

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Denisa Krejčířková

**Vliv dynamického strečinku a postizometrické relaxace
na svalovou aktivitu během běhu u běžců**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2013

ANOTACE

Název práce v ČJ:

Vliv dynamického strečinku a postizometrické relaxace na svalovou aktivitu během běhu u běžců

Název práce v AJ:

The effect of dynamic stretching and postisometric relaxation on muscle activation during running in runners

Datum zadání: 31. 12. 2012

Datum odevzdání: 17. 5. 2013

Ústav a vysoká škola: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

Autor práce: Krejčířiková Denisa, Bc.

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Oponent práce: Doc. MUDr. Mayer Michal, CSc.

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit svalovou aktivitu pravidelně sportujících běžců během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací a porovnat vliv protahování na rozsah pohybu dle kineziologických testů. V teoretické části jsou uvedeny poznatky o flexibilitě, strečinku ve fázi warm-up a lokomoci. Výzkum byl prováděn pomocí povrchové elektromyografie u pravidelně sportujících běžců. Po dvoutýdenním protahování došlo ke zvýšení rozsahu pohybu dle kineziologických testů a ke změně svalové aktivity. Byla zaznamenána změna vzájemného vztahu testovaných svalů zvýšením aktivity mm. biceps femoris a snížením aktivity mm. erector spinae. Kombinace dynamického strečinku a postizometrické relaxace se jeví jako efektivní metoda pro optimalizaci svalového napětí v průběhu dynamického pohybu a během sportovního výkonu.

Abstrakt v AJ:

The aim of this thesis was to evaluate muscle activity in regularly sports runners during a five-minute run before and after two-week dynamic stretching and postisometric relaxation. Other aim was to compare the effect of stretching on range of motion by kinesiological tests. In the theoretical part is described knowledge of flexibility, stretching in the warm-up and locomotion. The reasearch was performed by

using surface electromyography in runners. After two week of stretching show the outcomes increased range of motion by kinesiological tests and change in muscle activity. Change was observed in the muscle relationship by increased mm. biceps femoris and decreased mm. erector spinae. The combination of dynamic stretching and postisometric relaxation appears to be an effective method for optimizing muscle tension during dynamic movement and sports performance.

Klíčová slova v ČJ:

strečink, dynamický strečink, postizometrická relaxace, povrchová elektromyografie, běh

Klíčová slova v AJ:

stretching, dynamic stretching, postisometric relaxation, surface electromyography, running

Rozsah: 136 s., 10 příl.

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci – sekretariát/děkanát

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Barbory Kolářové, Ph.D. a uvedla všechny použité literální a odborné zdroje.

V Olomouci dne

.....

Poděkování

Děkuji své vedoucí Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D. za ochotu, odborné vedení, trpělivost, poskytnutí cenných rad a připomínek při realizaci diplomové práce. Mé poděkování patří také Ing. Petru Beremlijskému, Ph.D. za pomoc při statistickém vyhodnocení dat a rodině za neustálou podporu a důvěru, kterou ve mě vložili.

Tato diplomová práce vznikla za podpory vnitřního grantu IGA FZV_2012_006 "Objektivizace využití účelových pohybů, observace a představy pohybu v rehabilitaci".

OBSAH

ÚVOD	8
1 TEORETICKÉ POZNATKY	11
1.1 Flexibilita	11
1.2 Warm-Up.....	14
1.3 Strečink	15
1.3.1 Fyziologie strečinku.....	16
1.3.2 Vliv strečinku na buněčné úrovni	17
1.3.3 Typy strečinku	18
1.4 Lokomoce.....	28
1.4.1 Chůze	28
1.4.2 Krokový cyklus	29
1.4.3 Extenzory kyčelního kloubu	31
1.4.4 Efektivita běhu	33
2 CÍLE A HYPOTÉZY	34
2.1 Cíle práce	34
2.2 Vědecké otázky a hypotézy.....	34
3 METODOLOGIE PRÁCE	38
3.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru	38
3.2 Postup při získávání dat	38
3.3 Příprava kůže a aplikace elektrod	39
3.4 Vlastní průběh měření	40
3.5 Zpracování elektromyografického záznamu	40
3.6 Statistické zpracování dat.....	41
4 VÝSLEDKY.....	42
4.1 Výsledky k vědecké otázce 1	43
4.1.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	43
4.2 Výsledky k vědecké otázce 2	45
4.2.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	45
4.3 Výsledky k vědecké otázce 3	47
4.3.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	47
4.4 Výsledky k vědecké otázce 4	53
4.4.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	53

4.5	Výsledky k vědecké otázce 5	59
4.5.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	59
5	DISKUZE	61
5.1	Změna aktivity svalů vlivem strečinku	61
5.1.1	Změna elektromygrafické aktivity po strečinku	61
5.1.2	Vztah mezi elektromyografickou aktivitou a výkonem svalů	62
5.1.3	Změna svalové koordinace po strečinku.....	64
5.2	Funkční řetězení m. biceps femoris a m. erector spinae	66
5.3	Užitečnost strečinku u sportovců	68
5.3.1	Efektivita strečinku před sportovním výkonem.....	68
5.3.2	Vliv strečinku na vytrvalost.....	68
5.4	Rizika svalového zranění při zvýšeném svalovém napětí.....	69
5.4.1	Svalové poranění hamstringů u sprinterů	70
5.5	Svalová únava	71
5.5.1	Vliv strečinku na svalovou únavu.....	73
5.6	Vliv strečinku na flexibilitu a rozsah pohybů	74
5.6.1	Limity strečinku u hypermobilních jedinců.....	76
5.6.2	Vliv strečinku na silový výkon	77
5.7	Přínos pro praxi	78
5.8	Limity práce	79
5.8.1	Hodnocení běhu na běžícím pásu	79
5.8.2	Nehodnocená aktivita m. gluteus maximus a svalová únava.....	80
5.8.3	Variabilita lokomočního pohybu	81
5.8.4	Limity snímání svalové aktivity	82
	ZÁVĚR.....	83
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	84
	SEZNAM ZKRATEK.....	111
	SEZNAM GRAFŮ	113
	SEZNAM TABULEK.....	115
	SEZNAM PŘÍLOH	116
	PŘÍLOHY.....	117

ÚVOD

Běh má jako přirozený pohyb člověka velmi dlouhou historii. Již pravěcí lovci běhali za potravou, překonávali velké vzdálenosti mezi osadami. Také samotná legenda o bájném Pheidipidovi, běžícím z Marathonu do Atén zvěstovat vítězství Atéňanů nad Peršany, sahá hluboko do minulosti (490 př. n. l.) (Higdon, 2005, pp. 11–12).

A přestože uplynulo více než 2500 let od slavné bitvy u Marathonu, jsou dnešní maratonské běhy stále výzvou pro větší počet lidí a symbolickým pojátkem historie se současností. Maraton je sice odvozen z antické legendy, zároveň ale představuje přibližně tu samou vzdálenost, kterou již zmínění lovci potřebovali uběhnout k uštvení antilopy (Šimečka, M. M., 2010). I vzhledem k dlouhé historii běhu na delší vzdálenost byl běh úzce spojen s rozvojem sportovní vědy (Magness, 2011, p. 4). Analýzy pohybu lze najít v dílech filosofa Aristotela, renesančního génia Leonarda da Vinciho či fyzika Issaaca Newtona.

V posledním desetiletí se běh stává významně populárním sportem. Dle sociologického výzkumu sportovních návyků v roce 2012 je běh čtvrtým nejčastěji provozovaným a sedmým nejoblíbenějším sportem v České republice (Singr, 2012). Možná intuitivní návrat k přirozenosti, touha po prožitku, endorfinech a euforii v cíli, možná posedlost novodobým životním stylem žene běžce k pokořování svých vlastních běžeckých limitů.

Navzdory zdravotním benefitům (zvýšení aerobní vytrvalosti a kardiovaskulární zdatnosti) má bohužel běžecký boom i svoji odvrácenou tvář (McGinnis, 2005, p. 349). Dle Novachecka je každoročně zraněn každý čtvrtý běžec s následným odrazem ve výkonnosti i tréninku, dle statistik z roku 1993 se dokonce až 65 % běžců každoročně potýká s problémy pohybového aparátu (anonymous, 1993, p. S81).

Adekvátní rozcvičení zahrnující strečink je stále v povědomí především výkonnostně orientovaných sportovců, rekreační sportovci věnují vhodnému rozcvičení jen velmi málo času. Velké procento sportovních úrazů vzniká jako následek zkrácených svalů, u nichž není příčina netrénovanost, ale spíše neochota k protahování (Šebej, 2001, s. 5). Efekt strečinku na následný výkon, ale i terapeutický

a léčivý vliv je podceňován jak sportovci, tak pacienti s funkčními muskuloskeletálními poruchami.

Přestože existuje velké množství aktuálních studií věnující se strečinku, jejich závěry nejsou úplně jednotné. Autoři se zabývají především porovnáním statického a dynamického strečinku ve fázi rozcvičení (warm-up) a studují jej z hlediska okamžitého vlivu na svalovou a vazivovou tkáň. Dynamický strečink byl četnými studiemi hodnocen především z hlediska okamžité efektu na následný výkon sportovců. Jeho facilitační vliv na centrální nervový systém (CNS) je mnohými výzkumy dostatečně prokázán, zefektivňuje svalovou kontrakci a koordinační schopnosti, a tedy ovlivňuje podaný výkon (Shrier, 2007, pp. 36–58; Smith, 1994, pp. 12–17). Naopak neexistuje mnoho studií, které by se dynamickým strečinkem zabývaly z hlediska pravidelného a dlouhodobého protahování.

Z těchto důvodů bylo hlavním cílem práce zhodnotit svalovou aktivitu pravidelně sportujících běžců během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním pravidelném protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací. Větší posturální a energetickou náročnost během běžecí aktivity jsme využili ke zvýraznění možných svalových dysbalancí a patologií hybného systému.

Protože schopnost dobré relaxace je nutná pro následnou efektivní kontrakci, byla zařazena do experimentu k dynamickému strečinku i metoda postizometrické relaxace ovlivňující svalový hypertonus přetížených svalových vláken.

Před vlastním snímáním svalové aktivity a aplikací elektrod byla u všech probandů provedena Thomayerova zkouška předlonu a Jandův Svalový test pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů.

V práci byly vyhodnocovány a statisticky zpracovávány výsledky klinických testů a aktivity mm. biceps femoris a mm. erector spinae 11 vytrvalostních běžců na začátku a konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování. Všem testovaným běžcům byla po prvním měření předána brožura s metodikou jednotlivých cviků, které prováděli jedenkrát denně.

Kombinace dynamického strečinku a postizometrické relaxace byla zvolena jako prostředek k optimalizaci svalové aktivity během dynamické činnosti. Schopnost nervového systému aktivovat a koordinovat agonisty, synergisty a antagonisty se zdá být klíčová pro optimální výkon (Green, 1997, pp. 247–256). Také adekvátní úroveň

flexibility je spolu s vytrvalostí, obratností a vyvinutou rychlostí a silou řazena k základním předpokladům pro efektivní provedení pohybu (Buzková, 2006, s. 12).

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Flexibilita

Kromě síly, rychlosti, vytrvalosti a obratnosti patří i flexibilita k základním pohybovým schopnostem umožňující optimální a efektivní provedení pohybu (Buzková, 2006, s. 12). Dle Altera (2004, p. 3) by každá tréninková jednotka měla obsahovat adekvátní „trénink flexibility“ pro vývoj a udržení optimální pohyblivosti. Aby průběh tréninkové jednotky sportovců a terapie pacientů probíhaly za optimálních podmínek, je nutné, aby trenér či fyzioterapeut zvážil nejen veškeré benefity zvolené metody ke zvýšení flexibility, ale i jejich případná rizika a nevýhody (zranění, zhoršení funkce a výkonu) (Alter, 2004, p. 3).

Ve sportovní medicíně, zdravotnických vědách a jiných nemedicínských oborech je flexibilita nejjednodušeji definována jako rozsah pohybu v kloubu nebo ve skupině kloubů (ROM) (Liemohn, 1988, pp. 37–40; deVries, 1986, Hubley-Kozey, 1991, Stone, Kroll, 1991 in Alter, 2004, p. 3). Několik studií považuje flexibilitu za výsledek protahovacích cvičení, nicméně tyto jednotlivé metody nebyly dostatečně definovány (Gajdosik, 2001, pp. 87–101; Harvey, Herbert, Crosbie, 2002, pp. 1–13; Shellock, Prentice, 1985, pp. 267–278).

Místo termínu flexibilita je někdy používáno označení extensibilita, termín vztažený k efektu strečinku na rozsah pohybu v kloubu. Extensibilita je definována jako schopnost svalů ke zkrácení nebo protažení (Marieb, Hoehn, 2007, p. 280) a je vztažena k odporu měkkých tkání při jejich protažení. Tato schopnost, respektive vlastnost, je někdy vyjadřována jako míra tuhosti.

Statická flexibilita, jedna z komponent flexibility, charakterizuje vlastnosti během pasivního pohybu v kloubu bez volní svalové aktivity (Fox, 1979, Getchell, 1979 in Baechle, Earle, 2008, p. 297). Neklade důraz na rychlost, ale na možný pohyb v kloubu, rozsah pohybu a okolní tkáň kloubu (Cornelius, Hinson, 1980, pp. 75–80; Knudson, Magnusson, McHugh, 2000, pp. 1–6).

Dynamická flexibilita vyjadřuje schopnost využití celé škály pohybů v kloubu během fyzické aktivity, a to v normální, ale i ve velké rychlosti (Corbin, Noble, 1980,

pp. 23–60; Fleischman, 1964 in Alter, 2004, p. 4). Dle Knudsona, Magnussona a McHugha (2000, pp. 1–6) dynamická flexibilita obsahuje přibližně 44 – 66 % variant statické flexibility. Tito autoři nicméně ale uznávají, že chybí dostatečné množství výzkumů, které by objasnily, zda lze statickou a dynamickou flexibilitu jednoznačně oddělit nebo je lze považovat za dva aspekty jedné složky (Alter, 2004, p. 4).

Studie provedeny v minulém století ukázaly, že celková síla produkovaná kosterními svaly je výsledkem součtu pasivních a aktivních sil, jež jsou v obou případech ovlivněny délkou svalu (Gajdosik, 2001, p. 87–101). Schopnost pasivního protažení svalu je pro svalovou funkci důležitá, maximální svalová délka přispívá k maximálnímu možnému rozsahu pohybu v kloubu, jenž je obecně považován za ovlivňující faktor pro funkční aktivitu a atletický výkon. Pasivní složka se zvyšuje exponenciálně s protažením svalu do jeho maximální délky, aktivní složky vzniklé vzájemnou aktivitou kontraktilních proteinů aktinu a myozinu jsou největší v blízkosti klidové délky svalu. Klesají z hlediska prodloužení nebo zkrácení ve vztahu k této střední svalové délce (Gajdosik, 2001, p. 87–101).

Alternativním termínem je funkční flexibilita (Clippinger–Robertson, 1988, pp. 57–60). Typ flexibility je specifický dle typu pohybového úkolu, a proto se nemusí nutně vztahovat jen k ROM (Alter, 2004, p. 4). Závěry studií hledající určitou souvislost mezi pohyblivostí a somatotypem (tělesné proporce, tělesná hmotnost, tloušťka kožní řasy) vedou k nejednotným výsledkům. Naopak z přehledu literatury je patrné, že pohyblivost je různá v závislosti na druhu činnosti a je odlišná pro jednotlivé klouby, stranu těla a rychlost vykonávaného pohybu (Alter, 1996 in Alter, 1998, s. 1). Různorodost pohybových aktivit a rozdílnost v jejich požadavcích na lidský aparát vyžaduje pro každou z nich specifický stupeň flexibility (Gleim, McHugh, 1997, pp. 289–299; Theacker et al., 2004, pp. 371–378).

Některé poznatky a rozdílné výsledky studií o vhodnosti strečinkových metod, které zvyšují pohyblivost, je možné vysvětlit rozdílnými nároky na flexibilitu různých sportovních disciplín. Např. gymnastické rozcvičení nutně vyžaduje strečink zaměřený na maximální zvýšení rozsahu pohybu v kloubu. Stupeň flexibility je následně během gymnastických sestav jedním z aspektů optimalizující výkon. Je jasné, že stejně zvolená metoda nepřinese pro odlišné aktivity jako je běh anebo cyklistika stejné benefity z výkonnostního ani z preventivního hlediska (Gremion, G., 2005, p. 6–10).

Rozdíly v ROM ovlivňuje genetická variabilita, kloubní anatomie, úroveň pohybové aktivity, svalová masa (Leighton, 1964, pp. 101–104; deVries, 1974), specifické vlastnosti pojivové tkáně (Baechle, Earle, 2008, p. 298), věk a pohlaví (Gajdosik, 2005, pp. 973–983; Thompson, Osness, 2004, pp. 144–156; Toraman, Sahin, 2004, pp. 448–454; Baechle, Earle, 2008, p. 297).

U každého jedince by měla být zohledněna kombinace faktorů neovlivnitelných (kloubní struktura, věk, pohlaví) a faktorů souvisejících s tréninkem (pohybová aktivita, posilovací trénink, protahovací cvičení) a případné sportovní požadavky (Baechle, Earle, 2008, p. 298).

Dysbalance, ve smyslu hypermobility i hypomobility, jedince předurčuje k vyššímu riziku zranění (Thacker, et al. 2004, pp. 371–378; Riewald, 2004, pp. 58–59). Omezená flexibilita se jeví jako predisponující faktor k muskuloskeletálnímu poškození (Knapik, Baumann, Jones, 1991, pp. 76–81; Knapik et al. 1992, pp. 277–288) v důsledku přetížení tkání a postihuje funkční stav jedince (Bandy, Sanders, 2001; Halbertsma et al, 1999, pp. 407–414; Osternig et al., 1990, pp. 106–111; Safran, Seaber, Garrett, 1989, pp. 239–249; Shellock et al., 1985, pp. 267–278).

Hypermobilita, přestože může být pro některé sporty a zaměstnání výhodná (Lewit, 2003, s. 47), souvisí zpravidla s patologickou instabilitou, pohybovou inkoordinací a neschopností utvářen kvalitní pohybové stereotypy. Protože je obvykle hypermobilita s laxními ligamenty spojena se svalovou slabostí, dochází lehce k přetěžování (Sachse, 1983 in Lewit, 2003, s. 47).

Siff a Verkhoshansky rozdělili podmínky funkčního strečinku na tři komponenty: flexibilita – rychlost (schopnost plně využít ROM v rychlosti), flexibilita – síla (schopnost vyvinout efektivní, účinný statický i dynamický pohyb nad rámec ROM) a flexibilita – vytrvalost, schopnost opakovaně využít maximálního rozsahu pohybu v kloubu podle statických a dynamických podmínek (Siff, Verkhoshansky, 1999 in Alter, 2004, p. 4).

Ke zvýšení rozsahu pohybu v kloubu strečinkem nebo jinou technikou musí dojít minimálně k jednomu ze čtyř aspektů: zvýšení prodloužitelnosti pojivové tkáně ve svalech nebo kloubech, snížení svalového napětí a tedy navození relaxace, zlepšení

koordinace tělesných segmentů a síly agonistických svalových skupin anebo redukce zánětu, výpotku či bolesti, je-li přítomna (Alter, 2004, p. 148).

1.2 Warm-Up

Přestože jsou pojmy flexibilita a warm-up (rozcvičení, rozehtání) tradičně spojovány, je důležité je pro jejich rozdílné klíčové funkce rozlišovat (Baechle, Earle, 2008, p. 296).

Cílem rozcvičení je připravit sportovce psychicky i fyzicky k tréninku, závodu či zápasu (Hoffman, 2002, in Baechle, Earle, 2008, p. 296) a snížit riziko zranění (Baechle, Earle, 2008, p. 296). Rozcvičení je typicky složeno ze submaximální aerobní aktivity, strečinku a případně doplněno specifickou sportovní aktivitou s postupně se zvyšující intenzitou zátěže (Young, Behm, 2002, pp. 33–37).

Adekvátně sestavené rozcvičení zvyšuje teplotu tělesného jádra a svalů, což může zvýšit odolnost vůči natržení svalu. Potencuje se tok krve do periferie (McArdle, Katch, Katch, 2007), rozrušuje přechodné spojení tkání (Enoka, 2001 in Baechle, Earle, 2008, p. 296) zlepšuje volnost a koordinovanost pohybu. Tyto aspekty mohou mít pozitivní dopad na následný výkon (Baechle, Earle, 2008, p. 298; Smith, 1994, pp. 12–17):

- rychlejší svalová kontrakce a relaxace agonistických i antagonistických svalů (Hoffman, 2002 in Baechle, Earle, 2008, p. 296),
- snížení reakčního času (Asmussen, 1976, pp. 86–93),
- zvýšení svalové síly a pevnosti (Bergh, Ekblom, 1976, pp. 332–337; Enoka, 2001 in Baechle, Earle, 2008, p. 296),
- snížení viskózní rezistence ve svalové tkáni a viskózní tekutiny v kloubu (Enoka, 2001 in Baechle, Earle, 2008, p. 296),
- zlepšení dodávky kyslíku Bohrovým efektem – vyšší teplota usnadňuje uvolnění kyslíku z hemoglobinu a myoglobinu (McArdle, Katch, Katch, 2007),
- zvýšení metabolismu (metabolických reakcí), srdeční frekvence a respirace (Enoka, 2001 in Baechle, Earle, 2008, p. 296).

Warm-up lze rozdělit dle vynaložené aktivity daného jedince na aktivní a pasivní. Pasivní (tepelné procedury, vodoléčba, masáže) se používá hlavně ve sportovní medicíně a fyzikální terapii jako příprava či součást rehabilitace. Aktivní využívá svalové síly sportovce k přípravě na následující výkon (Wathen, 1987, pp. 26–27), aktivaci energetického systému (jenž bude v činnosti využíván) a svalové paměti. Dále také připravuje centrálně nervový systém na aktivaci motorických jednotek a koordinaci (Smith, 1994, 12–17).

Úvodních 5 – 10 minut komplexní warm-up rozcvičovací jednotky by mělo být optimálně věnováno pomalé cyklické aktivitě (běh, cyklistika) s cílem zvýšit tělesnou teplotu o 1 až 2 stupně (Young, Behm, 2002, pp. 33–37; Young, 2007, pp. 212–216), následně by měl být aplikován strečink. Tradiční zastoupení zde představoval statický typ strečinku, tedy 15 – 60 sekundová výdrž v konečné pozici možného rozsahu pohybu v kloubu. Je ale známo, že statické a pasivní protažení nemá prakticky žádný vliv na zvýšení teploty tělesného jádra a periferie a nevede ke zvýšení prokrvení tkání (Alter, 1998, s. 21). Proto zvýšená tělesná teplota po úvodní zahřívací fázi následně v průběhu statického strečinku opět klesá (Young, Behm, 2002, pp. 33–37; Young, 2007, pp. 212–216).

1.3 Strečink

Magnusson uvádí (1996a, pp. 373–378), že strečink může být charakterizován z biomechanického hlediska, ve kterém je šlacho-svalová jednotka (muscle-tendon unit MTU) závislá na viskoelastických vlastnostech během strečového manévru. Strečink zvyšuje délku MTU působením na biomechanické vlastnosti svalu (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 194). Tečení (creep) a napěťová relaxace (force relaxation) jsou dvě viskoelastické vlastnosti tkání ovlivňující svalovou reakci na dlouhodobé protažení (Butler, 1976, p. 126). Tečení je definováno jako pozvolné protahování (stlačování) v čase při konstantní zátěži. Dochází k asymptotické deformaci. Po uplynutí určitého času se deformace ustálí na konstantní hodnotě. Pomalejší provedení pohybové činnosti až do konečné polohy a následná výdrž při konstantním napětí je tedy ke zvýšení flexibility více efektivní (Janura, 2003, s. 33) a může být dalším vysvětlením k okamžitému zvýšení ROM po statickém strečinku (Gajdosik,

Giuliani, Bohannon, 1990, pp. 23–29). „*Při napětové relaxaci dochází po počátečním nárůstu napětí k jeho poklesu při konstantní délce*“ (Janura, 2003, s. 33).

Nedávné studie (Weerapong, Hume, Kolt, 2005, pp. 189–206) strečink definují jako pohyb prováděný externími nebo vnitřními silami za účelem zvýšení svalové flexibility a rozsahu pohybu v kloubu. Podle Kisner a Colby (2002, p. 18) by ale přesně plánovaný, cílený program cvičení, který permanentně a progresivně zvyšuje možný rozsah pohybu v kloubu, neměl být zaměňován se strečinkem, jehož efektem nemusí být pouze zvýšení rozsahu pohybu v kloubu.

1.3.1 Fyziologie strečinku

Metody strečinku jsou postavené na základě znalostí vrozených nepodmíněných reflexů a nervosvalových zákonitostí. Tyto fyziologické mechanismy ovlivňují svalový tonus, koordinaci pohybů, ochranu pohybového aparátu před poškozením, apod. (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 194). V neuromuskulární kontrole mají výrazný význam dva fenomény, myotatický (napínací) a inverzní myotatický reflex.

1.3.1.1 Napínací reflex

Napínací reflex je automatická obranná reakce založená na reakci proprioceptivních čidel (svalových vřetének) na rychlé, neočekávané, prudké a náhlé protažení svalových vláken (Armiger, Martyn, 2010, p. 16; Alter, 1998, s. 6; Latash, 2008, pp. 72–73), respektive balistický pohyb (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 192). To vede ke zkrácení téhož svalu kontrakcí řízenou míchou (Armiger, Martyn, 2010, p. 16; Alter, 1998, s. 6). Vzhledem k tomu, že mohutnost této odpovědi je přímo úměrná rychlosti a intenzitě protažení svalu (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 192), využijeme-li pomalé a statické protahování, vyhneme se vyvolání napínacího reflexu (Alter, 1998, s. 6). Díky adaptaci CNS lze tréninkem postupně zvýšit či snížit velikost spinálního myotatického reflexu a posunout kritickou hranici pro jeho spuštění (Wolpaw, Carp, 1990, pp. 79–84). Z neurofyziologického hlediska je snížení velikosti napínacího reflexu cílem strečinku. To vede k redukci svalového odporu a ke zvýšení ROM (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 196).

1.3.1.2 Inverzní myotatický reflex

Dojde-li při silné svalové kontrakci k překročení kritické hranice intenzity svalového stahu nebo napětí šlachy, dojde pod vlivem Golgiho šlachových tělískem k ochrannému mechanismu – snížení nadměrného napětí a relaxaci svalu (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 193, Alter, 1998, s. 6–7). Šlachové receptory potřebují ke své aktivaci a překonání excitace svalových vřetének dostatečně silný impulz, tj. (sub)maximální kontrakci svalu. Princip ochranného útlumu je využíván tzv. kontrakčně-relaxační technikou strečinku k relaxaci svalu, který je protahován (Alter, 1998, s. 7).

1.3.2 Vliv strečinku na buněčné úrovni

Vazba mezi filamenty tenkého aktinu a silného myozinu vytvořená v průběhu kontrakce se při natažení svalu uvolňuje, prodlužování na úrovni aktinu a myozinu probíhá zpočátku relativně snadno. Při pokračujícím protahování připadá stále větší význam na struktury titinu a nebulinu, které podmiňují schopnost protažení sarkomer (Alter, 1998, s. 5). Při protažení kladou elastický odpor. Primární zodpovědnost za pružnost sarkomer má titin (konektin), podíl nebulinu na celkové elasticitě sarkomery je menší (Dylevský, 2009, s. 10). Dojde-li k nepřiměřenému (nadměrnému) protahování, může dojít až k narušení vnitřního uspořádání sarkomery a jejího roztržení (Alter, 1998, s. 5). Sarkomera je schopna prodloužení své délky z klidového stavu až o 50 % (Wang et al., 1991, pp. 7101–7105; Morgan, 1990, pp. 209–221; Morgan, 1994, pp. 831–838). Toto ukazuje, že kontraktilní součásti sarkomery nepředstavují hlavní faktor omezující pohyblivost uvolněného svalu.

Z hlediska pohyblivosti je nejdůležitější součástí svalu vazivová tkáň (Alter, 1998, s. 4–5), struktura obalující a obklopující sval na všech úrovních jeho vnitřního uspořádání (endomysium, perimysium, epimysium) (Alter, 1998, s. 5). Odpor určitého svalu při protažení má svůj původ v těchto vazivových tkáních. Perimysium, paralelní elastický element (PEE), je zdrojem sil, které působí proti protažení pasivního svalu. Tyto síly jsou tedy prevencí proti nadměrnému protažení a působení vnějších sil. Endomysium, sériově uložený elastický element (SEE), obaluje jednotlivá svalová

vlákna a slouží pro přenos sil z kontraktálních prvků na šlachy a kosti (Purslow, 1989, pp. 21–31).

Přestože kloubní pouzdro a vazy představují dva nejdůležitější faktory podílející se 47 % na funkčnosti kloubu, je nevhodnější se v rámci strečinku s cílem zvýšit ROM soustředit na svalovou fascii. Sval s fascií obsahuje větší množství elastického vaziva. Vazy a šlachy jsou rovněž méně elastické a narušení jejich struktury nadměrným protažením by mohlo vést ke zhoršení funkčnosti kloubu. Zvýšená pohyblivost a destabilizace zvyšuje riziko následného poranění sportovce (Alter, 1998, s. 8).

Strečink prováděný správně a pravidelně vede ke změnám mnoha struktur. Kromě již výše zmíněné modifikace velikosti spinálního napínacího reflexu, strečink vede ke zvýšení počtu sarkomer, jež jsou přidávány na konce existujících myofibril. Výzkumné studie (Goldspink, 1986, Williams, Goldspink, 1971 in Alter, 1998, s. 10) potvrzují, že příčinou pozorované elongace svalu je nárůst počtu sarkomer. Změna velikosti svalu je logicky spojena se změnou vazivových obalů téhož svalu. Strečink po určité době vede k ovlivnění délky vazivové tkáně (epi-, endo- a perimysium), tato změna je ale pouze dočasná (Alter, 1998, s. 10).

Vliv strečinku je spojován s ukládáním glykoaminoglykanů (GAG). GAG s kyselinou hyaluronovou promazávají vlákna vazivové tkáně a umožňují zachování jejich dostatečné vzdálenosti mezi sebou. Tím zabraňují vzájemnému dotyku a slepení vláken (Akeson, Amiel, Woo, 1980, pp. 95–110).

S výjimkou intenzivního opakovaného protahování po dobu několika týdnů jsou změny způsobené strečinkem dočasnou záležitostí. Je-li čtyř až šestitýdenní režim protažení přerušen, zvýšená flexibilita dosažená po pravidelném protahování postupně klesá a efekt strečinku je úplně ztracen po čtyřech týdnech (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 199). Dle studie Forda a McChesneyho přetrvává okamžitý efekt strečinku na flexibilitu hamstringů 25 minut bez ohledu na zvolenou metodu protažení (Ford, McChesney, 2007, pp. 17–27).

1.3.3 Typy strečinku

Jednotlivé definice, ale i rozdělení strečinku na jednotlivé typy, autoři uvádějí rozdílně, případně podle jiných kritérií.

Liebesman a Cafarelli (1994, pp. 131–160) rozdělují strečink dle četnosti a trvání na akutní (probíhající několik minut a v jedné lekci), periodický (prováděn několikrát týdně po dobu několika týdnů) a chronický (aplikován dlouhodobě). Každý typ lze dále dělit na základě protahovací techniky. Shellock a Prentice (1985, pp. 267–278) odlišili 4 rozdílné metody strečinku, které jsou nejčastěji užívány ve spojitosti se sportovními aktivitami: statický, balistický, dynamický a proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF). Během testování gymnastů Hume et al. (2004) klasifikovali protahovací techniky (a s tím související techniky měření rozsahu pohybu v kloubu) z hlediska využití vlastní svalové síly na strečink pasivní (statický nebo prováděný partnerem) a aktivní (balistický, dynamický, PNF).

Z jiného hlediska je možné strečink rozdělit na dvě vzájemně se doplňující kategorie: autostrečink prováděný v rámci tanečních lekcí, fitness a atletických trénincích a strečink specificky prováděný terapeutem (TMS) zaměřený na pacienty s dysfunkcí muskuloskeletálního systému (Mühlemann, Cimino, 1990 in Alter, 2004, p. 5). Tito pacienti, jež jsou vedeni a edukováni terapeutem, samozřejmě můžou, ale nemusí být atleti (Evjenth, Hamberg, 1993 in Alter, 2004, p. 5).

1.3.3.1 Pasivní strečink

Pasivní strečink je technika s vyloučením vnitřní svalové síly probanda. Kladený odpor během otáčivého momentu v průběhu pasivního pohybu je způsoben vazbami mezi aktinem a myozinem, nekontraktilními proteiny cytoskeletu endo- a exosarkomery (SEE) a pojivovou tkání, která obaluje svaly (PEE) (Gajdosik, Giuliani, Bohannon, 1990, pp. 23–29). Zdá se, že perimysium produkuje největší odpor (Magnusson et al., 1996b, pp. 291–298).

Pasivní strečink využívá vnější síly partnera nebo speciálních přístrojů ke zvýšení ROM, přesahuje rozsahové možnosti aktivního strečinku či pohybu jedince. Je účinně využíván, omezuje-li elasticita svalů celkovou pohyblivost a je-li agonista příliš slabý pro vykonání pohybu, např. po úraze v období rehabilitace (Alter, 1998, s. 13). Sportovci je prováděn s cílem snížit únavu a bolest svalů po fyzické aktivitě. Pokud je pasivní strečink prováděn ve dvojici, vyžaduje dostatečné zkušenosti asistenta, aby nedošlo k poškození protahované tkáně (Buzková, 2006, s. 15).

1.3.3.2 Aktivní strečink

Aktivní strečink v klasickém pojetí je prováděn bez vnější síly a dopomoci (Alter, 1998, s. 14), vyžaduje vlastní svalovou sílu k dosažení konečné možné pozice ROM (dynamickým nebo balistickým strečinkem) nebo maximální možnou kontrakci protahované svalové skupiny (PNF strečink) (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 192). V posledních letech je oblíbenou modifikací techniky aktivní strečink s dopomocí (partnera či pomůcky) (Alter, 1998, s. 14). Vede k rozvoji aktivní flexibility, která souvisí se sportovní výkonností více než pasivní pohyblivost (Iashvili, 1983, pp. 30–32).

1.3.3.3 Statický strečink

Jeden z nejčastěji používaných typů strečinku je pomalé a konstantní protažení (Bandy, Iron, 1994, pp. 850–852; Bandy, Iron, Briggler, 1997, pp. 1090–1096; Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 196) se statickou výdrží v krajní pozici nataženého svalu (Anderson, Burke, 1991, pp. 63–86).

Doba výdrže je jednotlivými autory uváděna rozdílně. 15 – 30 sekund uvádějí Ogura et al. (2007, pp. 788–792), 30 sekund udává Bandy, Iron (1994, pp. 850–852) a Bandy, Iron, Briggler (1997, pp. 1090–1096), 5 – 60 sekund Roberts a Wilson (1996, pp. 259–263) a Sady, Wortman a Blanke (1982, pp. 261–263), 15 – 60 sekund Norris (1999, pp. 23–76), Young a Behm (2002, pp. 33–37) a Young (2007, pp. 212–216).

Bandy and Irion (1994, pp. 845–850) hodnotili výsledky 57 probandů, kteří byli rozdělení podle délky protažení (15 s, 30 s, 60 s) do tří skupin. U všech tří skupiny došlo k zlepšení pohyblivosti, ale pouze u skupin s délkou protažení 30 a 60 sekund byla zaznamenána statisticky signifikantní změna, efektivita protažení těchto dvou skupin byla shodná (Bandy, Irion, 1994, pp. 845–850). Problém výdrže delší než 30 sekund je, že doba věnovaná strečinku může být delší, než samotné tělesné cvičení. Několikanásobné opakování statického protažení jednotlivých svalových skupin může být časově náročné, obtížné, nepohodlné, a proto nerealistické (Magnusson, Aagaard, Nielson, 2000, pp. 1160–1164).

Další faktory ovlivňující efekt statického strečinku (kromě již zmíněné délky trvání) jsou frekvence a počet opakování. Ackland, Elliott, Bloomfield (2009, p. 199)

uvádějí optimální parametry strečinku: 30 sekundová výdrž, jedno až tři opakování, cyklus čtyř až šesti týdnů (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 199).

Vzhledem k technice provedení (doba, stálost a pozvolnost) statický strečink nevyvolává napínavý reflex protahovaného svalu (Corbin et al., 1978 in Baechle, Earle, 2008, p. 300). Předchozí studie naznačují, že statické protahování může pomoci snížit riziko zranění (Hartig, Henderson, 1999, 173–176; Cross, Worrell, 1999, pp. 11–14) a pozitivně ovlivnit zotavení z případného zranění (Malliaropoulos et al., 2004, pp. 756–759; Petersen, Holmich, 2005, pp. 319–323). Nicméně výsledkem jiných studií je velmi malý nebo žádný vliv na prevenci úrazu (Pope et al., 2000, pp. 271–277; Arnason et al., 2008, pp. 40–48; Winchester et al., 2008, pp. 13–19), ale pravděpodobnost případného zranění je menší než během provádění balistického strečinku (Anthony, Kolthoff, 1975 in Baechle, Earle, 2008, p. 300; Todd, 1985, pp. 37–41).

Přestože statický strečink účinně zvyšuje ROM (Halbertsma, VanBolhuis, Goeken, 1996, pp. 688–692) ovlivněním mechanických i neurologických vlastností šlacho-svalové jednotky (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 196; Baechle, Earle, 2008, p. 300) a je poměrně jednoduchou metodou na naučení (Brodowicz, Welsh, Wallis, 1996, pp. 324–327), jeho nevýhodou je nedostatečná specifická (Baechle, Earle, 2008, p. 300). Většina vykonávaných pohybů má dynamický charakter vyžadující koordinaci, kterou statický strečink nerozvíjí. Svalová vřeténka obsahují dva typy zakončení, primární registruje délku i rychlost protahovaného svalu, sekundární pouze délku svalu. Pokud je tedy naším cílem aktivace primárních zakončení a rozvoj dynamických a funkčních schopností, je nutné vykonávat strečink dynamický (Alter, 1998, s. 12).

Nesčetné množství studií prokazují bezprostřední nepříznivý vliv na následný svalový výkon a rozvoj aktivní síly po předchozím statickém protahování (Rosenbaum, Henning, 1995, p. 481–490; Cornwell, Nelson, Sidaway, 2002, pp. 428–434; Fowles, Sale, MacDougall., 2000, pp. 1179–1188; Behm, Chaouachi, 2011, pp. 2633–2651; Shrier, 2004, pp. 267–273; Winchester et al, 2008, pp. 13–19).

Pokud je statické protažení prováděno správnou technikou, není příliš razantní a intenzivní, nemělo by přinášet riziko zranění svalové nebo pojivové tkáně (Baechle, Earle, 2008, p. 300). Ale napětí vyvolané protažením ve vysoké intenzitě může mít nepříznivý vliv na neuromuskulární aktivaci (Avela, Kyröläinen, Komi, 1999,

pp. 1283–1291; Behm, Button, Butt, 2001, pp. 261–272; Power et al., 2004, pp. 1389–1396). Avela, Kyröläinen, Komi (1999, pp. 1283–1291) zjistili, že následující hodinu po pasivním strečinku m. triceps surae došlo k signifikantnímu snížení maximální volní kontrakce (MVC), EMG aktivity a H-reflexu.

Guissard et al. (2001, pp. 163–169) protahoval hlezenní kloub do 10 až 20 stupňů dorzální flexe a zjistil, že útlum reflexních reakcí po menším protažení byl způsoben především premotorickými nebo presynaptickými mechanismy, zatímco útlum po velkém protažení byl následkem postsynaptických mechanismů. Guissard, Duchateau a Hainaut (1988, pp. 47–52) uvádí, že statický strečink velmi rychle indukuje snížení H-reflexu, ale pouze po dobu strečinku. Došel tedy k závěru, že pokles v excitaci pólu motoneuronu je výsledkem snížení excitace z Ia aferentních vláken vedoucích k alfa-motoneuronům. To může vést až ke snížení počtu svalových vláken, které jsou následně aktivovány (Beedle et al., 2008, pp. 1838–1843; Cramer et al., 2004, pp. 236–241). Aby došlo ke kompenzaci snížené produkované síly, dochází k větší aktivaci nebo vyšší rychlosti stimulace motorických jednotek. To má za následek rychlejší nástup únavy (Fowles, Sale, MacDougall, 2000, pp. 1179–1188).

Behm a Chaouachi (2011, pp. 2633–2651) na základě svých zkušeností a neoficiálních důkazů upozorňují, že mnoho probandů protahuje své svaly velkou silou a vysokou intenzitou v mylném přesvědčení, že v pozici výrazného diskomfortu dosáhnou nejlepších výsledků.

A právě výsledky studií zohledňující míru intenzity provedení – statické protažení až do pozice diskomfortu, ukázaly snížení produkované síly (Behm et al., 2004a, pp. 1397–1402; Behm et al., 2006, pp. 33–42; Evetovich et al., 2003, pp. 484–488; Nelson et al., 2001a, pp. 68–70; Power et al., 2001, pp. 1389–1396), výšky skoku (Cornwell, Nelson, Sidaway, 2002, pp. 428–434; Young, Behm, 2003, pp. 21–27) a sprinterského výkonu (Nelson, Kokkonen, Arnall, 2005, pp. 338–343), svalové aktivace (Behm, Button, Butt, 2001, pp. 261–272; Power et al., 2004, pp. 1389–1396; Rosenbaum, Hennig, 1995, pp. 481–490), pokles reakčního času a balančních schopností (Behm et al., 2004a, pp. 1397–1402).

V literatuře se objevují výsledky novějších studií, které ukazují, že protažení v intenzitě menší, respektive přiměřené, nemusí vést k těmto nežádoucím vlivům (Manoel et al., 2008, pp. 1528–1534; Young, Elias, Power, 2006, pp. 403–411).

Např. Young, Elias a Power (2006, pp. 403–411) nezjistil negativní efekt na výšku skoku po odrazu po dvouminutovém protažení plantárních flexorů v submaximální intenzitě. Knudson et al. (2001, pp. 98–101; 2004, pp. 654–656) publikoval dvě studie zabývající se efektem submaximálního statického protažení (bez pocitu nepohodlí). Ani jedna studie nepotvrdila signifikantní vliv na výkon. V první studii (Knudson, 2001, pp. 98–101) z uvedených sice Knudson popsal trend snížení výšky vertikálního skoku, ale změna nebyla významná. Druhá studie (Knudson, 2004, pp. 654–656) hodnotící rychlost tenisového podání nevykazovala žádné změny. Naopak Behm a Kibele (2007, pp. 587–594) prokázali ve své studii nepříznivý vliv 30 sekundového strečinku na následný výkon ve všech třech testovaných intenzitách protažení (100 %, 75 % a 50 % pozice nepohodlí).

Zatímco se literatura shoduje s negativními účinky statického protažení v maximálním tahu (v pocitu nepohodlí) na následný výkon, studie zabývající se účinky submaximální intenzity neposkytují zatím jednoznačné výsledky.

Dle Kurze (1994) je provádění statických strečinkových cviků před tréninkem tvořeným dynamickými pohyby kontraproduktivní, dobře provedený statický strečink sice nemusí vést k negativním výkonnostním změnám (Knudson et al., 2001, pp. 98–101; Knudson et al., 2004, pp. 654–656; Manoel et al., 2008, pp. 1528–1534; Young, Elias, Power, 2006, pp. 403–411), ale koordinaci nerozvíjí (Alter, 1998, s. 12), sportovní výkon nezvýší a riziko úrazu nesníží (Andersen, 2005, pp. 218–220). Kurze (2004) a Knudson (1999, pp. 24–27) doporučují statický strečink řadit na konec vlastního tréninku. Strečink provedený v závěru nebo po skončení tréninku může sloužit jako prostředek pro zvýšení rozsahu pohybu v kloubu nebo prevence omezené pohyblivosti kloubů (Knudson, 1999, pp. 24–27).

Ideální tréninková jednotka by měla být zahájena dynamickými strečinkovými cviky k přípravě organismu na následující dynamickou zátěž (Kurz, 1994).

1.3.3.4 Dynamický strečink

Dynamický pohyb je výsledkem aktivní kontrakce antagonistických svalů (Shellock, Prentice, 1985, pp. 267–278). Je prováděn kontrolovaně, řízeně a plynule a během určité časové jednotky je několikrát opakován. Zahrnuje pohyb končetiny

z neutrální pozice do pozice maximální, ve které jsou svaly v největším protažení a poté pohyb zpět do pozice původní (Murphy, 1994, pp. 59–66). Dynamický strečink, během něhož nedochází k poklesu svalového napětí po předchozí aerobní fázi, byl navržen jako hlavní technika rozcvičení před rychlostním a silovým výkonem (Fletcher, Jones, 2004, pp. 885–888; Little, Williams, 2006, pp. 203–207; Young, Behm, 2003, pp. 21–27).

Dle evidovaných studií pozitivně ovlivňuje bezprostřední fyzický výkon, (McMillian et al., 2006, pp. 492–499; Little, Williams, 2006, pp. 203–207).

Nicméně z hlediska zvýšení flexibility (rozsahu pohybu v kloubu) se zdá dynamické protažení méně účinné, nežli protažení statické (Bandy, Irion, Briggler, 1998, pp. 295–300; deWeijer, Gorniak, Shamus, 2003, pp. 727–733; dePino, Webring, Arnold, 2000, pp. 56–59). Proto v případech, kde je cílem zvýšení ROM, by měl být preferován statický a PNF strečink (Bandy, Iron, Briggler, 1998, pp. 295–300; Baechle, Earle, 2008, p. 306).

Dynamický strečink, následující po lehkém rozehřátí organismu v aerobní intenzitě (Anderson, Burke, 1991, pp. 63–86), je optimálně složen z pohybových prvků, jež se uplatňují v individuální pohybové aktivitě sportovce. Je zaměřen na pohyby aktivně vykonávané v plném rozsahu pohybu, jež jsou potřebné pro následně vykonávaný sport. Na tuto část navazují specifické činnosti se vzrůstající intenzitou, např. sprinty, výskoky (Baechle, Earle, 2008, p. 297), stimulující nervový systém a připravující neuromuskuloskeletární systém na aktivitu (Smith, 1994, pp. 12–17). Dynamická cvičení ve vysoké intenzitě mohou facilitovat další výkon a čím více je aktivita silovějšího charakteru, tím je adekvátně složená warm-up jednotka důležitější součástí tréninku. Rozehřátí by mělo postupně gradovat z obecné roviny do specifitější a mělo by být prováděno v dostatečné intenzitě ke zvýšení svalové a tělesné teploty, aniž by docházelo k nástupu únavy nebo snížení zásob energie (McArdle, Katch, Katch, 2007).

Důraz na pozvolné zvyšování rychlosti a intenzity cviků umožňuje postupné přizpůsobení svalu a šlacho-svalové jednotky (MTU) na dynamické zatížení (Zachazewski, 1990, pp. 201–238), což může snížit riziko zranění měkkých tkání (Wathen, 1987, pp. 26–27). Z těchto důvodů je dynamický strečink preferovanou a ideální metodou protažení aplikovanou během warm-up jednotky (Beachle, Earle,

2008, pp. 297–300). Efektivního rozcvičení s využitím dynamického strečinku může být dosaženo po 10 až 15 minutách (Mann, Jones, 1999, pp. 53–55).

1.3.3.5 Balistický strečink

Balistický strečink využívá kmitavých nepřerušovaných pohybů bez výdrže v konečné pozici (McFarland, 1984, pp. 24–28). Je považován za méně výhodný typ protahování s větším rizikem možného poranění svalové a pojivové tkáně (zvláště v místech předchozích poranění) (Corbin et al., 1978 in Beachle, Earle, 2008, p. 300), pravděpodobně v důsledku reflexní reakce Ia motoneuronů (Smith, 1994, pp. 12–17). Jak již bylo popsáno, velikost myotatického reflexu je závislá na rychlosti a intenzitě protažení, z toho vyplývá, že balistický strečink evokuje maximální napínací reflex (Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 192). Myotatický reflex neumožní potřebnou relaxaci svalu a dosažení efektu protažení (Beachle, Earle, 2008, p. 300). Tkáně lidského těla jsou charakteristické přítomností časově závislých mechanických vlastností (stress-relaxation, creep). Když jsou svaly a jejich podpůrné pojivové tkáně náhle protaženy, nemají dostatečný čas na tkáňovou a neurální adaptaci a nejsou schopny absorbovat velké množství energie za velmi malou jednotku času (Alter, 2004, p. 158).

Značné množství studií ukazují efektivnost balistické metody protažení v rozvoji flexibility (Corbin, Noble, 1980, pp. 23–60; Sady et al., 1982, pp. 261–263; Bandy et al., 1998, Logan, Egstrom, 1961, Stamford, 1981, Wallin et al., 1985 in Alter, 2004, p. 157), ale vzhledem ke znepokojujícímu zvýšení rizika zranění (Shrier, Gossal, 2000, pp. 57–63), by neměl být aplikován u osob s poraněním hamstringů a bolestmi zad (Beachle, Earle, 2008, p. 300).

Nicméně Shrier a Gossal (2000 in Alter, 2004, p. 158) přidávají upozornění pro sportovce. Balistický pohyb je kontrolovaný více, než většina atletických aktivit, proto je pravděpodobné, že pokud bude prováděn správně a ne s agresivitou a velkou razancí, bude méně nebezpečný, než sport samotný.

Ukázalo se, že balistický strečink aplikovaný po strečinku statickém je dvojnásobně účinný ve snížení alfa-motorické excitability, než aplikace pouze samotného statického strečinku. Tento výzkum odporuje tradičnímu názoru, že rychlé

protažení vyvolá reflexní kontrakci svalu (Vujnovich, Dawson, 1994 in Alter, 2004, p. 158).

Ale vzhledem k nedostatku studií, jež se věnují balistickému strečinku ve srovnání s jinými typy protahovacích režimů, je balistický strečink stále kontroverzním tématem (Alter, 2004, p. 157). Protože je takřka nemožné při švihovém pohybu specifikovat a kontrolovat bezpečnou hranici pohybu a tedy protažení (a minimalizovat riziko zranění), balistický strečink není preferovanou technikou strečinku (Alter, 2004, p. 158).

1.3.3.6 Postizometrická relaxace

Cílem postizometrické relaxace (dále PIR) je uvolnění lokalizovaného spasmu – hypertonických vláken ve svalu (Dvořák, 2007, s. 58). Je-li omezen pohyb, je zvýšené svalové napětí (spasmus, triggerpoint) nejvýraznější změnou, která může sama o sobě znehybňovat kloub a výrazně omezit pohyb (Lewit, 2003, s. 32). PIR je specifickou metodou pro ošetření triggerpointů (spoušťových bodů) ve svalech, vyžaduje aktivní spolupráci pacienta a je vhodná pro autoterapii (Lewit, 2003, s. 230).

Využívá facilitaci izometrickou kontrakcí s minimálním odporem, tak aby došlo k aktivaci a následnému postfacilitačnímu útlumu – selektivní inhibici vláken s největší reaktivitou (Dvořák, 2007, s. 59).

V první fázi dosáhneme předpětí, tedy polohy, ve které je sval ve své (sub)maximální délce. Poté následuje zhruba 10 sekundová izometrická kontrakce svalu pacienta proti odporu o minimální síle. Během třetí fáze, relaxace, dochází ke spontánnímu prodloužení svalu dekontrakcí (nikoli k pasivnímu prodloužení). Sledujeme postupné uvolnění svalu (fenomén tání). Doba relaxace trvá tak dlouho, dokud vnímáme, že se sval prodlužuje, a trvá déle, než fáze předchozí kontrakce (Lewit, 2003, s. 231; Dvořák, 2007, s. 59; Kolář, 2009, s. 247). Technika se opakuje 3 – 5x podle toho, jestli se relaxace prohlubuje či nikoli, nikdy se neopouští „dobyty terén“ (Lewit, 2003, s. 231; Dvořák, 2007, s. 59).

Pro dlouhou latenci metody nelze účinnost PIR vysvětlit reflexními mechanismy na úrovni segmentů (postizometrickou míšní inhibicí) dle Sherringtona. Na rozdíl od techniky PNF, PIR využívá jen odpor minimální síly, je aplikován velmi pomalu.

Ve fázi relaxace nevyužívá aktivní protažení, nedochází k vyvolání napínacího reflexu (Dvořák, 2007, s. 59).

PIR je vhodné kombinovat s dalšími fyziologickými fenomény a jejich sumacemi (k prohloubení účinku), jak s dechovými synkinézami, tak s pohyby očí (Lewit, 2003, s. 231; Dvořák, 2007, s. 59).

1.3.3.7 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, technika založená Dr. Hermanem Kabatem a rozvíjená Margaret Knott a Dorothy Voss, byla vyvinuta jako rehabilitační metoda založená na neurofyziologickém podkladu. Dnes je PNF technika využívána i ve sportovním lékařství, kontrakčně-relaxační technika a technika kontrakce-relaxace-kontrakce agonisty jsou dvě PNF metody využívány k relaxaci a strečinku svalů (Alter, 1998, s. 15).

Někteří autoři uvádí, že PNF strečink by měl být vhodnější metodou nežli jiné typy protažení, protože usnadňuje svalovou inhibici (Bandy, Nelson, 2004, pp. 254–258; Cornelius, 1985, pp. 62–64; Etnyre, Abraham, 1986, pp. 189–196; Holt, Travis, Okia, 1970, pp. 611–616; Sady, Wortman, Blanket, 1982, pp. 261–263; Tanigawa, 1972, pp. 725–735). Ale vzhledem k tomu, že většina PNF metod aplikovaných k strečinku vyžaduje zkušeného asistenta a praxi, není tak často aplikován (Beachle, Earle, 2008, p. 301).

Jak izometrický, tak koncentrický stah antagonisty (sval je napnutém stavu) je využíván k dosažení autogenní inhibice (inverzní myotatický reflex) před následnou relaxací téhož svalu pro jeho efektivnější pasivní protažení (Davis et al., 2005, pp. 27–32; Baechle, Early, 2008, p. 301).

Technika kontrakce-relaxace (Contract-Relax) využívá submaximální (optimální, odpovídající) (Adler, Beckers, Buck, 2008, p. 6) kontrakci nataženého antagonisty k snadnějšímu navození následné relaxace téhož svalu. Ta je výsledkem aktivace Golgiho šlachových tělísek (Alter, 1998, s. 15).

Technika kontrakce-relaxace-kontrakce agonisty (Contract-Relax-Agonist-Contract) kopíruje předchozí techniku, ale po navození relaxace antagonisty, následuje aktivní kontrakce agonistického svalu. Technika kromě autogenní inhibice využívá recipročního útlumu (Alter, 1998, s. 16). Podle Moore, Huttona (1980, pp. 322–329)

je tato technika v porovnání s jinými metodami nejuvhodnější vzhledem k dosažení největšího ROM.

Obecně je PNF strečink považován za metodu, která v porovnání se statickým strečkem dosahuje výraznějšího zvětšení rozsahu pohybu (Sady, Wortman, Blanke, 1982, pp. 261–263; Magnusson et al., 1996c, pp. 323–328).

1.4 Lokomoce

1.4.1 Chůze

Charakter pohybů těla při základních stereotypech bipedální lokomoce (chůzi a běhu) (Enoka, 2002, p. 179) je vzhledem k přesně načasovanému zapojení svalů považován za téměř strojový (Véle, 2006, s. 350). Přesto je natolik individuálně odlišný, že jej lze pokládat za osobnostní rys jedince a jeho identifikační faktor (Lowen, 2002, s. 43).

Chůze je sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky v určitém sledu. Zahrnuje pohybový systém celého těla, díky němuž se člověk dokáže dokonale adaptovat na měnící se podmínky zevního prostředí (Véle, 2006, s. 348).

Kolář (2009, s. 49) a Dvořák (2007, s. 90) definují chůzi jako základní lokomoční stereotyp individuálně vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince.

Mnozí autoři odborných monografií zastávají názor, že vývoj lokomoce je dán vyzríváním geneticky determinovaných motorických vzorů (Lesný, 1980, Vojta, 1993, Vojta, Peters, 1995, Kolář, 1999, Pavlů, Véle, Havlíčková, 2000, Beranová, Kováčiková, 1998, Kováčiková, 1998 in Vařeka, Vařeková, 2009, s. 9), rámcově uložených v CNS (Véle, 2006, s. 350). Dle Enoky (2002, pp. 277–281) jsou končetiny kontrolovány rozdílnými centrálními generátory pohybu. Jejich vzájemná koordinace umožňuje měnit charakter lokomočního pohybu (směr, rychlost, plynulost, změna baze).

Podle jiných autorů není samostatná chůze umožněna neuronálními sítěmi generujícími lokomotorickou aktivitu (Central Patterns Generators – CPG), ale

postupným vývojem posturálního řídicího systému (Forssberg, 1992 in Vařeka, Vařeková, 2009, s. 5). Zdůrazňují geneticky kódované struktury v hrubém plánu (nikoli hotové motorické vzory) a především geneticky determinovanou schopnost učení. Spojením s adaptačními mechanismy na vlivy zevního i vnitřního prostředí vznikají jednotlivé inter- a intraindividuální variability lokomočního pohybu (Véle, 2006, s. 350).

1.4.2 Krokový cyklus

Základní jednotkou lidské chůze je krokový cyklus neboli dvojkrok (stride), definován jako časový interval mezi dvěma po sobě jdoucími dopady toho samého chodidla na podložku.

Skládá se ze dvou rytmicky se opakujících fází, fáze oporné (stojné, stance phase) a fáze letové (švihové, bezoporové, swing phase) (Janda in Dvořák, 2007, s. 90, Enoka, 2002, p. 141), do které patří fáze dvojí opory (viz příl. 1. s. 117) (double support, double leg stance) (Lehmann, deLateur, Price, 1992, pp. 125–138; Lehmann et al., 1985, pp. 80–85; Ostrosky, et al., 1994, pp. 637–646).

Běh, modalita chůze, je cyklický lokomoční pohyb charakterizován absencí dvouoporové fáze. Během krokového cyklu dochází ke střídání oporové a švihové fáze a doba jednotlivých fází se odvíjí od rychlosti běhu (Enoka, 2002, p. 142) Ta je závislá na dvou modalitách, délce a frekvence krokového cyklu (Vaughan, 1984; Weyand et al., 2000 in Enoka, 2000, p. 142). Kroková frekvence většiny běžců se pohybuje mezi 50 až 70 kroky za minutu (McGinnis, 2005, p. 250). Jinými slovy, za jednu míli se běžec každým chodidlem dotkne země 300 – 900x (McGinnis, 2005, p. 350). Nicméně, maximální rychlost, kterou můžou sprinteři dosáhnout, závisí více na velikosti reakční síly, než na krokové frekvenci (Weyand et al., 2000 in Enoka, 2002, p. 142).

Doba celého krokového cyklu klesá se vzrůstající rychlostí chůze i běhu. Zkrácení doby dvojkroku je především výsledkem zkrácení stojné fáze, švihovou fází změna rychlosti během chůze či běhu tolik neovlivní (Enoka, 2002, p 142).

Během běžné chůze (1,5 m/s = 5,4 km/h) zaujímá stojná fáze přibližně 60 %, švihová 40 % a fáze dvojí opory 10 % krokového cyklu (Enoka, 2002, p 142; Gade, 1993, pp. 4–13). Vaughan (1984, pp. 1–14) uvádí, že v rámci celého dvojkroku

normální chůze (1,2 m/s = 4,32 km/h) připadá na stojnou fázi 62 % a 38 % na fázi švihovou.

Ve sportovní chůzi (3 m/s = 10,8 km/h) klesá podíl stojné fáze na 50 %, ve velmi rychlém běhu (5 m/s = 18 km/h) na 30 % a ve sprintu elitních atletů (9 m/s = 32,4 km/h) na 20 % (Enoka, 2002, p 142). Se vzrůstající rychlostí běhu se vzhledem ke zkrácení krokového cyklu snižuje absolutní doba trvání EMG aktivity svalů. Ale výchylky EMG aktivity (peak hodnoty) se zvyšují (Nilsson et al., 1985, Mero, Komi, 1986 in Zatsiorsky, 2000, p. 170.)

Fáze krokového cyklu chůze

Názvosloví dle Vaughana (1992) (Vaughana, 1992 in Kolář, 2009, s. 48):

- úder paty – heel strike,
- kontakt nohy – foot flat,
- střed stojné fáze – midstance,
- odvinutí paty – heel off,
- odraz palce – toe off,
- zrychlení – acceleration,
- střed švihové fáze – midswing,
- zpomalení – deceleration.

Názvosloví podle Perryho (1992 in Kolář, 2009, s. 48):

- počáteční kontakt – inicial contact (0 %),
- reakce na zatížení – loading response (0 – 10 %),
- střed stojné fáze – midstance (10 – 30 %),
- konečný stoj – terminal stance (10 – 30 %),
- předšvihová fáze – preswing phase (50 – 60 %),
- počáteční švih – inicial swing (70 – 85 %),
- konečný švih – terminal swing (85 – 100 %).

1.4.3 Extenzory kyčelního kloubu

Flexe a extenze dolních končetin v kyčelních kloubech způsobuje rotaci v lumbální páteři, hrudní a krční páteř pak rotuje kontralaterálně. Je také možné, že pohyb horních končetin během lokomoce koriguje rotaci lumbální páteře (Murray, Sepic, Barbard, 1976, pp. 272–284).

Během stojné fáze jsou reakční síly nosné končetiny přenášeny přes stehenní kost a kyčelní kloub k ipsilaterální pánevní kosti (Moore, Petty in Trew, Everett, 1997, p. 189). Mezi svaly zajišťující stabilizaci dolní končetiny během stojné fáze autoři řadí: s m. tibialis anterior, m. quadriceps femoris, svaly zadní strany stehna, kyčelní abduktory, m. gluteus maximus a m. erector spinae (Gade, 1993, pp. 4–13; Lehmann, deLateur, Price, 1992, pp. 125–138; Lehmann et al., 1985, pp. 80–85; Ostrosky, et al., 1994, pp. 637–646). Jejich aktivita je nejvýraznější těsně před a těsně po iniciálním kontaktu (Novacheck, 1997, pp. 77–95; Perry, 1992, p. 123) (viz příl. 2, s. 118).

Ischiokrurální skupina svalů má významnou funkci z hlediska ovlivnění funkce kyčelního kloubu. Jejich schopnost excentrické kontrakce ve většině posturálních situacích (chůze a běh) umožňuje brzdění dopadu končetiny a podílejí se na stabilizaci všech kloubů (kyčelní a kolenní kloub), které jsou jejich aktivitou ovlivněny (McGill, 2007, p. 68). Svým úponem na tuber ischiadicum jsou v úzké návaznosti na ligamentum sacrotuberale, sakrální fascii a m. erector spinae (viz příl. 3, s. 119).

Hungerford, Gilleard a Hodges (2003 in Page, Frank, Lardner, 2010, p. 35) uvádějí, že m. biceps femoris pomáhá stabilizovat sakroiliakální kloub (SI skloubení), přes ligamentum sacrotuberale. Např. blokáda SI kloubu, přestože pohyb v SI skloubení není způsoben přímo určitým svalem, je pozorovatelná při triggerpointech v m. biceps femoris (Lewit, 2003, s. 31). A protože lumbosakroiliakální skloubení má rozhodující vliv na statiku páteře a současně přenáší pohyb dolních končetin na páteř, může zkrácený a přetížený m. biceps femoris nepřímo ovlivnit tlumení nárazů (Lewit, 2003, s. 35).

Ischiokrurální svaly se s lumbálními erectory a s gluteálními svaly podílí na extenzi dolní končetiny v kyčelním kloubu (McGill, 2007, p. 68, Lewit, 2003, s. 41). Na rozdíl od dvoukloubového svalu m. biceps femoris pracují jednokloubové kyčelní extenzory, kde Novacheck (1997, p. 77–95) řadí i m. erector spinae, převážně pouze koncentricky. Mm. erector spinae nemusí ve své aktivitě vykazovat výrazné

změny hodnot mezi švihovou a stojnou fází, ale během iniciálního kontaktu dochází vždy bilaterálně k mírnému nárůstu jejich aktivity (Waters, Morris, 1972, p. 191). Hyperaktivita mm. erector spinae, spojená ještě s útlumem mm. gluteus maximus vede k nedostatečné extenzi dolní končetiny v kyčelním kloubu a ke kompenzační hyperlordóze v lumbální páteři (Lewit, 2003, s. 44). Porucha svalové koordinace mezi těmito svaly, která je následkem poruchy centrálního řízení, pak může vést ke změně kvality hybné funkce. A to i přesto, že kvantitativní parametry (např. síla při extenzi v kyčelním kloubu) mohou být nezměněny díky kompenzační aktivitě ischiokrurálního svalstva a lumbálních erectorů (Lewit, 2003, s. 41).

Zmíněné svaly aktivující se při extenzi dolní končetiny jsou součástí povrchového zadního myofasciálního řetězce (SBL – Superficial Back Line) s výraznou posturální funkcí. Stálé nároky na posturální systém během vzpřímení vyžadují vyšší podíl vytrvalostních vláken a silné a pevné fascie zahrnující: plantární fascii, achilovu šlachu, fascii hamstringů, sacrotuberálních vazy, lumbodorzální fascii, fascii mm. erector spinae, fascii nuchae a scalp (viz příl. 4, s. 120). SBL tak chrání a funkčně propojuje struktury od falangů dolních končetin po nadočnicové oblouky. To ale také znamená, že se napětí v jedné oblasti (ať už fyziologické, či patologické) může funkčně projevit v oblasti jiné (Myers, 2009, pp. 73–75).

Ovšem nejen dysbalance mezi jednotlivými myofasciálními strukturami, ale i vzájemná nerovnováha mezi SBL pravé a levé poloviny těla vede k posturální kompenzaci (omezená dorziflexe v talokrurálním kloubu, hyperextenze kolenního kloubu, zkrácení hamstringů, anteriorní posun či rotace pánve, hyperkyfóza hrudní páteře, hyperextenze horních krčních segmentů, anteriorní šift či rotace okciputu vůči atlasu) (Myers, 2009, pp. 75).

Kromě výše uvedených změn, může svalová dysbalance vést ke změně efektivity pohybu a přispět ke vzniku zranění (Kendall, McCreary, Provance, 1993).

Vleeming et al. (1995 in Page, Frank, Lardner, 2010, p. 35) popisuje posteriorní dynamický svalový řetězec, do kterého řadí hamstringy, m. gluteus maximu, thorakolumbální fascii, kontralaterální m. latissimus dorsi a m. triceps surae. Zajišťuje extenzi během reciproční chůze, trupovou stabilizaci, přenos sil z dolní na horní část těla a optimalizuje síly působící na ipsilaterální SI kloub. Homolaterální m. gluteus maximus a kontralaterální m. latissimus dorsi jsou funkčně spojeny thorakolumbální fascií a koaktivovány kontralaterálně během chůze a běhu (Perry, 1994 in Page, Frank,

Lardner, 2010, p. 35) a při rotaci trupu (Mooney et al. 2001 in Page, Frank, Lardner, 2010, p. 35).

1.4.4 Efektivita běhu

Optimální rychlost běhu nelze obecně stanovit, protože závislost energie na rychlosti běhu je nepřímo úměrná. Proto ať už běžec provozuje pomalý běh, nebo takřka rychlý sprint, zásadním parametrem je ekonomicky vykonávaný pohyb (Luttgens, Hamilton, 1997, p. 537). Se zvýšením rychlosti lokomoce (chůze i běhu) se mění procentuální zastoupení energetických nároků na jednotlivé klouby dolní končetiny, především ve prospěch kyčelních flexorů a extenzorů (viz příl. 5, s. 121).

Změna v kinematice, kinetice a ve svalovém zapojení často ukazuje na nástup svalové únavy (Zatsiorsky, 2000, p. 178). Ackland a Elliott (1981 in Zatsiorsky, 2000, p. 178) zmiňují, že se svalová únava projeví snížením rychlosti, zkrácením délky krokového cyklu, procentuálním zvýšením doby stojné fáze vůči švihové a snížením rozsahu pohybu v kolenních a kyčelních kloubech (Chapman, 1982 in Zatsiorsky, 2000, p. 1982). Vyrovnanost délky kroků v obou polovinách trati naopak ukazuje na dobrou trénovanost (Fišer et al., 1965, s. 71–73).

Technika běhu, jež lze stejně jako sílu a vytrvalost ovlivnit v tréninku (Mann, Sprague, 1980, pp. 334–348), je dle Fišera sice aspekt napomáhající dosažení maximálních výkonů, ale hlavní význam pro vytrvalostní výkon přikládá souhře všech schopností jedince. Od fyzické, psychické a technické stránky, až po schopnost udržet přiměřené svalové napětí i během maximálního svalového úsilí (Fišer et al., 1965, s. 71–73). Efektivita, uvolněnost a ladnost běhu je závislá na vzájemné koordinaci jednotlivých svalů a svalových skupin. Proto je kladen důraz na dobrý stav neuromuskuloskeletálního aparátu bez svalových dysbalancí (Mann, Sprague, 1980, pp. 334–348).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit svalovou aktivitu pravidelně sportujících běžců během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací.

Dílčím cílem bylo posouzení vlivu protahování na rozsah pohybu dle funkčních kineziologických testů (Thomayerova zkouška předklonu, Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů).

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vzhledem ke stanoveným cílům byly formulovány následující vědecké otázky a hypotézy:

Vědecká otázka 1

Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací?

H₀1: Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.),
- c) m. erector spinae sin. (ES sin.),
- d) m. erector spinae dx. (ES dx.).

H₀2: Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.),
- c) m. erector spinae sin. (ES sin.),
- d) m. erector spinae dx. (ES dx.).

Vědecká otázka 2

Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu v rámci jednoho měření?

H₀3: Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu před dvoutýdenním protahováním dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.),
- c) m. erector spinae sin. (ES sin.),
- d) m. erector spinae dx. (ES dx.).

H₀4: Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.),
- c) m. erector spinae sin. (ES sin.),
- d) m. erector spinae dx. (ES dx.).

Vědecká otázka 3

Existuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací?

H₀₅: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae sin. (ES sin.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae. (ES dx.).

H₀₆: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae sin. (ES sin.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae. (ES dx.).

Vědecká otázka 4

Existuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací?

H₀₇: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae dx. (ES dx.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae sin. (ES sin.).

H₀₈: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae dx. (ES dx.),
- b) m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae sin. (ES sin.).

Vědecká otázka 5

Existuje rozdíl v naměřených hodnotách rozsahu pohybu dle kineziologických testů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací?

H₀9: Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu dle Thomayerovy zkoušky předklonu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací.

H₀10: Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu dle Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:

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

3 METODOLOGIE PRÁCE

3.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru

V experimentu bylo testováno 11 probandů, 6 žen a 5 mužů ve věkovém rozmezí 21 – 26 let. Jejich průměrný věk byl $24,2 \pm 1,35$ let. Podmínkou pro zařazení do experimentu byla pravidelně vykonávaná sportovní aktivita probandů – vytrvalostní běh s četností minimálně 3x týdně a minimální kilometrů 100 km/měsíc. Průměrný počet naběhaných kilometrů testovaných jedinců byl $146,36 \pm 41,84$ km/měsíc, průměrná četnost byla $4 \pm 0,74$ x týdně. Dalším kritériem pro zařazení probandů do souboru bylo splnění metodiky protažení formou dynamického strečinku a postizometrické relaxace dle brožury (viz příl. 6, s. 122) po dobu 14 dní. Sportovní trénink a aktivity jedinců probíhaly beze změny.

Všichni účastníci studie byli schopni spolupráce, nevykazovali žádný neurologický ani senzorický deficit, netrpěli psychickými ani jinými zdravotními obtížemi, které by mohly ovlivnit výsledky měření.

3.2 Postup při získávání dat

Testování a vyšetřování běžců probíhalo v Kineziologické laboratoři Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd ve Fakultní nemocnici v Olomouci. Před zahájením výzkumu byli všichni jedinci seznámeni s průběhem a podstatou měření experimentu. Výzkumu se účastnili dobrovolně na základě podepsaného informovaného souhlasu (viz příl. 7, s. 132). Každý proband byl testován 2x, před zahájením (1. měření) a po ukončení (2. měření) dvoutýdenního protahování. Obě dvě měření probíhala za stejných podmínek. Po skončení prvního měření byla probandům předána brožura s jednotlivými cviky dynamického strečinku a postizometrické relaxace (PIR). Běžci byli edukováni ke každodennímu provedení.

Před vlastním experimentem byly u všech probandů odebrány základní anamnestické údaje (viz příl. 8, s. 133), informace týkající se stavu pohybového

aparátu a proveden kineziologický rozbor (aspekční hodnocení postury během vzpřímeného stoje, Thomayerova zkouška předklonu, Jandův Svalový test pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů).

Větší posturální a energetickou náročnost během běžecké aktivity jsme využili k zvýraznění možných svalových dysbalancí a patologií hybného systému.

Ke snímání elektromyografických potenciálů sledovaných svalů byl použit 16 kanálový polyelektromyograf firmy Noraxon® typ Myosystem 1400 se softwarem MyoResearch XP Master Edition 1.08.27. Průběh měření byl zaznamenáván videokamerou.

Po zaznamenání 20 sekundové klidové svalové aktivity byla snímána svalová aktivita v průběhu pětiminutového běhu. Pro standardizaci podmínek byl zvolen běh rychlostí 8 km/h na chodícím páse s integrovanou silovou plošinou ForceLink (C-mill) délky 3,6 m.

V rámci 1. i 2. měření byly hodnoceny a porovnány vždy dva úseky – **na začátku** a **na konci pětiminutového běhu**. Aby nedocházelo k ovlivnění pohybového stereotypu probanda a vzniku možných artefaktů byl elektromyograf během běhu držen vyšetřujícími.

3.3 Příprava kůže a aplikace elektrod

Jednorázové samolepící povrchové elektrody Kendall H92SG s pevným hydrogelem oválného tvaru o velikosti 48 x 34 mm byly nalepeny na kůži na palpačně ozřejmená svalová břívka vybraných svalů. Elektrody byly umístěny na střední část svalového břívka paralelně s průběhem vláken svalu, vzdálenost mezi elektrodami byla 1 cm. Kůže v místě aplikace samoadhezivních elektrod byla nejdříve ošetřena abrazivní pastou a následně očištěnou mokrou a suchou tkaninou.

Součástí prvního svodu byla referenční elektroda Kendall H1247G o průměru 24 mm, jež byla přilepena na kostěný výběžek levé dolní končetiny (capitulum fibulea, patela). Na elektrody byly následně připojeny příslušné svody. Po ozřejmení správné funkčnosti elektrod byly přilepeny lepicí páskou zesilovače signálu pro eliminaci možných artefaktů. Elektromyograf byl propojen s počítačem a kamerou.

Svalová aktivita byla snímána povrchovými elektrodami z těchto svalů:

- m. biceps femoris sin. (BF sin.),
- m. biceps femoris dx. (BF dx.),
- m. erector spinae sin. (ES sin.),
- m. erector spinae dx. (ES dx.).

3.4 Vlastní průběh měření

Před vlastním snímáním svalové aktivity a aplikací elektrod byla u všech probandů provedena Thomayerova zkouška předklonu a Jandův Svalový test pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů (funkční kineziologické testy).

Výchozí polohou pro Thomayerovu zkoušku předklonu je vzpřímený stoj s horními končetinami volně visícími podél těla. Vyšetřovaný se obloukovitě předklání s plně extendovanými kolenními klouby, špičky prstů horních končetin míří k podlaze (Janda, 2004, s. 317). Poté se pomalu vrací do vzpřímeného stoje.

Výchozí polohou pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů dle Jandy (2004, s. 288) je leh na zádech s horními končetinami podél těla. Netestovaná dolní končetina je flektována v kyčelním a kolenním kloubu, chodidlo spočívá na podložce. Testovaná dolní končetina spočívá v nulovém postavení na podložce (Janda, 2004, s. 288). Poté je dolní končetina při stálé extenzi v kolenním kloubu vyšetřujícím pasivně navedena do flexe v kyčelním kloubu. Test je ukončen v okamžiku klopení pánve nebo s tendencí flektovat testovanou končetinu. Následně je končetina položena do výchozí pozice (Janda, 2004, s. 288–289).

Po funkčních kineziologických testech následovalo měření svalové aktivity běžců povrchovou elektromyografií v průběhu pětiminutového běhu na běžícím pásu.

3.5 Zpracování elektromyografického záznamu

Pro vyhodnocení a zpracování surového elektromyografického signálu byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.08.27. Signál byl upraven rektifikací

a vyhlazen střední kvadratickou hodnotou RMS (parametr Root Mean Square) o hodnotě 250 ms. Následně byly definovány úseky EMG aktivity, úsek 10 dvojkroků byl označen na začátku a na konci běhu (počátek hodnoceného úseku byl definován úderem paty levé dolní končetiny). Každý takto označený úsek byl zvlášť hodnocen standardním reportem „Average Activation“, následně byla data upravována v programu Microsoft Office Excel. Zde byla z 10 dvojkroků vypočítána průměrná svalová aktivita (parametr Mean). Data byla následně normována odečtem Mean parametru 20 sekundového klidového stoje daného měření.

3.6 Statistické zpracování dat

Hladina statistické významnosti byla u všech hodnocených parametrů stanovena na 5 %. Je-li hodnota statistické významnosti $p < 0,05$, můžeme hovořit o statisticky významném výsledku.

Vzhledem k normálnímu rozdělení a vzájemné závislosti souborů byly k statistickému vyhodnocení vybrány jednovýběrové párové t testy založené na Studentovém t rozdělení. Normalita dat byla ověřena testem na základě šikmosti a špičatosti použitým v programu Statgraphics. Vyhodnocení bylo realizováno v programu Statgraphics.

Ke grafickému znázornění statistických dat vědeckých otázek 3 – 4 byl použit program TriloByte Statistical Software se softwarem QC.Expert.

4 VÝSLEDKY

Tab. 1 zobrazuje průměrné hodnoty svalové aktivity testovaných svalů během běhu a jejich směrodatné odchylky

Tab. 2 zobrazuje průměr a směrodatnou odchylku pro všechny kineziologické testy

Tab. 1 Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů pro všechna měření

	1. měření – před protahováním				2. měření – po protahování			
	Z_běh [μV] ^(a)		K_běh [μV]		Z_běh [μV]		K_běh [μV]	
	X	SD	X	SD	X	SD	X	SD
BF sin.	96,35	29,39	93,31	34,93	100,57	29,38	102,34	36,23
BF dx.	91,17	34,22	77,36	25,95	96,82	23,73	127,44	43,32
ES sin.	71,59	27,87	91,56	28,10	46,71	18,71	65,42	25,73
ES dx.	62,50	23,56	83,85	26,49	43,93	18,71	67,32	24,16

Pozn.: a – průměrné hodnoty svalové aktivity v μV po odečtu Mean hodnoty klidové aktivity
Legenda: μV – mikrovolt, **Z_běh** – začátek běhu, **K_běh** – konec běhu, **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **BF dx.** – m. biceps dexter, **ES sin.** – m. erector spinae sinister, **ES dx.** – m. erector spinae dexter

Tab. 2 Základní veličiny popisné statistiky testovaných klinických testů pro všechna měření

	1. měření – před protahováním		2. měření – po protahování	
	X	SD	X	SD
Th_Zk [cm] ^(a)	-7,00	8,37	-9,18	7,09
JT_LDK [st] ^(b)	89,09	11,24	94,55	11,96
JT_PDK [st]	89,09	13,79	95,45	12,69

Pozn.: a – průměrné hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu uvedeny v cm, b – průměrné hodnoty Jandova testu pro hodnocení zkrácení flexorů kolenního kloubu vyjádřeny ve stupních
Legenda: **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **Th_Zk** – Thomayerova zkouška předklonu, **JT_LDK** – Jandův test pro hodnocení zkrácení levostranných (LDK) kolenních flexorů, **JT_PDK** – Jandův test pro hodnocení zkrácení pravostranných (PDK) kolenních flexorů

4.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1, ve znění „*Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací?*“, byla řešena ve dvou hypotézách (H_01 – H_02).

Cílem bylo zjistit, jaká byla svalová aktivita vybraných svalů během pětiminutového běhu po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací.

4.1.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu H_01 , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:*

- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.)*: **zamítáme.**
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.)*: **zamítáme.**
- c) *m. erector spinae sin. (ES sin.)*: **zamítáme.**
- d) *m. erector spinae dx. (ES dx.)*: **zamítáme.**

Hypotézu H_02 , ve znění: „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamických strečinkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:*

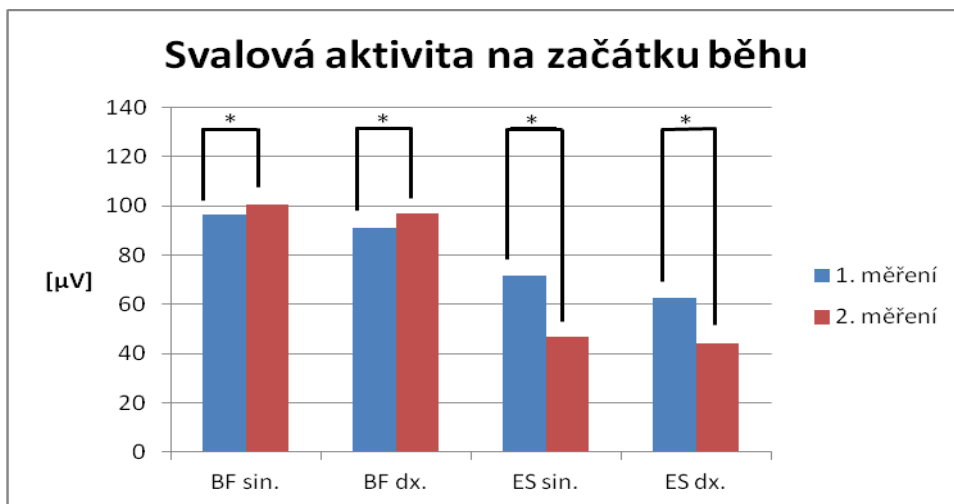
- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.)*: **zamítáme.**
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.)*: **zamítáme.**
- c) *m. erector spinae sin. (ES sin.)*: **zamítáme.**
- d) *m. erector spinae dx. (ES dx.)*: **zamítáme.**

Výsledky pro ověření hypotéz jsou uvedeny v příl. 10 (s. 135) a znázorněny v grafech 1 – 2 (s. 44).

Na grafech 1 – 2 (s. 44) jsou graficky znázorněny průměrné hodnoty svalové aktivity 10 dvojkroků sledovaných svalů během pětiminutového běhu na začátku běhu

(graf 1) a na konci běhu (graf 2) před a po dvoutýdenním protahování dynamických strečinkem a postizometrickou relaxací., tj. v 1. a 2. měření.

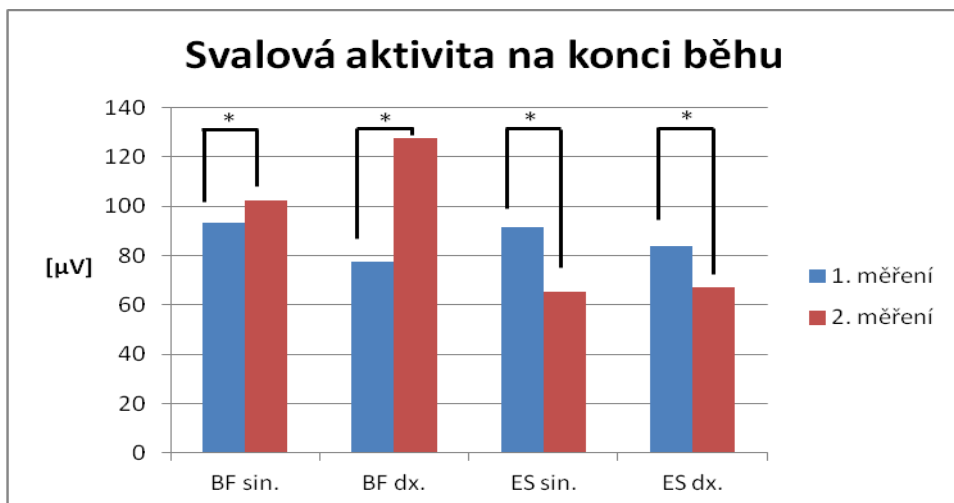
Graf 1 Svalová aktivita jednotlivých svalů **na začátku** pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Pozn.: 1. měření – měření před protahováním dynamickým strečinkem a PIR, 2. měření – měření po protahování dynamickým strečinkem a PIR

Legenda: µV – mikrovolt, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES sin.** – m. erector spinae sinister, **ES dx.** – m. erector spinae dexter, * p < 0,05

Graf 2 Svalová aktivita jednotlivých svalů **na konci** pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.



Pozn.: 1. měření – měření před protahováním dynamickým strečinkem a PIR, 2. měření – měření po protahování dynamickým strečinkem a PIR

Legenda: µV – mikrovolt, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES sin.** – m. erector spinae sinister, **ES dx.** – m. erector spinae dexter, * p < 0,05

4.2 Výsledky k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2, ve znění „*Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu v rámci jednoho měření?*“, byla řešena ve dvou hypotézách ($H_03 - H_04$).

Cílem bylo zjistit, jaká je svalová aktivita vybraného svalu na začátku a na konci pětiminutového běhu v jednom měření a srovnat tyto hodnoty vzájemně mezi sebou.

4.2.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu **H₀₃**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu před dvoutýdenním protahováním dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:*

- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.)*“: **není možné zamítnout.**
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.)*“ : **zamítáme.**
- c) *m. erector spinae sin. (ES sin.)*“ : **zamítáme.**
- d) *m. erector spinae dx. (ES dx.)*“ : **zamítáme.**

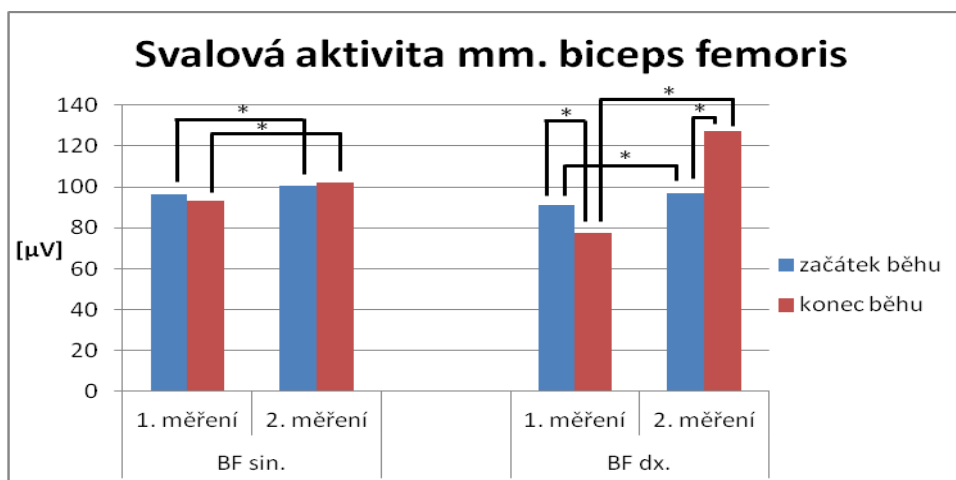
Hypotézu **H₀₄**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:*

- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.)*“: **není možné zamítnout.**
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.)*“: **zamítáme.**
- c) *m. erector spinae sin. (ES sin.)*“: **zamítáme.**
- d) *m. erector spinae dx. (ES dx.)*“: **zamítáme.**

Výsledky pro ověření hypotéz $H_03 - H_04$ jsou uvedeny v příl. 10 (s. 135) a znázorněny v grafech 3 – 4 (s. 46).

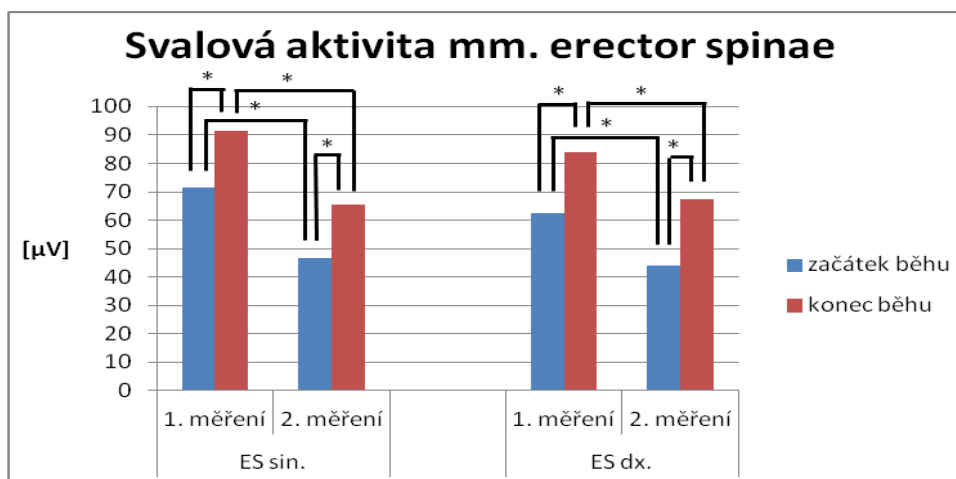
Na grafu 3 – 4 (s. 46) jsou graficky znázorněny průměrné hodnoty svalové aktivity 10 dvojkroků mm. biceps femoris (graf 3) a mm. erector spinae (graf 4) na začátku a konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamických strečkem a postizometrickou relaxací, tj. v 1. a 2. měření.

Graf 3 Svalová aktivita mm. biceps femoris na začátku a na konci běhu pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: 1. měření – měření před protahováním dynamickým strečkem a PIR, 2. měření – měření po protahování dynamickým strečkem a PIR, μV – mikrovolt, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, * $p < 0,05$

Graf 4 Svalová aktivita mm. erector spinae na začátku a na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: 1. měření – měření před protahováním dynamickým strečkem a PIR, 2. měření – měření po protahování dynamickým strečkem a PIR, μV – mikrovolt, **ES sin.** – m. erector spinae sinister, **ES dx.** – m. erector spinae dexter, * $p < 0,05$

4.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3, ve znění „*Existuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací?*“, byla řešena ve dvou hypotézách ($H_05 - H_06$).

Cílem bylo zjistit, jaký je vzájemný vztah svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací.

4.3.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu H_05 , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae sin. (ES sin.)*“: **zamítáme.**
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae dx. (ES dx.)*“: **zamítáme.**

Hypotézu H_06 , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae sin. (ES sin.)*“: **zamítáme.**
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae dx. (ES dx.)*“: **zamítáme.**

Výsledky pro ověření hypotéz $H_05 - H_06$ jsou uvedeny v příl. 10 (s. 135) a znázorněny v bodových grafech 5 – 12 (s. 49–52).

Grafy 5 – 12 (s. 49–52) graficky znázorňují změnu vzájemného vztahu homolaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací, tj. v 1. a 2. měření.

Graf 5 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 6 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 7 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 8 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

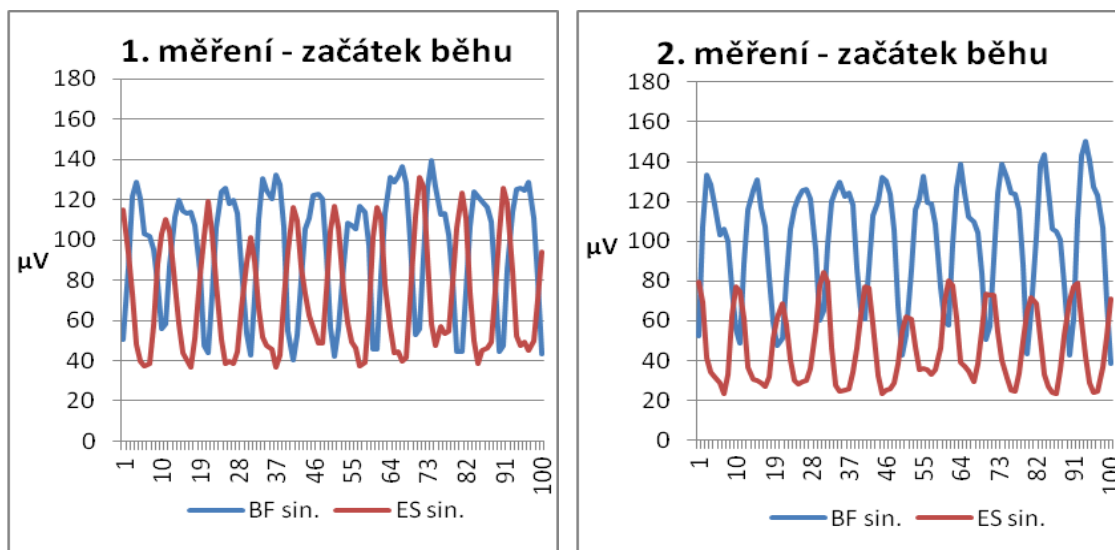
Graf 9 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. 2. měření.

Graf 10 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 11 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

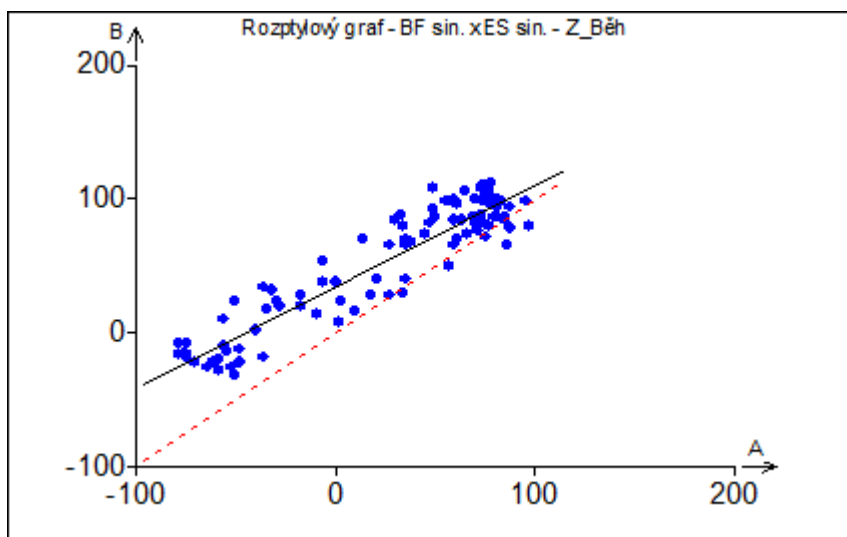
Graf 12 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 5 Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: µV – mikrovolt, BF sin. – m. biceps femoris sinister, ES sin. – m. erector spinae sinister

Graf 6 Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření

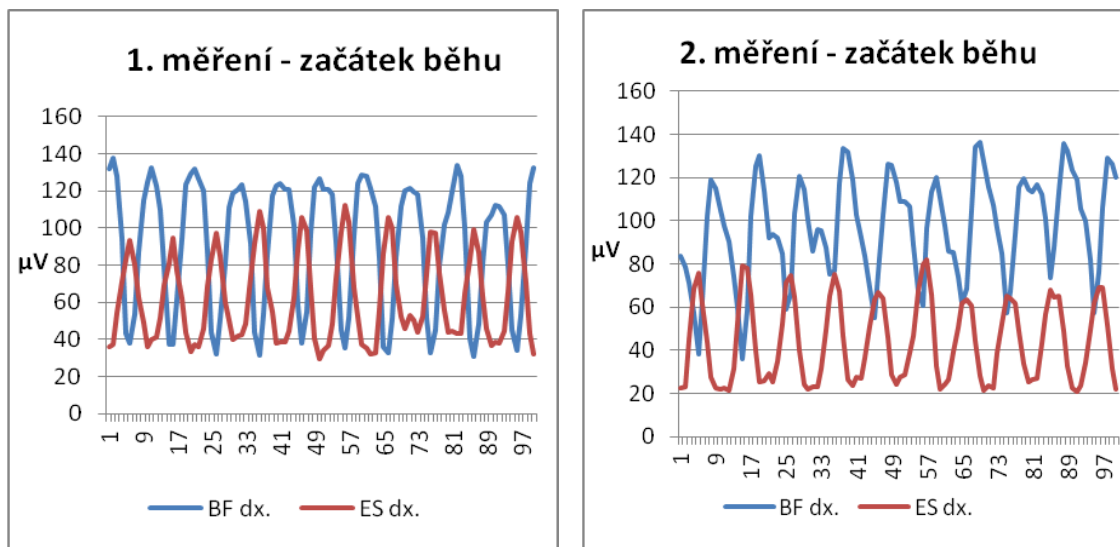


Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: A – vztah BF sin. a ES sin. v 1. měření, B – vztah BF sin. a ES sin. v 2. měření, BF sin. – m. biceps femoris sinister, ES sin. – m. erector spinae sinister, Z_Běh – začátek běhu

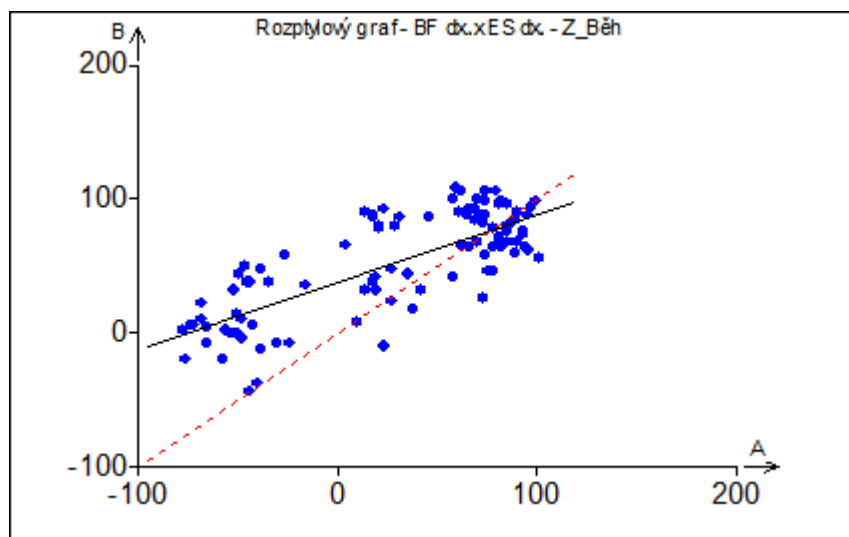
Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah homolaterálních levostranných svalů na začátku pětiminutového běhu ($p = 0,0000$).

Graf 7 Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: μV – mikrovolt, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES dx.** – m. erector spinae dexter

Graf 8 Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření

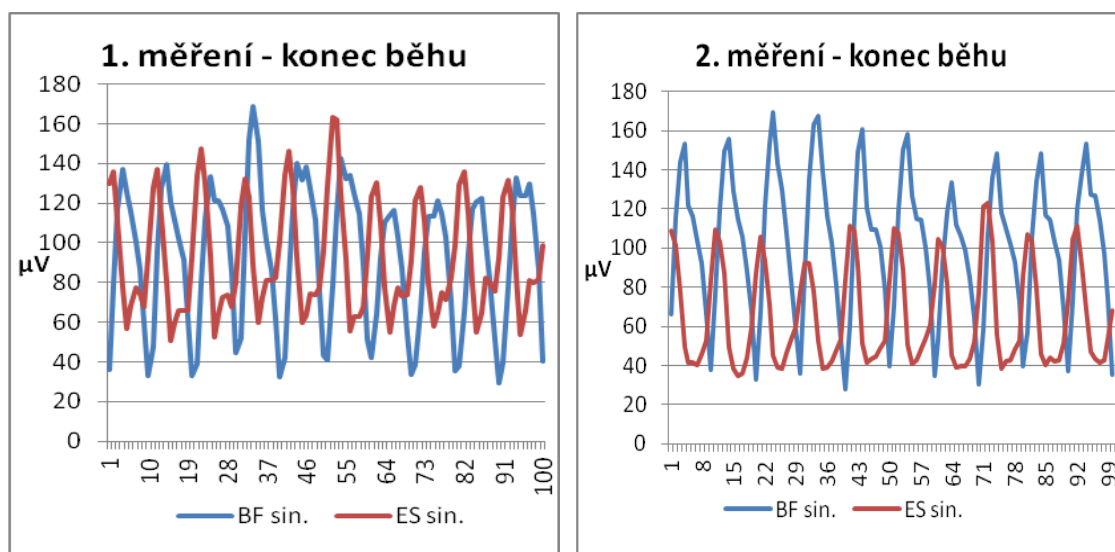


Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: **A** – vztah BF dx. a ES dx. v 1. měření, **B** – vztah BF dx. a ES dx. v 2. měření, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES dx.** – m. erector spinae dexter, **Z_Běh** – začátek běhu

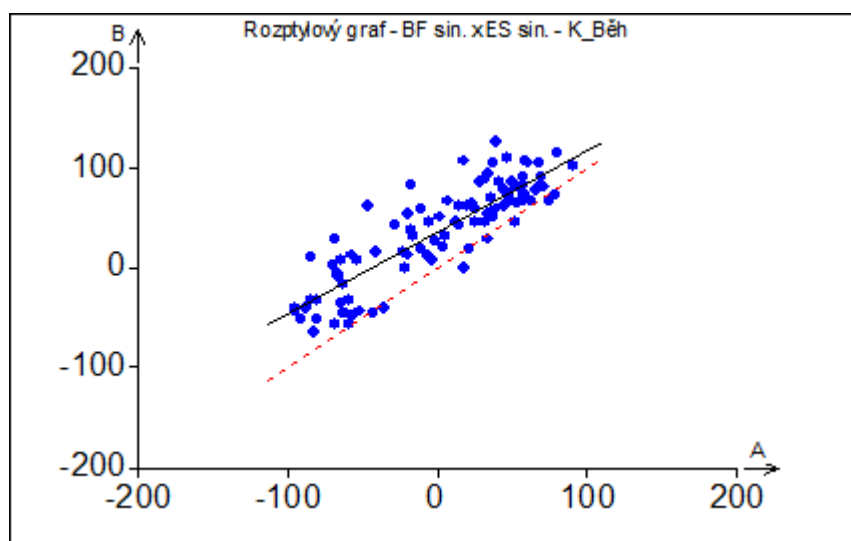
Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah homolaterálních pravostranných svalů na začátku pětiminutového běhu ($p = 1,28455\text{E-}7$).

Graf 9 Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. **na konci** pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: μV – mikrovolt, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **ES sin.** – m. erector spinae sinister

Graf 10 Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. **na konci** pětiminutového běhu v 1. a 2. měření

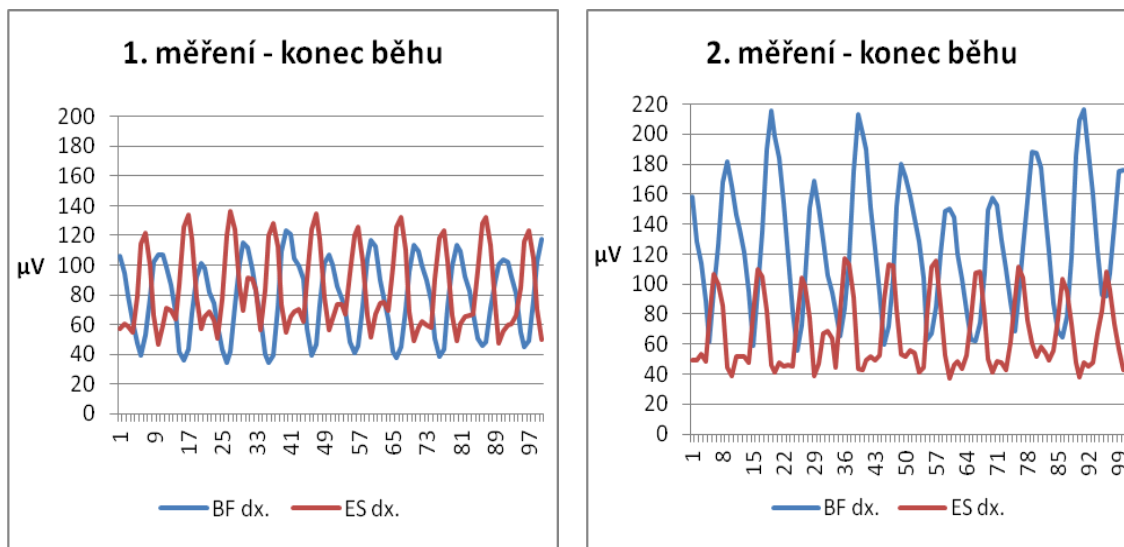


Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: **A** – vztah BF sin. a ES sin. v 1. měření, **B** – vztah BF sin. a ES sin. v 2. měření, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **ES sin.** – m. erector spinae sinister, **K_Běh** – konec běhu

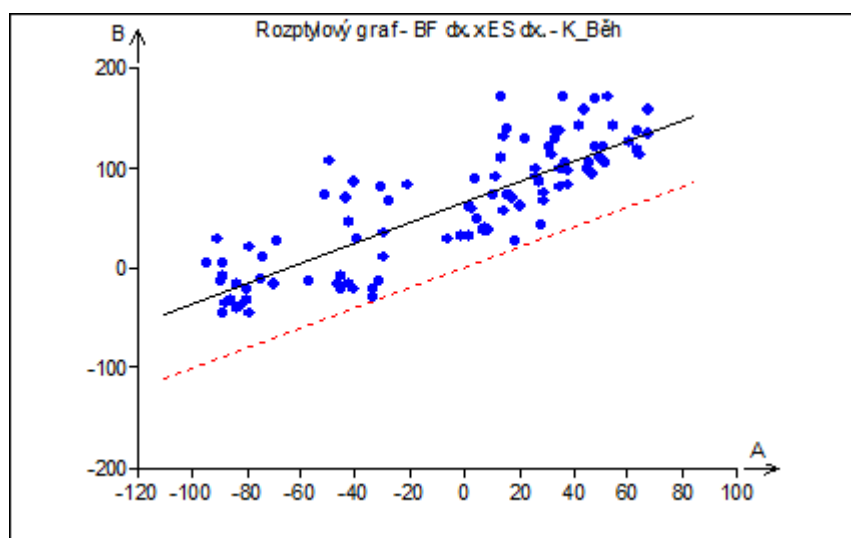
Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah homolaterálních levostranných svalů na konci pětiminutového běhu ($p = 0,0000$).

Graf 11 Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. **na konci** pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: μV – mikrovolt, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES dx.** – m. erector spinae dexter

Graf 12 Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. **na konci** pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: **A** – vztah BF dx. a ES dx. v 1. měření, **B** – vztah BF dx. a ES dx. v 2. měření, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES dx.** – m. erector spinae dexter, **K_Běh** – konec běhu

Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah homolaterálních pravostranných svalů na konci pětiminutového běhu ($p = 0,0000$).

4.4 Výsledky k vědecké otázce 4

Vědecká otázka 4, ve znění „*Existuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací?*“, byla řešena ve dvou hypotézách (H_{07} – H_{08}).

Cílem bylo zjistit, jaký je vzájemný vztah svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací.

4.4.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu H_{07} , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae dx. (ES dx.)“:*
zamítáme,
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae sin. (ES sin.)“:*
zamítáme.

Hypotézu H_{08} , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

- a) *m. biceps femoris sin. (BF sin.) a m. erector spinae dx. (ES dx.)“:*
zamítáme,
- b) *m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. erector spinae sin. (ES sin.)“:*
zamítáme.

Výsledky pro ověření hypotéz H_{07} – H_{08} jsou uvedeny v příl. 10 (s. 135) a znázorněny v bodových grafech 13 – 20 (s. 55–58).

Grafy 13 – 20 (s. 55–58) graficky znázorňují změnu vzájemného vztahu kontralaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací, tj. v 1. a 2. měření.

Graf 13 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 14 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 15 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 16 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

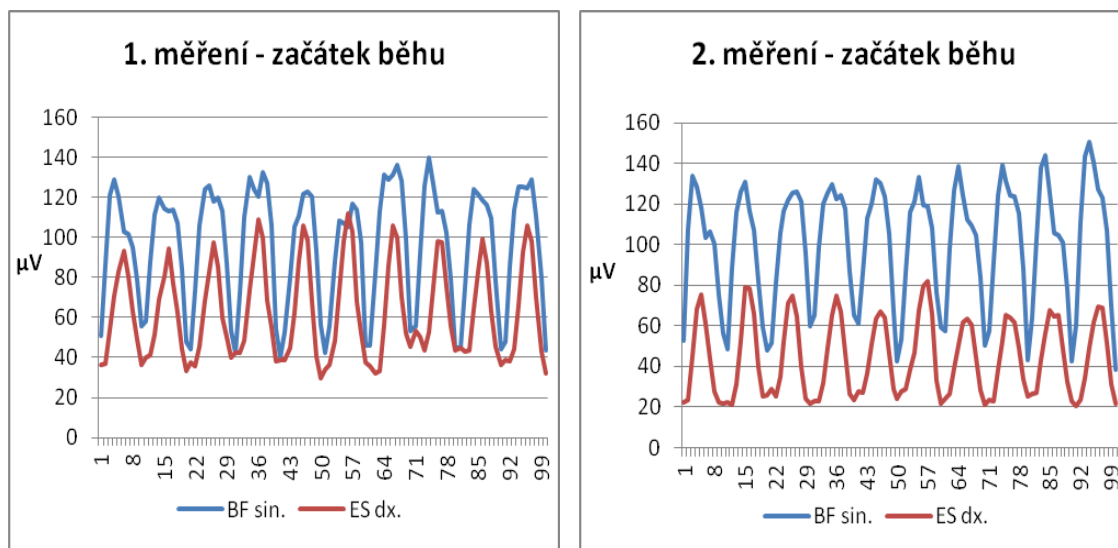
Graf 17 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 18 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 19 znázorňuje průměrnou aktivitu 10 krokových cyklů m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

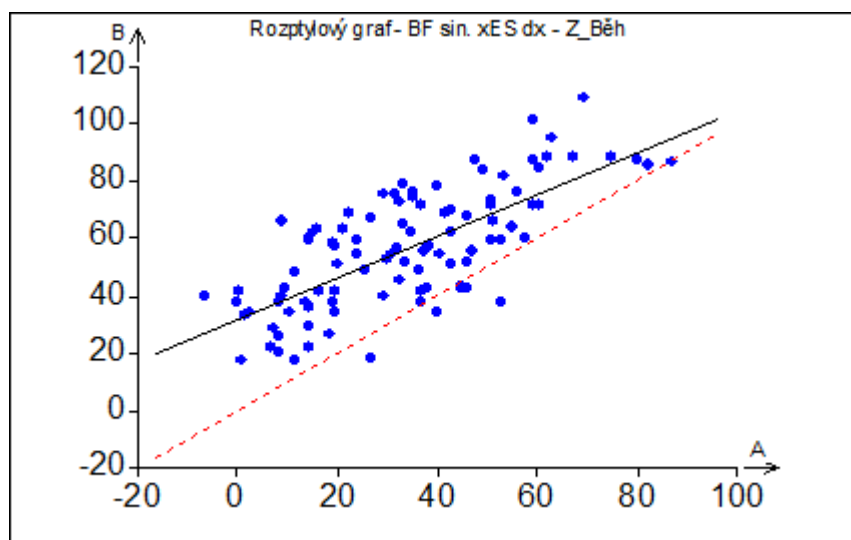
Graf 20 znázorňuje závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření.

Graf 13 Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: μV – mikrovolt, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **ES dx.** – m. erector spinae dexter

Graf 14 Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření

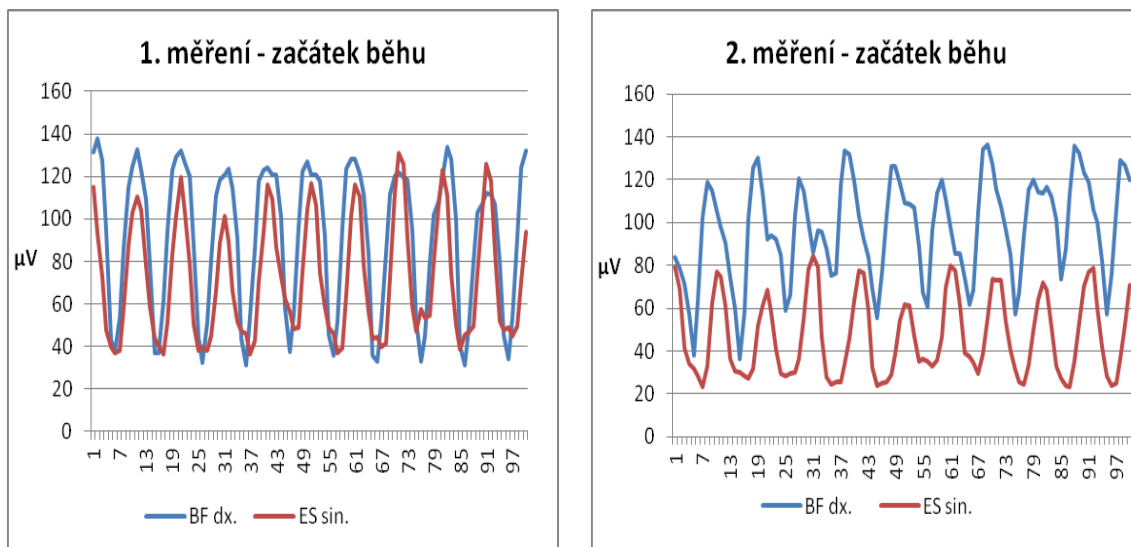


Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: **A** – vztah BF sin. a ES dx. v 1. měření, **B** – vztah BF sin. a ES dx. v 2. měření, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **ES dx.** – m. erector spinae dexter, **Z_Běh** – začátek běhu

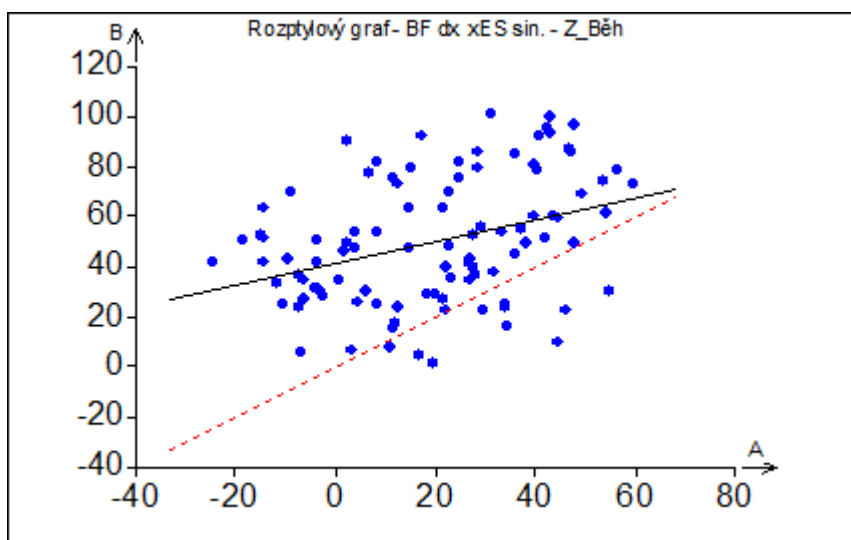
Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah kontralaterálních svalů na začátku pětiminutového běhu ($p = 0,0000$).

Graf 15 Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: μV – mikrovolt, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES sin.** – m. erector spinae sinister

Graf 16 Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření

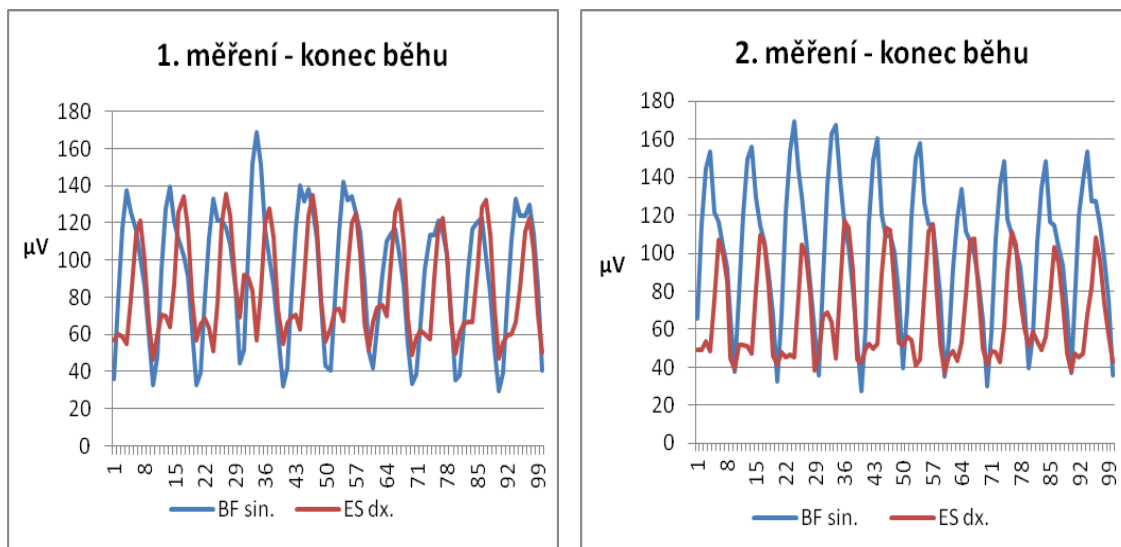


Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: **A** – vztah BF dx. a ES sin. v 1. měření, **B** – vztah BF dx. a ES sin. v 2. měření, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES sin.** – m. erector spinae sinister, **Z_Běh** – začátek běhu

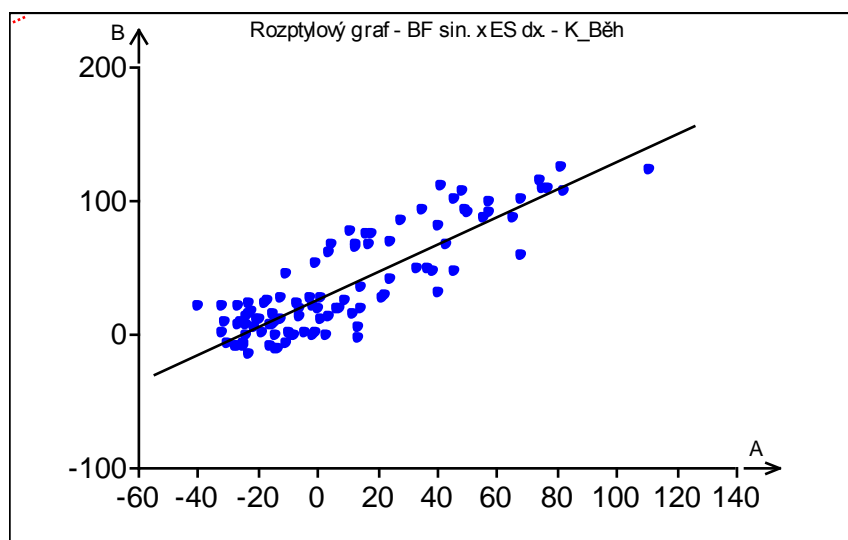
Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah kontralaterálních svalů na začátku pětiminutového běhu ($p = 0,0000$).

Graf 17 Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: μV – mikrovolt, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **ES dx.** – m. erector spinae dexter

Graf 18 Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření

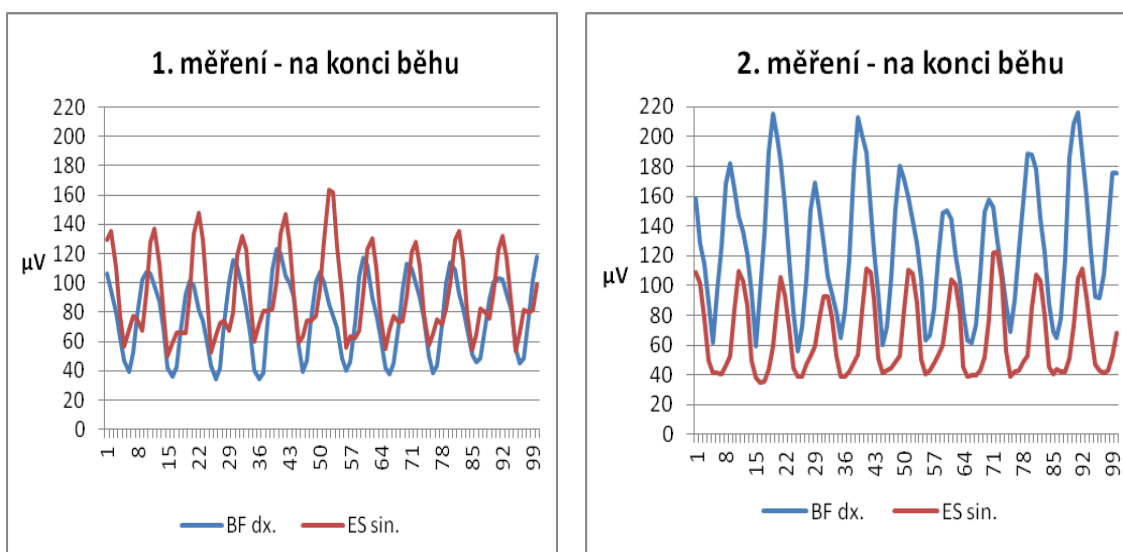


Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: **A** – vztah BF sin. a ES dx. v 1. měření, **B** – vztah BF sin. a ES dx. v 2. měření, **BF sin.** – m. biceps femoris sinister, **ES dx.** – m. erector spinae sinister, **K_Běh** – konec běhu

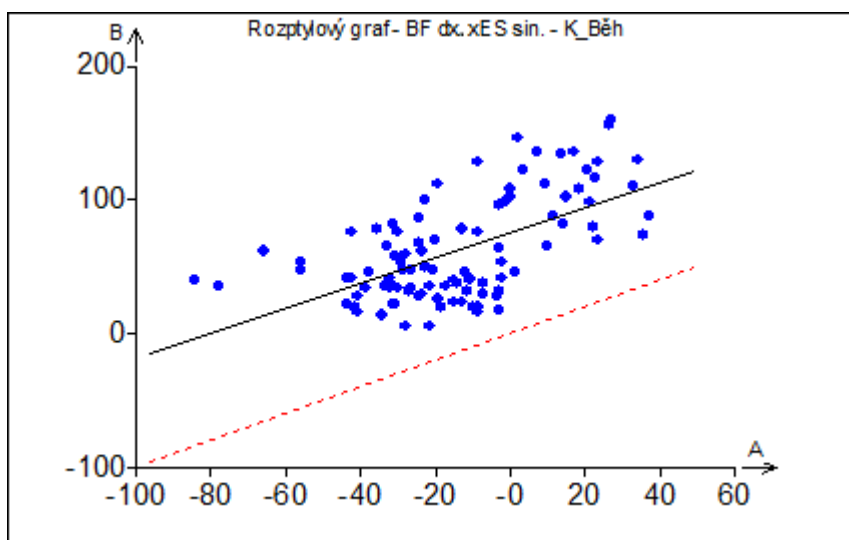
Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah kontralaterálních svalů na konci pětiminutového běhu ($p = 0,0000$).

Graf 19 Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Legenda: μV – mikrovolt, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES sin.** – m. erector spinae sinister

Graf 20 Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření



Pozn.: červeně vyznačena přímka odpovídající nevýznamnému rozdílu $p > 0,05$, černě vyznačena přímka odpovídající skutečné závislosti mezi A a B

Legenda: **A** – vztah BF dx. a ES sin. v 1. měření, **B** – vztah BF dx. a ES sin. v 2. měření, **BF dx.** – m. biceps femoris dexter, **ES sin.** – m. erector spinae sinister, **K_Běh** – konec běhu

Dvoutýdenní protahování **ovlivnilo** vzájemný vztah kontralaterálních svalů na konci pětiminutového běhu ($p = 0,0000$).

4.5 Výsledky k vědecké otázce 5

Vědecká otázka 5, ve znění „*Existuje rozdíl v naměřených hodnotách rozsahu pohybu dle kineziologických testů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací?*“, byla řešena ve dvou hypotézách (H_07 – H_08).

Cílem bylo zjistit, zda došlo ke změně rozsahu pohybu dle vybraných kineziologických testů (Thomayerova zkouška předklonu, Jandův test pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů) po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací.

4.5.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu H_09 , ve znění „*Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu dle Thomayerovy zkoušky předklonu před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací*“, **zamítáme**.

Hypotézu H_010 , ve znění „*Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu dle Jandova testu zkrácených kolenních flexorů před a po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací, konkrétně u:*

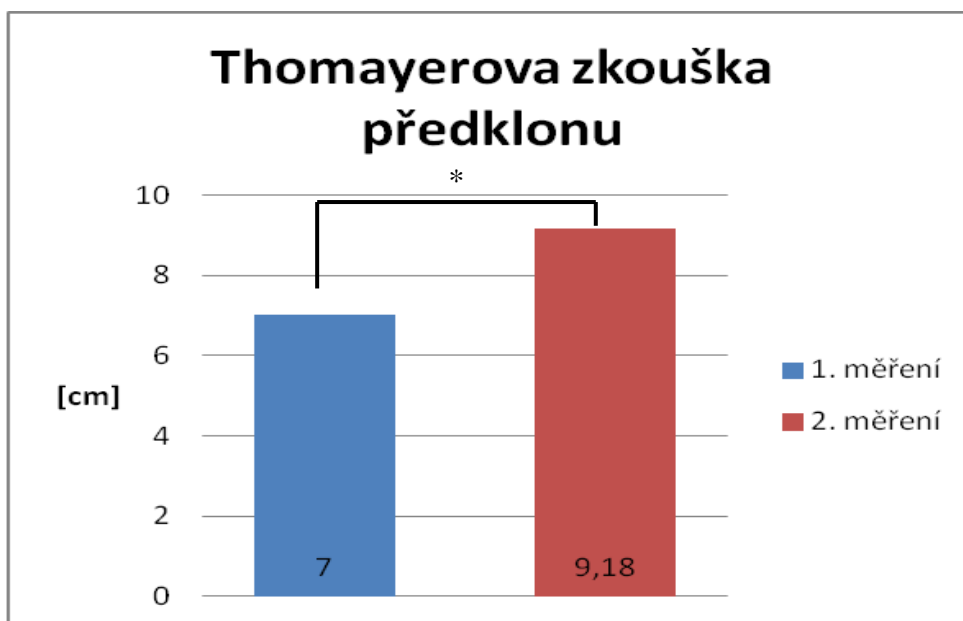
- a) *levé dolní končetiny*“: **zamítáme**.
- b) *pravé dolní končetiny*“: **zamítáme**.

Výsledky pro ověření hypotéz H_09 – H_010 jsou uvedeny v příl. 10 (s. 135) a znázorněny v grafech 21 – 22 (s. 60). Hodnoty kineziologických testů všech testovaných jedinců jsou uvedeny v příl. 9 (s. 134).

Na grafu 21 (s. 60) jsou graficky znázorněny průměrné hodnoty Thomayerovy zkoušky před a po protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací.

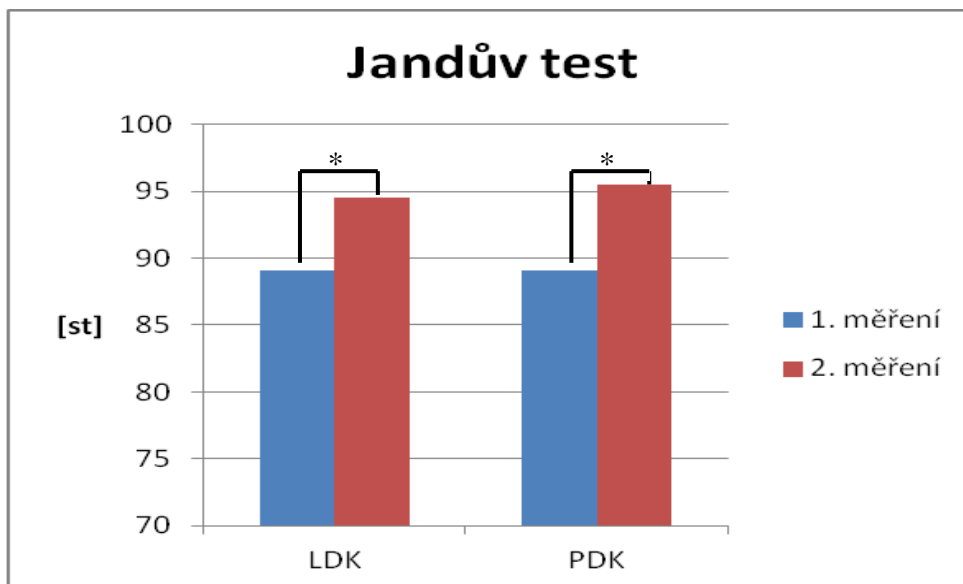
Na grafu 22 (s. 60) jsou graficky znázorněny průměrné hodnoty rozsahu pohybu dle Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů.

Graf 21 Průměrné hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu



Pozn.: hodnota v cm udává vzdálenost daktylionů od země při maximálním předklonu páteře, **Legenda:** **1. měření** – měření před protahováním dynamickým strečinkem a PIR, **2. měření** – měření po protahování dynamickým strečinkem a PIR, * $p > 0,05$

Graf 22 Průměrné hodnoty Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů



Legenda: **1. měření** – měření před protahováním dynamickým strečinkem a PIR, **2. měření** – měření po protahování dynamickým strečinkem a PIR **st** – stupeň, **LDK** – levá dolní končetina, **PDK** – pravá dolní končetina, * $p < 0,05$

5 DISKUZE

5.1 Změna aktivity svalů vlivem strečinku

5.1.1 Změna elektromygrafické aktivity po strečinku

Každý jednotlivý sval se zapojuje vždy s ohledem na cíl vykonávaného pohybu (Krobot, Kolářová, 2011, s. 40), z hlediska funkce svalu je proto klinicky výtěžnější hodnotit prostřednictvím povrchové elektromyografie míru aktivity svalů v průběhu fázického pohybu (Keenan, Haider, Stone, 1990, p. 607). Tyto poznatky lze využít i při hodnocení efektivity tréninku (Felici, 2004, pp. 381–358).

Gazendam a Hof (2007, pp. 610–614) uvádí, že EMG aktivita hamstringů ukazuje ve své aktivitě během běhu dva vrcholy. Jeden v druhé části letové fáze (70 – 100 %) a druhý vrchol na začátku stojné fáze (6 – 30 %).

Druhé měření testovaných jedinců ukázalo po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem signifikantní zvýšení aktivity mm. biceps femoris na začátku i na konci běhu. Byla patrná pravidelná křivka s jasnou fází kontrakce a relaxace, dvouvrcholový průběh byl méně patrný, než v měření před protahováním, ale přesto byl zachován. Keenan, Haider a Stone (1990, p. 607) uvádí, že za normálních okolností je během dynamické kontrakce přítomen plynulý nárůst a pokles amplitudy signálu. Proto lze naměřenou elektromyografickou aktivitu mm. biceps femoris po dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací považovat za fyziologickou.

VanCutsem, Duchateau a Hainaut (1998, pp. 295–305) uvádí, že cílem klinické rehabilitace je zvýšit adaptabilitu svalů na zátěž a optimalizovat svalovou kontrakci. Zvýšit efektivitu svalové kontrakce je cílem i dobře sestaveného tréninku. Efektivní pohybový trénink zlepšuje výkon – dochází k dřívějšímu zapojení a synchronizaci motorických jednotek, zvyšuje se počet aktivních motorických jednotek a zvyšuje se frekvence jejich pálení. Synchronizace motorických jednotek vede k vyšší maximální volní kontrakci, ke zvýšení efektivity a rychlosti provedeného pohybu

(VanCutsem, Duchateau, Hainaut, 1998, pp. 295–305). Na elektromyografickém záznamu je patrné zvýšení amplitud EMG signálu (Macaluso et al., 2000).

Protože bylo zjištěno signifikantní zvýšení amplitudy mm. biceps femoris ve druhém měření na začátku i na konci běhu s jasně čitelnou fází kontrakce a relaxace, lze tedy usuzovat, že kombinace dynamického strečinku a postizometrické relaxace může vhodně doplňovat vlastní trénink a vést k efektivnějšímu pohybu.

Ekonomicky vykonávaný běh je výraznou predikcí ke kvalitnímu výkonu. Wilkinson a Wiliam (2003, pp. 5–6) mezi faktory ovlivňující ekonomiku pohybu řadí věk, trénink, délku kroku a frekvenci. Obecně panuje názor, že ekonomika běhu také souvisí s flexibilitou, vzhledem k tomu, že snížení flexibility by mohlo mít za následek snížení délky kroku nebo zvýšení úsilí k překonání svalové resistence.

I výsledky několika laboratorních studií ukazují, že méně flexibilní běžci jsou schopni dosáhnout menší maximální spotřeby kyslíku (VO_2 max), nežli pružnější sportovci (Grahame, Jenkins, 1972, pp. 109–111).

5.1.2 Vztah mezi elektromyografickou aktivitou a výkonem svalů

DeLuca (1997, pp. 1–38) uvádí, že amplituda signálu EMG aktivity se obecně zvyšuje se vzrůstající silou, s vyšší rychlostí kontrakce svalu nebo se současným zvýšením obou těchto parametrů. Je-li výkon dle zákonitostí biomechaniky roven součinu velikosti působící síly a rychlosti, pak by zvýšená amplituda mm. biceps femoris po dvoutýdenním protahování měla ukazovat i na vyšší výkon tohoto svalu. Nicméně vztah síly a EMG amplitudy signálu není lineární a přesné kvantitativní popsání vztahu EMG signálu a síly není možné (deLuca, 1997, pp. 1–38).

Studie Hough, Ross a Howatson (2009, pp. 507–512) prokázala zvýšení vertikální výšky skoku a EMG aktivity po sedmiminutovém dynamickém strečinku. Herda et al. (2008, pp. 809–817) ukazuje, že i krátkodobější dynamické protažení zvyšuje svalovou aktivitu. K signifikantnímu zvýšení EMG aktivity došlo po čtyřech 30 sekundových jednotkách obsahujících 3 cviky dynamického strečinku. Nicméně Herda et al. (2008, pp. 809–817) uvádí, že dynamické protahování nezlepšilo svalovou sílu, přestože došlo k elektromyografickému zvýšení amplitudy, které by mělo reflektovat potenciální efekt dynamického strečinku na svalovou aktivaci (Herda et al., 2008, pp. 809–817).

Také některé studie neregistrují snížení výkonnosti, ale ani pozitivní vliv na izokinetickou aktivitu (Samuel, et al., 2008, pp. 1422–1428) nebo na výkon vertikálního skoku (Unick et al., 2005, pp. 206–212). Nicméně mnohé jiné studie prokazují pozitivní okamžitý efekt dynamického strečinku na výkonnostní parametry (Fletcher, Annes, 2007, pp. 784–787; Hough, Ross, Howatson, 2009, pp. 507–512; Manoel et al., 2008, pp. 1528–1534; Pearce et al., 2009, pp. 175–183; Sekir et al., 2010, pp. 268–281; Yamaguchi, Ishii, 2005, pp. 677–683). Výsledky studií ukazují zvýšení svalové síly (Jaggers, 2008, pp. 1844–1849), snížení sprinterského času (Gelen, 2010, pp. 950–956; Little, Williams, 2006, pp. 203–207), zvýšení dosažené výšky při vertikálním skoku (Holt, Lambourne, 2008, pp. 226–229; Faigenbaum et al., 2006; pp. 357–363).

Autoři usuzují, že prokazatelné zvýšení vyvinuté síly (Jaggers, 2008, pp. 1844–1849) po dynamickém strečinku je způsobeno zvýšenou činností neuromuskulární funkce (Faigenbaum et al., 2005, pp. 376–381; Yamaguchi, Ishii, 2005, pp. 677–683) vyplývající z postaktivační facilitace (Robbins, 2005, p. 453–458). V důsledku rychlejší tvorby vazby mezi aktinem a myozinem (Houston, Grange, 1990, pp. 908–813) je možné zapojení většího množství vazeb, a to vyústí ve zvýšení produkované síly (Behm, 2004b, pp. 274–290). Vysoká intenzita svalové kontrakce tak může následně zvýšit výkon v činnostech, jež vyžadují sílu (Berning et al., 2010). Postaktivační facilitace umožní produkci síly, na rozdíl od neuromuskulární únavy, která se projeví snížením síly po opakované muskulární aktivaci (Hodgson, Docherty, Robbins, 2005, 585–595).

Naopak studie hodnotící okamžitý efekt statického strečinku udávají spíše negativní vliv na následný výkon, především silového charakteru.

Torres et al. (2009, pp. 52–55) ukázal snížení síly ručním dynamometrem po 10 sekundové výdrži ve statickém protažení flexorů a extenzorů zápěstí ve třech opakováních. Další studie také ukazují snížení produkované síly (Pezarat–Correria et al., 2009; Behm, Button, Butt, 2001, pp. 261–272; Fowles, Sale, MacDougall, 2000, pp. 1179–1188; Kokkonen, Nelson, Cornwell, 1998, pp. 411–415; Young, Behm, 2003, pp. 21–27), snížení výšky vertikálního skoku (Church et al., 2001, pp. 332–336; Young, Elliot, 2001, pp. 273–279; Hillebrecht, Niedderer, 2006, pp. 306–320; Holt, Lambourne, 2008, pp. 226–229; Hough, Ross, Howatson, 2009, pp. 507–512; Pearce et al., 2009, pp. 175–183; Perrier, Pavol, Hoffman, 2011, pp. 1925–1931; Taylor et al.,

2009, pp. 657–661; Vetter, 2007, pp. 819–823;), negativní vliv na výkon ve sprintu (Fletcher, Jones, 2004, pp. 885–888; Fletcher, Anness, 2007, pp. 784–787; Hillebrecht, Robin, Böckmann., 2007, pp. 12–16; Winchester et al., 2008, pp. 13–19; Sayers et al., 2008, pp. 1416–1421; Beckett et al., 2009, pp. 444–450; Chaouachi et al., 2010, pp. 2001–2011; Kistler et al., 2010, pp. 2280–2284), snížení EMG aktivity a maximální volní kontrakce (MVC) (Pezarat-Correia, 2009; Fowles, Sale, MacDougall, 2000, pp. 1179–1188; Behm, Button, Butt, 2001, pp. 261–272). Wallmann, Mercer a McWhorter (2005, pp. 684–688) analyzovali hodnoty vertikálního skoku a EMG záznamu během této aktivity po 30 sekundovém statickém protažení mm. gastrocnemii. Výsledky této studie naznačují, že i přes zvýšenou EMG aktivitu svalů, která byla naměřena po protažení, má statický strečink (vzhledem ke snížení dosažené vertikální výšky) negativní vliv na maximální výkon.

Sekir et al. (2010, pp. 268–281) přímo porovnávají okamžitý vliv statického a dynamického strečinku na kolenní flexory a extenzory 10 elitních atletek porovnáním úhlové rychlosti (během koncentrické a excentrické izokinetické kontrakce) a EMG aktivity. Všechny testované atletky absolvovaly ve třech dnech v náhodném pořadí vždy jeden typ strečinku (statický, dynamický), jeden den byl pak kontrolní (bez žádného protažení). Měření silových parametrů korelovalo s výsledky EMG aktivity. Došlo k signifikantnímu snížení všech měřených parametrů (EMG amplituda, izokinetická síla) po statickém strečinku, a naopak k signifikantnímu zvýšení parametrů po dynamickém strečinku. Na základě těchto výsledků pak Sekir et al. (2010, pp. 268–281) dochází k závěru, že dynamický strečink může být vhodnou technikou předzávodní warm-up fáze pro zvýšení svalového výkonu elitních sportovců.

5.1.3 Změna svalové koordinace po strečinku

Optimalizace silového výkonu rovněž souvisí s efektivnější koordinací svalové aktivity a proto se zdá být adekvátní koaktivace synergistů klíčovou k efektivnějšímu silovému výkonu (Krobot, Kolářová, 2011, s. 41).

Lze-li tedy extenzory kyčelního kloubu, vzhledem k jejich anatomickému propojení fasciálními strukturami a jejich funkční vazbě, považovat za jeden svalový řetězec, je možné pak tyto jednotlivé svaly (vzhledem k jejich společné funkci

programově řízené z CNS) považovat za synergisty (Véle, s. 313–314). Proto se změna ve vzájemné aktivitě (poměru) m. biceps femoris a m. erector spinae ve druhém měření po dvoutýdenním protahování jeví jako zásadní pro efektivně vykonávaný pohyb.

Nejen při strukturálních, ale i při funkčních svalových dysbalancích muskuloskeletálního systému je možné vyčíst hyper- a hypoaktivitu určitých svalových skupin, zhoršenou kokontrakci nebo změněnou časovou souslednost náboru svalů. Svalová dysbalance je hlavní faktor, který může vést k akutním, chronickým i nespecifickým bolestem zad (Pongratz, Späth, 2001, pp. 26–29). Stále zvýšená aktivita mm. erector spinae (Rainoldi in Merletti, 2004, pp. 403–425) a zkrácení hamstringů (Halbertsma et al. 2001, pp. 232–238) se typicky objevuje u pacientů s low back pain (LBP). Fryer, Morris a Gibbons (2004, pp. 267–274) zjistili, že palpačně zjištěný hypertonus paravetebrálních valů dobře odráží výsledky svalové aktivity snímané elektromyografií. Seay et al. (2011, pp. 572–578) uvádí, že i dřívější epizody low back pain negativně ovlivňují výkony běžců. Testování atleti, jež udávali bolesti lumbální páteře v minulosti, dosahovali pomalejších časů v progresivním člunkovém běhu (shuttle-run), než atleti, kteří epizody LBP v anamnéze neměli (Nadler et al., 2002, pp. 73–78). Zvýšené riziko zranění a výkonnostní deficit udává Seay et al. (2011, pp. 572–578) v souvislosti s dokonce jedinou prodělanou epizodou low back pain.

Gazendam, Hof (2007, pp. 604–614) zjišťovali souvislost EMG aktivity s rychlostí lokomočního pohybu. Ve své studii uvádějí, že s různou rychlostí dochází ke změnám amplitudy jednotlivých svalů v rámci jedné svalové skupiny, ale jejich timing je stále stejný. Proto by časová souslednost v zapojení jednotlivých extenzorů kyčelních kloubů během běhu měla odpovídat timingu těchto svalů v chůzi dle Jandova vzorce. Hlavní roli zde tedy zaujímá m. gluteus maximus. Nároky na tento sval se lineárně zvyšují s rychlostí běhu. Protože insuficience m. gluteus maximus může zvýšit aktivitu mm. erector spinae, byl vybrán běh jako náročnější lokomoční aktivita s předpokladem výraznějšího projevu patologie.

5.2 Funkční řetězení m. biceps femoris a m. erector spinae

Dle Fedoryka také zkrácený m. biceps femoris zvyšuje aktivitu mm. erector spinae (Fedoryk, 2000, pp. 29–33). V prvním měření, tedy v měření před dvoutýdenním protahováním dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací, průměrně dosahovali testovaní sportovci pásma subnormy dle Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů obou dolních končetin. Toto zkrácení by tedy dle Fedoryka mohlo souviset s vyšší aktivitou mm. erector spinae v prvním měření. Po dvoutýdenním protahování byli průměrně jedinci dle hodnotící Jandovy škály zařazeni do pásma norma.

Snížení aktivity mm. erector spinae, které bylo patrné ve druhém měření, pak mohlo souviset dle Fedoryka s posunem zkrácených kolenních flexorů do stavu normy (bez zkrácení).

Charakter svalové aktivity homolaterálních i kontralaterálních synergistických řetězců se po dvoutýdenním protahování výrazně změnil zvýšením aktivity mm. biceps femoris a snížením aktivity mm. erector spinae. Změna vzájemného vztahu těchto dvou svalů ukazuje takřka přímou závislost na protažení.

Kontralaterální svaly m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. sice na začátku běhu po dvoutýdenním protahování vykazovaly neoptimální zapojení, ale během běhu došlo k jejich úpravě a vyhlazení EMG aktivity. Naopak aktivita m. erector spinae dx. nejspíše ukazovala na konci běhu po dvoutýdenním protahování známky mírné únavy a méně efektivní zapojení oproti začátku běhu. Přesto byla zachována převaha aktivity m. biceps dx. v homolaterální synergii a převaha aktivity m. biceps sin. v kontralaterální synergii.

Neoptimální napětí v lumbální oblasti nebo tuhost SI skloubení může snížit efektivitu funkce dolních končetin a pánve během běhu a následně predisponovat jedince ke zranění (Burkett 1970, pp. 39–42; Worrell, 1994, pp. 338–345). Hoskins a Pollard (2005, pp. 180–190) předpokládají, že zranění hamstringů souvisí s tuhostí sacrotuberálních ligament díky dysfunkci SI skloubení.

Snížení aktivity mm. erector spinae a ovlivnění funkčních svalových řetězců tak může být důležitým aspektem nejen např. u pacientů s low back pain, ale i u běžců z hlediska prevence zranění a podaného výkonu.

Trénovaný sval adaptovaný na zátěž je schopen produkovat větší konečnou sílu ve srovnání se svalem unaveným nebo atrofovaným při prakticky stejné elektromyografické aktivitě. Zvyšuje se rychlost reakce, snižují se i maximální amplitudy svalů dolních končetin a zkracuje se čas pálení motorických jednotek. Optimalizuje se nábor motorických jednotek pro efektivnější provedení pohybu (Krobot, Kolářová, 2011, s. 44).

Z těchto důvodů by zvýšení amplitud mm. biceps femoris sin. et dx. během pětiminutového běhu po dvoutýdenním protahování mohlo být hodnoceno i jako méně efektivní v porovnání s nižšími amplitudami stejných svalů v prvním měření.

Při vyhodnocení elektromyografických záznamů je však potřebné nehodnotit svalovou aktivitu jednotlivých svalů selektivně, ale v návaznosti na problematiku řízení a kontrolu pohybu, respektive pohybovou strategii. Proto signifikantní změna poměru aktivity extenzorů kyčelních kloubů – zvýšením aktivity mm. biceps femoris a naopak snížením mm. erector spinae, může ukazovat na změnu pohybového stereotypu a reflektovat žádoucí posun momentu otáčení z lumbosakrální oblasti do oblasti kyčelních kloubů (Janda, 1985 in Zeman, 2013, s. 42–44).

Novacheck uvádí, že aktivita svalů zajišťující stabilizaci dolní končetiny (tedy také m. biceps femoris a m. erector spinae) během stojné fáze je nejvýraznější těsně před a těsně po iniciálním kontaktu (Novacheck, 1998, pp. 77–95; Perry, 1992, p. 123).

Také Waters a Moris (1972, p. 191) udávají, že během iniciálního kontaktu dochází vždy k mírnému nárůstu aktivity m. erector spinae bilaterálně (Waters, Moris, 1972, p. 191), tyto svaly by však neměly vykazovat výrazné změny hodnot mezi švihovou a stojnou fází. I proto se také snížení amplitud mm. erector spinae ve druhém měření na začátku i na konci pětiminutového běhu jeví jako efektivní.

5.3 Užitečnost strečinku u sportovců

5.3.1 Efektivita strečinku před sportovním výkonem

Zdá se tedy, že dynamický strečink je daleko vhodnější součástí warm-up fáze v porovnání se strečinkem statickým, protože efektivně připravuje pohybový aparát na fyzickou aktivitu a zlepšuje výkon (Torres et al., 2008, pp. 1279–1285). Shrier (2007, pp. 36–58) uvádí, že mechanismus, kterým dynamický strečink zvyšuje výkon, může být vysvětlen ovlivněním centrálního nervového systému s následným zlepšením svalové kontrakce a koordinace a snížením únavy díky aktivitám ve warm-up fázi.

5.3.2 Vliv strečinku na vytrvalost

Většina studií je zaměřena na hodnocení okamžitého efektu strečinku ve fázi warm-up na výbušnou, silovou nebo rychlostní aktivitu. Méně studií analyzuje vliv strečinku na aktivitu vytrvalostního charakteru. Wilson et al. (2010, pp. 2274–2279) hodnotil efekt statického strečinku na vytrvalostní výkon. Zjistil, že 16 minutový statický strečink před vytrvalostní aktivitou může snížit vytrvalostní výkon a naopak zvýšit spotřebu energie během vytrvalostní aktivity. Nelson, Kokkonen a Arnald (2005, pp. 338–343) také dochází k závěru, že statický strečink před silovou a zároveň vytrvalostní svalovou aktivitou snižuje následný výkon. Naopak Nelsona et al. (2001b, pp. 260–265) hodnotil VO_2 max po 10 týdenním protahování statickým strečinkem. Vzhledem k neměnným hodnotám VO_2 max (i přes významné zvětšení ROM) dochází k závěru, že ani pravidelné dlouhodobé protažení nemusí snížit vytrvalostní výkonnost.

Zourdos et al. (2009) ve studii hodnotil efekt dynamického strečinku na vytrvalostní výkon v 60 minutovém běhu a nezjistil žádný (pozitivní ani negativní) vliv na běžecký výkon vytrvalostních běžců. Zdá se tedy, že strečink statický i dynamický nemá pozitivní vliv na vytrvalostní výkon běžců.

Všichni testovaní běžci se zaměřovali v tréninku na vytrvalostní běh a rovněž byli měřeni v pomalém vytrvalostním tempu 8 km/hod. Dalo by se teda dle studií očekávat, že efekt protažení na vytrvalostní dynamickou aktivitu bude také minimální. EMG aktivita vybraných svalů vytrvalostních běžců ukázala zvýšení aktivity mm.

biceps femoris, snížení aktivity mm. erector spinae, respektive efektivní změnu poměru jednotlivých svalů. Výsledky tohoto experimentu tedy neodpovídaly výše uvedeným výsledkům studií. Dané studie ale nehodnotili efekt po dlouhodobějším pravidelném protahování, ale efekt okamžitý, akutní, a to také může být faktor, proč se závěry takto rozcházejí.

5.4 Rizika svalového zranění při zvýšeném svalovém napětí

Přítomnost nežádoucího svalového napětí hamstringů může být také stanoveno jako faktor způsobující jejich opakované přetížení (Turl, Goerge, 1998, p. 16; Worrell, Perrin, 1992, pp. 12–18). A to může být jednou z hlavních příčin svalového zranění a důvodem k přerušení tréninku sportovce (Orchard, Seward, 2002, pp. 39–45).

Liemohnův názor z roku 1987 (Liemohn, 1987, pp. 71–76), že snížená flexibilita je jedním z predisponujících faktorů ke svalovému přepětí a poranění, potvrzují i novější závěry studií (Hartig, Henderson, 1999, pp. 173–176; Jönhagen, Németh, Eriksson, 1994, pp. 262–266; Cross, Worrell, 1999, pp. 11–14; Witvrouw, 2003, pp. 44–46; Ylinen et al., 2008, pp. 80–84). Podle starších studií jsou hamstringy nejčastěji zraněnou skupinou vícekloubových svalů v těle (Safran, Seabert, Garrett, 1998, pp. 77–95; Christensen, 1972, pp. 36–40; Garrett, Califf, Bassett, 1984, pp. 98–103; Burkett, 1970, pp. 39–42). Také novější studie uvádějí, že zranění hamstringů je jedním z nejčastějších problémů postihující jedince ve sportech, které vyžadují výbušnost, zrychlení, odrazy nebo rychlé změny směru pohybu (Orchard, 1997, pp. 81–85; Worrell, Perrin, 1992, pp. 12–18; Orchard, Seward, 2008). Autoři studií také uvádí, že svalová dysbalance mezi m. biceps femoris a m. quadriceps femoris opět zvyšuje potenciální riziko zranění (Jönhagen, Németh, Erikson, 1994, pp. 262–266). Burkett (1970, pp. 39–42) zdůrazňuje dvě významné příčiny zranění hamstringů: dysbalance mezi silným m. quadriceps femoris a oslabeným ipsilaterálním m. biceps femoris a rozdíl mezi silovými parametry kontralaterálních bicepsů. Deseti a více procentuální stranová nerovnováha ve svalové síle zřejmě vede k přetížení slabšího hamstringu (Burkett, 1971, p. 34).

Také v dysbalančním postavení typickém pro chronicky chabé držení těla (se zkrácením kyčelních flexorů a následnou anteverzí pánve) jsou hamstringy

ve stavu trvalého svalového napětí. To může vysvětlit brzký nárůst únavy, jeden z dalších hlavních důvodů svalového zranění (Klein, Roberts, 1976, pp. 187–191). I z těchto důvodů je protažení nejen hamstringů často rutinně zařazováno po předchozí aerobní aktivitě k rozcvičení ve fázi warm-up (Anderson, Burke, 1991, pp. 63–86).

Předchozí studie udávají přibližný pokles flexibility hamstringů o 5° po zranění (Foreman et al., 2006, pp. 101–109.), což by mohlo opět predisponovat k opakovanému zranění. To také souhlasí s názory autorů, kteří udávají, že zranění hamstringů má tendenci se opakovat (Agre, 1985, pp. 21–33; Worrell, Perrin, 1992, pp. 12–18; Orchard, 1997, pp. 81–85).

Hamstringy mají v běhu důležitou funkci, nároky na tuto činnost se akcentují se zvyšující se rychlostí. Simultánní kontrakce kyčelních extenzorů a excentrická kontrakce kolenních flexorů hraje důležitou roli v běhu především sprinterů. Síla excentrické kontrakce kolenních flexorů je nejdůležitějším aspektem ovlivňující dopředný pohyb dolní končetiny (Putnam, Kozey, 1989, pp. 56–86; Wood, 1987, pp. 58–71).

5.4.1 Svalové poranění hamstringů u sprinterů

Předpokládá se, že častá poranění sprinterů souvisí s produkcí velké síly, kterou je nutné vyvinout k maximálně možnému výkonu. Zdá se však, že právě produkce maximální síly má za následek časté poranění sprinterů. V průběhu posledních 25 % letové fáze jsou svaly hamstringové skupiny výrazně excentricky kontrahovány. V této pozici jsou hamstringy v maximálním natažení a vykazují větší pasivní napětí (Garrett, Califf, Bassett, 1984, pp. 98–103). Proximálně pomáhají extenzi v kyčelních kloubech a jako antagonisté m. quadriceps femoris distálně zpomalují extenzi v kolenním kloubu (Agre, 1985, pp. 21–33). V důsledku zvýšení excentrických sil v rychlejším běhu mohou být sprinteré vystaveni vyššímu riziku zranění (Jönhagen, Németh, Erikson, 1994, pp. 262–266). Rovněž další autoři uvádějí, že nadměrná excentrická kontrakce způsobuje poškození svalu (Dartnall, Nordstrom, Semmler, 2008, pp. 1008–1019; Proske, Allen, 2005, pp. 98–104) nebo může být rizikovým faktorem pro vznik zranění (Zarins, Ciullo, 1983, pp. 167–182; Warren et al. 1993, pp. 477–489; Worrell, 1994, pp. 338–345).

Jönhagen, Németh, Erikson (1994, pp. 262–266) naopak uvádí, že hamstringy poraněných sprinterů byli signifikantně slabší během excentrické kontrakce, než tytéž svaly jedinců, kteří poranění nebyli.

Přestože je třeba mít na paměti, že zranění hamstringů je pravděpodobně multifaktoriální s působením mnoha dalších aspektů, jako je úroveň vytrvalosti obratnosti, úroveň koordinace (Arnason et al., 2008, pp. 40–48; Sherry, Best, 2004, pp. 116–125; Cameron, Adams, Maher, 2003, pp. 159–166) nebo svalová únava (Zarins, Ciullo, 1983, pp. 167–182; Warren et al. 1993, pp. 477–489; Worrell, 1994, pp. 338–345), jejich společným a výrazným aspektem je svalová slabost (Christensen, 1972, pp. 36–40). Přestože s mírným zkrácením svalu stoupá svalová síla, od středního až výrazného zkrácení je sval oslaben hypertrofií interticiálního vaziva. Ta způsobuje změnu elasticity svalu a ovlivňuje cévní mikrocirkulaci. Opakované posilování tohoto svalu vede (díky opakované cévní kompresi a retrakci fasciálního vaku) k dalšímu svalovému oslabení (Dobeš, Michková, 1997, s. 23).

Optimální udržení flexibility, a tedy posun kolenních flexorů testovaných jedinců z pásma zkrácení do pásma normy po dvoutýdenním protahování, může být pravděpodobně preventivním aspektem snižujícím riziko muskuloskeletálního poškození. Dle studií (Halbertsma, Van Bolhuis, Goeken, 1996, pp. 668–682; Hartig, Henderson, 1999, pp. 173–176; Hreljac, Marshall, Hume, 2000, pp. 1635–1641) pak optimální rozsah pohybu v kloubu udržuje funkční stav. Protože funkční stav pohybového aparátu je zásadní pro kvalitně a efektivně vykonávaný pohyb, je optimální flexibilita jedním z faktorů ovlivňujících podaný výkon sportovců.

5.5 Svalová únava

Hypertonické svaly ve zkrácení se také vyznačují rychlejší unavitelností. V souvislosti s únavou je předpokládáno, že dochází ke změnám biomechanických a neuromuskulárních funkcí, které by mohly vést ke zvýšení rizika muskuloskeletálního zranění (Kellis, Liassou, 2009, pp. 210–220). Také Worrell a Perrin (1992, pp. 12–18) udávají, že únava je jedním z faktorů, který zvyšuje riziko zranění.

Neurosvalová únava je znatelná změnou EMG signálu zvýšením amplitudy a snížením charakteristické spektrální frekvence (Winter, 2005, Petrofsky, 1982, pp. 213–223). Mizrahi et al. (1997, p. 7) porovnával změny metabolických parametrů (respiračních plynů) značící nástup únavy a změny v EMG záznamu. V závěru své studie ale naopak uvádí, že EMG záznam nekoreloval s únavou.

Protože spektrální frekvence nebyla u svalové aktivity testovaných jedinců hodnocena, lze brát v úvahu pouze statisticky významné zvýšení aktivity m. biceps femoris a m. erector spinae bil. na konci pětiminutového běhu v druhém měření.

Noakes (2008, pp. 574–580) uvádí, že na konci závodu funguje určitá zpětná vazba, která reaguje na blížící se dokončení zátěže a umožní tedy organismu zasáhnout do jeho rezerv. Protože všichni běžci byli testováni v našem experimentu za neměnných a nezávodních podmínek, nelze tedy nejspíše zvýšení svalové aktivity jednotlivých svalů vysvětlit reakcí na blížící se konec pohybové zátěže.

Opakované zatížení vysoké intenzity může vést k vyčerpání intracelulárního glykogenu. Vzhledem k tomu, že glykogen je základní energetický zdroj pro glykolýzu a oxidativní fosforylaci, po jeho vyčerpání dochází k únavě. Intenzivní zátěž může vést také k nemetabolické únavě a slabosti v důsledku narušení vnitřní struktury působením velkých sil. Tento typ poškození, jak bylo popsáno již výše, je nejčastější po excentrické svalové činnosti (Green, 1997, pp. 247–256).

Green (1997, pp. 247–256) předpokládá, že zvýšená odolnost proti únavě je závislá na pečlivém řízení procesů, jejichž cílem je přizpůsobení excitace, kontrakce a cytoskeletálního a metabolického systému na zátěž. Respektive cílem je minimalizace změn v intracelulárním prostředí, které jsou způsobeny intenzivní činností.

Jedinci byli ale testováni pouhých 5 minut v poměrně malé rychlosti (8 km/hod) a subjektivní únavu neudávali ani na konci jednotlivých měření. Vzhledem ke svým pravidelným běžeckým tréninkům a fyzické trénovanosti se nedá tedy hovořit o intenzivní zátěži. Ale trvalá slabost (projev únavy) může být ihned zřejmá po zahájení pohybové činnosti v návaznosti na zátěž předchozích dnů nebo dokonce týdnů (Green, 1997, pp. 247–256). Protože během dvoutýdenního období mezi prvním a druhým měřením nebyla omezena tréninková zátěž, ani jiná fyzická činnost, je brzký nástup únavy možný.

Neuromuskulární únava ovlivňuje řízení motorické kontroly, reakční čas, pohybovou koordinaci a produkci svalové síly. Oddálení jejího nástupu během pohybové aktivity může být klíčové (Kellis, Liassou, 2009, pp. 210–220). Únava snižuje běžecký výkon, schopnost muskuloskeletálního systému absorbovat nárazy během dopadu končetiny v běhu a zvyšuje tak náchylnost k poranění (Verbitsky, 1998, pp. 300–311).

Změna svalové koaktivace m. quadricepsu a m. biceps femoris následkem neuromuskulární únavy vede k abnormální strategii při došlapu dolní končetiny a zvyšuje riziko zranění ligamentum cruciatum anterior (Padua et al., 2006, pp. 294–304; Abbey et al., 2010, pp. 159–170).

5.5.1 Vliv strečinku na svalovou únavu

Dynamický strečink před následným výkonem díky facilitačním účinkům na CNS zlepšuje koordinační schopnosti a svalovou kontrakci (Shrier, 2007, pp. 36–58; Smith, 1994, pp. 12–17). Ovlivňuje-li tedy primární celkové nastavení CNS před následným výkonem, je pak otázkou, bude-li se fyzická zátěž a její nároky na organismus projevovat stejně a ve stejný čas, respektive může-li strečink ovlivnit nástup svalové únavy.

Laur et al. (2003, pp. 163–170) ve výsledcích své studie uvádí malý, ale statisticky významný efekt statického strečinku na vnímání námahy během odporového posilování hamstringů. Další studie se spíše zabývají tím, zda strečink ovlivňuje svalovou aktivitu již unavených svalů.

Kuno-Mizumura (2009) zjišťoval efekt dynamického strečinku na svalovou únavu 11 sportujících žen pomocí analýzy EMG signálu. Všechny testované atletky prováděly izometrickou kontrakci 30 % MVC až do vyčerpání, poté následoval pětiminutový strečink. Minutu po protažení byla provedena další MVC.

EMG aktivita měřených svalů (m. triceps surae) během druhé MVC vykazovala znaky únavy (zvýšení amplitud EMG, snížení frekvence) u všech testovaných atletek, ale aktivita m. triceps surae dosahovala nižších hodnot u žen s dynamickým protažením. Vzhledem k výsledkům Kuno-Mizumura (2009) dochází k závěru, že dynamický strečink mírně ovlivňuje svalovou únavu úpravou neuromuskulární aktivity.

5.6 Vliv strečinku na flexibilitu a rozsah pohybů

Výsledky studií prokazující krátkodobé zvýšení flexibility po protažení především v souvislosti se statickým strečkem (Davis et al., 2005, pp. 81–83; deWeijer, Gorniak, Shamus, 2003, pp. 727–733; dePino, Weibright, Arnold, 2000, pp. 56–59). Další studie prokázaly, že tento efekt lze udržovat pravidelným protahovacím programem (Bandy, Iron, Briggler, 1998, pp. 295–300; Chan, Hong, Robinson, 2001, pp. 81–86; Reid, McNair, 2004, pp. 1944–1948). Méně studií je ale věnováno efektu dynamického strečinku na flexibilitu a ještě méně studií hodnotí pravidelné dlouhodobější protažení dynamickým strečkem. O'Sullivan, Murray a Sainsbury (2009, pp. 1–37) měřili ve své studii jedince na začátku experimentu, po aerobním rozeběhání, následně po strečinku (statickém nebo dynamickém) a po 15 minutové pauze. Ve své studii ukazují, že rozcvičení aerobního charakteru s poměrně nízkou intenzitou samo o sobě zvyšuje flexibilitu hamstringů. Rozsah pohybu (ROM) se výrazně zvýšil po statickém protažení po fázi warm-up. Naopak dynamický strečink snížil ROM po fázi warm-up, přesto ale dosažené ROM bylo vyšší, než na začátku experimentu. Dosažené ROM po statickém strečinku bylo výrazně vyšší, než ROM po strečinku dynamickém. Po 15 minutách došlo k prokazatelnému snížení ROM, přesto byly tyto naměřené hodnoty vyšší, než na začátku experimentu u obou typů strečinku. Je zajímavé, že tato hodnota získaná po těchto 15 minutách, byla během následujících 24 hodin relativně stejná. Naproti tomu dePino, Weibright, Arnold (2000, pp. 56–59) uvádí, že zvýšení flexibility po statickém strečinku přetrvává pouhé 3 minuty. Ve studii Forda a McChesneyho (2007, pp. 18–27) bylo zjištěno, že zvýšená pružnost hamstringů po protažení různými typy strečinku přetrvává 25 minut a žádnou z technik nelze označit za efektivnější.

Protože schopnost dobré relaxace je nutná pro následnou efektivní kontrakci, byla zařazena do experimentu metoda PIR ovlivňující svalový hypertonus přetížených svalových vláken. PIR využívá svalovou facilitaci a postfacilitačně indukovanou relaxaci. Lewit a Simons uvádí, že bolest přetížených hypertonických svalů a jejich zvýšenou tenzi vedoucí k dysfunkci lze zmírnit obnovením plné délky svalu (Lewit, Simons, 1984, pp. 452–456).

Sheard, Paine (2010, pp. 416–421) zjišťovali optimální intenzitu kontrakce během techniky PNF (kontrakce-relaxace) a PIR pro co největší zvýšení rozsahu

pohybu. Přestože největší zvýšení ROM bylo získáno po 65 % maximální volní izometrické kontrakce, signifikantní zvýšení ROM bylo dosaženo s použitím maximální i minimální síly, a tedy obě tyto techniky měly významný vliv na zvýšení flexibility.

Caplan et al. (2009, pp. 1175–1180) zkoumali vliv PNF strečinku a statického strečinku na biomechaniku sprintu. Očekávali, že se předpokládané navýšení ROM v kolenních a kyčelních kloubech odrazí v biomechanických parametrech běhu. Po pětítýdenním protahování hamstringů došlo ke zvýšení ROM v měřených kloubech a k prodloužení délky kroku jedinců v obou skupinách. Ale průběh PNF protažení zde nebyl více popsán.

Dle statistického vyhodnocení kineziologických testů 11 běžců po dvoutýdenním protahování došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot Thomayerovy zkoušky i k významnému zvětšení rozsahu pohybu kyčelních kloubů během pasivní flexe dolních končetin (Jandův test hodnotící zkrácení kolenních flexorů). Jedinci se před zahájením protahovacích cvičení dynamického charakteru a PIR rovněž lehce aerobně rozcvičovali. Lze tedy usuzovat, že z pravidelného a dlouhodobějšího hlediska kombinace dynamického strečinku a postizometrické relaxace zvyšuje flexibilitu po aerobním rozezhřátí. Efekt statického i dynamického strečinku po déletrvajícím programu potvrzuje i Bandy, Irion a Briggler (1998, pp. 295–300). Jejich výsledky studie šestitýdenního protahování se neliší od výsledků hodnotících okamžitý efekt těchto dvou strečinků – potvrzují, že statický strečink zvyšuje flexibilitu podstatně více nežli strečink dynamický (Chan, Hong, Robinson, 2001; pp. 81–86; Davis et al., 2005, pp. 27–32). Ovšem důležité je také to, že signifikantního navýšení hodnot rozsahu pohybu po několikátýdenním protahování nedosahuje pouze statický strečink, ale i strečink dynamický. Lze tedy usuzovat, že dynamický strečink může být efektivní metodou ovlivňující flexibilitu z okamžitého i dlouhodobého hlediska.

Vzhledem k tomu, že v experimentu byl kombinován dynamický strečink a PIR, nelze objektivně zhodnotit, která technika více ovlivnila rozsah pohybu a svalovou aktivitu. Zdá se však, že kombinace PIR a dynamického strečinku umožní navodit optimální relaxaci pro následnou efektivní kontrakci svalů.

5.6.1 Limity strečinku u hypermobilních jedinců

Dle Thomayerovy zkoušky již v prvním měření 7 jedinců z 11 testovaných dosáhlo negativních hodnot (negativní Thomayerova zkouška), dokonce 5 těchto jedinců položilo celou dlaň na zem a pouze u dvou jedinců byla hodnocena zkouška jako pozitivní. Průměrná hodnota měřená jako vzdálenost daktylionu od podložky byla -7 cm. Po dvoutýdenním pravidelném protahování dle brožury se tato hodnota průměrně navýšila o 2 cm. Je tedy spornou otázkou, zda je vhodné protažení u takto hypermobilních jedinců. Dle Jandy (2001, s. 5) by měly být protahovací cviky u těchto jedinců obecně kontraindikovány. Zároveň uvádí, že by aktivita měla být zaměřena vytrvalostním a posilovacím směrem.

Naopak Stackeová a Blažková uvádí, že ke zkracování svalů dochází i u hypermobilních jedinců, a proto by indikace protahovacích cvičení neměla být vyloučena, ale způsob jejich provedení by měl být modifikován (Stackeová, Blažková, 2009, s. 120–125). Doplnuje tak zahraniční autory, kteří uvádějí, že by aplikace protahovacích cviků měla být součástí péče o pacienty s hypermobilním syndromem, ale individuálně cílena pouze na svaly s tendencí ke zkrácení (Simpson, 2006, pp. 531–536; Russek, 2000, pp. 386–398).

Stackeová a Blažková dále uvádí, že za vhodnou techniku strečinku lze považovat postizometrickou relaxaci, která umožní dosáhnout svalové relaxace i bez dosažení krajní polohy v kloubu (Stackeová, Blažková, 2009, pp. 120–125). Vzhledem k tomu, že dle Jandy (2001, s. 3) je výskyt triggerpointů u hypermobilních jedinců častější, lze svalovou relaxaci po předchozí kontrakci považovat za vhodnou.

Snížená laxicita ligament (Keer, Simmonds, 2011, pp. 131–136) má za následek nejen zvětšení rozsahu kloubní pohyblivosti, ale hlavně zhoršení statické kloubní stability, která může vést k většímu riziku zranění a k postižení kloubů, svalů a měkkých tkání (Konopinski, Jones, Johnson, 2012, pp. 763–769; Smith et al., 2005, pp. 628–663). Jiné studie ale zvýšené riziko zranění u hypermobilních jedinců nepotvrzují (Pacey, et al. 2010, pp. 1487–1497).

Jednotlivá cvičení by neměla být aplikována za cílem zvětšit rozsah pohybu v kloubu, který je už i tak za hranicí normy, ale spíše tonizovat svalovou tkáň a optimalizovat svalové napětí. Protože zlepšit kvalitu vazivové tkáně není možné,

musí být svalový systém udržován v maximálně funkčním stavu (Stackeová, Blažková, 2009, s. 120–125).

Janda (2001, s. 5) uvádí, že švihové pohyby by měly být u hypermobilních jedinců kontraindikovány. Protože balistický strečink je švihového charakteru (Covert et al., 2010, pp. 3008–3014) a neumožňuje kontrolovat průběh pohybu a výrazně zvětšuje rozsah pohybu v kloubu (Covert et al., 2010, pp. 3008–3014), lze jej považovat za nevhodný pro hypermobilní jedince. Naopak dynamický strečink dle studií nemá tak výrazný vliv na zvětšení rozsahu pohybu v kloubu např. v porovnání s efektem dosaženým statickým strečinkem (Jiao, Fan, Tian, 2009, p 1, Davis et al., 2005, pp. 27–32). Přihlédneme-li ještě k tomu, že při dynamickém strečinku nedochází k poklesu svalového napětí po předchozí aerobní fázi a také k faktu, že má facilitující účinek na CNS (Smith, 1994, pp. 12–17), pak by správné a kontrolované provedení dynamického strečinku (s důrazem na plynulost a koordinaci) mohlo vhodně doplnit relaxační postizometrii.

5.6.2 Vliv strečinku na silový výkon

Dle studií, jak již bylo uvedeno výše, dynamický strečink zlepšuje výkon (Saoulidis et al., 2010). Fletcher a Jones (2004, pp. 885–888) uvádí, že přestože příčina zlepšení výkonnosti není úplně jasná, může být tento aspekt spojován se zlepšením koordinace pohybu. Úroveň koordinačních schopností závisí na procesech řízení, regulaci pohybu a jeho variabilitě (anonymous, 2010; Bartlett, Wheat, Robins, 2007, pp. 224–243). Změny vedoucí k efektivnějšímu a koordinovanějšímu pohybu do značné míry souvisí s motorickým učením a adaptací na zátěž (Krobot, Kolářová, 2011, s. 40). Zlepšení výkonu může souviset také s předchozí zkušeností, jež byla získána provedením specifických pohybových vzorů (tedy prvků dynamického strečinku). Rychlejší nábor motorických jednotek synergistických svalů (Krobot, Kolářová, 2011, s. 40), který vede ke koordinaci v důsledku opakování činnosti, se pak mohl projevit v následující aktivitě a může tak potencovat výkon (Fletcher, Jones, 2004, pp. 885–888).

Shrier (2007, pp. 36–58) také uvádí, že mechanismus, kterým dynamický strečink zvyšuje výkon, může být vysvětlen ovlivněním centrálního nervového

systemu s následným zlepšením svalové kontrakce a koordinace a snížením únavy díky aktivitám ve warm-up fázi.

Protože je možné definovat instabilitu (vázanou na laxicitu vaziva) jako poruchu koordinace (anonymous, 2007, s. 828–834), je ovlivnění tohoto parametru zásadní.

Z testů hodnotících hypermobilitu byla provedena pouze Thomayerova zkouška, další testy nebyly pro účel této práce potřebné. Z tohoto důvodu nelze jednoznačně označit testované jedince za hypermobilní. Rovněž není 100% možné vyloučit, zda jedinci nemohli být ovlivněni léky ovlivňující svalový tonus. I když byl vyloučen nejvíce ovlivňující faktor mezi léčivy, myorelaxancia (vzhledem k tomu, že byla zjišťována anamnéza s důrazem na pohybový aparát), nelze tak snadno vyloučit běžně užívané nesteroidní antirevmatika, nebo antidepresiva, která svalový tonus snižují (Janda, 2001, s. 2).

Také se zdá, že Thomayerova zkouška nebyla dostatečně specifickým testem. Dle Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů dosáhli sportovci v prvním měření hodnot mírné subnormy – pásma malého zkrácení, po dvoutýdenním pravidelném protahování se posunuli do pásma normy.

5.7 Přínos pro praxi

Schopnost nervového systému aktivovat a koordinovat agonisty, synergisty a antagonisty se zdá být nezbytná pro optimální provedení pohybu. Díky často vysoké intenzitě zátěže u sportovců dochází k vysokofrekvenčnímu náboru svalových vláken a motorických jednotek v řadě synergistických svalů, proto jsou jejich možnosti kompenzační strategie k udržení výkonu značně omezené (Green, 1997, pp. 247–256).

Z tohoto důvodu je optimalizace svalové aktivity během dynamické činnosti klíčovým úkolem ve warm-up fázi před vlastním tréninkem nebo závodem. Zdá se, že kombinace facilitačního dynamického strečink a relaxační postizometrické metody může poskytnout optimální strategii pro podporu intramuskulární a intermuskulární koordinace a zlepšit funkční výkon.

Dynamický strečink a jeho vliv na aktivitu svalů je ve velké míře hodnocen studiiemi z hlediska okamžitého účinku na výkonnostní parametry sportovců.

Vzhledem k signifikantnímu zvýšení ROM dle vybraných kineziologických testů a především vzhledem ke změnám EMG aktivity mm. biceps femoris a mm. erector spinae po dvoutýdenním protahování nemusí být dynamický strečink vnímán jen jako prostředek pro zlepšení bezprostředního výkonu, ale jako technika ovlivňující svalovou aktivitu i v delším časovém horizontu. Pravidelné protažení kombinací facilitačního dynamického strečinku a postizometrické relaxace může být efektivní metodou k optimalizaci svalového napětí.

5.8 Limity práce

5.8.1 Hodnocení běhu na běžícím pásu

Běh na běžícím pásu poskytuje minimálně pro vědecké a kinematické analýzy nespočet výhod. Nezávislost na počasí, neměnné klima, dostupnost snímací a video aparatury a především standardizace parametrů a podmínek. Dle studií se však zdá, že běh v přirozeném prostředí a běh na běžícím pásu, který je jeho umělou variantou, se může lišit.

Vogt, Pfeifer, Banzer (2002, pp. 162–165) ve své studii prokazují téměř srovnatelné pohybové vzory v přirozené chůzi a v chůzi na pásu s výjimkou pohybu v sagitální rovině. Vezmeme-li v úvahu, že m. biceps femoris a m. erector spinae jsou součástí myofasciálního řetězce (SBL), jenž zprostředkovává pohyb v sagitální rovině během lokomoce (Myers, 2009, p. 89), pak nemůžeme 100% vyloučit, že nedochází k ovlivnění tohoto parametru i v běhu. Vogt, Pfeifer, Banzer (2002, pp. 162–165) rovněž dále uvádí, že při opakovaném měření byly zjištěny významné rozdíly v délce krokového cyklu a snížení oscilačních amplitud pánve a amplitud v horních lumbálních segmentů v sagitální i frontální rovině.

Ale snížení pohybu mezi pánví a trupem je rovněž nalézáno u pacientů s LBP (a dokonce i u bezbolestných pacientů s anamnézou LBP v minulosti) (Seay, VanEmmerik, Hamil, 2011, pp. 1070–1079), pro které je také typická vyšší aktivita mm. erector spinae. Mohla by pak u zdravých jedinců snížená pohyblivost lumbopelvickeho komplexu souviset s vyšší aktivitou mm. erector spinae?

Také Schache et al. (2001, pp. 667–680) hodnotící kinematiku lumbopelvicke oblasti v běhu na pásu a v přirozených podmínkách uvádí, že je signifikantní rozdíl v extenzi lumbální páteře během běhu na pásu a v přirozených podmínkách.

Wank, Frick a Schmidtbleicher (1998, pp. 455–461) popisují signifikantní změny kinematiky v běhu na treadmillu: nižší vertikální výchylky, menší úhel mezi podrážkou a povrchem během došlapu, snížení délky kroků a naopak zvýšení krokové frekvence a zkrácení kontaktní doby s povrchem. Tyto změny ale nepovažují za zásadní.

Minetti et al. (2003, pp. 838–843) zjišťovali rychlost maximální spontální chůze a rychlost, ve které jedinec spontánně přechází do běhu na běžecím pásu. Protože výsledná hodnota průměrné maximální rychlosti chůze byla $7,2 \pm 0,72$ km/hod a průměrná minimální rychlost běhu $8,28 \pm 1,08$ km/hod, považují Minetti et al. (2003, pp. 838–843) nižší rychlost než 8,1 km/hod pro běh za nepřirozenou a umělou.

Vzhledem k tomu, že jedinci běželi v umělých podmínkách na běžícím pásu a že stanovená rychlost běhu 8 km/hod byla dle výše uvedených kritérií hraniční, musíme vzít v úvahu, že i tyto faktory mohly do jisté míry ovlivnit pohybový projev testovaných jedinců. Samozřejmě, obě měření probíhala za stejných podmínek a měla by být tedy porovnatelná, nicméně většina testovaných jedinců na běžícím pásu běžně neběhá. Zvláště v prvním měření běžci subjektivně pozorovali rozdíl v běhu na pásu a v přirozených podmínkách. Proto druhé měření po dvou týdnech mohlo být ovlivněno zkušeností z prvního měření.

Lokomoční projev, včetně jeho rychlosti, je značně individuální pro každého jedince a může mít vliv na výsledný signál povrchové elektromyografie. Je tedy otázkou, zda předem stanovaná rychlost opravdu poskytuje stejné výchozí podmínky pro každého testovaného jedince.

5.8.2 Nehodnocená aktivita m. gluteus maximus a svalová únava

M. erector spinae a m. biceps femoris nejsou jediné svaly aktivující se při extenzi dolní končetiny a důležitou, respektive hlavní úlohu by zde měl zastávat m. gluteus maximus. Bilaterální snímání aktivity m. gluteus během běhu u testovaných probandů by tedy bylo vhodné a žádoucí. Slabý m. gluteus maximus může zvýšit zatížení hamstringů a mm. erectorů spinae především během sprintu (Hodges, 2000, 243–253)

přes již zmíněný SBL. Přestože testování běžci běželi poměrně malou rychlostí (8 km/hod.), nelze zjistit, jakou aktivitu vykazovaly gluteální svaly v prvním a druhém měření a zda zvýšená aktivita mm. erector spinae v prvním měření nemohla být ovlivněna i nedostatečnou aktivitou gluteálních svalů. Rovněž nebyl vyhodnocován timing těchto výše zmíněných svalů a není tedy možné hodnotit případnou změnu v časové souslednosti aktivace jednotlivých svalů.

Elekromyografická aktivita mm. biceps femoris dosahovala ve druhém měření signifikantně vyšších hodnot. Dle Macaluso et al. (2000) tyto změny v amplitudě EMG signálu mohou ukazovat na změny související s efektivním tréninkem. Protože nebyla vyhodnocována frekvence elektromyografického signálu, nelze však ani 100% vyloučit svalovou únavu, která se dle Wintera (2005) a Petrofsky (1981, pp. 545–550) projeví rovněž zvýšenou amplitudou a posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím.

Vzhledem k faktu, že povrchová elektroda snímá celkovou elektrickou aktivitu v dané lokalitě, je možnost falešných či nespecifických vstupů velmi pravděpodobná. Autoři se přiklání k názoru, že tato technika nemusí vždy poskytnout dostatečně validní informace pro další detailní analýzu (Winter, 2005).

5.8.3 Variabilita lokomočního pohybu

Přestože je lokomoční pohyb druhově specifický, je chůze i běh inter- a intraindividuálně odlišný a variabilní (Véle, 2006, s. 350). Variabilita je natolik široká, že i po mnohaletém tréninku optimální techniky ani elitní sportovci nereprodukuje stejné pohybové vzory, jak by se dalo očekávat. Pro hodnocení a analýzu pohybových vzorů tato variabilita není optimální, pro každého jedince je naopak funkční a zásadní. Umožňuje adaptaci na zevní podmínky a usnadňuje koordinační procesy (Bartlett, Wheat, Robins, 2007, pp. 224–243). I přes standardizace podmínek testování není možné potlačit jedinečnost pohybového projevu.

5.8.4 Limity snímání svalové aktivity

Snímání EMG aktivity během aerobního dynamického pohybu se ukázalo jako problematické, nejen vzhledem k odlepování elektrod (způsobené pocením jedinců) a jejich krátké životnosti. Protože sběr elektromyografických signálů neprobíhal bezdrátovou technologií, bylo nutné zajistit drátové propojení elektrod s elektromyografiem tak, aby byla zajištěna co největší eliminace artefaktů. Také aby nedocházelo k ovlivnění pohybového stereotypu, bylo nutné elektromyograf během běhu držet vyšetřujícími. Z těchto důvodů by bylo výhodnější použít bezdrátové snímání EMG aktivity.

ZÁVĚR

Práce byla zaměřena na posouzení vlivu dynamického strečinku a postizometrické relaxace na svalovou aktivitu během běhu u běžců. Vzhledem k tomu, že většina studií hodnotí okamžitý efekt dynamického strečinku na výkonnostní parametry, hodnotili jsme svalovou aktivitu před a po pravidelném dvoutýdenním protahování dynamickým strečinkem a postizometrickou relaxací během pětiminutového běhu.

Statisticky významné zvýšení hodnot Thomayerovy zkoušky i zvětšení rozsahu pohybu kyčelních kloubů testovaných běžců během pasivní flexe dolních končetin (Jandův test hodnotící zkrácení kolenních flexorů) odráželo protažení svalů a navýšení flexibility. To se ukázalo jako efektivní pro svalovou kontrakci elektromyograficky snímaných svalů.

Vzhledem k funkční souvislosti testovaných svalů ukazuje nárůst aktivity mm. biceps femoris a naopak pokles aktivity mm. erector spinae na začátku a na konci pětiminutového běhu změnu v zapojení synergistických svalů a změnu hybného projevu.

Výkon sportovce je závislý na ekonomicky vykonávaném pohybu. Proto zlepšení svalové koaktivace a koordinace efektivnějším zapojením mm. biceps femoris a naopak snížením často přetížených mm. erector spinae je žádoucí změnou a predikcí pro efektivní silový výkon.

Výsledky ukázaly, že pravidelné dvoutýdenní protahování zvyšuje flexibilitu a stimuluje a připravuje neuromuskulární systém na pohybovou aktivitu. Snížení svalové tuhosti také dle studií minimalizuje riziko sportovního poranění. Strečink lze proto považovat za nepostradatelnou součást tréninku nutnou k dosažení adekvátních výkonů sportovců. A to nejen z hlediska bezprostředního efektu na následný silový výkon, ale i z hlediska pravidelného dlouhodobého protažení na aktivitu vytrvalostního charakteru.

Facilitační dynamický strečink a metoda postizometrické relaxace se jeví jako efektivní kombinace protažení sportovců pro optimalizaci svalového napětí v průběhu dynamického pohybu a během sportovního výkonu.

REFERENČNÍ SEZNAM

ABBEY, C. T. et al. 2010. Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 2010, vol. 26, no. 2, pp. 159–170. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20498487>.

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

ADLER, S. S., BECKERS, D., BUCK, M. 2008. *PNF in practice: An illustrated guide*. 3rd ed. Heidelberg: Springer, 2008. 299 pp. ISBN 978-3-540-73901-2.

World Wide Web:

http://books.google.co.il/books?id=NYvQeja_UGwC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false.

AGRE, J. C. 1985. Hamstring injuries: proposed etiological factors, prevention, and treatment. *Journal of Sport Medicine*. 1985, vol. 2, pp. 21–33.

AKESON, W. H., AMIEL, D., WOO, S. 1980. Immobility effects on synovial joints: The pathomechanics of joint contracture. *Journal of Biorheology*. 1980, vol 17, no. 1, pp. 95–110.

ALTER, M. J. 2004. *Science of flexibility*. 2004. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004. 355 pp. ISBN 978-0-7360-4898-9. http://books.google.cz/books?id=3pPAWd1PW2sC&pg=PA24&hl=cs&source=gbs_selected_pages&cad=3#v=onepage&q&f=false.

ALTER, M. J. *Strečink: 311 protahovacích cviků pro 41 sportů*. 1. vyd. Praha: Grada, 1998. 232 s. ISBN 80-716-9763-X.

ANDERSEN, J. C. 2005. Stretching before and after exercise: effect on muscle soreness and injury risk. *Journal of Athletic Training*. 2005, vol. 40, no. 3, pp. 21–220.

ANDERSON, B. A., BURKE, E. R. 1991. Scientific, Medical, and Practical Aspects of Stretching. *Clinics in Sports Medicine*. 1991, vol. 10, no. 1, pp. 63–86. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/2015647?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

Anonymous. 1993. Incidence and Severity of Injury Following Aerobic Training Programs Emphasising Running, Racewalking, or Step Aerobics. 1993. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. vol, 25, no. 5, p. S81, 1993.

Anonymous, 2010. Koordinační schopnosti. In: *Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta Pedagogická: Katedra tělesné a sportovní výchovy* [online]. 2010 [cit. 2013-03-08]. Dostupné z: <http://tv1.ktv-plzen.cz/teorie-telesnych-cviceni/pohybove-schopnosti/koordinacni-schopnosti.html>.

Anonymous, 2007. Velké interdisciplinární - Intelektové poruchy, instabilita, syndromy v geriatrii. In: *Mladá fronta zdravotnické noviny ZDN: Postgraduální medicína* [online]. [cit. 2013-05-02]. č. 8, 2007. s. 828-834.
<http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/velke-interdisciplinari-intelektove-poruchy-instabilita-syndrom-323585>.

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

ARNASON, A. et al. 2008. Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2008, vol. 18, no. 1, pp. 40–48. World Wide Web:
<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0838.2006.00634.x/full>.

ARNASON, A. et al. 2008. Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2008, vol. 18, no. 1, pp. 40–48. World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/17355322?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

ASMUSSEN, E., BONDE-PETERSON, F., JORGENSON, K. 1976. Mechano-elastin properties of human muscles at different temperatures. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1976, vol. 96, pp. 86–93.

AVELA, J., KYRÖLÄINEN, H., KOMI, P. V. 1999. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*. 1999, vol. 86, pp. 1283–1291.

BAECHLE, T., EARLE, R. 2008. *Essentials of Strength Training and Conditioning*. 3rd Ed. Hardback, 2008. 656 pp. ISBN 13: 9780736058032. World Wide Web:
<http://books.google.cz/books?id=rk3SX8G5Qp0C&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>.

BANDY, W. D., IRON, J. M. 1994. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*. 1994, vol. 74, no. 9, pp. 845–850.

BANDY, W. D., IRON, J. M., BRIGGLER, M. 1997. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*. 1997, vol. 77, no. 10, pp. 1090–1096.

BANDY, W. D., IRION, J. M., BRIGGLER, M. 1998. The Effect of Static Stretch and Dynamic Range of Motion Training on the Flexibility of the Hamstring Muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1998, vol. 27, no. 4, pp. 295–300.
World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9549713?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

BANDY, W. D., NELSON, R. T. 2004. Eccentric training and static stretching improve hamstring flexibility of high school males. *Journal of Athletic Training*. 2004, vol. 39, no. 3, pp. 254–258.

BANDY, W. D., SANDERS, B. 2001. *Therapeutic Exercise: Techniques for Intervention*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 458 pp. ISBN 07-817-9080-8.

BARTLETT, R., WHEAT, J., ROBINS, M. 2007. Is movement variability important for sports biomechanists? *Sport Biomechanics*. 2007, vol. 6, no. 2, pp. 224–243.

BECKETT, J. R. et al. 2009. Effects of static stretching on repeated sprint and change of direction performance. *Medicine & Science in Sports & exercise*. 2009, vol. 41, no. 2, pp. 444–450.

BEEDELE, B. et al. 2008. Pretesting static and dynamic stretching does not affect maximal strength. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, pp. 1838–1843.

BEHM, D. G. et al. 2004a. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, vol. 36, pp. 1397–1402.

BEHM, D. G. 2004b. Force maintenance with submaximal fatiguing contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2004, vol. 29, pp. 274–290.

BEHM, D. G. et al. 2006. Flexibility is not related to stretch-induced deficits in force or power. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2006, vol. 5, pp. 33–42.

- BEHM, D. G., BUTTON, D. C., BUTT, J. C. 2001. Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2001, vol. 36, pp. 261–272.
- BEHM, D. G., CHAOUACHI, A. 2011. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2011, vol. 111, no. 11, pp. 2633–2651. DOI 10.1007/s00421-011-1879-2. World Wide Web: http://www.researchgate.net/publication/50272304_A_review_of_the_acute_effects_of_static_and_dynamic_stretching_on_performance.
- BEHM, D. G., KIBELE, A. 2007. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2007, vol. 101, pp. 587–594.
- BERGH, U., EKBLÖM, B. 1979. Influence of muscle temperature on maximal strength and power output in human muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1979, vol. 107, pp. 332–337.
- BERNING, J. M. et al. 2010. Effect of weighted jump warm-up on vertical jump in Division II Male basketball players. Presentation 1702 at the 2010 Annual Meeting of the American College of Sports Medicine, Baltimore, Maryland, 2010.
- BOOTH, F. W., GOULD, E. W. 1975. Effects of training and disuse on connective tissue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 1975, vol. 3, pp. 83–112.
- BRODOWICZ, G. R., WELSH, R. WALLIS, J. 1996. Comparison of stretching with ice, stretching with heat, or stretching alone on hamstring flexibility. *Journal of Athletic Training*. 1996, vol 31, pp. 324–327.
- BURKETT, L. N. 1970. Causative factors in hamstring strains. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1970, vol. 2, pp. 39–42.
- BURKETT, L. N. 1971. Cause and prevention of hamstring pulls. *Journal of Athletic Training*. 1971, vol. 5, p. 34.
- BUTLER D. L. et al. 1979. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 1979, vol. 6, p. 126.
- BUZKOVÁ, K. 2006. *Strečink: 240 cvičení pro dokonalé protažení celého těla*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006. 219 s. ISBN 80-247-1342-X.

- CAMERON, M., ADAMS, R., MAHER, C. 2003. Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australian football. *Physical Therapy in Sport*. 2003, vol. 4, pp. 159–166.
- CAPLAN, N. et al. 2009. The effect of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretch training on running mechanics. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009, vol 23, no. 4, pp. 1175–1180.
- CLIPPINGER-ROBERTSON, K. 1988. Understanding contraindicated exercises. *Dance Exercise Today*. 1988, vol. 6, no. 1, pp. 57–60.
- CORBIN, C. B., NOBLE, L. 1980. Flexibility: A major component of physical fitness. *Journal of Physical Education and recreation*. 1980. vol. 51, no. 6, pp. 23–60.
- CORNELIUS, W. J. 1985. The effective Way. *Journal of National Strength & Conditioning Association*. 1985, vol. 7, no. 3, pp. 62–64.
- CORNELIUS, W. J., HINSON, M. M. 1980. The relationship between isometric contractions of hip extensors and subsequent flexibility in males. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 1980, vol 20, pp. 75–80.
- CORNWELL, A., NELSON, A. G. 1997. The acute effects of passive stretching on active musculotendinous stiffness. *Medicine & Science in Sport & Exercise*. 1997, vol. 29, p. 281.
- CORNWELL, A., NELSON, A. G., SIDAWAY, B. 2002. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *European Journal of Applied Physiology*. 2002, vol. 86, pp. 428–434.
- COVERT, C. A. et al. 2010. Comparison of ballistic and static stretching on hamstring muscle length using an equal stretching dose. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010, vol. 24, no. 11, pp. 3008–3014.
- CRAMER, J. T. et al. 2004. Acute effects of static stretching on peak torque in women. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004, vol. 18, pp. 236–241.
- CROSS, K. M, WORRELL, T. W. 1999. Effects of a Static Stretching Program on the Incidence of Lower Extremity Musculotendinous Strains. *Journal of Athletic Training*. 1999, vol. 34, no. 1, 11–14 pp. World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1322867/?tool=pubmed>.
- DARTNALL, T. J., NORDSTROM, M. A., SEMMLER, J. G. 2008. Motor unit synchronization is increased in biceps brachii after exercise-induced damage to elbow

flexor muscles. *Journal of Neurophysiology*. 2008, vol. 99, pp. 1008–1019. World Wide Web:

http://jn.physiology.org/content/99/2/1008.abstract?ijkey=c4bc7bcf22bda8e6bebb93c4ff8ac4287cc2566d&keytype2=tf_ipsecsha.

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

deLUCA, C. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997, vol. 13, pp. 1-38.

dePINO, G., WEBRIGHT, W., ARNOLD, B. 2000. Duration of maintained hamstring flexibility after cessation of an acute static stretching protocol. *Journal of Athletic Training*. 2000, vol. 35, no. 10, pp. 56–59. World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323439/?tool=pubmed>.

deVRIES, H. A. 1974. *Physiology of Exercise for physical education and athletics*. 1974. Dubuque, IA: Brown, 1974.

deWEIJER, V. C., GORNIK, G. C., SHAMUS, E. 2003. The Effect of Static Stretch and Warm-Up Exercise on Hamstring Length Over the Course of 24 Hours. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003, vol. 33, no. 12, pp. 727–733. World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14743986?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

DOBEŠ, M., MICHKOVÁ, M. 1997. *Učební text k základnímu kurzu diagnostiky a terapie funkčních poruch pohybového aparátu: (měkké a mobilizační techniky)*. 1. vyd. Havířov: DOMIGA, 1997. 72 s. ISBN 80-902-2221-8.

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

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.

ENOKA, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. 3rd ed. Champaign: Human Kinetics, 2002. 556 s. ISBN 07-360-0251-0. World Wide Web:
http://books.google.cz/books?id=2JI04kdV9isC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false.

ETNYRE, B. R., ABRAHAM, L. D. 1986. Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1986, vol. 65, no. 4, pp. 189–196.

EVETOVICH, T. K. et al. 2003. Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *Journal of Strength & Conditioning research*. 2003, vol. 17, pp. 484–488.

FAIGENBAUM, A. D. 2005. Acute effects of different warm-up protocols on fitness performance in children. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005, vol. 19, pp. 376–381.

FAIGENBAUM, A. D. et al. 2006. Dynamic warm-up protocols, with and without a weighted vest, and fitness performance in high school female athletes. *Journal of athletic training*. 2006, vol. 41, no. 4, pp. 357–363.

FEDORYK D. 2000. Hip extension and abduction dysfunction. *Journal of Sports Chiropractic & Rehabilitation*. 2000, vol. 14, no. 2, pp 29–33.

FELICI, E. 2004. Applications in exercise physiology. In *Electromyography: Physiology, Engineering and non-invasive applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004. pp. 381–358. ISBN 0-471-67580-6.

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

FLETCHER, I. M., ANNESS, R. 2007. The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty meter sprint performance in track and field athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007, vol. 21, no. 3, pp. 784–787.

FLETCHER, I. M., JONES, B. 2004. The effect of different stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004, vol. 18, no. 4, pp. 885–888.

FORD, P., McCHESNEY, J. 2007. Duration of Maintained Hamstring ROM Following Termination of Three Stretching Protocols. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2007, vol. 16, pp. 18–27.

FOREMAN, T. K. et al. 2006. Prospective studies into the causation of hamstring injuries in sport: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*. 2006, vol. 7, pp. 101–109.

FOWLES, J. R., SALE, D. G., MacDOUGALL, J. D. 2000. Reduced strength after passive stretch of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*. 2000, vol. 89, no. 3, pp. 1179–1188.

FRYER, G., MORRIS, T., GIBBONS, P. 2004. Paraspinal muscles and intervertebral dysfunction: part one. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2004, vol. 27, no. 4, pp. 267–274. World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15148466>.

GADE, C. 1993. Strategie Planning: Mayo faces changing times with an unchanged focus: the patient. *Mayo Alumni*. 1993, vol. 29, no. 2, pp. 4–13.

GAJDOSIK, R. L. 2001. Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 16, no. 2, pp. 87–101. ISSN 02680033. DOI 10.1016/S0268-0033(00)00061-9. World Wide Web:
<http://www.mendeley.com/research/passive-extensibility-skeletal-muscle-review-literature-clinical-implications/#>.

GAJDOSIK, R. L. et al. 2005. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2005, vol. 20, no. 9, pp. 973–983. ISSN 02680033. DOI 10.1016/j.clinbiomech.2005.05.011. World Wide Web:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003305001233>.

GAJDOSIK, R. L., GIULIANI, C. A., BOHANNON, R. W. 1990. Passive compliance and length of the hamstring muscles of healthy men and women. *Clinical Biomechanics*. 1990, vol. 5, pp. 23–29.

GARRETT, W. E., CALIFF, J. C., BASSETT, F. H. 1984. Histochemical correlates of hamstring injuries. *The American Journal of Sports Medicine*. 1984, vol. 12, pp. 98–103.

GAZENDAM, M. G. J, HOF, L. 2007. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & Posture*. 2007, vol. 25, pp. 604–614.

GELEN, E. 2010. Acute effects of different warm-up methods on sprint, slalom dribbling, and penalty kick performance in soccer players. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010, vol. 24, pp. 950–956.

GLEIM, G. W., McHUGH, M. P. 1997. Flexibility and its Effects on sports injury and Performance, review. *Sports Medicine*. 1997, vol. 24, no. 5, pp. 289–299.

GRAHAME, R., JENKINS, J. M. 1972. Joint hypermobility—asset or liability? A study of joint mobility in ballet dancers. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1972, vol. 3, pp. 109–111.

GREEN, H. J. 1997. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *Journal of Science & Medicine in Sport*. 1997, vol. 15, no. 3, pp. 247–256. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=GREEN%2C+H.+J.+1997.+Mechanisms+of+muscle+fatigue+in+intense+exercise>.

GREMION, G. 2005. The effect of stretching on sports performance and the risk of sports injury: A review of the literature. *Schweizerische Zeitschrift für Medizin und Traumatologie*. 2005, vol. 53, no. 1, pp. 6–10.

GUISSARD, N., DUCHATEAU, J., HAINAUT, K. 1988. Muscle stretching and motoneuron excitability. *European Journal of Applied Physiology*. 1988, vol. 58, pp. 47–52.

GUISSARD, N., DUCHATEAU, J., HAINAUT, K. 2001. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research*. 2001, vol. 137, pp. 163–169.

HALBERTSMA, J. P. K. et al. 2001. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2001, vol. 82, pp. 232–238. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11239316>.

HALBERTSMA, J. P. K. et al. 1999. Repeated passive stretching: Acute effects on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1999, vol. 80, pp. 407–414.

HARBERTSMA, J. P. K., VAN BOLHUIS, A. L., GOEKEN, L. N. H. 1996. Sport stretching: Effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1996, vol. 77, pp. 688–692.

HARTIG, D., HENDERSON, D. 1999. Increasing Hamstring Flexibility Decreases Lower Extremity Overuse Injuries in Military Basic Trainees. *American Journal of Sports Medicine*. 1999, vol. 27, no. 2, pp. 173–176. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/10102097?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrctn> <http://ajs.sagepub.com/content/27/2/173.full.pdf+html>.

HARVEY, L., HERBERT, R. D., CROSBIE, J. 2002. Does stretching induce lasting increases in joint ROM? A systematic review. *Physiotherapy Research International*. 2002, vol. 7, no. 1, pp. 1–13.

- HERDA, T. J. et al. 2008. Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, pp. 809–817.
- HIGDON, H. 2005. *Marathon: the ultimate training guide*. 3rd ed. Emmaus, Penn.: Rodale, 2005. 369 pp. ISBN 15-948-6199-4. World Wide Web: <http://books.google.cz/books?id=J2q8mxzw6IsC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>.
- HILLEBRECHT, M., NIEDDERER, F. 2006. Lassen sich Leistungseinbussen bezüglich der Reaktivkraft nach statischem Dehnen aufheben? *Sportwissenschaft*. 2006, vol. 36, no. 3, pp. 306–320.
- HILLEBRECHT, M., ROBIN, O., BÖCKMANN, S. 2007. Trainingswissenschaft und -lehre - Reduzieren sich Sprintleistungen nach statischem Dehnen? *Leistungssport*. 2007, vol. 37, no. 6, pp. 12–16.
- HODGES, P. W. 2000. The Role of Motor System in Spinal Pain: Implication for Rehabilitation of the Athlete Following Lower Back Pain. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2000, vol. 3, no. 3, pp. 243–253.
- HODGSON, M., DOCHERTY, D., ROBBINS, D. 2005. Post-activation potentiation: Underlying physiology and implications for motor performance. *New Zealand Journal of Sports Medicine*. 2005, vol. 35, no. 7, pp. 585–595.
- HOLT, B. W., LAMBOURNE, K. 2008. The impact of different warm up protocols on vertical jump performance in male collegiate athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, no. 1, pp. 226–229.
- HOLT, L. E., TRAVIS, T. M., OKIA, T. 1970. Comparative study of three stretching techniques. *Perceptual & Motor Skills*. 1970, vol. 31, pp. 611–616.
- HOSKINS, W. T., POLLARD, H. P. 2005. Hamstring injury management – Part 2: Treatment. *Manual Therapy Journal*. 2005, vol. 10, pp. 180–190.
- HOUGH, P. A., ROSS, E. Z., HOWATSON, G. 2009. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009, vol. 23, pp. 507–512.

HOUSTON, M. E., GRANGE, R. W. 1990. Myosin phosphorylation, twitch potentiation, and fatigue in human skeletal muscle. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*. 1990, vol. 68, pp. 908–913.

HRELJAC, A., MARSHALL, R. N., HUME, P. A. 2000. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2000, vol. 32, pp. 1635–1641.

HUME, P. A. et al. 2004. *Rhythmic Gymnastics Developmental Assessment Programme (RG DAP) Testing Manual*. Auckland: Institute of Sport and Recreation Research New Zealand. 2004.

CHAN, S. P., HONG, Y., ROBINSON, P. D. 2001. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. *Scandinavian Journal of Medicine & Science In Sports*. 2001, vol. 11, no. 2, pp. 81–86. World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/11252465?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

CHAOUACHI, A. et al. 2010. Effect of warm-ups involving static or dynamic stretching on agility, sprinting, and jumping performance in trained individuals. *Journal of strength & Conditioning Research*. 2010, vol. 24, no. 8, pp. 2001–2011.

CHRISTENSEN, C. S. 1972. Strength, the common variable in hamstring strain. *Athletic Trainer*. 1972. vol. 7, pp. 36–40.

CHURCH, J. B. et al. 2001. Effect of warm-up and flexibility treatments on vertical jump performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2001, vol. 15, pp. 332–336.

IASHVILI, A. V. 1983. Active and passive flexibility in athletes specializing in different sports. *Soviet Sports Review*. 1983, vol. 18, no. 1, pp. 30–32.

INMAN, V. T., RALSTON, H. J., TODD, F. 1981. *Human walking*. Baltimore (MD): Williams & Wilkins, 1981.

JAGGERS, J. R. 2008. The acute effects of dynamic and ballistic stretching on vertical jump height, force, and power. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, pp. 1844–1849.

JANDA, V. 2001. Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně [online]. 2001 [cit. 2011-01-02]. Léčebné standardy. <http://www.cls.cz/dokumenty2/os/r111.rtf>.

JANURA, M. 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.

JIAO, H. S., FAN, Z. Q., TIAN, W. 2009. A comparative Research on Effect of Static and Dynamic Stretching Improving Flexibility. *Journal of Beijing Sport University*. 2009, vol. 32, no. 2, p. 1. ISSN 10073612.

JÖNHAGEN, S., NÉMETH, G., ERIKSSON, E. 1994. Hamstring Injuries in Sprinters – The Role of Concentric and Eccentric Hamstring Muscle Strength and Flexibility. *American Journal of Sports Medicine*. 1994, vol. 22, no. 2, pp. 262–266.

KEENAN, M. A., HAIDER, T. T., STONE, L. R. 1990. Dynamic elektromyography to asses elbow spasticity. *Journal of Hand Surgery*. 1990, vol. 15, p. 607.

KEER, R., SIMMONDS, J. Joint protection and physical rehabilitation of the adult with hypermobility syndrome. *Current Opinion in Rheumatology*. 2011, vol. 23, no. 2, pp. 131–136. DOI 10.1097/BOR.0b013e328342d3af. World Wide web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=KEER%2C+R.%2C+SIMMONDS%2C+J.+Joint+protection+and+physical+rehabilitation+of+the+adult+with+hypermobility+syndrome>JONH.

KELLIS, E., LIASSOU, CH. 2009. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2009, vol. 39, no. 3, pp. 210–220. World Wide Web: <http://www.mendeley.com/catalog/effect-selective-muscle-fatigue-sagittal-lower-limb-kinematics-muscle-activity-during-level-running/#>.

KENDALL, F. P., McCREARY, E. K., PROVANCE, P. G. 1993. *Muscles Testing and Function*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1993.

KISNER, C., COLBY, L. A. *Therapeutic exercise: foundations and techniques*. 4th ed. Philadelphia, PA: F. A. Davis Co., Publishers, 2002. 844 pp. ISBN 08-036-0968-X.

KISTLER, B. M. et al. 2010. The acute effects of static stretching on the sprint performance of collegiate men in the 60 and 100 m dash after a dynamic warm-up. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010, vol. 24, no. 9, pp. 2280–2284.

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

KNAPIK, J. J. et al. 1992. Strength, flexibility and athletes injuries. *Sport Medicine*. 1992, vol. 14, no. 5, pp. 277–288.

KNAPIK, J. J., BAUMANN, C. L., JONES, B. H. 1991. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletes injuries in female collegiate athletes. *American Journal of Orthopaedic Society for Sports Medicine*. 1991, vol. 19, pp. 76–81.

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

KNUDSON, D. V. 2001. Acute effects of stretching are not evident in the kinematics of the vertical jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2001, vol. 15, pp. 98–101.

KNUDSON, D. V. 2004. Stretching has no effect on tennis serve performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2004, vol. 18, pp. 654–656.

KNUDSON, D. V. MAGNUSSON, P., McHUGH, M. 2000. Current issues in flexibility fitness. *President's Council on Physical Fitness and Sports*. 2000, vol. 3, pp. 1–6.

KOKKONEN, J., NELSON, A. G., CORNWELL, A. 1988. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 1988, vol. 69, pp. 411–415.

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

KONOPINSKI, M. D., JONES, G. J., JOHNSON, M. I. 2012. The effect of hypermobility on the incidence of injuries in elite-level professional soccer players: a cohort study. *American Journal of Sports Medicine*. 2012, vol. 40, no. 4, pp. 763–769. DOI 10.1177/0363546511430198. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22178581>.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 82 s. ISBN 978-802-4427-621.

KUNO-MIZUMURA, M. 2009. The effect of dynamic stretching on muscle performance after fatiguing exercise. Presentation at the 14th Annual Congress of the European College of Sport Science, Oslo, Norway. 2009. World Wide Web: <http://coachsci.sdsu.edu/csa/vol171/kuno.htm>.

KURZ, T. 1994. *Stretching scientifically: A guide to flexibility training*. 3rd ed., completely rev. Island Pond, VT: Stadion, 1994. 152 pp. ISBN 09-401-4930-3.

LATASH, M. L. 2008. *Synergy*. Oxford : New York : Oxford University Press, 2008. 412 pp. ISBN 9780195333169.

LAUR, D. J. et a. 2003. The effects of acute stretching on hamstring muscle fatigue and perceived exertion. *Journal of Sports and Sciences*. 2003, vol. 21, no. 3, pp. 163–170. World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=LAUR%2C+D.+J.+et+a.+2003.+The+effects+of+acute+stretching+on+hamstring+muscle+fatigue+and+perceived+exertion>.

LEADBETTER, W. B. 1992. Cell-matrix response in tendon injury. *Clinical Sports Medicine*. 1992, vol. 11, no. 3, pp. 533–578.

LEHMANN, J. F. et. al. 1985. Gait abnormalities in tibial nerve paralysis: a biomechanical study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1985, vol. 66, pp. 80–85.

LEHMANN, J. F., deLATEUR, B. J., PRICE, R. 1992. Biomechanics of normal gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 1992, vol. 3, pp. 125–138.

LEIGHTON, J. R. 1964. A study of the effect of progressive weight training on flexibility. *Journal of the Association for Physical and Mental Rehabilitation*. 1964, vol. 18, pp. 101–104.

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

LEWIT, K., SIMONS, D: G. 1984. Myofascial pain: relief by post-isometric relaxation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1984, vol. 65, no. 8, pp. 452–456.

LIEBESMAN, J., CAFARELLI, E. 1994. Physiology of range of motion in human joints: A critical review. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. 1994, vol. 6, no. 2, pp. 131–160.

LIEMOHN, W. 1978. Factors related to hamstring strains. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 1978, vol. 18, no. 1, pp. 71–76.

LIEMOHN, W. 1988. Flexibility and muscular strength. *Journal of Physical Education, Recreation and Dance*. 1988, vol. 59, no. 7, pp. 37–40.

LITSCHMANNOVÁ, M. 2012. *Úvod do statistiky: Matematika pro inženýry 21. století* [online]. Ostrava: VŠB, 2012 [cit. 2013-04-27]. Dostupné z: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>.

LITTLE, T., WILLIAMS, A. 2006. Effects of Differential Stretching Protocols During Warm-Ups on High-Speed Motor Capacities in Professional Soccer Players. *Journal Strength & Conditioning Research*. 2006, vol. 20, no. 1, pp. 203–207. World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/16503682?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

LOWEN, A. 2002. *Bioenergetika: terapie duše pomocí práce s tělem*. 1. vyd. Praha: Portál, 2002. 273 s. ISBN 80-717-8649-7.

LUTTGENS, K., HAMILTON, N. 1997. *Kinesiology: scientific basis of human motion*. 9th ed. Encyclopaedia of sports medicine. Madison, WI: Brown, 1997. 678 pp. ISBN 06-972-4655-8.

MACALUSO, A. et al. 2000. Electromyogram changes during sustained contraction after resistance training in women in tenor 3rd and 8th decades. *European Journal of Applied Physiology*. 2000, vol. 82, p. 418–424.

MAGNESS, S. 2011. The Science of Running Literature Review: Factors Affecting Distance Running Performance. George Mason University. 2011 pp. 4–12. <http://www.scienceofrunning.com/p/get-science-of-running-literature.html>.

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

MAGNUSSON, S. P. et al. 1996b. A Mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology*. 1996, vol. 497, no. 1, pp. 291–298.

MAGNUSSON, S. P. et al. 1996c. Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1996, vol. 6, pp. 323–328.

MAGNUSSON, S. P., AAGAARD, P., NIELSEN, J. J. 2000. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle tendon unit. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2000, vol. 32, pp. 1160–1164.

- MALLIAROPOULOS, N. et al. 2004. The Role of Stretching in Rehabilitation of Hamstring Injuries: 80 Athletes Follow-Up. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, vol. 36, no. 5, pp. 756–759. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/15126706?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrctn>.
- MANN, D. P., JONES, M. T. 1999. Guidelines to the implementation of a dynamic stretching program. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 1999, vol. 21, no. 6, pp. 53–55.
- MANN, R. A., HAGY, J. 1980. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*. 1980, vol. 8, no. 5, pp. 345–50.
- MANN, R. A., SPRAGUE, P. 1980. A kinetic analysis of the ground leg during sprinting. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1980, vol. 51, no. 2, pp. 334–348.
- MANOEL, M. E. et al. 2008. Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *Journal of strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, no. 5, pp. 1528–1534.
- MARIEB, E. N., HOEHN, K. 2007. *Human anatomy and Physiology*. 7th. ed. San Francisco, California. [u.a.]: Pearson Benjamin Cummings, 2007. 1249 pp. ISBN 03-213-7294-8.
- TREW, M., EVERETT, T. 1997. *Human movement: an introductory text*. 3rd ed. New York: Churchill Livingstone, 1997. ISBN 04-430-4441-4.
- McARDLE, W. D., KATCH, F. I. KATCH, V. L. 2007. *Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance*, 6th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins, 2007.
- McFARLAND, B. 1984. Developing maximum running speed. *Journal of National Strength & Conditioning Association*. 1984, vol. 6, no. 5, pp. 24–28.
- McGILL, S. 2007. *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics. 2007. ISBN 07-360-6692-6.
- McGINNIS, P. M. 2005. *Biomechanics of sport and exercise*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2005, 411 pp. ISBN 07-360-5101-5.
- McMILLIAN, D. et al. 2006. Dynamic vs. Static-Stretching Warm Up: The Effect on Power and Agility Performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2006,

vol. 20, no. 3, pp. 492–499. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/16937960?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrctn>.

MINETTI A. E. et al. 2003. A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans. *Journal of Applied Physiology*. 2003, vol. 95, pp. 838–843.

MIZRAHI, J. et al. 1997. The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic and Applied Myology*. 1997, vol. 7, no. 2, p. 7. World wide web: <http://www.mendeley.com/research/the-influence-of-fatigue-on-emg-and-impact-acceleration-in-running/>.

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

MORGAN, D. L. 1990. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophysical Journal*. 1990, vol. 57, no. 2. pp. 209–221.

MORGAN, D. L. 1994. An Explanation for residual increased tension in striated muscle after stretch during contraction. *Experimental Physiology*. 1994, vol. 79, no. 5, pp. 831–838.

MURPHY, D. R. 1994. Dynamic Range of Motion Training: An Alternative to Static Stretching. *Chiropractic Sports Medicine*. 1994, vol. 8, no. 2, pp. 59–66. World Wide Web: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/10/37#B16>.

MURRAY, M. P., SEPIC, S. B., BARNARD, E. J. 1967. Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking. *Journal of the American Physical Therapy association*. 1967, vol. 47, pp. 272–284.

MYERS, T. W. 2009. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 2nd ed. New York: Elsevier, 2009. 295 pp. ISBN 978-044-3102-837.

NADLER, S. F. et al. 2002. Functional performance deficits with previous lower extremity injury. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2002, vol. 12, pp. 73–78.

NELSON, A. G. et al. 2001a. Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 2001, vol. 72, pp. 68–70.

NELSON, A. G. et al. 2001b. Chronic stretching and running economy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2001, vol. 11, no. 5, pp. 260-265.

NELSON, A. G., KOKKONEN, J., ARNALL, D. A. 2005. Acute muscle stretching inhibits muscle strength endurance performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005, vol. 18, pp. 338–343. World Wide Web: <http://www.mendeley.com/catalog/acute-muscle-stretching-inhibits-muscle-strength-endurance-performance/>.

NOAKES, T. D. 2008. How did A. V. Hill understand the VO_2 max and VO_2 max and the 'plateau phenomenon'? Still no clarity? *British Journal of Sports Medicine*. 2008, vol. 42, no. 7, pp. 574–580.

NORRIS, C. M. 1999. *The complete guide to stretching*. 1st ed. Human Kinetics Publishing, Windsor, 1999. pp. 23–76.

NOVACHEK, T. F. 1998. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998, vol. 7, no. 1, pp. 77–95. ISSN 18792219.

OGURA, Y. et al. 2007. Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007, vol. 21, no. 3, pp. 788–792.

ORCHARD, J. et al. 1997. Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *American Journal of Sports Medicine*. 1997, vol. 25, no. 1, pp. 81–85.

ORCHARD, J., SEWARD, H. 2008. The AFL Injury Report. *Australian Football League*. 2008.

ORCHARD, J., SEWARD, H. 2002. Epidemiology of injuries in the Australian football league, seasons 1997–2000. *British Journal of Sports Medicine*. 2002, vol. 36, pp. 39–45. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11867491?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

OSTERNIG, L. R. et al. 1990. Differential response to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1990, vol. 22, pp. 106–111.

OSTROSKY, K. M. et al. 1994. A comparison of gait characteristics in young and old subject. *Journal of Physical Therapy*. 1994, vol 74, pp. 637–646.

O'SULLIVAN, K., MURRAY, E., SAINSBURY, D. 2009. The Effect of Warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2009, vol. 10, no. 1, pp. 1–37. DOI 10.1186/1471-2474-10-37. World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=O%27SULLIVAN%2C+K.%2C+MURRAY%2C+E.%2C+SAINSBURY%2C+D.+The+Effect+of+Warmup%2C+static+stretching+and+dynamic+stretching+on+hamstring+flexibility+in+previously+injured+subjects.>

PACEY, V. et al. 2010. Generalized joint hypermobility and risk of lower limb joint injury during sport: a systematic review with meta-analysis. *American Journal of Sports Medicine*. 2010, vol. 38, no. 7, pp. 1487–1497. DOI 10.1177/0363546510364838. World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Generalized+joint+hypermobility+and+risk+of+lower+limb+joint+injury+during+sport%3A+a+systematic+review+with+meta-analysis.>

PADUA, D. A. et al. 2006. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic training*. 2006, vol. 41, no. 3, pp. 294–304.

PAGE, P., FRANK, C. C. LARDNER, R. 2010. *Assesment and treatment of muscle imbalance : the Janda approach*. Champaign : Human Kinetics, 2010. 297 pp. ISBN: 978-0-7360-7400-1.

PEARCE, A. J. et al. 2009. Effects of secondary warm up following stretching. *European Journal of Applied Physiology*. 2009, vol. 105, pp. 175–183.

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

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

PETERSEN, J., HOLMICH, P. 2005. Evidence based prevention of hamstring injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*. 2005, vol. 39, no. 6, pp. 319–323. World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1725237/pdf/v039p00319.pdf>.

- PETROFSKY, J. S. 1981. Quantification through the surface EMG of muscle fatigue and recovery during successive isometric contractions. *Aviation, Space, Environmental Medicine*. 1981, vol. 52, no. 9, pp. 545–550.
- PETROFSKY, J. S. 1982. Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics*. 1982, vol. 25, pp. 213–223.
- PEZARAT-CORREIA, P. et al. 2009. *Acute effects of a low-stretching static protocol in the upper body force production*. Presented at the 14th Annual Congress of the European College of Sport Science, Oslo, Norway, 2009.
- PONGRATZ, D, SPÄTH, M. What helps in back pain? Guideline for symptomatic therapy. *MMW Fortschritte der Medizin*. 2001, vol. 143, no. 18, pp. 26–29.
- POPE R, et al. 2000. A randomized trial of pre-exercise stretching for prevention of lower limb injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2000, vol. 32, pp. 271–277.
- POWER, K. et al. 2004. An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, vol. 36, pp. 1389–1396.
- PROSKE, U., ALLEN, T. J. 2005. Damage to skeletal muscle from eccentric exercise. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2005, vol. 33, pp. 98–104.
- PURSLOW, P. 1989. Strain induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: Implications for passive muscle elasticity. *Journal of Biomechanics*. 1989, vol. 22, no. 1, pp. 21–31.
- PUTNAM, C. A., KOZEY, J. W. 1989. Substantive issues in running. In: Vaughan, C. L. *Biomechanics of Sport*, Boca Raton, Florida, CRC Press. 1989, pp. 1–33.
- MERLETTI, R. et al. 2004. *Electromyography Physiology, Engineering and non-invasive applications*. John Wiley & Sons, 2004. pp. 403–425. ISBN 0-471-67580-6.
- REID, D. A., McNAIR, P. J. 2004. Passive Force, Angle, and Stiffness Changes after Stretching of Hamstring Muscles. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, vol. 36, no. 11, pp. 1944–1948.
- RIEWALD, S. 2004. Stretching the limits of knowledge on stretching. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004, vol. 26, no. 5, pp. 58–59.

- ROBBINS, D. W. 2005. Postactivation potentiation and its practical applicability: A brief review. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005, vol. 19, no. 2, pp. 453–458.
- ROBERTS, J. WILSON, K. 1999. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *British Journal of Sports Medicine*. 1999, vol. 33, pp. 259–263.
- ROSENBAUM, D., HENNING, E. M. 1995. The influence of stretching and warm-up exercises on achilles tendon reflex activity. *Journal of Sports Sciences*. 1995, vol. 13, no. 6, pp. 481–490.
- RUSSEK, L. N. 2000. Examination and Treatment of a Patient With Hypermobility Syndrome. *Physical Therapy*. 2000, vol. 80, no. 4, pp. 386–398. World Wide Web: <http://www.mendeley.com/catalog/examination-treatment-patient-hypermobility-syndrome/#>.
- SADY, S. P., WORTMAN, M., BLANKE, D. 1982. Flexibility training: Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1982, vol. 63, pp. 261–263.
- SAFRAN, M. R., SEABER, A. V., GARRETT, W. E. 1989. Warm-up and muscular injury prevention: An update. *Sports Medicine*. 1989, vol. 8, pp. 239–249.
- SAMUEL, M. N. et al. 2008. Acute effects of static and ballistic stretching on measures of strength and power. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, no. 5, pp. 1422–1428.
- SAOULIDIS, J. 2010. Acute Effect of Short Passive and Dynamic Stretching on 20 m Sprint Performance in Handball Players. *Physical training*. 2010. World Wide Web: <http://www.mendeley.com/research/acute-effect-short-passive-dynamic-stretching-20m-sprint-performance-handball-players/>.
- SAYERS, A. L. et al. 2008. The effect of static stretching on phases of sprint performance in elite soccer players. *Journal of strength and conditioning research*. 2008, vol. 22, no. 5, pp. 1416–1421.
- SEAY, J. F. et al. 2011. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics*. 2011, vol. 26, no. 6, pp. 572–578. World Wide Web: <http://www.mendeley.com/catalog/low-back-pain-status-affects-pelvis-trunk-coordination-variability-during-walking-running/#>.

SEAY, J. F., VanEMMERIK, R. E., HAMILL, J. 2011. Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011, vol. 36, no. 16, pp. 1070–1079. DOI 10.1097/BRS.0b013e3182015f7c.

SEKIR, U. et al. 2010. Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010, vol. 20, pp. 268–281.

SHEARD, P. W., PAINE, T. J. 2010. Optimal Contraction Intensity During Proprioceptive Neuromuscular Facilitation for Maximal Increase of Range of Motion. 2010. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010, vol. 24, no. 2, pp. 416–421.

SHELLOCK, F. G. et al. 1985. Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sports Medicine*. 1985, vol. 2, no. 4, pp. 267–278. DOI 10.2165/00007256-198502040-00004.

SHERRY, M. A., BEST, T. M. 2004. A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2004, vol. 34, no. 3, pp. 116–125.

SHRIER, I., GOSSAL, K. 2000. Myths and truths of stretching: individualized recommendations for healthy muscles. *Physician and Sportsmedicine*. 2000, vol. 28, no. 8, pp. 57–63. DOI 10.3810/psm.2000.08.1159.

SHRIER, I. 2004. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2004, vol. 14, no. 5, pp. 267–273. World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/15377965?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

SHRIER, I. 2007. Does stretching help prevent injuries. In: MacAuley, D., Best, T. M. *Evidence-based sports medicine*. 2. ed. Oxford: Wiley-Blackwell, 2007. pp. 36–58.

SCHACHE, A. G. et al. 2001. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 16, no. 8, pp. 667–680.

SIMPSON, M. 2006. Benign joint hypermobility syndrome: Evaluation, diagnosis, and management. *The Journal of the American Osteopathic Association*. 2006, Vol. 106, No. 9, pp. 531–536. World Wide Web: <http://www.jaoa.org/content/106/9/531.full>.

SINGR, M. 2012. Sport roku 2012: Běh čtvrtý nejčastější v ČR. [online]. 2012 [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: <http://www.bezvabeh.cz/clanek/1107-sport-roku-2012-beh-ctvrty-nejcastejsi-v-cr>.

SMITH, C. A. 1994. The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1994, vol. 19, pp. 12–17. ISSN 0190-6011. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8156057>.

SMITH, R. et al. 2005. Hypermobility and sports injuries in junior netball players. *British Journal of Sports Medicine*. 2005, vol. 39, pp. 629–663.

STACKEOVÁ, D., BLAŽKOVÁ, K. Možnosti kompenzace konstituční hypermobility cvičením ve fitness centru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, roč. 3, č. 16, s. 120–125. ISSN 1211-2658

http://danielastackeova.webnode.cz/news/moznosti-kompenzace-konstitucni-hypermobility-cvicenim-ve-fitness-centru-/?utm_source=copy&utm_medium=paste&utm_campaign=copypaste&utm_content=http%3A%2F%2Fdanielastackeova.webnode.cz%2Fnews%2Fmoznosti-kompenzace-konstitucni-hypermobility-cvicenim-ve-fitness-centru-%2F.

ŠIMEČKA, M. M. Běžím, tedy jsem. In: *Respekt* [online]. Praha: R-PRESSE, spol. s r.o., 11. 4. 2010, 12. 4. 2010 [cit. 2013-04-06]. ISSN 0862-6545. Dostupné z: <http://respekt.ihned.cz/c1-42371990-bezim-tedy-jsem>.

TANIGAWA, M. C. 1972. Comparison of the hold relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Physical Therapy*. 1972, vol. 52, pp. 725–735.

TAYLOR, K. L. et al. 2009. Negative effect of static stretching restored when combined with a sport specific warm-up component. *Journal of Science and Medicine in sport / Sports Medicine Australia*. 2009, vol. 12, no. 6, pp. 657–661.

THACKER, S. B. et al. 2004. The impact of stretching on sports injury risk: A systematic review of the literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, vol. 36, no. 3, pp. 371–378.

THOMPSON, C. J., OSNESS, W. H. 2004. Effects of an 8-week multimodal exercise program on strength, flexibility, and golf performance in 55- to 79-year-old men. *Journal of Aging and Physical Activity*. 2004, vol. 12, no. 2, pp. 144–156. ISSN 1063-8652.

TODD, T. 1985. Historical perspective: the myth of the muscle-bound lifter. *Journal of National Strength & Conditioning Association*. 1985, vol. 6, no. 4, pp. 37–41.

- TORAMAN, F., SAHIN, G. 2004. Age responses to multicomponent training programme in older adults. *Disability and Rehabilitation*. 2004, vol. 26, no. 8, pp. 448–454. DOI 10.1080/096382803100001663012.
- TORRES, E. M. et al. 2008. Effects of stretching on upper body muscular performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, pp. 1279–1285.
- TORRES, J et al. 2009. Acute effects of static stretching on muscle strength. *Biomedical human Kinetics*. 2009, vol. 1, no. 1, pp. 52–55.
- TURL, S. E., GEORGE, K. P. 1998. Adverse neural tension: A factor in repetitive hamstring strain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1998, vol. 27, no. 1, pp. 16–21.
- UNICK, J., et al. 2005. The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *Journal of strength and Conditioning Research*. 2005, vol. 19, no. 1, pp. 206–212.
- VanCUTSEM, M., DUCHATEAU, J., HAINAUT, K. 1998. Changes in single motot unit behaviour contribute to the increase in contraction speed. *Journal of Physiology*. 1998, vol. 513, pp. 295–305.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-802-4424-323.
- VAUGHAN, C. L. 1984. Biomechanics of running gait. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 1984, vol. 12, no. 1, pp. 1–48.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
- VERBITSKY, O. et al. 1998. Shock transmission and fatiue in human running. *Journal of Applied Biomechanics*. 1998, vol. 14, pp. 300–311.
- VETTER, R. E. 2007. Effects of six warm-up protocols on sprint and jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2007, vol. 21, no. 3, pp. 819–823.

VOGT, L., PFEIFER, K., BANZER, W. 2002. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical Biomechanics*. 2002, vol. 17, no. 2, pp. 162–165.

WALLMANN, H. W., MERCER, J. A., McWHORTER, J. W. 2010. Surface electromyographic assessment of the effect of static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010, vol. 19, no. 3, pp. 684–688.

WANG, K. et al. 1991. 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*, vol. 88, no. 6. pp. 7101–7105.

WANK, V., FRICK, U., SCHMIDTBLEICHER, D. 1998. Kinematics and electromyography of lower limb muscle in overground and treadmill running. *International Journal of Sports Medicine*. 1998, vol. 19, no. 7, pp. 455–461.

WARREN, G. L. et al. 1993. Materials fatigue initiates eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle. *The Journal of Physiology*. 1993, vol. 464, pp. 477–489.

WATERS, R., MORRIS, J. 1972. Electrical activity of muscles of the trunk during walking, *Journal of Anatomy*. 1972, vol. 111, p. 191.

WATHEN, D. 1987. Flexibility: Its place in warm-up activities. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 1987, vol 9, no. 5, pp. 26–27.

WEERAPONG, P., HUME, P., KOLT, G. S. 2005. Stretching: Mechanisms and benefits on performance and injury prevention. *Physical Therapy Reviews*. 2005, pp. 189–206.

WILKINSON, M, WILLIAMS, A. 2003. Too much of a good thing? Why increased joint flexibility may damage your distance performance. *Peak Performance*. 2003, vol. 175, pp. 5–6.

WILSON, J. et al. 2010. Effects of static stretching on energy cost and running endurance performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010, vol. 24, no. 9, pp. 2274–2279.

WINCHESTER, J. B. et al. 2008. Static stretching impairs sprint performance in collegiate track and field athletes. *Journal of strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, no. 1, pp. 13–19. World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/15076777?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.

WINTER, D. A. 2005. *Biomechanics and motor kontrol of human movement*. 3rd. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. ISBN 0-471-44989-X.

WITVROUW, E. et al. 2003. Muscle Flexibility as a Risk Factor for Developing Muscle Injuries in Male Professional Soccer Players: A Prospective Study. *American Journal of Sports Medicine*. 2003, vol. 31, pp. 41–46.

WOLPAW, J. R., CARP, J. S. 1990. Memory traces in spinal cord. *Trends in Neuroscience*. 1990, vol. 13, no. 4, pp. 79–84.

WOOD, G. 1987. Biomechanical limitations to sprint running. In: Van Gheluwe, B; Atha, J. *Journal of Medicine and Sport Science*, Basel: Karge, 1987. pp. 58–71.

WORRELL, T. W. 1994. Factors associated with hamstring injuries: An approach to treatment and preventative measures. *The Journal of Sports Medicine*. 1994, vol. 17, pp. 338–345.

WORRELL, T. W.; PERRIN, D. H. 1992. Hamstring Muscle Injury: the role of strength, flexibility, warm-up and fatigue. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1992, vol. 16, pp. 12–18.

YAMAGUCHI, T., ISHII, K. 2005. Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005, vol. 19, pp. 677–683.

YLINEN, J. et al. 2008. A Effect of stretching on hamstring muscle compliance. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2008, vol. 41, no. 1, pp. 80–84. DOI 10.2340/16501977-0283.

YOUNG, W. B. 2007. The use of static stretching in warm-up for training and competition. *The International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2007, vol. 2, pp. 212–216.

YOUNG, W. B., BEHM, D. G. 2002. Should static stretching be used during a warm-up for strength and power activities?: review of the literature with clinical implications. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2002, vol. 24, no. 6, pp. 33–37. ISSN 1524-1602. DOI 10.1519/00126548-200212000-00006.

YOUNG, W. B., BEHM, D. G. 2003. Effects of running, static stretching and practice jumps on explosive force production and jumping performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2003, vol. 43, no. 1, pp. 21–27.

YOUNG, W. B., ELLIOTT, S. 2001. Acute effects on static stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation stretching, and maximum voluntary contractions on explosive force production and jumping performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 2001, vol. 72, pp. 273–279.

YOUNG, W., ELIAS, G., POWER, J. 2006. 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.

ZACHAZEWSKI, J. E. 1990. Flexibility for sports. In SANDERS, B., Sports physical therapy., Norwalk, Conn: Appleton & Lange, 1990. pp. 201–238.

ZARINS, B., CIULLO, J. V. 1983 Acute muscle and tendon injuries in athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1983, vol. 2, pp. 167–182.

ZATSIORSKY, V. M. 2000. *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. Encyclopaedia of sports medicine. Malden, MA, USA: Blackwell Science, 2000. 667 pp. ISBN 06-320-5392-5.

ZEMAN, T. 2013. Patofyziologie svalstva trupu aneb je cyklistika rizikovým faktorem po operaci výhřezu bederní meziobratlové ploténky? *Neurologie pro praxi*. 2013, vol. 14, no. 1, s. 42–44.

ZOURDOS, M. C. et al. 2009. The effects of dynamic stretching on endurance performance during a 30-minute time trial. Presentation, ACSM 56th Annual Meeting, Seattle, Washington. 2009.

SEZNAM ZKRATEK

apod.	a podobně
BF	m. biceps femoris
CPG	Central Patterns Generators
dx.	dexter
EMG	elektromyografie
ES	erectory spinae
LDK	levá dolní končetina
LOS	Limits of Stability
m.	musculus
max.	maximus
mm.	musculi
MTU	muscle-tendon unit
MVC	maximal voluntary contraction
např.	například
p.	page
PDK	pravá dolní končetina
PEE	paralelní elastický element
PIR	postizometrická relaxace
PNF	proprioceptivní neuromusculární facilitace
pozn.	poznatek
pp.	pages
př. n. l	před naším letopočtem
RMS	Root Mean Square
ROM	range of motion
s.	strana
SBL	superficial back line
SEE	sériový elastický element
SI	sakroiliakální skloubení
sin.	sinister
TMS	Therapeutic Muscle Stretching

tj. také jinak
VO₂ max. maximální spotřeba kyslíku

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1	Svalová aktivita jednotlivých svalů na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření44
Graf 2	Svalová aktivita jednotlivých svalů na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření44
Graf 3	Svalová aktivita mm. biceps femoris femoris na začátku a na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření46
Graf 4	Svalová aktivita mm. erector spinae na začátku a na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření46
Graf 5	Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření49
Graf 6	Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření49
Graf 7	Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření50
Graf 8	Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření50
Graf 9	Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření51
Graf 10	Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření51
Graf 11	Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření52
Graf 12	Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření52
Graf 13	Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření55
Graf 14	Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření55
Graf 15	Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření56

Graf 16	Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na začátku pětiminutového běhu v 1. a 2. měření	56
Graf 17	Průměrná aktivita m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření	57
Graf 18	Závislost vztahu m. biceps femoris sin. a m. erector spinae dx. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření	57
Graf 19	Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření	58
Graf 20	Závislost vztahu m. biceps femoris dx. a m. erector spinae sin. na konci pětiminutového běhu v 1. a 2. měření	58
Graf 21	Průměrné hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu	60
Graf 22	Průměrné hodnoty Jandova testu pro hodnocení zkrácení kolenních flexorů	60

SEZNAM TABULEK

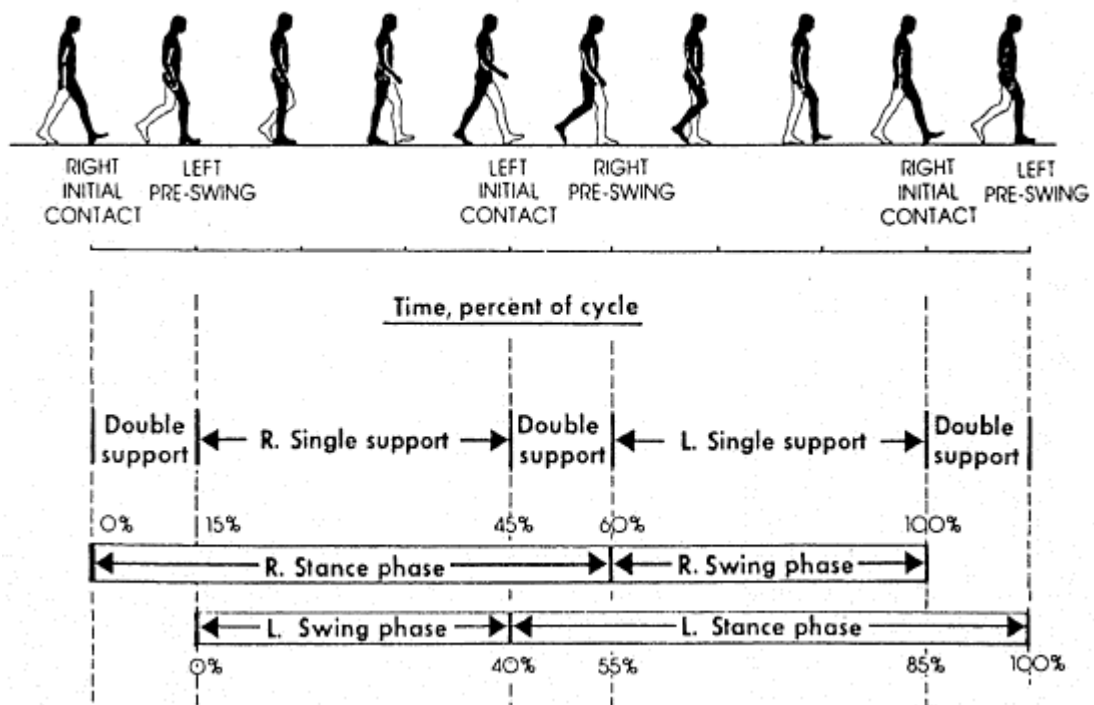
Tab. 1	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů pro všechna měření	42
Tab. 2	Základní veličiny popisné statistiky testovaných klinických testů pro všechna měření	42

SEZNAM PŘÍLOH

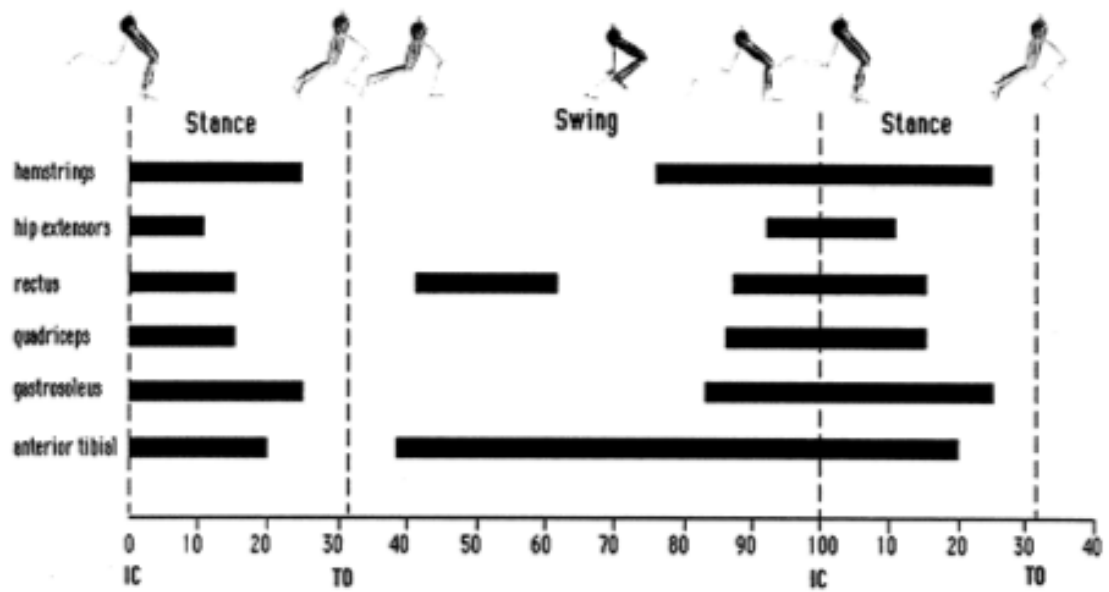
Příl. 1	Fáze krokového cyklu (Inman, Ralston, Todd, 1981, p. 26)	117
Příl. 2	Svalová aktivita vybraných svalů během běhu (Mann, Hagy, 1980, pp. 345–50)	118
Příl. 3	Hamstringy, ligamentum sacrotuberale (Myers, 2009, p. 83)	119
Příl. 4	Superficial Back Line (Myers, 2009, p. 72)	120
Příl. 5	Procentuální zastoupení energetické náročnosti kloubů dolní končetiny v chůzi, běhu a sprintu (T. F. Novacheck, 1998, pp. 77-95)	121
Příl. 6	Brožura	122
Příl. 7	Informovaný souhlas	132
Příl. 8	Základní anamnestické údaje testovaných jedinců	133
Příl. 9	Hodnoty kineziologických testů každého probanda před a po protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací	134
Příl. 10	Vyhodnocení statistické významnosti u měřených svalů a testovaných situací	135

PŘÍLOHY

Příl. 1 Fáze krokového cyklu (Inman, Ralston, Todd, 1981, p. 26)

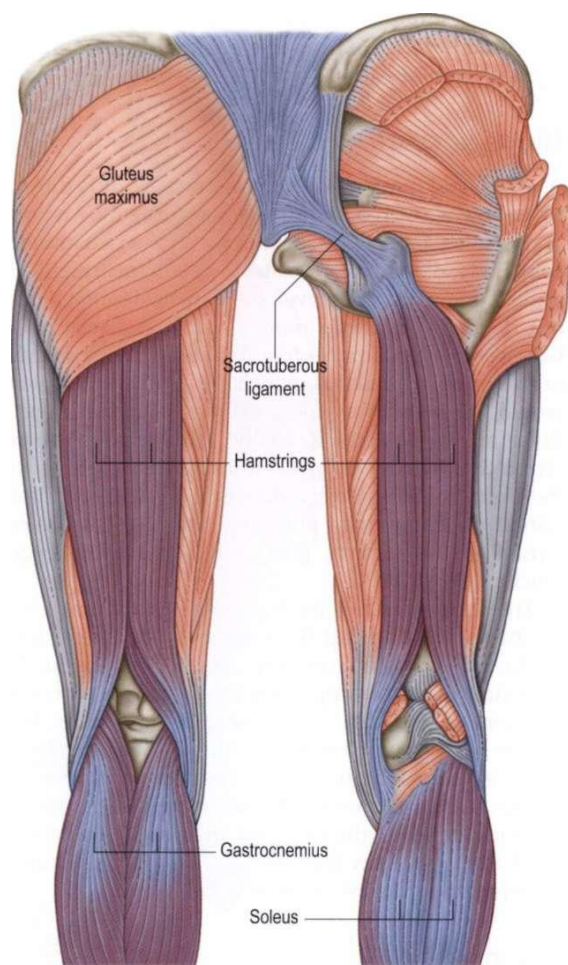


Příl. 2 Svalová aktivita vybraných svalů během běhu (Mann, Hagy, 1980, pp. 345–50)



Legenda: IC – inicial contact, TO – toe off

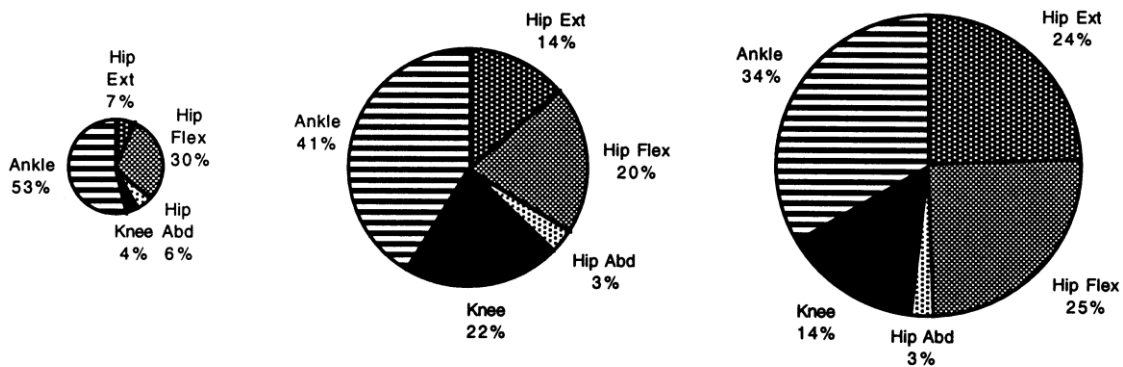
Příl. 3 Hamstringy, ligamentum sacrotuberale (Myers, 2009, p. 83)



Příl. 4 Superficial Back Line (Myers, 2009, p. 72)



Příl. 5 Procentuální zastoupení energetické náročnosti kloubů dolní končetiny v chůzi, běhu a sprintu (T. F. Novacheck, 1998, pp. 77-95)



Walk
(1.2 m/sec)

Run
(3.2m/sec)

Sprint
(3.9 m/sec)

Příl. 6 Brožura

METODIKA CVIKŮ

Předložená metodika cviků obsahuje prvky dynamického strečinku a postizometrické relaxace. Oba soubory cviků se doporučuje zařadit před začátkem pohybové činnosti po předešlém krátkém rozehřátí, proto začněte svižnou chůzí nebo lehkým rozklusáním po dobu 5 min. Pak zařaďte jednotlivé prvky dle návodu a obrázkových schémat.

DYNAMICKÝ STREČINK

Dynamická strečink provádějte ve sportovní obuvi po dobu dvou týdnů 1x denně s důrazem na kvalitu provedení jednotlivých prvků a koordinaci pohybu. Vhodným výběrem terénu pro samotné provedení strečinku je přibližně 30 metrů dlouhá rovinatá cesta bez nerovností (kameny, kořeny). Každý cvik, není-li jeho provedení popsáno počtem opakování, provádějte ve stanovené délce úseku, a to tam i zpět (celkem tedy přibližně v délce 60 metrů).

1. Protážení lýtkových svalů

Z výchozí pozice (střecha) proband stlačuje patu směrem k podložce do mírného tahu (viz Obrázek 1). Střídavým pohybem v hlezenních kloubech protahujte lýtkové svalstvo obou dolních končetin (viz Obrázek 2, 3). Důležitá je plynulost provedení pohybu. Provádějte střídavě, celkem 10 opakování každou dolní končetinou.



Obrázek 1: Výchozí poloha – střecha



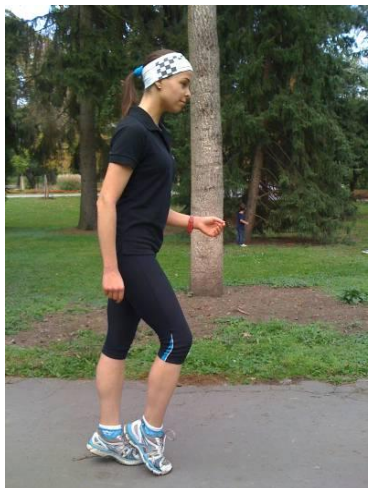
Obrázek 2: Protážení pravé dolní končetiny



Obrázek 3: Protážení levé dolní končetiny

2. Lifting

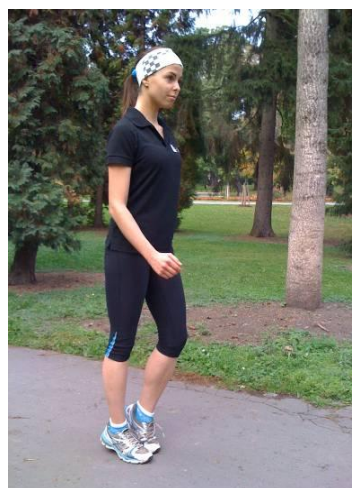
Lifting provádějte na místě nebo s minimálním pohybem vpřed. Hlava je držena zpříma v prodloužení páteře, trupové svalstvo zůstává v aktivaci. Horní končetiny jsou drženy zhruba v 90° flexi v loktech, pohybují se rytmicky v kontralaterálním vzoru. Důrazu pohybu je kladen na práci kotníků. Přední část chodidel je prakticky v neustálém kontaktu se zemí, paty se zvedají co nejvýše. Cílem je kvalitní provedení v nejvyšší frekvenci, kterou zvládnete. Viz Obrázek 4, 5, 6.



Obrázek 4: Lifting



Obrázek 5: Lifting



Obrázek 6: Lifting

3. Skipping

Po úspěšném zvládnutí techniky liftingu přejděte ke skippingu. Z polovysokého skippingu (zvednutí dolních končetin přibližně 10 cm nad podložku, viz Obrázek 7) navažte vysokým skippingem (maximální možná výše zvednutí kolen, viz Obrázek 8, 9) s automatickým souhybem paží. Hlava je opět držena zpříma, trup je napříměn. Cílem je kvalitní provedení v nejvyšší frekvenci, kterou zvládnete.

Lifting a obě formy skippingu lze spojit do jedné plynulé série.



Obrázek 7: Polovysoký skipping



Obrázek 8: Vysoký skipping



Obrázek 9: Vysoký skipping

4. Zakopávání

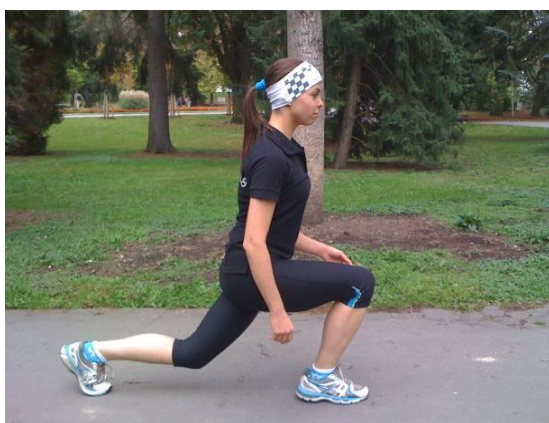
S důrazem na trupovou stabilitu (pozor na nevhodné prohnutí v bederní oblasti!) jsou paty střídavě zakopávány směrem k hýždím. Hleзна zůstává volné, chodidlo nepropínejte. Viz Obrázek 10.



Obrázek 10: Zakopávání

5. Výpady

Vy Kročíme co nejdelším výpadem směrem dopředu se současným snížením těžiště dolů a vpřed (viz Obrázek 11, 12). Možnou variantou je i výpad směrem do stran. Provádějte střídavě, celkem 10 opakování každou dolní končetinou.



Obrázek 11: Výpad pravou dolní končetinou



Obrázek 12: Výpad levou dolní končetinou

6. Výskoky

Proband provádí dynamický odraz s maximálním vyšvihnutím kolena a současným vytažením kontralaterální horní končetiny směrem do výše (viz Obrázek 16, 17). Provádějte střídavě, celkem 10 opakování každou dolní končetinou.



Obrázek 16: Výchozí poloha



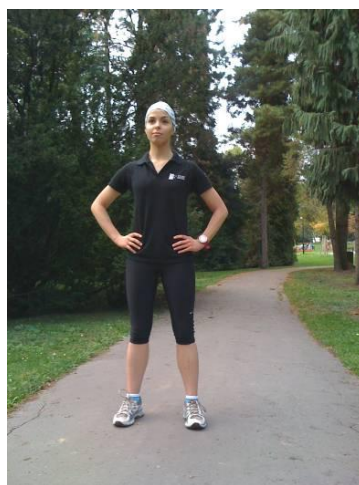
Obrázek 17: Výskok

7. Kroužení trupem

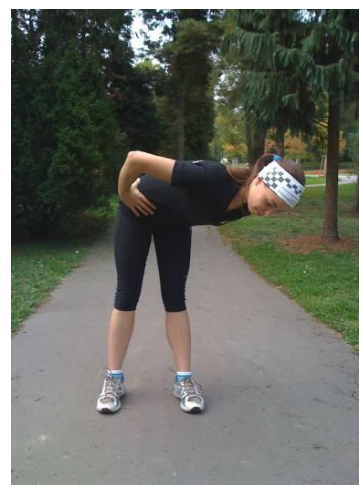
Proband provádí plynulý koordinovaný krouživý pohyb trupem (viz Obrázek 18, 19, 20). Provádějte 5 opakování na každou stranu.



Obrázek 18: Kroužení trupem



Obrázek 19: Kroužení trupem



Obrázek 20: Kroužení trupem

POSTIZOMETRICKÁ RELAXACE (PIR)

Principem PIR je relaxace, která následuje po zhruba 10-ti sekundové lehké izometrické kontrakci svalu, který uvolňujeme.

Každý cvik je zahájen dosažením lehkého předpětí (pocit mírného napětí) v konkrétním svalu. Následuje izometrický stah stejného svalu proti minimální kladené síle nebo gravitaci (AGR) trvající minimálně 10 sekund. Protože většina svalů se kontrahuje při vdechu a relaxuje při výdechu, odpor a tím i kontrakci svalu povolujeme při výdechu. V relaxaci opět dosáhněte mírného tahu a v této pozici setrvejte minimálně 20 sekund. Svalového uvolnění dosahujete postupně, rozsah dosažený při předpětí násilně nezvyšujte.

Při opakování cyklu vycházejte z dosažené relaxované polohy, neopouštějte získaný terén. PIR každé svalové oblasti, není-li uvedeno jinak, opakujte 3x.

1. Protážení m. kvadriceps femoris

Výchozí poloha:

Jednou rukou se přidržujte opory, druhá ruka uchopí nárt pokrčené dolní končetiny. Neprohýbejte se v zádech.

Provedení:

S výdechem přitahujte chodidlo směrem k hýždím do pocitu mírného napětí (viz Obrázek 21). Z této polohy pak proveďte izometrickou kontrakci – zatlačte nártem proti minimálnímu odporu ruky směrem dopředu a dolů (viz Obrázek 22). Výdrž by měla trvat minimálně 10 s, v průběhu nezadržujte dech. Poté pomalu nadechněte, s výdechem uvolněte a pomalu přitahujte chodidlo směrem k hýždím (viz Obrázek 23). Tuto relaxační fázi drže minimálně 20 s. Z takto dosažené pozice cvik opakujte.



Obrázek 21: Výchozí poloha

Obrázek 22: Izometrická kontrakce

Obrázek 23: Relaxační fáze

2. Protážení extenzorů páteře (dolní hrudní a bederní oblast)

Výchozí poloha:

Leh na zádech, pokrčená kolena obejměte pomocí horních končetin.

Provedení:

S výdechem přitáhněte kolena pomocí horních končetin co nejvíce k hrudi, čímž dojde k nadzvednutí kostrče a odlepení hýždí od podložky (viz Obrázek 24).

V této poloze lehce zatlačte kolena směrem od těla proti minimálnímu odporu rukou. Nezadržujete dech. Výdrž by měla trvat minimálně 10 s (viz Obrázek 25)

Poté pomalu nadechněte, s výdechem uvolněte a přitáhněte pomocí paží dolní končetiny opět k tělu. Tuto relaxační fázi drže minimálně 20 s. Z takto dosažené pozice cvik opakujte. (viz Obrázek 26)



Obrázek 24: Výchozí poloha



Obrázek 25: Izometrická kontrakce



Obrázek 26: Fáze relaxace

3. **Protažení m. latissimus dorsi (AGR)**

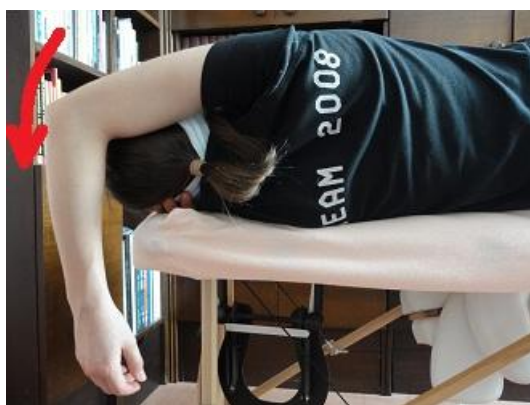
Výchozí poloha:

Leh na boku, horní končetina vzpažená a ohnutá v lokti, takže předloktí visí za hlavou kolmo dolů a váhou dosahuje předpětí (viz Obrázek 27).

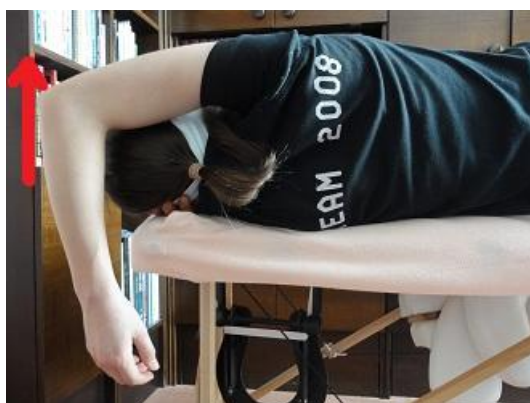
Provedení:

Z výchozí pozice (dosaženého předpětí) paži mírně nadzvedněte a v této aktivaci vydržte minimálně 20 sekund (viz Obrázek 28). Nezadržujte dech.

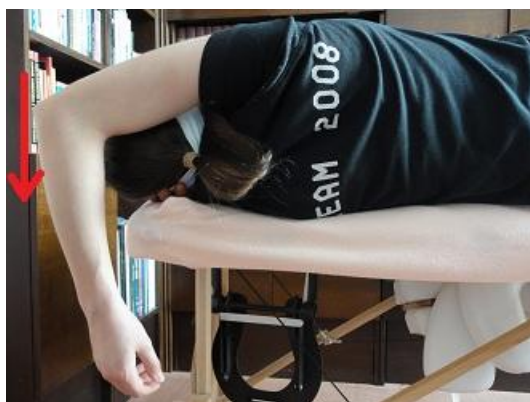
Na konci pomalu nadechněte, s výdechem nechte paži i předloktí poklesnout, v relaxaci vydržte minimálně 20 sekund (viz Obrázek 29).



Obrázek 27: Výchozí poloha



Obrázek 28: Izometrická kontrakce



Obrázek 29: Fáze relaxace

4. Protážení kolenních flexorů

Výchozí poloha:

Dětský sed (extendované dolní končetiny, napřímená páteř).

Provedení:

S výdechem provedte mírný předklon trupu do pocitu mírného napětí v oblasti zadní strany svalů dolních končetin (viz Obrázek 30).

Z této polohy pak zatlačte patami lehce do podložky (viz Obrázek 31). Nezadržujte dech. Výdrž (v izometrii) by měla trvat minimálně 10 s.

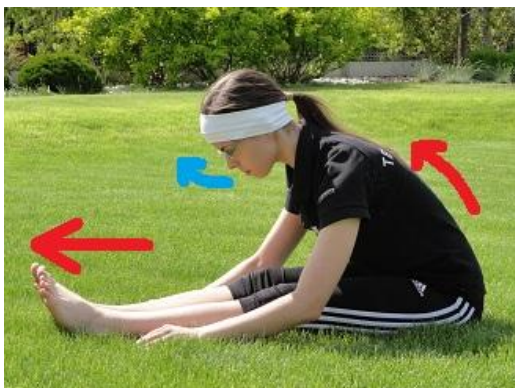
Poté pomalu nadechněte, s následným výdechem uvolněte a prohlubujte předklon opět do pocitu mírného napětí. Tuto relaxační fázi drže minimálně 20 s. Z takto dosažené pozice cvik opakujte (viz Obrázek 32).



Obrázek 30: Předklon trupu



Obrázek 31: Izometrická fáze



Obrázek 32: Fáze relaxace

1. Protážení m. biceps femoris

Výchozí poloha:

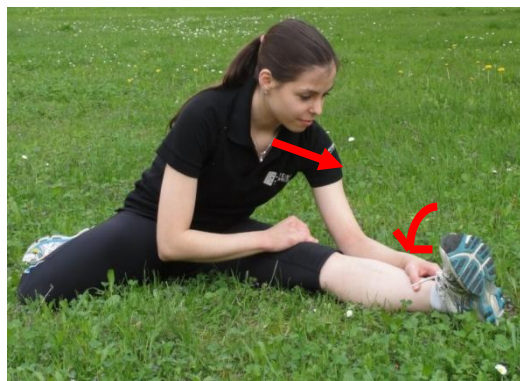
Překážkový sed.

Provedení:

Protahovanou dolní končetinu nechte extendovanou v kolenu a přidejte vnitřní rotaci (vytočte směrem za palec). S výdechem provedte mírný předklon trupu do pocitu mírného napětí v oblasti zadní strany svalů dolních končetin (viz Obrázek 33).

Z této polohy pak provedte izometrickou kontrakci ve směru zevní rotace (směrem za malíček). Nezadržujte dech. Výdrž v pozici (izometrii) by měla trvat minimálně 10 s. (viz Obrázek 34)

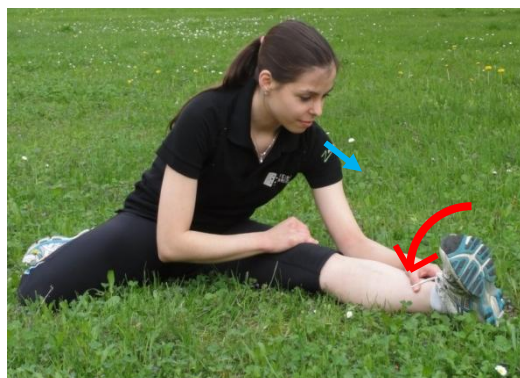
Poté pomalu nadechněte, s následným výdechem uvolněte a provedte opět vnitřní rotaci dolní končetiny do pocitu mírného napětí. Tuto relaxační fázi držte minimálně 20 s. Z takto dosažené pozice cvik opakujte (viz Obrázek 35).



Obrázek 33: Předklon trupu



Obrázek 31: Izometrická fáze



Obrázek 35: Fáze relaxace

Literatura

DOBEŠ, Miroslav; MICHKOVÁ, Marie. *Učební text k základnímu kurzu diagnostiky a terapie funkčních poruch hybného systému (měkké a mobilizační techniky)*. 1. vyd. Havířov : DOMIGA, 1997. Vyšetření poruch svalové činnosti, s. 72. ISBN 80-902222-1-8.

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

DOBEŠOVÁ, P., DOBEŠ, M. *Základy zdravotního cvičení*. 1. vyd. Havířov: DOMIGA, 2006. ISBN 80-902222-3-4.

ŠKORPIL, Miloš. S běžeckou abecedou za krásou běhu a za zdravím – další čtyři písmenka z běžecké abecedy. [online]. [cit. 2012-10-31]. Dostupné z: <http://www.bezeckaskola.cz/clanek-1577-s-bezeckou-abecedou-za-krasou-behu-a-za-zdravim-dalsi-ctyri-pismenka-z-bezecke-abecedy.html>

ŠKORPIL, Miloš. Běžecká abeceda – liftink, skipink, vysoká kolena, zakopávání. [online]. [cit. 2012-10-31]. Dostupné z: <http://www.bezeckaskola.cz/clanek-1507-bezecka-abeceda-liftink-skipink-vysoka-kolena-zakopavani.html>

Příl. 7 Informovaný souhlas

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

**Vliv dynamického strečinku a postizometrické relaxace na funkční aktivitu
svalů v průběhu běhu**

Poučení a souhlas testovaného dobrovolníka

Jméno a příjmení

Dobrovolník souhlasí s provedením kineziologického rozboru, posturografického testování a vyšetřením pomocí povrchového elektromyografického přístroje firmy Noraxon® v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc pro účely diplomové práce s názvem „Vliv dynamického strečinku a postizometrické relaxace na funkční aktivitu svalů v průběhu běhu“, kterou zpracovává Bc. Denisa Krejčířiková pod odborným vedením Mgr. Barbory Kolářové, PhD.

Byl(a) jsem srozumitelně seznámena s průběhem všech vyšetření. Souhlasím s jejich provedením a nahlídnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném, anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne

.....

podpis dobrovolníka

Příl. 8 Základní anamnestické údaje jednotlivých probandů

Proband	věk	běžecký trénink	
		km/měsíc	četnost/týden
1	24	140	5
2	24	220	4
3	24	220	4
4	25	150	3
5	23	100	3
6	21	140	5
7	25	180	5
8	25	140	3
9	26	100	4
10	24	120	4
11	26	100	4
Průměr	24,27	146,36	4,00
SD	1,35	41,84	0,74

Legenda: SD – směrodatná odchylka

Příl. 9 Hodnoty kineziologických testů každého probanda před a po protahování dynamickým strečkem a postizometrickou relaxací

Proband	Th_Zk [cm] ^(a)			JT_LDK [st] ^(b)			JT_PDK [st]		
	před	po	změna ⁽³⁾	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl
1	-14	-16	2	105	110	5	115	115	0
2	-16	-14	2	95	95	0	95	95	0
3	-14	-16	2	90	100	10	95	105	10
4	-10	-13	3	105	110	5	110	115	5
5	-11	-13	2	95	95	0	90	100	10
6	0	-3	3	85	90	5	80	85	5
7	-18	-19	1	90	105	15	85	100	15
8	-6	-8	2	95	100	5	90	95	5
9	8	0	8	75	85	10	80	85	5
10	4	0	4	75	80	5	70	80	10
11	0	1	1	70	70	0	70	75	5
Průměr	-7	-9,18	2,18	89,09	94,55	5,45	89,09	95,45	6,36
SD	8,37	7,09	1,86	11,24	11,96	4,50	13,79	12,69	4,31

Pozn.:a – průměrné hodnoty Th_Zk uvedeny v cm, b – průměrné hodnoty JT_LDK, JT_PDK vyjádřeny ve stupních, 3 – změna Th_Zk [cm] vyjádřena v absolutních hodnotách, červeně je zvýrazněno zvýšení rozsahu pohybu

Legenda: Th_Zk – Thomayerova zkouška předklonu, JT_LDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení levostranných kolenních flexorů, JT_PDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení pravostranných kolenních flexorů, SD – směrodatná odchylka

Příl. 10 Vyhodnocení statistické významnosti u měřených svalů a testovaných situací

BF sin.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	0,0017	0,0516	x
2. m_Z_B	0,0017	x	x	0,1915
1. m_K_B	0,0516	x	x	2,57E-06
2. m_K_B	x	0,1915	2,57E-06	x

BF dx.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	0,0308	0,0000	x
2. m_Z_B	0,0308	x	x	0,0000
1. m_K_B	0,0000	x	x	0,0000
2. m_K_B	x	0,0000	0,0000	x

ES sin.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	0,0000	0,0000	x
2. m_Z_B	0,0000	x	x	0,0000
1. m_K_B	0,0000	x	x	0,0000
2. m_K_B	x	0,0000	0,0000	x

ES dx.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	0,0000	0,0000	x
2. m_Z_B	0,0000	x	x	0,0000
1. m_K_B	0,0000	x	x	0,0000
2. m_K_B	x	0,0000	0,0000	x

BF sin. x ES sin.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	0,0000	0,0000	x
2. m_Z_B	0,0000	x	x	1,94E-07
1. m_K_B	0,0000	x	x	0,0000
2. m_K_B	x	1,94E-07	0,0000	x

BF dx. x ES dx.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	1,28E-07	0,0000	x
2. m_Z_B	1,28E-07	x	x	0,0182
1. m_K_B	0,0000	x	x	0,0000
2. m_K_B	x	0,0182	0,0000	x

BF sin. x ES dx.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	0,0000	1,90E-07	x
2. m_Z_B	0,0000	x	x	1,12E-07
1. m_K_B	1,90E-07	x	x	0,0000
2. m_K_B	x	1,12E-07	0,0000	x

BF dx. x ES sin.	1. m_Z_B	2. m_Z_B	1. m_K_B	2. m_K_B
1. m_Z_B	x	0,0000	0,0000	x
2. m_Z_B	0,0000	x	x	9,06E-05
1. m_K_B	0,0000	x	x	0,0000
2. m_K_B	x	9,06E-05	0,0000	x

Pozn.: modře jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, červeně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,01$

Legenda: BF sin. – m. biceps femoris sinister, BF dx. – m. biceps femoris dx., ES sin. – m. erector spinae, ES dx. – m. erector spinae, 1. m_Z_B – svalová aktivita před strečkem na začátku běhu, 2. m_Z_B – svalová aktivita po strečinku na začátku běhu, 1. m_K_B – svalová aktivita před strečinkem na konci běhu, 2. m_K_B – svalová aktivita na konci běhu

KT	Th_Zk	JT_LDK	JT_PDK
Th_Zk	0,0003	x	x
JT_LDK	x	0,0077	x
JT_PDK	x	x	0,0012

Pozn.: Modře jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, červeně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,01$

Legenda: KT – funkční kineziologické testy, Th_Zk – Thomayerova zkouška předklonu, JT_LDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení levostranných kolenních flexorů, JT_PDK – Jandův test pro hodnocení zkrácení pravostranných kolenních flexorů