, vol 12, no, 4, pp. 403–407. ISSN 1439-3964.

WEERAPONG, P., HUME, P., KOLT, G. S. Stretching: the mechanisms and benefits on performance and injury prevention. *Physical Therapy Reviews*. 2005, vol. 9, no. 4, pp. 189–206. ISSN 10833196.

WEIJER, V. C., GORNIK, G. C., SHAMUS, E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2003, vol. 33, no. 12, pp. 727–733. ISSN 1938-1344.

WELLS, K. F. *Kinesiology: the scientific basis of human motion*. Philadelphia: Saunders, 5. th ed. 1971, 564 pp. ISBN 0721692176.

WENG, M. C., LEE, CHEN. Effects of different stretching techniques on the outcomes of isokinetic exercise in patients with knee osteoarthritis. *Kaohsiung of Journal Medical Sciences*. 2009, vol. 25, no. 6, pp. 306–315. ISSN1607-551X.

YOUNG, W., ELIAS, G., POWER, J. Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2006, vol 46, pp. 403–411. ISSN 0022-4707.

ZEBRIS MEDICAL, Zebris FDM Preview, uživatelská příručka, 2011, s. 95

ZITO, M. D. et al. Lasting effects of one bout of two 15 – second passive stretches on ankle dorsiflexion range of motion. *Journal of Ortopedics and Sports Physical Therapy* [online]. 1997. vol. 26, no. 4, pp. 214–221, [cit. 16. 3. 2015]. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1997.26.4.214>.

SEZNAM ZKRATEK

ADT – Adaptation Test
COP – Center of pressure
CR – kontrakce relaxace
CRAC – kontrakce – relaxace – kontrakce antagonisty
GTO – Golgi tendo organs
KOK – kolenní kloub
KYK – kyčelní kloub
LB – Large Backward
LDK – levá dolní končetina
LF – Large Forward
LOS – Limits of Stability
m. – mutulus
MCT – Motor Control test
MXE – Maximum Excursion
MTU – Muscle tendon unit
n – rozsah souboru
např. – například
p – dosažená hladina statistické významnosti
p. – page
PDK – pravá dolní končetina
PIR – postizometrická relaxace
PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace
ROM – Range of motion
s. – strana
s – sekunda
tj. – to jest
tzv. – takzvaný

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Lamina superficialis thorakolumbální fascie a její připojení k jednotlivým svalům a jejich fasciím.....	22
Obrázek 2 Fáze a události charakterizující chůzi a běh	26

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Vyhodnocení změn parametru Latency u testované a kontrolní skupiny u MCT .	36
Tabulka 2 Vyhodnocení změn parametru Maximum Excursion u testované a kontrolní skupiny u LOS	36
Tabulka 3 Vyhodnocení změn parametru 95% konfidence elipse area u testované a kontrolní skupiny ve stoji u měřicího systému FDM-T	38
Tabulka 4 Hodnoty 95% konfidence elipse area každého probanda z testované skupiny při prvním a druhém měření.....	38
Tabulka 5 Hodnoty 95% konfidence elipse area každého probanda z kontrolní skupiny při prvním a druhém měření.....	39
Tabulka 6 Vyhodnocení změn Butterfly parametru u testované a kontrolní skupiny u běhu 8 km/h na měřícím systému FDM-T	39
Tabulka 7 Hodnoty Ant/post position každého probanda z testované skupiny při prvním a druhém měření.....	40
Tabulka 8 Hodnoty Ant/post position každého probanda z kontrolní skupiny při prvním a druhém měření.....	40
Tabulka 9 Hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu u testované a kontrolní skupiny.....	42
Tabulka 10 Hodnoty Jandova testu pro hodnocení zkrácení kyčelních flexorů	43
Tabulka 11 Hodnoty Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů	43

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Metodika cviků	79
Příloha 2 Informovaný souhlas.....	83
Příloha 3 Anamnestický dotazník.....	84
Příloha 4 Hodnoty Jandova testu pro zkrácení kolenních flexorů každého probanda před a po protahování PIR	85
Příloha 5 Hodnoty Jandova testu pro zkrácení kyčelních flexorů každého probanda před a po protahování PIR.....	86
Příloha 6 Hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu každého probanda před a po protahování PIR.....	87
Příloha 7 Základní anamnestické údaje probandů.....	88

PŘÍLOHY

Příloha 1 Metodika cviků

METODIKA CVIKŮ

Tato metodika cviků obsahuje postizometrickou relaxaci (PIR). PIR spočívá v lehké izometrické kontrakci svalu (přibližně 10 sekund), po které následuje relaxace svalu. Každý z cviků je zahájen dosažením předpětí (pocit mírného napětí) v daném svalu. Poté následuje izometrická kontrakce stejného svalu proti minimálnímu kladenému odporu nebo gravitaci trvajícím minimálně 10 sekund. Většina svalů se kontrahuje při nádechu a relaxuje při výdechu. Proto odpor a tím i kontrakci svalu uvolňujeme při výdechu. V relaxační fázi opět dosáhneme mírného tahu a tuto pozici držíme minimálně 20 sekund. Při opakování cviku vycházejte vždy z dosažené uvolněné polohy (neopouštějte získaný terén).

Každý cvik opakujte 3x. PIR provádějte 1x denně po dobu tří týdnů.

1. Protážení flexorů kyčelního kloubu

Výchozí poloha 1. cviku:

Klek, zanožená dolní končetina je pokrčená v kolenu, ruka uchopí nárt pokrčené dolní končetiny, druhá ruka je opřena o koleno. Pánev je mírně podsazená. Neprohýbat se v zádech (viz obr. 1).

Provedení:

Uchopte nárt a s výdechem přitahujte patu směrem k hýžd'ovým svalům do pocitu mírného napětí. Z této pozice proveďte izometrickou kontrakci – zatlačte nártem oproti minimálnímu odporu ruky směrem dolů a dopředu. Držte minimálně 10 sekund, nezadržujte dech. Poté se pomalu nadechněte a s výdechem uvolněte a pomalu přitahujte patu směrem k hýždím. V této relaxační fázi drže minimálně 20 sekund. Nevracejte se zpět do výchozí pozice, ale z takto dosažené polohy cvik opakujte. Pánev je po celou dobu cviku mírně podsazená. Nesmí docházet k prohnutí bederní páteře.



Obrázek 1: Protážení flexorů kyčelního kloubu

2. Protážení kolenních flexorů

Výchozí poloha 2. cviku:

Jednou rukou se můžete přidržovat vnější opory, druhou rukou se chytněte za nárt pokrčené dolní končetiny. Neprohýbejte se v zádech (viz obr. 2).

Provedení:

Jako u 1. cviku s výdechem přitahujte patu směrem k hýždím do pocitu mírného napětí. Z této polohy pak proveďte izometrickou kontrakci – zatlačte nártem oproti minimálnímu odporu ruky směrem dolů a dopředu. Držte minimálně 10 sekund, nezadržujte dech. Poté se pomalu nadechněte a s výdechem uvolněte a pomalu přitahujte patu směrem k hýždím. Fázi drže minimálně 20 sekund. Nevracejte se zpět do výchozí pozice, ale z takto dosažené polohy cvik opakujte. Pánev je po celou dobu cviku mírně podsazená. Nesmí docházet k prohnutí bederní páteře.

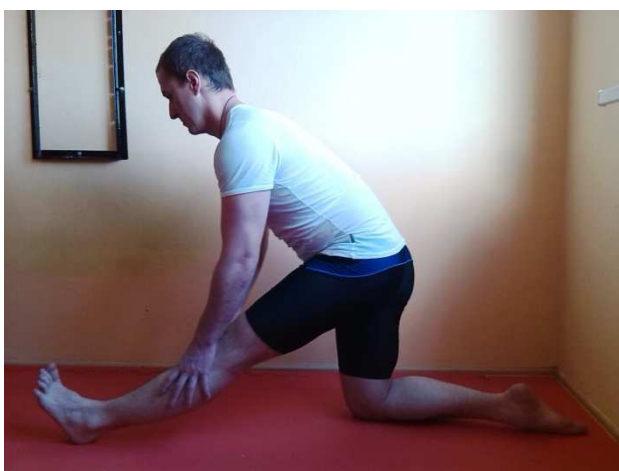


Obrázek 2: Protážení flexorů kyčelního kloubu

Výchozí poloha 3. cviku:

Klek, zanožená dolní kočetina svírá pravý úhel mezi bérceem a stehnem, druhá dolní končetina je natažená, přednoží nohy je co nejvíce přitažené k tělu, pánev je rovně, nevytáčí se do stran, záda jsou rovná (viz obr. 3).

Provedení: Patou natažené dolní končetiny zatlačte do země a v izometrickém napětí zůstaňte 10 s. Poté se pomalu nadechněte a s výdechem povolte napětí, předklánějte narovnaný trup směrem k natažené dolní končetině, dokud neucítíte napětí na zadní straně stehna. V této poloze vydržte minimálně 20 sekund. Z takto dosažené pozice cvik opakujte.



Obrázek 3: Protážení flexorů kolenního kloubu

3. Protážení m. latissimus dorsi

Výchozí poloha 1. cviku:

Jedna dolní končetina překročí druhou, obě chodila, jsou celá na zemi, horní končetina na protahované straně je vzpažena a pokrčena v lokti, druhá horní končetina ji drží za loket a přes něj táhne trup do úklonu a rotace (viz obr. 4).

Provedení:

Z uvedené výchozí polohy s výdechem rotujte a uklánějte trup do pocitu mírného napětí. Poté proveďte izometrickou kontrakci – zatlačte loktem na protahované straně minimálním odporem do ruky, která jej drží a zároveň lehce nadzvedněte trup (jako byste se chtěli narovnat). Vydržte alespoň 10 sekund, v průběhu nezadržujete dech. Poté se pomalu

nadechněte a s výdechem uvolněte a pomalu přes tah lokte nechte trup klesat zpět do úklonu a rotace. Tuto relaxační fázi držte minimálně 20 sekund. Z takto dosažené polohy cvik opakujte. V průběhu provádění cviku nesmí dojít k vybočení pánve



Obrázek 4: Protážení m. latissimus dorsi

Literatura

LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přepr. vyd. Praha: Sdělovací technika, spol. s. r. o., 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

BUZKOVÁ, K. *Strečink: 240 cvičení pro dokonalé protažení celého těla*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006, 219 s. Sport Extra. ISBN 80-247-1342-X.

ŠEBEJ, F. *Strečink*. Bratislava: Timy, 2001, 128 s. ISBN 80-8065-020-9.

NELSON, A. G. *Strečink na anatomických základech*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 143 s., ISBN 978-80-247-2784-4.

Příloha 2 Informovaný souhlas

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

Poučení a informovaný souhlas probanda

Proband/ka..... souhlasí s provedením kineziologického vyšetření, posturografického testování a vyšetřením pomocí měřicího systému FDM-T firmy zebris Medical GmbH v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc pro měření na diplomovou práci s názvem „Strečink trupových svalů a posturální stabilita u běžců“, kterou zpracovává Bc. Jitka Širmarová pod odborným vedením Mgr. Anny Zelené.

Byl(a) jsem srozumitelně seznámen(a) s průběhem všech vyšetření. Souhlasím s jejich provedením a anonymním použitím získaných naměřených dat a nahlédnutím do mé zdravotní dokumentace v rozsahu nezbytně nutném pro tvorbu diplomové práce, za podmínek dodržování pravidel ochrany osobních údajů.

V Olomouci dne

.....
podpis probanda

Příloha 3 Anamnestický dotazník

Základní anamnestické údaje

Jméno a příjmení:.....

Datum narození:.....

Výška v cm:..... **Váha v kg:**.....

Běžecký trénink

Km/měsíc:.....

Četnost/ týden:.....

Úrazy pohybového aparátu ANO / NE

Pokud ANO jaké konkrétně, kdy k nim došlo a jak byly léčeny:

(např.: distorze kotníku, 2011, ortéza 3 týdny)

.....
.....
.....

Operace ANO / NE

Pokud ANO jaké:.....

.....
.....

Neurologický deficit:.....

Jiné sporty:.....

Příloha 4 Hodnoty Jandova testu pro zkrácení kolenních flexorů každého probanda před a po protahování PIR

Skupina	JT_LDK (st) ^a		JT_PDK (st) ^a		ROZDÍLY LDK	ROZDÍLY PDK
	před	po	před	po		
1	75	90	75	95	15	20
2	80	90	80	90	10	10
3	90	90	90	90	0	0
4	80	90	80	90	10	10
5	75	90	75	90	15	15
6	85	90	85	90	5	5
7	60	70	70	80	10	10
8	85	90	85	90	5	5
9	95	95	95	95	0	0
10	70	90	80	90	20	10
Průměr	79,5	88,5	81,5	90	9	8,5
SEM	10,12	6,68	7,47	4,08	6,58	6,25
Kontrolní skupina						
1	75	75	75	75	0	0
2	70	80	80	85	10	5
3	80	80	80	80	0	0
4	75	75	75	75	0	0
5	95	95	100	100	0	0
6	100	100	100	100	0	0
7	75	75	70	75	0	5
8	75	75	80	80	0	0
9	85	85	85	85	0	0
10	90	90	90	90	0	0
Průměr	82	83	83,5	84,5	1	1
SEM	10,05	9,18	10,28	9,55	3,16	2,10

Legenda: JT_LDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení levostranných flexorů kolenního koubu, JT_PDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení pravostranných flexorů kolenního koubu, SEM – směrodatná odchylka, a – hodnoty JT_LDK, JT_PDK vyjádřeny ve stupních

Příloha 5 Hodnoty Jandova testu pro zkrácení kyčelních flexorů každého probanda před a po protahování PIR

Skupina	JT_LDK (st) ^b		JT_PDK (st) ^b		ROZDÍLY LDK	ROZDÍLY PDK
	před	po	před	po		
1	1	1	1	0	0	-1
2	1	0	1	1	-1	0
3	1	1	1	1	0	0
4	1	0	1	0	-1	-1
5	1	0	1	0	-1	-1
6	1	0	1	0	-1	-1
7	1	1	1	1	0	0
8	1	0	1	0	-1	-1
9	1	1	0	0	0	0
10	1	1	0	0	0	0
Průměr	1	0,5	0,8	0,3	-0,5	-0,5
SEM	0	0,5	0,4	0,45	0,5	0,5
Kontrolní skupina						
1	1	1	1	1	0	0
2	1	1	1	1	0	0
3	1	1	1	1	0	0
4	1	1	1	1	0	0
5	1	1	1	1	0	0
6	1	1	1	1	0	0
7	1	1	1	1	0	0
8	1	1	1	1	0	0
9	1	1	1	1	0	0
10	1	1	1	1	0	0
Průměr	1	1	1	1	0	0
SEM	0	0	0	0	0	0

Legenda: JT_LDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení levostranných flexorů kyčelního kloubu, JT_PDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení pravostranných flexorů kyčelního kloubu, SEM – směrodatná odchylka, b – hodnoty JT_LDK, JT_PDK vyjádřeny ve stupních dle Jandy (2004, ss. 284 –287)

Příloha 6 Hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu každého probanda před a po protahování PIR

Skupina	Th_Zk (cm) ^c		Změna
	před	po	
Testovaná skupina			
1	-10	-12	-2
2	2	0	-2
3	-3	-5	-2
4	3	0	-3
5	5	0	-5
6	6	2	-4
7	15	10	-5
8	-10	-12	-2
9	-7	-9	-2
10	0	0	0
Průměr	0,1	-2,6	-2,7
SEM	7,8	6,9	1,5
Kontrolní skupina			
1	10	10	0
2	2	0	-2
3	-10	-8	2
4	5	5	0
5	-5	-5	0
6	-16	-18	-2
7	5	8	3
8	10	10	0
9	10	12	2
10	2	4	2
Průměr	1,3	1,8	0,5
SEM	8,9	9,6	1,7

Legenda: Th_Zk – Thomayerova zkouška předklonu, c – hodnoty Th_Zk vyjádřeny v cm, SEM – směrodatná odchylka

Příloha 7 Základní anamnestické údaje probandů

Proband	Věk	Km / měsíc	četnost / týden
1	28	120	5
2	17	120	6
3	34	130	5
4	20	80	7
5	24	80	4
6	25	80	3
7	22	120	4
8	18	100	4
9	23	120	3
10	18	80	5
11	18	80	5
12	17	90	6
13	22	150	6
14	27	150	3
15	22	90	3
16	28	120	4
17	27	100	4
18	34	100	3
19	34	130	4
20	29	100	4
Průměr	24,35	107	4,4
SEM	5,5	22,4	1,15

Legenda: SEM – směrodatná odchylka, km – kilometr