

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Ivona Krejčířiková

**Vliv dynamického strečinku a post-izometrické relaxace
na svalovou aktivitu během běhu u pacientů s low back pain**

Diplomová práce

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

Olomouc 2013

ANOTACE

Název práce v ČJ:

Vliv dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na svalovou aktivitu během běhu u pacientů s low back pain.

Název práce v AJ:

The effect of dynamic stretching and post-isometric relaxation on muscle activation during running in patients with low back pain.

Datum zadání: 31. 12. 2012

Datum odevzdání: 17. 5. 2013

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

Autor práce: Bc. Krejčířiková Ivona

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

Oponent práce: MUDr. Bronislava Schusterová

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení změn svalové aktivity během pětiminutového běhu u pacientů s nespecifickými chronickými bolestmi dolní části zad v návaznosti na dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace. Dále byla hodnocena změna rozsahu pohybu kineziologickými testy, které zahrnovaly Thomayerovou zkoušku předklonu a flexi v kyčelním kloubu. V teoretické části jsou uvedeny základní poznatky o problematice low back pain, strečinku a běhu. Svalová aktivita m. biceps femoris a m. erector spinae byla snímána bilaterálně celkem u 12 pacientů pomocí povrchové elektromyografie. Po terapii došlo k signifikantnímu snížení svalové aktivity všech testovaných svalů na začátku i na konci běhu. Dále byla zaznamenána signifikantní změna parametrů kineziologických testů. Kombinace post-izometrické relaxace a dynamického strečinku byla z hlediska dlouhodobého a léčebného vlivu u pacientů s low back pain efektivní díky snížení svalové aktivity a zvýšení rozsahu pohybu.

Abstrakt v AJ:

The aim of this theses was assessment changes in muscle activity during a five-minute running activity in patients with non-specific chronic low back pain after a two-week therapy included dynamic stretching and post-isometric relaxation. Changes in range of motion using forward bending and hip flexion of hip were further assesment.

In the theoretical section there is describe basic knowledge of low back pain, stretching and running. Muscular activity of biceps femoris and erector spinae were recorded bilaterally in 12 patients using surface electromyography. There was a significant decrease in muscle activity of all tested muscles at the beginning and end of the running activity after treatment. Significant changes were observed also in parameters of kinesiological tests. The combination of the post-isometric relaxation and dynamic stretching was effectively in patients with low back pain in long-term and therapeutic effect due to decreased muscle activity and increased range of motion.

Klíčová slova v ČJ:

chronická bolest zad, strečink, dynamický strečink, post-izometrická relaxace, povrchová elektromyografie, běh

Klíčová slova v AJ:

low back pain, stretching, dynamic stretching, post-isometric relaxation, surface electromyography, running

Rozsah: 147 s., 8 příl.

Místo zpracování: Olomouc

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

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

Olomouc 17. května 2013

podpis

Děkuji své vedoucí Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D. za ochotu, odborné vedení, cenné rady a trpělivost při realizaci diplomové práce. Dále děkuji Ing. Petru Beremlijskému, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat.

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

OBSAH

ÚVOD.....	9
1 TEORETICKÉ POZNATKY	11
1.1 Low back pain	11
1.1.1 Incidence.....	11
1.1.2 Funkční hledisko	12
1.1.3 Bolest.....	14
1.1.4 Nervová regulace ve vztahu k rozvoji svalové dysbalance	15
1.1.5 Stabilita bederní páteře	19
1.1.6 Stabilizace bederní páteře.....	20
1.1.7 Variabilita pohybu	23
1.1.8 Lumbopelvicový komplex.....	23
1.2 Strečink.....	28
1.2.1 Flexibilita a strečink	28
1.2.2 Svaly	29
1.2.3 Vazivové struktury	30
1.2.4 Typy strečinku	32
1.2.5 Benefit strečinku.....	35
1.3 Běh.....	37
1.3.1 Biomechanické hledisko.....	37
1.3.2 Svalová aktivita v běhu	38
1.3.3 Vliv chůze a běhu na osový orgán.....	40
2 CÍLE A HYPOTÉZY PRÁCE	41
2.1 Cíle práce.....	41
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	41
2.2.1 Vědecká otázka 1	41
2.2.2 Vědecká otázka 2.....	42
2.2.3 Vědecká otázka 3.....	42
2.2.4 Vědecká otázka 4.....	43
2.2.5 Vědecká otázka 5.....	44
2.3 Metodika práce	45
2.4 Charakteristika souboru.....	45

2.5	Průběh terapie	45
2.6	Postup při získávání dat.....	46
2.6.1	Příprava pacientů	46
2.6.2	Kineziologická analýza.....	46
2.6.3	Přístrojové vyšetření	48
2.7	Zpracování naměřených dat.....	50
2.7.1	Zpracování kineziologických dat	50
2.7.2	Zpracování elektromyografického signálu	50
2.8	Statistické zpracování	51
3	VÝSLEDKY	52
3.1	Výsledky k vědecké otázce 1.....	53
3.1.1	Vyjádření k hypotézám H_{01} a H_{02}	53
3.2	Výsledky k vědecké otázce 2.....	55
3.2.1	Vyjádření k hypotézám H_{03} a H_{04}	55
3.3	Výsledky k vědecké otázce 3.....	57
3.3.1	Vyjádření k hypotézám H_{05} a H_{06}	57
3.4	Výsledky k vědecké otázce 4.....	63
3.4.1	Vyjádření k hypotézám H_{07} a H_{08}	63
3.5	Výsledky k vědecké otázce 5.....	69
3.5.1	Vyjádření k hypotézám H_{09} a H_{010}	69
4	DISKUZE.....	71
4.1	Ischiokrurální svalstvo v souvislosti s LBP	71
4.2	Rozsah pohybu	73
4.3	Strečink.....	75
4.4	Chůze a běh	79
4.5	Ischiokrurální svalstvo a pohyb	81
4.6	Svalová aktivita a únava m. erector spinae.....	83
4.6.1	Svalová aktivita m. erector spinae.....	83
4.6.2	Únava m. erector spinae	87
4.7	Koordinace pohybu.....	89
4.8	Přínos pro praxi	90
4.9	Limity práce.....	91
	ZÁVĚR.....	93

REFERENČNÍ SEZNAM	94
SEZNAM ZKRATEK	124
SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ	126
SEZNAM PŘÍLOH.....	129
PŘÍLOHY	130

ÚVOD

Pohybová soustava je jedním z nejčastějších zdrojů bolesti v lidském těle. V mnoha případech není nalezen strukturální podklad zdroje bolesti, ale narušení funkce pohybové soustavy projevující se změnou svalového napětí či snížením kloubní mobility. Tyto funkční poruchy pohybového aparátu nemají patologický nálezný, který by byl možný objektivizovat přístrojovým měřením, přesto vedou k významnému patogenetickému řetězci funkčních změn a k rozvoji tzv. nespecifické bolesti (Kolář, 2009, s. 27).

Bolest není pouze nepříjemnou senzoricke a emocionální zkušeností, ale je spojena se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně (Liebenson, 2007, p. 73). Udává se, že vlivem svalové bolesti dochází k narušení strategie řízení pohybu a změně stereotypu, který vede k udržování patologie (Lewit, 2003, s. 36, s. 52; Mense & Gerwin, 2010, p. 264). Změna kontroly pohybu představuje dle některých autorů pravděpodobný mechanismus vedoucí k rozvoji či přetrvání chronické, recidivující bolesti dolní části zad – low back pain (LBP) (Sahrmann, 2002 in Jesse et al., 2010, p. 431; Adams, 2004, pp. 178–188; Langevin & Sherman, 2007, pp. 74–80).

Pokud je funkce určité části pohybového systému oslabená nebo zcela vypadne, volí řídicí systém postup tak, aby byl původní cíl dosažen (Vařeka & Dvořák, 2001, p. 34). Adaptační změny se pak klinicky projevují změnou aktivity vedoucí k rozvoji svalové dysbalance (Mense & Gerwin, 2010, pp. 251–252), jež má negativní důsledky pro celý pohybový aparát (Janda, 1982, s. 16–18).

Autoři se shodují, že obnova rovnovážné aktivity svalových systémů je jednou z podmínek trvalé úpravy poměrů v postižené oblasti pacienta, neboť vzájemná kooperace svalových skupin (hlubokých a povrchových) v součinnosti ostatních komponent vede k optimálnímu funkčnímu postavení, jež je klíčem k harmonicky a ekonomicky vykonávanému pohybu (Janda, 1982, s. 119; Kolář & Lewit, 2005 s. 27; Kolář et al., 2009, s. 343; Lewit, 2003, s. 23). Udržení rovnováhy je pak předpoklad úspěšné prevence (Janda, 1982, s. 119).

Dle Jandy (1982, s. 121), který vychází z Sherringtonových poznatků o reciproční inhibici (inhibiční působení hypertonického svalu na svého antagonistu),

by měla být terapeutická snaha jako první cílena na svalové struktury v hypertonu, neboť ty ještě více tlumí aktivitu již oslabených struktur. Protahování hypertonického nebo až zkráceného svalu, který pasivním natažením nedovolí dosáhnout plného rozsahu pohybu, tak může vést ke spontánnímu zotavení utlumeného svalu nebo jeho zapojení do pohybového řetězce, a tím automaticky ke zlepšení pohybového stereotypu (Janda, 1982, s. 122). CNS běžně neřídí vůlí jednotlivé svaly, ale cílené pohyby, proto je v terapii důležitý celkový návrat účelově řízené motorické funkce, kterou lze obnovit v případě neporušeného strukturálního podkladu.

Cílem práce bylo zjistit, jaký vliv má dvoutýdenní terapie formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na svalovou aktivitu během běhu u pacientů s chronickou bolestí dolní části zad a zda se terapie projeví také změnou rozsahu pohybu. Post-izometrická relaxace umožňující relaxaci hypertonických vláken spolu s kontrolovanými prvky dynamického strečinku, který zahrnuje součinnost více segmentů a svalových skupin, byla testována u 12 pacientů s LBP nespecifického chronického charakteru. Tito jedinci absolvovali pětiminutový běh jak před terapií, tak po ní. Tato dynamická aktivita byla vybrána za účelem zvýraznění možné pohybové patologie a svalové dysbalance, která je u pacientů s LBP předpokládána.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Low back pain

1.1.1 Incidence

Low back pain (LBP) neboli bolest dolní části zad je definována jako bolest lokalizována mezi 12. žebrem a inferiorní gluteální rýhou, s vyřazováním nebo bez vyřazování bolesti do dolních končetin. Celoživotní prevalence LBP se uvádí v rozmezí 60 – 85 % (Krismer & Tulder, 2007; pp. 77–91, Norris, 2000, p. 3).

Podle délky trvání lze bolest rozdělit na akutní (do 6 týdnů), subakutní (do 12 týdnů) a chronickou (více než 12 týdnů). Mezi akutní patří nejčastěji bolesti trvající několik hodin nebo dnů, pro které většinou nemocný nevyhledá lékařské ošetření či analgetickou medikaci. Mezi akutní bolesti zad se mohou také zařadit rekurentní LBP, pokud je mezi atakami období delší než 3 měsíce. Po zjištění a odstranění etiologie obtíží mají akutní bolesti výrazněji lepší prognózu než subakutní či chronické bolesti zad (Ciferská, 2010, s. 10).

Bolesti zad se stávají celosvětovým problémem s výraznou ekonomickou zátěží společnosti (Vacek, 2001, s. 169). Ze statistik vyplývá, že bolesti zad jsou jedním z nejčastějších důvodů návštěvy lékaře, jsou také jednou z nejčastějších příčin pracovní neschopnosti, neboť postihují převážně osoby v produktivním věku. Nejvyšší incidence těchto obtíží se vyskytuje v období mezi 30 a 55 lety života. Roční prevalence u populace v produktivním věku činí přibližně 30 – 40 %, z toho 5 – 10 % osob skončí pracovní neschopností (Kolář, 2009, s. 450). Přestože chronické bolesti zad představují pouhých 5 % veškerých vertebrogenních onemocnění, spotřebovávají až 50 % veškerých finančních nákladů vynaložených na tato onemocnění, což je dáno jak vysokými nepřímými náklady (pracovní neschopnost), tak přímými náklady na léčbu (Bednařík & Kadaňka, 2006, pp. 485–507; Krismer & Tulder, 2007, pp. 77–91).

Udává se, že zhruba 70 % dospělých někdy trpělo vertebrogenními obtížemi, Bonetti et al. (in Kolář, 2009, s. 450) dokonce uvádí, že až 80 % populace je alespoň

jedenkrát za život postižena buďto samotnou bolestí dolní části zad nebo bolestí se současnou ischialgickou propagací.

1.1.2 Funkční hledisko

1.1.2.1 Segment bederní páteře

Z hlediska biomechaniky je za základní funkční jednotku páteře považován pohybový segment páteře. Za funkčně nejvýznamnější, klíčové segmenty, se považují přechodové oblasti, mezi něž se řadí lumbosakroiliakální spojení. To tvoří bázi páteře s rozhodujícím vlivem na statiku a současně přenáší pohyb z dolních končetin na páteř a působí jako tlumič nárazů (Lewit, 2003, s. 35).

Lumbosakrální přechod je považován za *lucos minoris resistentiae páteře* (zranitelnou oblast). Na malé styčné ploše segmentu L5/S1 se koncentruje zatížení dané mj. hmotností celé horní poloviny těla. Horní kontaktní plocha kosti křížové (těla S1) je lehce skloněna dopředu. Tělo L5 (respektive meziobratlová ploténka L5/S1) je fixována pouze vazy, a má proto značnou tendenci sklouznout dopředu a dolů. Smykové namáhání lumbosakrálního přechodu vede k trvalému napětí vaziva a k lokálnímu přetížení svalových skupin. Pokud nedojde ke zhroucení systému (spondylolistézy), jsou přetížené struktury zdrojem bolesti (Dylevský, 2009, s. 71–72).

1.1.2.2 Sektor bederní páteře

Pohybové možnosti bederní páteře lépe vystihují jeho sektory. Z funkčního hlediska se rozlišuje horní sektor (thorakolumbální) a dolní bederní sektor páteře (Dylevský, 2009, s. 89).

Horní bederní sektor je anatomicky vymezen přechodem hrudní a bederní páteře (TH12 – L3). Souvisí s funkcí dolního hrudního segmentu (realizující břišní dýchání) a zároveň se do něj promítají poruchy dolních břišních orgánů a orgánů z horních etáží pánve. Přechodovým segmentem je L3, který představuje funkční předěl mezi účinkem svalů upínajících se na skelet hrudníku a svalů jdoucích k pánvi (Dylevský, 2009, s. 90).

Dolní bederní sektor je přechodovou oblastí mezi L4 a S1, realizuje se zde přenos sil z axiálního skeletu do struktur pánevního kruhu. Zároveň je průsečíkem aktivit vycházející z kyčelních kloubů, z oblasti orgánů malé pánve a pánevního dna a aktivity pelvifemorálních a ischiokrurálních svalů (Dylevský, 2009, s. 90).

Horní i dolní bederní sektor má z hlediska inervace a cirkulace výrazný vztah k dolním končetinám. Proto mají inervační poruchy tendenci k iradiaci bolesti do dolních končetin s následnými poruchami svalového systému – běžný je především tzv. lumboischiadický syndrom (Dylevský, 2009, s. 90).

Je zřejmé, že páteř pracuje jako reflexně řízená funkční jednotka složená z mnoha segmentů. Dojde-li ke změně postavení nebo funkce na jednom konci páteře, projeví se změna i na konci druhém (Lewit, 1996, s. 18).

1.1.2.3 Porucha funkce

Páteř zajišťuje 3 základní funkce: ochranu nervových struktur a podpůrnou funkci, pohybovou osu těla a účast na udržení rovnováhy těla.

K poruše funkce páteře může dojít jak ze strukturálního, tak i funkčního původu. Za funkční poruchu je možné zjednodušeně označit poruchu funkce, u které není možné jako příčinu určit strukturální poruchu pohybového systému (Vařeka & Dvořák, 2001, s. 33). Tento přístup se shoduje s Jandovou definicí funkční patologie pohybové soustavy (Janda, 1999, s. 6–8).

Lewit (in Vařeka & Dvořák, 2001, s. 33) uvádí, že funkční poruchy mají zcela jiná patofyziologická pravidla. Za nejdůležitější kritéria považuje reverzibilitnost a nepřítomnost strukturálních změn, za nejdůležitější vlastnost zřetězení. Většina autorů se shoduje v názoru, že i (teoreticky) čistě funkční porucha může časem přejít do poruchy strukturální (Vařeka & Dvořák, 2001, s. 34). Poruchy strukturální mají pak opět nejčastější klinický projev poruchami funkce (Lewit, 2000, s. 99–101).

Porucha funkce je pak považována za nejčastější příčinu vedoucí k rozvoji bolesti (Lewit, 2003, s. 52). Změna mechanické pohybové funkce sama o sobě nepůsobí klinické projevy ve formě bolesti. Představuje ale nociceptivní podráždění, které vyvolává reflexní změny v segmentu. Práh bolesti je regulován CNS, podráždění musí být dostatečně intenzivní, aby došlo k vyvolání antalgické reakce Bolest

pak může vést ke změně stereotypů a k udržování funkční patologie (Lewit, 2003, s. 36, 52).

1.1.3 Bolest

Bolest v páteři může vzniknout jak v důsledku reverzibilní funkční poruchy bez zjištěných morfologických změn (funkční blokády konkrétního páteřního segmentu nebo řetězení blokády, přetížení svalstva a vazů, onemocnění vnitřních orgánů), tak v důsledku organického poškození páteře, které představuje již zřetelnou materiální změnu ve struktuře páteře (obratlů, meziobratlových plotének, vazů). Konkrétní příčina bolesti je však identifikována pouze v 10 % případů (Mlčoch, 2008, s. 437; Krismer & Tulder 2007, pp. 77–91).

Ani přítomné degenerativní změny se nemusí klinicky projevit, páteř se však stává méně odolnou (Lewit, 1996, s. 22). Např. Allat (1994, pp. 55–57) uvádí, že asi ve 20 – 30 % případů byl při vyšetření zjištěn výhřez meziobratlové ploténky u jinak zdravých jedinců nepociťujících žádné potíže (Kolář & Lewit, 2005, s. 270). Na druhé straně, zhruba u 50 % pacientů, kteří trpí bolestí zad, nejsou zjištěny žádné morfologické změny, přestože mohou být až z 80 % jejich příčinou. Ani negativní nález s využitím zobrazovacích metody tak nemusí patologii ve tkáních vylučovat (Nekula & Krobot, 2001, s. 51–56).

Bolesti vznikající v důsledku funkčních poruch statiky a dynamiky páteře bez přítomnosti morfologických změn se označují jako nespecifické (idiopatické). Velmi často souvisejí se svalovou dysbalancí a poruchou neuromuskulární regulace (Kolář & Lewit, 2005, s. 270; Krismer & Tulder, 2007, pp. 77–91; Novotný, 2003).

Bolest není jen výsledkem strukturálního poškození nebo patologie, ale je nepříjemnou sensorickou a emocionální zkušeností spojenou se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně (Liebenson, 2007, p. 73).

Udává se, že vlivem svalové bolesti dochází k narušení strategie řízení pohybu (Mense & Gerwin, 2010, p. 264). Změna kontroly pohybu představuje dle některých autorů pravděpodobný mechanismus vedoucí k rozvoji či přetrvání chronické, recidivující LBP (Sahrmann, 2002 in Jesse et al., 2010, p. 431; Adams, 2004, pp. 178–188; Langevin & Sherman, 2007, pp. 74–80).

S ohledem na pozměněnou nervovou regulaci je pak předpokládán kineziopatologický model cerebrokortikálního zpracování smyslových vjemů. Bylo prokázáno, že pacienti s LBP vykazují změněnou amplitudu a prostorovou topografii cerebrokortikálních somatosensori-evokovaných potenciálů na bolestivé podněty. Ty pak také vedou ke změněné aktivaci svalů u pacientů s LBP. Díky tomu je předpokládána změna v nervových interakcích vnímání bolesti a motorického projevu v souvislosti s LBP (Knost et al., 1999, pp. 755–764).

Tento předpoklad v souvislosti s LBP pak podporuje zjištěné zpoždění anticipace centrálně vytvářených posturálních reakcí (Jacobs, Henry, Nagle, 2009, pp. 455–458), a dále změny v lumbopelvicke koordinaci, které vedou ke zvýšení páteřních posunů. Ty pak pravděpodobně urychlí kumulaci tkáňového stresu a podpoří vznik opakovaných mikrotraumat (Langevin & Sherman, 2007, pp. 74–80).

Reorganizace systému řízení spolu s adaptačními funkčními změnami svalové koordinace a strategie pohybu v důsledku adaptace na bolest je považována za klíčový faktor v problematice bolestí pohybového systému. V souvislosti s adaptací na bolest byla dále v některých případech zaznamenána zvýšená svalová aktivita, změna koordinace během dynamických cvičení a také snížení vytrvalosti svalů při kontrakci submaximální intenzitou (Mense & Gerwin, 2010, p. 264).

Adaptační změny v důsledku působení bolesti se pak se pak klinicky projevují změnou aktivity vedoucí k rozvoji svalové nerovnováhy (Mense & Gerwin, 2010, pp. 251–252).

1.1.4 Nervová regulace ve vztahu k rozvoji svalové dysbalance

Nervová regulace prostřednictvím senzori-motorické komunikace je základním předpokladem fyziologického pohybového projevu. Aktivita periferních mechanoreceptorů, vizuálního, akustického a vestibulárního receptoru zajišťuje kontinuální senzoricke negativní zpětnou vazbu (feedback). Informace jsou nejprve filtrovány a analyzovány dle důležitosti CNS, pak převedeny na eferentní orgány a přeměněny na motorické odpovědi (Mlíka, 2007).

Vzpřímené držení těla (tzv. posturální funkce těla) a bipedální lokomoce jsou zásadními úlohami CNS. Kdyby veškerá činnost páteře nebyla koordinována svaly

řízenými nervovou soustavou, páteř by se nikdy nemohla projevit jako funkční jednotka (Mlíka, 2007, Lewit, 2003, s. 36).

Adaptace organismu na vertikalizaci (za účasti morfologických a fylogenetických, fyziologických a hlavně funkčních faktorů), vedla k rozvoji dysbalanční predispozice ve smyslu posturální inklinace některých svalů k útlumovým projevům (ve smyslu hypotonie, oslabení, hypoaktivace charakteristické pro fázický systém) a jiných k projevům opačným (ve smyslu hypertonie, zkrácení až kontrakturám charakteristické pro posturální tonický systém) (Janda, 1982, s. 51, Kolář, 2009, s. 65). Z hlediska morfologických funkčních odlišností je lépe hovořit o motorických jednotkách fázických a motorických jednotkách tonických, protože vlastnosti svalových vláken určují příslušné motoneurony. Tonické motoneurony (malé alfa-motoneurony) inervují červená svalová vlákna, mají delší trvání záškubu i dekontrakce, fázické motoneurony (velké alfa-motoneurony) inervují bílá svalová vlákna a vyznačují se opačnými vlastnostmi (kratší trvání záškubu i dekontrakce). U člověka jsou v každém svalu zastoupeny motorické jednotky obou dvou typů v různém poměru, proto jsou svaly nazývány jako svaly smíšené. Podle převahy zastoupení motorických jednotek jsou rozlišovány svaly tonické (posturální) a fázické (kinetické) (Kolář, 2001, s. 154).

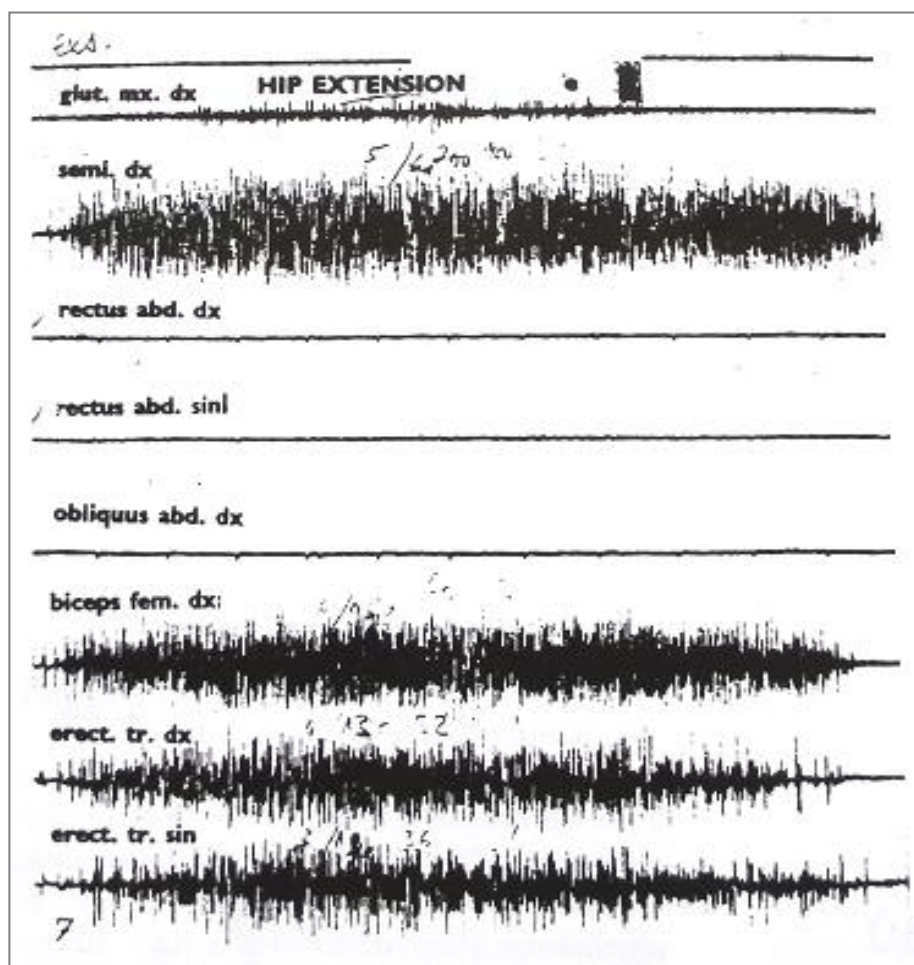
Dle Jandy (2004, s. 279) je rozhodující vlastností svalů jejich antigravitační funkce a za základní polohu, z níž lze vlastní antigravitační funkci odvodit, považuje stoj na jedné končetině. Je-li chůze spolu s úchopem základním motorickým projevem člověka, pak je stoj na jedné končetině vůbec nejčastější posturální situací ve které se člověk nachází, neboť tvoří 85 % elementární jednotky lidské chůze – krokového cyklu (Dvořák, 2007, s. 90). Svaly, které se podílejí na udržení vzpřímeného stoje v průběhu stejné fáze krokového cyklu, pak považuje za svaly posturální v pravém slova smyslu (Kolář, 2001, s. 154).

Právě Janda (in Kolář, 2001, s. 153) (1965) jako první provedl systematické uspořádání dysbalanční predispozice, která je natolik charakteristická, že hovoří o syndromech (horní, dolní a vrstvý syndrom). Při zjištění nedostatečného zapojování či naopak přetěžování určitých svalů a svalových skupin účastnících se držení trupu lze pomýšlet na dysbalanci (Janda in Dvořák, Vařeka, 2000, s. 5).

U pacientů s vertebrogenními poruchami byla v důsledku svalové dysbalance zjištěna typická funkční porucha při extenzi v kyčelním kloubu ve smyslu opožděného

a nedostatečného zapojování m. gluteus maximus. Extenze v kyčelním kloubu pak může být vykonávána pouze pomocí ischiokrurálního svalstva a lumbálních mm. erector spinae. Síla extenze v kyčelním kloubu může zůstat díky této kompenzaci zachována, kvalita pohybu je významně změněna s následky pro hybnou funkci (Lewit, 2003, s. 42). Chybný pohybový střeotyp je zaznamenán na obrázku 1.

Obrázek 1 EMG aktivita během extenze pravé kyčle (Lewit, 2003, s. 42)



Pozn.: m. gluteus maximus l. dx. se aktivuje pozdě nebo málo, naproti tomu je zvýšená aktivita ischiokrurálních svalů vpravo a vzpřimovačů trupu na obou stranách trupu

Legenda: **obliquus abd. dx.** – pravostranný m. obliquus abdominis, **semi. dx.** – pravostranné ischiokrurální svalstvo, **biceps fem. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **erect. tr. dx.** – pravostranný m. erector spinae, **erect. tr. sin** – levostranný m. erector spinae

Svalové dysbalance mohou vznikat jak v důsledku vlivu CNS (např. jako neurologická odpověď na nociceptivní informaci pohybového systému), tak v menší míře v důsledku poruchy v samotném hybném systému. V těchto případech nejde o morfologické postižení hybného systému, ale o reverzibilní změny „reakce“ hybného

systemu, ke kterým dochází na podkladě jeho adaptace (reflexní kompenzace) na změny zevního nebo vnitřního prostředí s cílem zachování homeostázy (Anonymous, 1995, s. 61; Panjabi, 1992a, pp. 383–389). Svalový systém, a tedy i neuromuskulární porucha, je tak v podstatě odrazem stavu senzomotorického systému (Panjabi, 1992a, pp. 383–389; Vele, 2006, s. 30).

Pozměněná aktivace svalů vede k ovlivnění nejenom statiky, ale i ke změně postavení jednotlivých kloubů a jejich pohybových schopností. Jednotlivé pohybové segmenty pak nejsou zatěžovány ve fyziologických směrech, ale způsobem neodpovídajícím optimálnímu rozložení tlaků podle kostních lamel. Změna funkční charakteristiky kloubu bude zpětně ovlivňovat okolní svalstvo, v konečném důsledku může dojít až k ireverzibilní degenerativní odezvě v kloubech (Janda, 1982, s. 16–18). Z tohoto pohledu jsou dle Lewita (2003, s. 22) degenerativní změny již pouhým následkem, adaptační změnou kompenzující dřívější dysfunkci.

Z hlediska vzniku svalových dysbalancí, jež vycházejí z existence dvou svalových systémů, mělo smysl se zde zabývat diferenciací na fázický a tonický systém. Na zachování stability pohybového systému se však svalový systém podílí jako celek (Kolář, 2001, s. 152; Suchomel, 2006, p. 118). Kolář (2001, s. 156) uvádí, že oba systémy (starší tonický i mladší fázický) reagují celkově jako funkční jednotky a jako funkční jednotky jsou reflexně propojeny.

Je důležité si uvědomit, že svaly obou systémů mají vždy i funkci posturální, která přesahuje rámec lokálního stavu svalu (případnou hyperaktivitu až zkrácení nebo oslabení). Kvalita zajištění postury ve smyslu aktivního držení je pak dána tím, nakolik (neboli s jakou kvalitou) jsou jednotlivé svaly či celé svalové skupiny (jak s převahou fázických, tak tonických vláken) včleněny do posturální funkce. Tedy jakým způsobem jsou jednotlivé svalové skupiny schopny koaktivace v kontextu celého tělesného schématu, nejen na úrovni „agonista – antagonistů“. Toto posturální chování může dosahovat různých kvalit v závislosti na vnějších a vnitřních podmínkách. K narušení kvality může dojít kdykoliv (např. změnou aferentace) a jeho změna není tedy omezena pouze na období lidské ontogeneze do prvního roku života (Suchomel, 2006, p. 118).

1.1.5 Stabilita bederní páteře

Stabilita páteře je tvořena třemi subsystémy: pasivním (kostěné a chrupavčité struktury, ligamenta), aktivním (svaly účastnící se přímé stabilizace) a neurálním subsystémem, který ovlivňuje stabilitu prostřednictvím aference z receptorů a následného řízení aktivní složky. Při dysfunkci složky jednoho ze systému tak může dojít buďto k okamžité kompenzační reakci – normalizaci funkce vlivem autoreparačních schopností organismu, nebo k dlouhodobému adaptačnímu procesu jednoho nebo více systémů (Suchomel, 2006, p. 114).

Použití náhradního programu však nese riziko přetížení, dekompenzace a po určité době selhání funkce (Mlíka, 2007). Vyčerpání kompenzačních mechanismů, jež by substituovaly funkci organismu a zajišťovaly určitou kvalitu pohybového projevu, může vést k rozvoji celkové dysfunkce již s přímými důsledky pro pacienta (např. právě s rozvojem LBP) (Panjabi, 1992a, pp. 383–390; Panjabi, 1992b, 390–396; Mlíka, 2007).

Véle (2006, s. 102) z hlediska udržení stabilní výchozí polohy zdůrazňuje proměnlivost tvaru těla a jeho „nestabilitu“. Je-li tato „nestabilita“ trvale korigována, umožňuje značnou flexibilní mobilitu organismu řízenou CNS, která dokáže polohu těla účelově měnit a změnu polohy stabilizovat. Zdůrazňuje tak vliv činnosti svalů řízených z CNS vedoucí k aktivní stabilizaci polohy těla na podložce.

Taktéž Norris považuje za základní rys stability schopnost těla kontrolovat celou škálu pohybu kloubu ve fyziologickém rozsahu, v tomto případě ve vztahu k bederní páteři (Norris, 2000, p. 8). Individuální úroveň stability je pak relativní vzhledem k úrovni flexibility. V souvislosti s LBP je zmiňován jak abnormální rozsah pohybu ve smyslu hypomobility, tak i hypermobility. Instabilita je přítomna tehdy, dojde-li ke ztrátě ochranné svalové kontroly po překročení konečného rozsahu pohybu (ROM) (Norris, 2000, p. 8, 107).

Panjabi považuje za jeden z pilířů stability páteře vazivově-fasciovou a kostěnou složku pohybového systému. Ta představuje strukturu, na níž se svalový systém uplatňuje a zároveň tuto strukturu ovlivňuje. Jedná se modelově o přímou komunikaci mezi sacrobaterálním vazem a úponem dlouhé hlavy m. biceps femoris nebo o přímé spojení tohoto ligamenta s lamina profunda a nepřímou s lamina superficialis thorakolumbální fascie. Dále je popsáno také přímé spojení mezi ligamentem

sacroiliacale s aponeurosou m. erector spinae a s m. multifidus v příslušné oblasti. Dále je zřejmá komunikace mezi lamina superficialis zadního listu thorakolumbální fascie s m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus, částečně s m. obliquus abdominis externus, stejně jako spojení m. transversus abdominis a m. obliquus abdominis internus s thorakolumbální fascií v místě tzv. „laterálního švu“ (Vleeming, 1995, pp. 753–758).

Prostřednictvím tohoto propojení dochází k vzájemnému ovlivnění povrchověji a hluboce uložených svalů. Tato skutečnost je popisována i z hlediska reflexní lokomoce dle autorů Vojta & Peters (1995 in Suchomel, 2006, s. 121) na příkladu vztahu m. latissimus dorsi k autochtonní muskulatuře při reflexním otáčení. Ovlivněním m. latissimus dorsi dojde k oslovení autochtonní muskulatury torakální a lumbální oblasti se snahou o přebrání zodpovědnosti za nejmenší úhlové pohyby jednotlivých segmentů páteře.

Odlišný princip na stabilizaci páteře povrchověji a hlouběji uložených svalů je uveden v následující kapitole.

1.1.6 Stabilizace bederní páteře

Bergmarkova (1989, pp. 1–54) průkopnická studie matematického modelu spinální stability přinesla dělení svalového systému z hlediska anatomických a biomechanických vlastností. Na základě jeho poznatků se někteří autoři zmiňují o tzv. lokálních (hluboce uložených) a globálních (povrchověji uložených) stabilizátorech, které se liší způsobem, kterým se podílejí na stabilizaci segmentů. Do určité míry je také nutné funkci svalů těchto skupin chápat ve vzájemné provázanosti, některé svaly jsou, i když prostřednictvím odlišných částí, zastoupeny v obou skupinách (viz příloha 1, s. 131) (Suchomel, 2006, p. 119). Navíc ani jeden systém nedokáže potřebnou stabilitu určité oblasti v požadované kvalitě docílit sám o sobě (Kolář & Lewit, 2005, s. 273; Lewit, 2001, s. 130–151).

Lokální stabilizátory jsou hluboce uložené svaly transverzospinálního a interspinálního systému spojující sousední segmenty páteře. Úzce tak souvisí se segmentální stabilitou páteře. Při jejich aktivitě dochází k minimální změně jejich délky, která souvisí také s krátkým ramenem síly, a tedy s malou vzdáleností úponu od bodu otáčení. Tato vlákna jsou nepostradatelná v procesu centrace, neboť jsou spíše

zodpovědná za nastavení jednoho segmentu vůči druhému. Optimální participace lokálních stabilizátorů na segmentálním pohybu chrání příslušný segment před vlivem sil sumujících se v čase. Zároveň snižují axiální zatížení meziobratlových disků (Suchomel, 2006, p. 121; Gibbons & Comerford, 2001a, pp. 21–27; Dylevský, 2009, s. 84).

Jejich význam spočívá kromě intersegmentálního průběhu, hlubokého uložení a histochemických vlastností v podstatné proprioceptivní aferentaci (Bastide et al., 1989 in Norris, 2006, p. 94). Uvádí se, že mají asi sedmkrát více svalových vřetének než svaly globální (Bastide et al., 1989 in Norris, 2000, p. 50). Díky citlivým receptorům získávají informace o připravovaných nebo již počínajících odchylkách od střední polohy obratlů, než dojde k destabilizaci (Véle, 2006, s. 110). Lokálním stabilizátorům se tak přikládá schopnost anticipace pohybu (Hogdes, 1999, pp. 74–86; Hodges & Gandevia, 2000, pp. 967–976).

Jako lokální stabilizátory bederní oblasti páteře jsou pak nejvíce diskutovány m. transversus abdominis (ačkoliv m. transversus abdominis intersegmentální průběh příliš nesplňuje), zadní vlákna m. psoas major a m. multifidus (Gibbons & Comerford, 2001a, pp. 21–27; Stanford, 2002, pp. 40–46; Richardson et al. 1999).

Dle Panjabiho konceptu dochází v případě nedostatečného zapojení hlubokých svalů ke změně tzv. neutrální zóny, neboť ta podléhá jejich přímé kontrole (Panjabi, 1992a, pp. 383–389; Panjabi, 1992b, pp. 390–396; Cholewicki, Panjabi a Khachatryan, 1997, pp. 2207–2212; Stanford, 2002, pp. 40–46). Pozice neutrální zóny je označení pro nastavení dvou sousedních obratlů (pohybového segmentu páteře), kdy vektorový součet sil působící na segment je roven nule. Nestabilita v segmentu je pak charakteristická rozšířením zóny, které vede ke zvýšenému zatížení všech komponent kloubů se všemi důsledky (postupná strukturalizace funkční poruchy). Zároveň dochází k převaze globálního svalového systému, který se ze své podstaty účastní více na pohybu silovém, rychlém a méně přesném (Kolář, 2009, s. 129; Suchomel, 2006, p. 117–122).

Na vnitřní segmentovou stabilizaci řízenou krátkými hlubokými stabilizačními svaly navazuje vnější sektorová (celková) stabilizace, probíhající v jednotlivých sektorech páteře, v rozsahu přesahujícím oblast neutrální zóny. Tato stabilizace je náročnější než stabilizace segmentová, podílí se na ni delší a silnější svaly spojující jednotlivé páteřní sektory a připojující končetiny přes jejich pletence k osovému

orgánu, tj. spinokostální a spinohumerální systém, včetně m. erector spinae (Véle, 2006, s. 110–111). Tyto svaly jsou označovány jako globální stabilizátory a jsou předurčeny k likvidaci značné nestability axiálních struktur (Dylevský, 2009, s. 86). Jejich aktivita je při běžné poloze těla (např. ve stoji) poměrně malá, narůstá až při větších výchylkách (např. v předklonu), kdy teprve nastupuje jejich hlavní funkce – integrální stabilizace celého osového systému (Dylevský, 2009, s. 86). Funkce globálních svalů na stabilizačním procesu je tak odlišná a stabilizace s převahou aktivity povrchověji uložených svalů je zároveň méně výhodná (Suchomel, 2006, p. 120).

Převaha funkce globálních stabilizátorů může vést k neideální centraci segmentů, a tedy nedostatečné kontrole neutrální zóny. Hypertonie globálního systému v některých situacích může být identifikátorem dysfunkce hluboko uložených struktur. Suchomel (2006, pp. 122) pak uvádí, že změny ve smyslu hyperaktivity považuje za kompenzační mechanismus zajištění stability v požadovaných mezích. Bolest, pro kterou pacienti vyhledávají odbornou pomoc, je pak známkou vyčerpání nebo vyčerpávání kompenzačních mechanismů.

Adaptační převaha globálního svalového systému navíc přispívá k vypojení lokálních stabilizátorů z pohybových schémat. Stanford (2002, pp. 40–46) popisuje v souvislosti s LBP možnou přestavbu m. multifidus po prodělané atace ze svalových vláken typu I, jejichž převaha je typická právě u hluboce uložených svalů (Norris, 2000 in Suchomel, 2006, p. 120; Gibbons & Comerford, 2001a, pp. 21–27; Gibbons & Comerford, 2001b, pp. 28–33), na typ II. Norris (2000 in Suchomel, 2006, p. 122) pak zmiňuje, že po atace LBP dochází k výrazné atrofii m. multifidus, která je vysvětlována vznikem spazmu jako ochranného mechanismu, vedoucí ke snížení cirkulace a zásobení. Následná atrofie se v literatuře popisuje jako příčina recidivujících bolestí bederní oblasti typu LBP (Hides, Richardson a Jull, 1996, pp. 2763–2769). Přetrvávající bolest pak dle Stanforda (2002, pp. 40–46) přispívá k reflexní inhibici lokálních stabilizátorů, čímž se patologie nadále prohlubuje.

1.1.7 Variabilita pohybu

Stabilita, která se odkazuje na dynamické schopnosti kompenzovat externí odchylku, není jediným nezbytným faktorem, který určuje míru schopnost obstat v různorodém a proměnlivém prostředí. Tou je variabilita, která se vztahuje na schopnost pohybového systému kvalitního projevu ve variabilním prostředí a při různé úrovni zátěže (Granata & England, 2007, pp. 329–330). Zároveň dává prostor pro efektivní adaptaci na změnu podmínek (Handford et al., 1997, pp. 621–640).

Zdravý posturální systém řízení, díky četným propojením mezi svými komponentami, je schopen přizpůsobit se široké škále úkolů a požadavkům okolí (Stergiou & Decker 2011, pp. 15). Pokud systém pracuje s minimálním omezením, pohybový projev je relativně náhodný, čímž pravděpodobně odráží připravenost systému na rychlou reakci při možné změně podmínek. Pokud je však systém narušen nebo poškozen, propojení mezi komponentami je ohroženo. Omezením interakcí mezi komponentami řídicího systému, např. vlivem sensorického výpadku, dojde k předvídatelným výkyvům ve výstupním systému se současným snížením pohyblivosti. Toto snížení variability pohybového projevu pak vede ke snížení schopnosti adaptace systému na různorodost a změnu podmínek (Stergiou & Decker, 2011, p. 15; Cavanaugh et al., 2005, pp. 805–811; Cavanaugh, Guskiewicz a Stergiou, 2005, pp. 935–950).

1.1.8 Lumbopelvicový komplex

1.1.8.1 Mobilita bederní páteře

Rozsah pohyblivosti (mobility) bederní páteře je dán součtem drobných posunů (tzv. sumačního pohybu) kloubních ploch a je přímo úměrný relativní výšce meziobratlových plotének, jež je vztažena k jejich ploše. Jelikož jsou meziobratlové ploténky v bederní oblasti nejširší, umožňují značnou mobilitu. Jejich šířka se zvětšuje kraniokaudálním směrem od L1 až po L4, což ukazuje, že maximum pohyblivosti je v segmentu L4/L5 (Lewit, 1996, s. 50; Dylevský, 2009, s. 81).

Pohyby páteře ve všech rovinách mají specifickou vlastnost – kinetický fenomén (spinal coupling), při kterém dochází k asociaci pohybů ve více rovinách. Je vyvolán rozdílným sklonem kloubních plošek meziobratlových kloubů, zakřivením páteře a diferencovanou účastí jednotlivých svalů jednotlivých svalů generujících pohyb (Dylevský, 2009, s. 81).

Záklon dosahuje až 90 stupňů za účasti hlavně m. erector spinae a pomocné funkce m. gluteus maximus a ischiokrurálních svalů, jež překlápějí pánev nad osou kyčelního kloubu. Udává se, že v záklonu jsou oba sektory bederní páteře spolu s úsekem C6 – TH3 nejzranitelnějšími oblastmi. Předklon je nepoměrně menší, dosahuje přibližně 30 stupňů a je závislý na schopnosti protažení extenzorů trupu. Úklony v bederní páteři jsou udávány v rozmezí 25 – 35 stupňů na každou stranu. Rotace bederní páteře jsou vzhledem k nestejnému zakřivení kloubních plošek pravé a levé strany minimální (5 – 10 stupňů), bederní páteř tedy prakticky nerotuje. Rotace trnů bederních obratlů, kterou můžeme pozorovat při úklonech, není výsledkem pohybu v meziobratlových kloubech, ale je důsledkem nestejně výchylky zadní a přední části těla obratle. Trn bederního obratle se pak vždy vychyluje na stranu úklonu (Čihák, 2008, s. 115; Dylevský, 2009, s. 81–82, s. 87).

1.1.8.2 Pánev

Pánev jako konečný segment osového orgánu tvoří po funkční stránce převodník zátěže mezi osovým orgánem a dolními končetinami. Zajišťuje pevnou a stabilní, ale mírně pružící bázi pro flexibilní páteř. Při funkčních poruchách dolních končetin, při změnách postavení pánve je vždy zhoršena mobilita bederní (a samozřejmě i hrudní) páteře (Véle, 2006, s. 223). Je tak zřejmé, že pro fyziologickou vyváženost držení bederní páteře a její funkci má zásadní vliv postavení pánve a vzájemná funkční souhra segmentů pánevní oblasti (Kolář, 2009, s. 44; McGill, p. 67, 2002).

Odchyly postavení pánve mohou být v rovině sagitální (anteverze, retroverze), frontální (zešikmení pánve), horizontální (laterální posun) nebo může dojít k torzi pánve za současné protisměrné rotace obou pánevních kostí (Véle, 2006, s. 224; Kolář, 2009, s. 44).

Postavení pánve v předozadním směru ve smyslu anteverze a retroverze se řadí k nejčastějším poruchám. Za fyziologické situace je posteroanteriorní úhel mezi zadní

spinou a ramus pubicus 30 stupňů (Kolář, 2009, s. 44). Fyziologický sklon pánve určuje především pelvic tilt (PT). Jedná se o úhel přímky vedené ze středu kraniální desky SI do středu hlavice obou femurů s vertikálou. Za normu je považováno 12 ± 6 stupňů (Kolář, 2009, s. 44, 133).

Sklon pánve výrazně ovlivňuje zakřivení páteře, především velikost bederní lordózy a hrudní kyfózy (Dylevský, 2009, s. 132). Je-li pánevní sklon větší, snižuje se dle Véleho (2006, s. 222) zátěž meziobratlových plotének, nicméně z biomechanického hlediska je podstatný nárůst střížných sil v dolních segmentech bederní páteře (Kolář, 2009, s. 44). S rostoucím úhlem sklonu ploténky se zvyšuje velikost tečné složky reakční síly, normálová složka se naopak zmenšuje. To je důležité pro zatěžování axiálního systému, protože odolnost meziobratlové ploténky proti namáhání ve smyku je menší než proti jejímu stlačování. Zvětšená bederní lordóza vedoucí ke zvětšení sklonu meziobratlové ploténky tak povede ke zmenšení odolnosti meziobratlové ploténky proti působení vnější zátěže. Vnější zátěž, jíž je ploténka vystavena, narůstá při dynamických činnostech (dopadech) (Janura, 2003, s. 76). Karas et al. (1990 in Janura, 2003, s. 76) uvádí, že při tvrdém dopadu na zem je velikost smykových sil asi $10\times$ větší než při klidném stoji. Postavení pánve v předozadním směru je závislé na vyváženosti paravertebrálních extenzorů a svalů, které ovlivňují intraabdominální tlak (břišní svaly, svaly pánevního dna a bránice). Značný význam má vyváženost svalů s vlivem na dolní končetiny upínajících se na pánev – ischiokrurálních svalů neboli hemstringů (m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus) a flexorů kyčelního kloubu (m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius, m. tensor fasciae latae) (Kolář, 2009, s. 44).

Anteverze pánve je spojena se zvětšenou lordózou a vyklenutí břišní krajiny je v rámci svalových dysbalancí výsledkem poruchy rovnováhy mezi oslabenými hýžd'ovými svaly a hyperaktivními flexory kyčelního kloubu, mezi oslabenými břišními svaly a hyperaktivními vzpřimovači trupu, dále mezi oslabenými abduktory a přetíženými adduktory (Lewit, 2003, s. 44). Při porušeném sklonu pánve, především právě při anteverzi, nejsou schopny svaly pánevního dna dostatečné reakce na zvýšený nitrobřišní tlak vyvolaný kontrakcí bránice při nádechu a posturální stabilizaci. Důsledkem je zvýšená aktivita paravertebrálních svalů působící zvýšenou zátěž bederní oblasti (Kolář, 2009, s. 44; Lewit, 2003, s. 44).

V chůzi se porucha rovnováhy mezi oslabenými a přetíženými svaly zvyrazňuje, pro útlum m. gluteus maximus nedochází k extenzi v kyčli, ale následkem hyperaktivity vzpřimovačů k bederní hyperlordóze s opětovným přetěžováním bederní páteře následkem hypermobility v sagitální rovině (Lewit, 2003, s. 44).

Anteriorní sklopení pánve spojeno s hyperlordózou může být způsobeno dvěma mechanismy. Příkré postavení pánve (PI – pelvická incidence), představující úhel mezi hlavicemi femurů a kolmicí vedenou středem sakrální lišty, v rozsahu nad 63 stupňů způsobuje kompenzační bederní hyperlordózu. Při zkrácených flexorech kyčelního kloubu je hyperlordóza sekundární a v tomto případě je lordóza poměrně hluboká a omezená jen na segmenty bederní páteře. Je-li příčinou porušení funkce přední stabilizace bederní páteře, kterou zajišťuje synergie břišních svalů, bránice a pánevního dna, je antevertze pánve pak spíše sekundárním následkem při bederní hyperlordóze. V tomto případě má protáhlý charakter a zasahuje až do střední hrudní páteře (Kolář, 2009, s. 44).

Retrovertze, při níž je pelvická incidence menší než 43 stupňů, je dosaženo aktivitou přímých a šikmých břišních svalů (Véle, 2006, s. 222). Dylevský (2009, s. 136) zmiňuje vliv m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus et semimembranosus, m. gluteus maximus a část m. gluteus medius. Posterioerní sklopení je také nestabilní situací, která vyvolává oploštění lordózy s následným zvýšením zátěže bederních disků zejména při zvedání břemen (Kolář, 2009, s. 44; Véle, 2006, s. 222).

Snížená schopnost anteriorního sklopení vedoucí ke snížení šok-absorpční kapacity bederních segmentů a ke zvýšení tlakové síly na bederní páteř je v literatuře shodně popisována, nicméně příčina tohoto postavení je stále diskutována.

Schopnost anteriorního sklopení pánve je dále zmiňována v souvislosti s lumbosakrálním rytmem.

1.1.8.3 Lumbopelvicový rytmus

Kombinovaný pohyb bederní a pánevní složky neboli lumbopelvicový rytmus umožňuje plný rozsah pohybu předklonu (dotyk daktylionu podlahy). Je-li vyloučen pohyb v bederní páteři a kolenní klouby jsou extendovány, lze pánev naklonit anteriorním směrem vůči femuru zhruba do 90 stupňů flexe v kyčelním kloubu (další

pohyb je limitován napětím svalstva dorzální strany dolních končetin). Další pohyb směrem do flexe je spojen s flexí bederní páteře. Je-li naopak vyloučen pohyb pánve, dosahuje bederní flexe 30 – 40 stupňů, přičemž se většina pohybu odehrává v nižších bederních segmentech (Norris, 2000, p. 34).

Dle Norrise (2000, p. 34) může být při flexi do střední polohy během běžných denních aktivit výrazně redukována flexe bederní páteře s využitím anteriorního sklopení pánve. Norris uvádí, že je-li však tato schopnost sklopení pánve snížena, dochází pak ke zvýšení ohybu v bederní oblasti, čímž se otevírá možnost vzniku bolesti vlivem repetitivního zatížení lumbálních tkání.

1.1.8.4 Pelvifemorální komplex

Ve vztahu k bederní páteři nelze opominout ani pelvifemorální komplex. Prsteneček kostí je velmi rigidní, rozhodující pohyb pelvifemorálního komplexu se proto odehrává až v kyčelních kloubech, odkud je poté přenášen na bederní páteř. Proto se při pohybu v kyčelních kloubech aktivují četné skupiny zádoových svalů. Stejně tak se do osového systému promítá pohyb kyčelních kloubů (Dylevský, 2009, s. 88).

1.2 Strečink

1.2.1 Flexibilita a strečink

Míra normálního pohybu neboli schopnost pohybovat svaly a klouby v celém rozsahu pohybu se označuje termínem flexibilita (Alter, 1997, p. 1). Flexibilita má složku statickou a dynamickou. Statická flexibilita vyjadřuje rozsah možného pohybu kolem kloubu a jeho obklopujících svalů v pasivním pohybu, vnitřní aktivita svalu je tak vyřazena a strečink je prováděn pomocí působící vnější síly. Dynamická flexibilita je dosažena aktivní svalovou činností a vyjadřuje dosažený rozsah pohybu v průběhu aktivních pohybů (Baechle & Earle, 2008, p. 297).

Větší míra flexibility odpovídá většímu rozsahu pohybu. Je jí dosaženo protažením měkkých tkání primárně v oblasti kloubu s cílem zvýšení délky šlacho-svalové jednotky (Taylor et al., 1990, pp. 300–309; Morse et al., 2007, pp. 97–106) a může pomoci sportovcům zlepšit jejich celkový výkon. Někteří autoři považují flexibilitu za výsledek strečinku (Gajdosik, 2001, pp. 87–101; Harvey, Herbert a Crosbie, 2002, pp. 1–13; Shellock, Prentice, 1985, pp. 267–278), nicméně strečink nebyl dosud dobře definován. Z hlediska biomechaniky je strečink popisován v návaznosti na šlacho-svalovou jednotku, jež je zodpovědná za viskoelastickou odpověď v průběhu protažení. (Magnusson et al., 1996b, pp. 373–378). Ve studii Weerapong, Hume a Kolt (2005, pp. 189–206) byl strečink definován jako pohyb používající externí nebo interní síly za účelem zvýšení svalové flexibility nebo rozsahu pohybu v kloubech.

Vlastnost svalů umožňující protažení je definována jako extenzibilita (Mareib, 2001 in Ackland, Elliott, Bloomfield, 2009, p. 191). Extenzibilita měkkých tkání se vztahuje k odporu, který protahovaná tkáň klade. Schopnost svalového prodloužení lze také posuzovat z hlediska jeho tuhosti (Magnusson, 1998, pp. 65–77), jež je definována jako poměr změn síly ke změně délky tkáně (McNair & Stanley, 1996, pp. 313–318).

Strečink se tedy obecně zaměřuje na zvýšení délky šlacho-svalové jednotky, přičemž dochází k současné změně napětí (většinou nepřímo úměrně). Dále je ovlivňována pružnost svalů a funkční rozsah kloubů se snahou dosažení optimální

kloubní pohyblivosti (Page, 2012, p. 109–119; Muchová & Tomanová, 2010 in Cacek & Michálek, 2011).

1.2.2 Svaly

V současné době je funkce svalů ve smyslu kontrakce popisována Huxleyho hypotézou posuvné teorie filament (Huxley & Hanson, 1954, pp. 973–976). Výzkum prokázal, že strečink jako první působí na vlákna aktinu a myosinu, čímž ruší efekt vzájemného propojení, jež nastává během kontrakce. Pokračuje-li strečink dále, titin (jež je zodpovědný za protažitelnost sarcomer) udává resistenci vůči strečinku (klidové napětí). Pokračující strečink přes odpor tkáně může vést k porušení integrity sarcomer (Alter, 1997, p. 4). Ty lze však protáhnout až na 150 % své klidové délky (Wang, 1991, pp. 7101–7105).

1.2.2.1 Svalové napětí

Na napětí kontraktilních svalových vláken (myofibril), složených z filament aktinu a myosinu, se podílí pasivní a aktivní složka. Pasivní složka svalového napětí závisí na strukturálních vlastnostech svalu a okolní vazivové tkáně (viskoelastických vlastnostech). Aktivní složka napětí je dána schopností dynamické svalové kontrakce pod vlivem nervového řízení, konkrétně cestou inervace periferním motorickým neuronem (alfa-motoneuronem) a reflexní aktivací gamma-motoneuronem udržující klidové napětí přednastavením prahu dráždivosti svalových vřetének (Page, 2012, pp. 109–119; Latash, 2008, p. 73; Trojan, 2005, s. 36).

1.2.2.2 Aktivní složka

Při protažení omezují pohyb 3 neurologické mechanismy prostřednictvím vláken ze specializovaných receptorů svalového vřeténka a šlachového tělíska (Hamill & Knutzen, 2009, pp. 116; Čihák, 2008, s. 327).

Primární zakončení svalového vřeténka (typ Ia) jsou senzitivní na svalovou délku i rychlost změn. Při protažení dochází k výraznému nárůstu frekvence

potenciálů. Podnět z primárního zakončení je převeden reflexním míšním obloukem na alfa-motonerony, čím dojde ke svalovému stahu – iniciaci napínacího reflexu. Tato reakce je závislá na rychlosti protažení a neumožňuje relaxaci svalu (Hamill & Knutzen, 2009, pp. 116)

Sekundární zakončení svalového věténka (typ II) postrádají dynamickou senzitivitu a ke zvýšení frekvence akčních potenciálů dochází jen během změny délky svalu (Hamill & Knutzen, 2009, pp. 116; Trojan, 2005, s. 35).

Šlachová tělíska reagují na pasivní protažení, nejvíce se ale aktivují převážně při napnutí šlachy během svalové kontrakce, uplatňují se tak hlavně při dynamických aktivních formách strečinku. Mají převážně ochrannou funkci, informace z tělísek působí útlum alfa-motoneuronů daného svalu (Hamill & Knutzen, 2009, pp. 116; Trojan, 2005, s. 37).

1.2.2.3 Pasivní složka

Je-li sval uvolněn, lze předpokládat, že limitujícím faktorem flexibility nejsou kontraktilní elementy (vlákna) ze sarcomer. Alter (1997, p. 5) považuje za nejdůležitější komponentu vztahující se k pružnosti pojivovou tkáň. Tato nejhojněji se vyskytující tkáň obklopuje svalové struktury na různých úrovních organizace. Svalový odpor vůči strečinku pochází ze síťoviny těchto pojivových tkání. Převažující obsahová složka (kolagenní či elastická) pak výrazně ovlivňuje rozsah pohybu. Alter (1997, p. 5) uvádí, že částečná modifikace pojivové tkáně vlivem rehabilitace či strečinku je částečně možná. Přirozeně elastické vlastnosti zároveň umožňují po protažení návrat měkkých tkání do své původní délky (Ackland, Elliott a Bloomfield, 2009, p. 192).

1.2.3 Vazivové struktury

Motorickou funkci ovlivňuje vazivová tkáň rozložená v měkkých tkáních jak ve formě samostatných útvarů (kloubní pouzdra a ligamenta), tak ve formě vaziva přítomného ve svalu, kde tvoří endomysium, perimysium, epimysium. Tyto vazivové pochvy postupně přechází ve fasciální obal a dále ústí do šlašitého úponu, který končí

na periostu kostěných segmentů nebo v jiných tkáních (např. thorakodorzální fascie) (Véle, 2006, s. 37).

Udává se, že kloubní pouzdro a ligamenta se podílejí na kloubní tuhosti největším podílem (ze 47 %), dále jsou následovány svalovými fasciemi (41 %), šlachami (10 %) a kůží (2 %) (John & Wright, 1962, pp. 824–828).

Ligamenta buďto zpevňují kloubní pouzdra a jsou pak jejich součástí, nebo probíhají mimo pouzdra, a jako izolované vazivové pruhy spojují sousedící kosti. Jsou tak zpevňující a fixační zařízení pohybového systému (Anonymous, 2004). Eventuální ligamentózní léze vede také k narušení mechanoreceptivní funkce, jež je podkladem pro následné motorické řízení tuhosti (stability) kloubu. Výpadek důležité součásti propriocepce povede k částečné deafferentaci kloubu, může vést k inhibici normální neuromuskulární kontroly a destabilizaci kloubu se zvýšeným rizikem zranění (Mlíka, 2007). Šlachy z biomechanického hlediska tvoří systém sekundárních mechanických efektorů, tj. představují pasivní pohyblivý a nosný systém (Anonymous, 2004). Šlachy i ligameta mohou samozřejmě pohyb limitovat, ale vzhledem k jejich opěrné funkci je nežádoucí rozvíjet jejich přílišnou protažlivost s rizikem oslabení integrity kloubu (Alter, 1997, p. 8–9). Pro správnou funkci šlachy je důležitá vysoká kluznost vláken šlachy, která je dána přítomností řídkého vaziva obklopující jednotlivá vlákna (peritendineum internum) i povrch šlahy (peritendineum externum). Systém peritendineí představuje „tekutou fázi šlachy s vysokou hysterezí“, díky které má šlacha schopnost ukládat a následně uvolňovat deformační energii, s následným přenosem síly na skelet (Anonymous, 2004).

Snaha o zvýšení flexibility prostřednictvím strečinku by měla být zaměřena na svalové fascie. A to z toho důvodu, že svaly a jejich fascie jsou pružnější a z hlediska snížení resistance k protažení jsou snadněji modifikovatelné (Alter, 1997, p. 8).

Vazivo ve svalu představuje díky svojí pružnosti sekundární zdroj energie, zároveň pomáhá k vyhlazení rázů záškubu k docílení hladkého průběhu pohybu. Vazivo zpevňuje sval a současně vymezuje rozsah jeho pohyblivosti. Zkrácení vaziva (např. vlivem imobility) omezuje sílu svalu snížením pohybové možnosti vláken při kontrakci, extrémní zkrácení vaziva svalové fascie působí silným tlakem také na cévy a nervová vlákna (Véle, 2006, s. 38).

Véle (2006, s. 38) udává, že pro zachování pružnosti vaziva je pak nezbytné rytmické protahování.

Rozsah pohybu je stanoven samozřejmě také tvarem kostních struktur a obrysem dotykových ploch, které pohyb determinují. Odlišná anatomická stavba mužů a žen tak již sama o sobě předurčuje rozdílnost rozsahu pohybu, což je dobře viditelné na pánvi, neboť ta dobře ilustruje vztah kostních a kloubních struktur v návaznosti na rozsah pohybu. Ženská pánev umožňuje díky jiným konstrukčním charakteristikám větší rozsah pohybu (Alter, 1997, p. 8–9).

1.2.4 Typy strečinku

V závislosti na způsobu provedení je strečink řazen do několika základních kategorií (Alter, 1997, p. 1). Z tohoto hlediska jsou v literatuře popisovány 3 techniky protažení: statický strečink, dynamický strečink a typy proprioceptivních strečinků, pod které lze zařadit také post-izometrickou relaxaci (Alter, 1997, pp. 11–16; Page, 2012, pp. 109–119; Luttgens & Hamilton, 1997, pp. 462–464; Hamill & Knutzen, 2009, pp. 116–117; McGinnis, 2005, pp. 309–310).

1.2.4.1 Statický strečink

Tradiční a nejběžnější prováděný typ strečinku je statický strečink stimulující rozvoj flexibility. Technika využívá výdrž po stanovenou dobu v dosaženém bodě pocitu lehkého tahu svalu. Výdrž v literatuře je doporučována v délce 30 sekund (Buzková, 2006, s. 15; Baechle & Earle, 2008, p. 300; Blanke, 1982, pp. 261–263). Protože statické protažení začíná se svalem uvolněným (nekontrahevaným) a zaujetí žádoucí polohy je pomalé, neaktivuje se napínací reflex (Nelson & Kokkonen, 2009, p. 7). Během pomalého pohybu se snižuje odpověď primárních nervových zakončení svalového vřetenka (typu Ia), jež jsou senzitivní na svalovou délku i rychlost změn. Na konci držené pozice protažení dochází celkově k výrazné redukci Ia sensorického inputu (Hamill & Knutzen, 2009, pp. 116). Pravděpodobnost zranění je tudíž menší, než např. v případě balistického strečinku. Ke zranění svalů nebo pojivové tkáně může ale dojít přílišnou intenzitou provedení (Baechle & Earle, 2008, p. 300).

Velkou nevýhodou toho strečinku je nedostatek jeho specifity. Pohyb je ve své podstatě dynamický proces, statický strečink však nenabízí optimální specifitu v oblasti tréninku a necílí na koordinaci pohybu (Alter, 1997, p. 12).

1.2.4.2 Dynamický a balistický strečink

Dynamický strečink je formou aktivně prováděného strečinku, který se vyznačuje kontrolovanými pomalými nebo rychlými pohyby kloubu v důsledku antagonistické svalové kontrakce v celém rozsahu pohybu (Shellock & Prentice, 1985, pp. 267–278). Jedná se o funkční strečink zahrnující součinnost více segmentů, dochází tak k zapojení více svalových skupin, kloubů a kombinaci rovin, ve kterých je pohyb prováděn. Proto je pro aktivní pohyb (nebo sportovní činnost) více specifický než např. strečink statický (Kovacs, p. 12, 2010).

Zacharewski (1990, p. 228), jež vypracoval dynamický strečinkový program, doporučuje pro větší efektivitu postupné zvyšování rychlosti a rozvoje pohyblivosti po předchozím rozcvičení. Alter uvádí (1997, p. 12), že dynamický strečink vede k rozvoji optimální pohyblivosti – dynamické flexibility, jež je nezbytné pro všechny druhy sportů. Dle autorů Behm & Chaouachi (2011, pp. 2633–2651) dochází díky dynamickému strečinku k větší produkci svalové síly vlivem zvýšené aktivace motorických jednotek (Alter, p. 12, 1997). Dále zlepšuje koordinaci a vede k úpravě svalových dysbalancí (Kovacs, p. 9, 2010). Dynamický strečink připravuje svalový aparát na zátěž, zvyšuje celkovou teplotu těla, svalovou teplotu, zvyšuje prokrvení svalů a vede k jejich protažení, stimuluje nervový systém a pomáhá snížit pravděpodobnost zranění (Kovacs, 2010, p. 9; Baechle & Earle, 2008, p. 300; Frederick, 2011, pp. 21–30). Svým provedením navíc napodobuje pohybové požadavky sportovních aktivit a v důsledku toho je dynamický strečink hojně využíván ve sportovním odvětví jako příprava před výkonem (Nelson & Kokkonen, 2009, s. 7). Pokud je prováděn správně, vede k pozitivní tréninkové adaptaci s následným zlepšením výkonu (Kovacs, p. 13, 2010).

Dynamický a balistický strečink se jeví jako vzájemně si podobné techniky. Díky švihovým pohybům, na kterých je balistický strečink založen, dosahují segmenty konečného rozsahu pohybu. Nicméně balistické strečink se nedoporučuje pro zlepšení flexibility vzhledem ke stimulaci primárních aferentních sensorických neuronů (Ia),

keré vedou k iniciaci napínacího reflexu a zvýšení odporu ve svalu (Hamill & Knutzen, 2009, pp. 116). Dynamický strečink se tomuto negativnímu efektu vyhýbá, nepoužívá švihové pohyby a dosažený kontrolovaný rozsah pohybu je menšího rozsahu než v případě balistického strečinku (Baechle & Earle, 2008, p. 300).

1.2.4.3 Post-izometrická relaxace

Cílem post-izometrické relaxace (PIR) je uvolnění hypertonických vláken ve svalu. Metoda pracuje se svalovou facilitací a postfacilitačně indukovanou inhibicí hypertonických vláken. 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. 58–59).

Dle Lewita (1999 in Chaitow, 2006, p. 14) pak tato metoda demonstruje úzkou souvislost mezi napětím a bolestí, a mezi relaxací a analgezií. Lewit (2003, s. 173, 230) vysvětluje vynikající účinek aktivací malého počtu vláken (s nejnižším prahem dráždivosti), zatímco většina zůstává tlumena, a důsledným vyhýbáním se vzniku napínacího reflexu, neboť prodloužení svalu během relaxační fáze je dosaženo dekontrakcí (nikoliv pasivním protažením) (Lewit, 2003, s. 173; Dobeš, 1997, s. 31).

Doba kontrakce ja pak udávána nejčastěji v rozmezí 5 – 10 sekund v závislosti na autorech. Lewit (2003, s. 173) a Dobeš & Michková (1997, s. 31) udávají přibližně 10 sekund, Greenman (1989 in Chaitow, 2006, p. 10) a Goodridge & Kuchera (1997 in Chaitow, 2006, p. 10) 3 – 5 sekund. Délka relaxační fáze je zcela individuální, trvá tak dlouho, dokud se sval prodlužuje a terapeut vnímá prohlubování relaxace.

Účinek léčení se neprojevuje pouze na svalech, kde je PIR aplikována, ale reflexní cestou i v dalších svalových strukturách (Lewit, 2003, p. 230). Žádná změna v pohybovém systému totiž není omezena pouze na lokální bolest (zde LBP), ve které se nachází, ale má vždy svůj projev v pohybovém systému jako celku a v tomto smyslu jej také ovlivňuje (Kolář, 2003 in Suchomel, 2006, p. 117). Stejně tak PIR provedená na jedné končetině, změní svalové napětí na končetině kontralaterální, která je mj. hodnocena změnou rozsahu v daném pohybu (Vodičková & Dvořák, 1997 in Suchomel, 2006, p. 117).

Hodnota této metody je pak ještě zvýšena možností jejího využití ve formě autoterapie.

1.2.5 Benefit strečinku

Výzkum v oblasti neurofyziologie prokázal adaptační plasticitu v centrálně nervovém systému, díky které lze docílit větší svalové relaxace. Prostřednictvím tréninku se může totiž hranice, při které je vyvolán napínací reflex, snížit, zvýšit nebo modifikovat (Wolpaw & Carp, 1990, pp. 137–142). Wolpaw & Carp (1990, pp. 137–142) potvrdili hypotézu, že pozměněná reflexní činnost pak nakonec modifikuje plasticitu páteřních okruhů míchy.

Dále se předpokládá, že vlivem strečinku dochází ke zvýšení počtu sarcomer v sérii. Tyto nové sarcomery jsou přidávány na konec již existujících myofibril. Výzkumem bylo doloženo, že nově přidané sarcomery jsou zodpovědné za zvýšení svalové délky (Golspink, 1968, pp. 538–548; Williams & Goldspink, 1971, pp. 751–767). Nicméně je stále nejasné, který typ strečinku je z hlediska nárůstu počtu sarcomer nejvýhodnější (Alter, 1997, p. 10).

Strečink vede k dočasným změnám délky fasciálních pochev, které svaly obklopují (epimysium, endomysium, perimysium). Dále byly zjištěny adaptační změny na šlachách, vazech, fasciích a jizvách (Alter, 1997, p. 10).

Vlivem strečinku se zvyšuje pasivní rozsah pohybu a extenzibilita hemstringů. Výzkum však ukázal, že strečink nevede ke zmenšení tuhosti, zvýšená extenzibilita je připisována vyšší toleranci vůči strečinku (Halbertsma & Goëken, 1994, pp. 976–981; Halbertsma, Van Bolhuis a Goëken 1996, pp. 688–692). Ke stejnému závěru dospěla také studie Roberta et al. (2009, pp. 1016–1026), jež se zabývá vlivem třítydenního strečinkového programu u pacientů s muskuloskeletální bolestí. Výzkum také naznačuje, že svalové buňky mohou kontrolovat a opravovat tuhost a mez pružnosti selektivní expresí specifických izoform titinu (Wang et al., 1991, pp. 7101–7105). Svaly se specifickými většími izoformami titinu udržují nejnižší napětí. Meze pružnosti a tendence k iniciaci napětí dosahují až při delších délkách sarcomer. Tato modulace může být ovlivněna tréninkem (Alter, 1997, p. 10).

Předpokládá se, že strečink stimuluje produkci a zachování substancí glykosaminoglykanů (GAGs). GAGs spolu s vodou a kyselinou hyaluronovou

promazávají vlákna pojivových tkání, udržují mezi nimi kritickou vzdálenost, čímž zabraňují vzájemnému dotyku vláken a jejich slepení. Nedochozí tak k tvorbě nadměrného množství vazeb (Akeson, Amiel a Woo, 1980, pp. 95–110).

Nedávné výzkumy naznačují, že mechanická stimulace (protažení nebo odporový trénink) svalu a pojivové tkáně může ovlivnit genovou expresi s následnou modulací tkání k ovlivnění extenzibility svalů a pojivové tkáně (Simpson et al., 1994, 69–94, Sutcliffe & Davidson, 1990, pp. 148–153).

1.3 Běh

Běhu je ve fyzioterapii využíváno spíše jako testu než samotného terapeutického prostředku (Véle, 2006, s. 355). Běžecská aktivita klade daleko větší důraz na správnou funkci pohybového aparátu, je náročnou aktivitou nejenom z hlediska fyzické trénovanosti, ale i z hlediska koordinace pohybu. Vzájemné funkční vazby jsou v pohybu zřetelnější, díky tomu se i malé odchylky v jakékoliv struktuře nebo mechanice mohou v průběhu této dynamické aktivity velmi rychle soustředit do hlavního problému, nebo se mohou zdůraznit. Tyto potuchy motoriky, ač mohou být stále klinicky podprahové, mohou být měřeny (Craik & Oatis, 1995, pp. 397; Krobot & Kolářová, 2011, s. 5).

1.3.1 Biomechanické hledisko

Chůze i běh jsou nejčastější formou lidského pohybu vůbec. Přestože sdílejí některé základy kinetiky a kinematiky, jsou si oba režimy vzájemně výrazně rozdílné (Nilsson, Thorstensson a Halbertsma, 1985, pp. 457–475).

Odlišným parametrem je nejenom nepřítomnost dvouoporové fáze v běhu, ale také rozdílný poměr stojné a švihové fáze, jež se v návaznosti na režimu a rychlosti pohybu mění. Přejít z chůze do běhu je doprovázen náhlým poklesem doby kontaktu se zemí (o 35 %) (Nilsson, Thorstensson a Halbertsma, 1985, pp. 457–475). Dle Enoky (2002, pp. 179–180) stojná fáze krokového cyklu u chůze představuje 60 %, u závodní chůze se snižuje na 50 %, v běhu dosahuje hodnoty 30 %, ve sprintu pouze 20 %. Při přechodu do běhu naopak dochází k výraznému navýšení reakční síly (až o 50 %) (Nilsson, Thorstensson a Halbertsma, 1985, pp. 457–475).

V chůzi je kinetická energie první poloviny stojné fáze chůze přeměněna na gravitační potenciální energii, jež je částečně obnovena během dopředného pádu těla ve druhé polovině stojné fáze. V běhu se při dopadu nohy na zem kinetická a gravitační potenciální energie dočasně ukládá ve formě elastické deformační energie do svalů, šlach, vazů a následně je téměř celá opět využita v propulzní druhé polovině stojné fáze (Full & Koditschek, 1999, pp. 3325–3332; Bishop et al., 2006, pp. 387–392). Značná propulzní síla je potřebná pro rychlé zvednutí těžiště proti

gravitaci, přičemž je nezbytné překonat silou váhu těla až o 20 % v závislosti na rychlosti propulzního impulzu (Véle, 2006, s. 355).

Ke změnám dochází také v závislosti na zvyšující se rychlosti (ať už chůze nebo běhu), zahrnující zvýšení délky kroku a trvání cyklu a snížení oporové fáze (Nilsson, Thorstensson a Halbertsma, 1985, pp. 457–475). Mnoho odlišností, které byly popsány v souvislosti přechodu z chůze do běhu je spojeno se zvýšením intenzity svalové aktivity (Ivanenko Poppele a Lacquaniti, 2006, pp. 602–618; Prilutsky & Gregor, 2001, pp. 2277–2287; Winter & Yack, 1987, pp. 402–411).

V příloze 2 je znázorněna svalová aktivity v chůzi a běhu různou rychlostí. V běhu je oproti chůzi patrný nárůst EMG aktivity všech zobrazených svalů (viz příloha 2, s. 132).

1.3.2 Svalová aktivita v běhu

1.3.2.1 Stojná fáze

Někteří autoři uvádějí největší aktivitu svalů během běhu po dobu kontaktu nohy se zemí, neboť při dopadu dochází k několikanásobnému tělesnému zatížení než je vlastní hmotnost těla, např. Craik & Oatis (1995, pp. 397) uvádějí trojnásobné zatížení. Průměrná frekvence kroku se pohybuje mezi 50 a 70 kroky za minutu (McGinnis, 2005, p. 350), běžec tak může udeřit patou o zem až 5000× v průběhu běžného tréninkového běhu (Craik & Oatis, 1995, pp. 397). Při opakovaných dopadech v průběhu běhu dochází k repetitivnímu zatížení za účasti působení relativně vysokých sil. Během dopadu dochází u běžců k největšímu množství úrazů, dopad je tak nejrizikovější fází z hlediska možného poranění (Craik & Oatis, 1995, pp. 397).

Pro kontrolu postavení pánve je nezbytné funkční zapojení stabilizátorů kyčelního kloubu. Udává se, že m. tensor fasciae latae a m. gluteus medius je aktivní již před samotným dopadem a bržděním pohybu. Síla působící na kyčelní kloub při počátečním kontaktu odpovídá až čtyřnásobku váhy těla v důsledku absorbování nárazů a aktivity abduktorů, během fáze toe-off (odrazu palce) narůstá v důsledku aktivity abduktorů až na sedminásobek. Udává se, že širší anatomická stavba ženské pánve vede k efektivnější práci abduktorů, jejich síla tak dosahuje menších hodnot.

Pro absorpci nárazů při dopadu je také významná úloha hemstringů a m. gluteus maximus (Luttgens & Hamilton, 1997, p. 536). Význam aktivity m. gluteus maximus v běhu výrazně narůstá (Kapandji, 1987, p. 43), ve fázi toe-off působí zevní rotaci, ale se zvyšující se rychlostí běhu jeho podíl na extenzi klesá (Hamill & Knutzen, 2009, p. 219–220; Luttgens & Hamilton, 1997, p. 536), naopak narůstá aktivita hemstringů. Důležitost hemstringů pak vzrůstá ve fázi odrazu pro dosažení extenze v kyčelním kloubu.

Véle (2006, s. 355) ve vztahu ke stabilizaci pánve v oporné fázi uvádí kromě flexorů kolene také m. quadriceps femoris, jež se výrazně aktivuje ještě před iniciálním kontaktem (Puleo, Milroy a Gibas, 2010, s. 21).

1.3.2.2 Švihová fáze

Švihová fáze je delší než fáze stojná. Při pomalém běhu se noha dotýká větší plochou oporné báze, při rychlém běhu se kontakt omezuje na bříška metatarzů a články prstů (Véle, 2006, s. 355).

Po odlepení palce přechází počáteční hyperextenze v kyčelním kloubu ve flexi a opětovnou extenzi za účasti m. iliopsoas, m. rectus femoris, hemstringů. Na odrazu se výrazně podílejí také svaly lýtky (m. gastrocnemius a m. soleus) (Puleo, Milroy a Gibas, 2010, s. 21). M. iliopsoas se spolu s m. rectus femoris podílejí na brždění hyperextenze. M. iliopsoas, jež je aktivní 50 % doby švihové fáze, je svaalem zodpovědným za propulzi těla dopředným směrem. Souhra abduktorů s adduktory kontroluje postavení pánve. V konečném úseku fáze narůstá aktivita m. gluteus a hemstringů, která brzdí narůstající flexi v kyčelním kloubu (Hamill & Knutzen, 2009, p. 218–220; Luttgens & Hamilton, 1997, p. 535). Nejvýznamnější úloha hemstringů, kromě stabilizační funkce, kterou poskytují kyčelnímu a kolennímu kloubu v posturálních situacích, spočívá právě ve schopnosti brždění pohybu excentrickou kontrakcí (McGill, Milroy a Gibas, 2007, p. 68). V této fázi aktivita m. gluteus vzrůstá v závislosti na zvyšující se rychlosti pohybu. Zároveň se zvyšuje aktivita hemstringů ve funkci extenzorů (Hamill & Knutzen, 2009, pp. 218–220; Luttgens & Hamilton, 1997, p. 535).

1.3.3 Vliv chůze a běhu na osový orgán

Hlavní pohyb dolních končetin se přenáší přes pánev i na osový orgán, kde nabývá torzního alternujícího charakteru, protože se pánev při chůzi otáčí protisměrně vzhledem k ramennímu pletenci. Vedle toho dochází i k mírným stranovým a svislým deviacím osového orgánu (Véle, 2006, s. 351).

Při dopadu paty dochází k náklonu extendovaného trupu směrem k oporné končetině. Tato výchylka trupu je pak maximální na konci dvojoporové fáze. Po přechodu do jednooporové fáze dochází k torznímu pohybu páteře, trup se pohybuje vpřed se zachováním úklonu směrem ke stojné končetině (Thorstensson, 1984, pp. 9–22; Véle, 2006, s. 351). Se zvyšující se rychlostí narůstá bederní rozsah pohybu s vyšší úrovní aktivace svalů (Callaghan, 1999, pp. 203–216).

Náklon trupu charakteristický pro chůzi je zachován i v běhu, avšak oproti chůzi, kdy je trup při kontaktu paty se zemí extendován, může být při vyšších rychlostech dopad končetiny doprovázen ventrální flexí trupu (Thorstensson, 1982, pp. 13–20).

Při běhu i chůzi dochází při kontaktu chodidla se zemí k nárůstu aktivity *m. longissimus* a *m. multifidus*. Aktivita narůstá již před kontaktem, obvykle prvotně ipsilaterálními svaly pro kontrolu laterálního úklonu trupu. Ty jsou poté následovány kontrakcí kontralaterálních erektorů páteře, dochází tak k jejich oboustrannému zapojení (Thorstensson, 1982, pp. 13–20).

Švihová fáze je opět spojena se nárůstem aktivity *m. longissimus* a *m. multifidus*, s tím rozdílem, že tentokrát výraznější aktivitu vykazují kontralaterální svaly. Aktivita erektorů se shoduje s extenční aktivitou svalů kyčelního a kolenního kloubu a kotníku. Aktivita svalů bederní oblasti páteře slouží k omezení nadměrného pohybu kontrolou boční flexe a ventrální flexe trupu (Thorstensson, 1982, pp. 13–20).

2 CÍLE A HYPOTÉZY PRÁCE

2.1 Cíle práce

Hlavní cílem práce bylo zhodnocení svalové aktivity v běhu po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace u netrénovaných jedinců s nespecifickými epizodami low back pain.

Dílčím cílem práce bylo zhodnocení rozsahu pohybu po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace u netrénovaných jedinců s nespecifickými epizodami low back pain.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

2.2.1 Vědecká otázka 1

Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou v pětiminutovém běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?

H₀1: Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris l. sin.,
- b) m. biceps femoris l. dx.,
- c) m. erector spinae l. sin.,
- d) m. erector spinae l. dx.

H₀2: Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris l. sin.,
- b) m. biceps femoris l. dx.,
- c) m. erector spinae l. sin.,
- d) m. erector spinae l. dx.

2.2.2 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 dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris l. sin.,
- b) m. biceps femoris l. dx.,
- c) m. erector spinae l. sin.,
- d) m. erector spinae l. dx.

H₀₄: Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:

- a) m. biceps femoris l. sin.,
- b) m. biceps femoris l. dx.,
- c) m. erector spinae l. sin.,
- d) m. erector spinae l. dx.

2.2.3 Vědecká otázka 3

Existuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů v pětiminutovém běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?

H₀5: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin,
- b) m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx.

H₀6: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin,
- b) m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx.

2.2.4 Vědecká otázka 4

Existuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů v běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?

H₀7: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. dx,
- b) m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin.

H₀8: Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:

- a) m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. dx,
- b) m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin.

2.2.5 Vědecká otázka 5

Existuje rozdíl mezi rozsahem pohybu na základě vybraných klinických testů po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?

H₀9: Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu dle Thomayerovy zkoušky předklonu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

H₀10: Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu dle Jandova testu flexe v kyčelním kloubu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:

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

2.3 Metodika práce

V souladu se záměrem diplomové práce bylo provedeno kineziologické vyšetření hodnotící rozsah pohybu a dále měření pomocí přístrojových vyšetřovacích metod k objektivnímu hodnocení realizace pohybu za současného snímání elektromyografického signálu čtyř svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

2.4 Charakteristika souboru

Experiment zahrnoval 12 pacientů (3 muži, 9 žen) ve věku 23 až 26 let (v průměru $24,5 \pm 1,04$ let). Podmínkou pro zařazení do experimentu byly nespecifické epizody low back pain s chronickým charakterem obtíží. Doba trvání subjektivně pociťovaných chronických bolestí bederní páteře odpovídala minimální délce tří měsíců, popř. se charakter obtíží vyznačoval epizodami bolestí, které se opakovaně objevily do dvou let od předešlé epizody.

Do experimentu byli zařazeni pouze jedinci vigilní, orientovaní v čase i prostoru, se schopností spolupráce. Skupina měřených pacientů byla bez diagnostikovaného neurologického a senzorního deficitu, dále bez známek infektu či jiných obtíží, které by mohly zkreslit výsledky měření. Z hlediska sportovní anamnézy a výkonnostního hlediska se jednalo o rekreačně sportující skupinu jedinců, žádný z probandů se v době realizace studie nevěnoval vrcholovému sportu kteréhokoliv odvětví a nikdy se nevěnoval pravidelným běžeckým aktivitám.

Vylučujícími kritérii pro zařazení do studie bylo nedodržení dvoutýdenní terapie formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

2.5 Průběh terapie

Pacienti byli vyšetřeni před zahájením a po ukončení dvoutýdenního programu, který zahrnoval každodenní autoterapii formou dynamického strečinku

a post-izometrickou relaxací. Po vstupním vyšetření byl každý proband názorně a slovně instruován k provádění série cviků formou autoterapie po dobu dvou týdnů s četností 1× denně. Každý proband obdržel ilustrační brožuru s popisem a nákresem daných cviků (viz příloha 3, s. 133).

2.6 Postup při získávání dat

2.6.1 Příprava pacientů

Sledovaná skupina probandů byla na úvod seznámena s cílem měření a souhlasila s účastí na experimentu. Probandi byli po vstupu do laboratoře ve Fakultní nemocnici v Olomouci (FNO) o postupu experimentu instruováni, zúčastnili se jej dobrovolně na základě podepsaného informovaného souhlasu a souhlasili s anonymním zpracováním dat získaných při experimentálním měření a jejich následným využitím s cílem vypracování diplomové práce (viz příloha 4, s. 143). Každý jedinec byl informován o nutnosti absolvování celkem dvou měření – před zahájením stanovené dvoutýdenní terapie formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace a po jejím ukončení. Každému jedinci byla odebrána základní anamnestická data zahrnující věk a osobní anamnézu. Dále bylo zjišťováno subjektivní hodnocení bolesti dle vizuální analogové škály bolesti (VAS) (viz příloha 5, s. 144) a délka trvání obtíží LBP, na základě kterých byly buďto zařazeni, nebo naopak vyloučeni z výzkumu.

Měření obsahovalo přístrojové vyšetření pomocí snímání elektromyografických potenciálů čtyř svalů během běhu na chodícím pásu ForceLink (C-mill). Před samotným měřením byla vždy provedena kineziologická analýza zaměřená na dynamiku pohybu pro sledování vlivu terapie na rozsah pohybu.

2.6.2 Kineziologická analýza

Jedinci byli vyšetřováni v průběhu celého měření ve spodním prádle. Kineziologická analýza zahrnovala aspekční hodnocení jednotlivých segmentů těla,

poté následovaly jednotlivé kineziologické testy (Thomayerova zkouška předklonu, vyšetření zkrácení flexorů kolenního kloubu).

2.6.2.1 Thomayerova zkouška předklonu

U každého probanda byla zhodnocena dynamika pohybu páteře Thomayerovou zkouškou předklonu při plně extendovaných kolenních kloubech.

Výchozí poloha: Klidný stoj, horní končetiny volně podél těla.

Provedení: Z výchozí polohy se vyšetřovaný plynule předklání k podložce s cílem maximálního možného předklonu bez pokrčení v kolenních kloubech.

Hodnocení: Při normálním rozsahu pohyblivosti páteře a nezkrácených flexorech kolen se vyšetřovaný dotkne špičkami prstů podlahy. Sledovaným kritériem byla dosažená vzdálenost daktylionu od podložky (pozitivní Thomayerova zkouška) či jeho přesah při různé úrovni hypermobility, kdy může vyšetřovaný dosáhnout na podlahu celými prsty nebo dokonce celou dlaní. Hodnoty v tomto případě nabývají záporných hodnot) (Janda, 2004, s. 317).

2.6.2.2 Vyšetření zkrácení flexorů kolenního kloubu

Pro ozřejmení stavu kolenních flexorů byl využit Jandův Svalový test spočívající v hodnocení rozsahu flexe kyčelního kloubu z lehu na zádech za plné extenze v kolenním kloubu testované dolní končetiny. U probandů byly hodnoceny vždy obě dolní končetiny.

Výchozí poloha: Výchozí polohou vyšetřovaného byl leh na zádech s horními končetinami volně ležícími podél těla. Netestovaná dolní končetina byla flektována v kyčelním i kolenním kloubu s chodidlem opřeným o podložku. Testovaná dolní končetina spočívala na podložce v nulovém postavení.

Provedení: Pánev na testované straně byla během celého provedení fixována terapeutem, aby nedocházelo k jejímu klopení. Testovaná končetina s extendovaným postavením v koleni byla uchopena terapeutem tak, aby pata vyšetřovaného spočívala v loketním ohbí terapeuta pro zabránění rotace dolní končetiny. Tlak, jenž byl vyvíjen dlaní terapeuta na ventrální stranu bérce vyšetřovaného, zajišťoval stálou extenzi

v kolenním kloubu. Takto uchopená končetina byla terapeutem pasivně flektována v kyčli. Vyšetření bylo ukončeno v okamžiku tendence flexe v kolenním kloubu testované končetiny nebo při klopení pánve posteriorně, popř. při subjektivně vnímané bolesti svalstva dorzální strany stehna.

Hodnocení: Stav flexorů kolenního kloubu byl hodnocen na základě dosaženého stupně flexe v kyčelním kloubu testované končetiny pomocí měření goniometrem v závislosti na těchto kritériích:

- dosahuje-li flexe v kloubu kyčelním 90 stupňů a více, nejde o zkrácení,
- je-li flexe v kloubu kyčelním v rozsahu 80 – 90 stupňů, jedná se o malé zkrácení,
- je-li flexe v kloubu kyčelním menší než 80 stupňů, jedná se o velké zkrácení (Janda, 2004, s. 288–289).

2.6.3 Přístrojové vyšetření

Přístrojové měření se uskutečnilo v Kineziologické laboratoři Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd a FNO s využitím chodícího pásu ForceLink (C-mill). Prostřednictvím metody povrchové elektromyografie byl získáván obraz o aktivitě jednotlivých svalů.

2.6.3.1 Povrchová elektromyografie

Experimentální metoda povrchové elektromyografie byla použita pro zhodnocení svalové aktivity v běhu na C-millu. Pro snímání bioelektrických signálů svalů, které podávají informace o neuromuskulární činnosti, byl využit 16 kanálový polyelektromyograf firmy Noraxon typ TeleMyo T G2. Povrchová svalová aktivita byla snímána bipolárně pomocí jednorázových samoadhezivních elektrod oválného tvaru typu Kendall H92SG o velikosti 48×34 mm umístěných paralelně s průběhem svalových vláken na povrchu středu svalového břicha testovaného svalu. Referenční elektroda typu H1247G o Ø 24 mm byla připevněna na kostěný výběžek (capitulum fibulae nebo patela).

Příprava probanda k měření spočívala v očištění kožního krytu v předpokládané oblasti aplikace snímacích senzorů pro optimalizaci výsledného signálu. Kůže byla důkladně očištěna abrazivní pastou, poté očištěna vlhkým a následně suchým ručníkem. Na střed svalového bříška testovaného svalu, v návaznosti na předcházející palpační verifikaci během svalové kontrakce, byly následně nalepeny dvě elektrody se vzájemnou vzdáleností 1 cm. Na kostěné výběžky byla připevněna referenční elektroda. Následně byly samolepící elektrody propojeny s elektromyografem pomocí příslušných svodů. Elektromyograf byl v běhu připevněn k rámu ForceLink chodníku nebo držen vyšetřujícím terapeutem, aby neovlivňoval pohybový stereotyp běhu jedince. Bioelektrické signály byly snímány po celou dobu měření bilaterálně u těchto svalů:

- m. biceps femoris (BF),
- m. erector spinae (ES), lumbální oblast.

Selektivní aktivací jednotlivých testovaných svalů na surovém elektromyografickém záznamu byla ověřena správnost nalepení elektrod, poté byly předzesilovače důkladně připevněny lepicí páskou ke kůži, aby došlo k eliminaci vzniku artefaktů.

Elektromyograf byl sesynchronizován s videozáznamem.

2.6.3.2 ForceLink (C-mill)

Bioelektrické signály svalové aktivity byly snímány v průběhu dynamické činnosti – v souvislém pětiminutovém běhu rychlostí 8 km/h. Běh byl využit jako prostředek ke zvýraznění možné pohybové patologie a svalové dysbalance. Pro standardizaci podmínek byl využit chodící pás s integrovanou silovou plošinou ForceLink (C-mill) délky 3,6 m.

Každý proband se zúčastnil výše popsaného měření celkem 2×. Po absolvování prvního měření byla probandovi předána metodika cviků zahrnující dynamický strečink a prvky post-izometrické relaxace. Proband dle návodu cvičil 1× denně po dobu dvou týdnů formou autoterapie. Následně proběhlo druhé měření podle stejného postupu a za shodných vnějších podmínek.

2.7 Zpracování naměřených dat

2.7.1 Zpracování kineziologických dat

Hodnoty Thomayerovy zkoušky předklonu dosažené před dvoutýdenní terapií formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace a po jejím ukočení byly zaznamenány do tabulky v programu Microsoft Office Excel, kde byly vypočítány průměrné hodnoty. Data byla následně dále zpracovávána statisticky.

2.7.2 Zpracování elektromyografického signálu

Výsledný surový elektromyografický signál získaný z programu MyoResearch XP Master Edition 1,07, kde byl signál rektifikován a poté vyhlazen střední kvadratickou hodnotou RMS (parametr Root Mean Square) o hodnotě 250 ms. Tento signál byl dále zpracováván v protokolu Standart Report Average Activation.

Klidová EMG hodnota byla získána na začátku každého měření z 20 sekundového úseku vzpřímeného stoje, v programu Microsoft Office Excel byla vypočítána průměrná elektromyografická hodnota parametr Mean a směrodatná odchylka SD.

EMG aktivita v rámci běhu na C-mill chodníku byla zpracovávána v průběhu 10 krokových cyklů, vždy **na začátku a na konci pětiminutového běhu rychlostí 8 km/h**. Upravený záznam elektromyografického signálu daných úseků v protokolu Standart Report Average Activation byl nejprve hodnocen aspekci z hlediska svalové koordinace, protože za fyziologických okolností by mělo během dynamické činnosti docházet k plynulému nárůstu a poklesu amplitudy signálu (Krobot & kolářová, 2011, s. 44).

Další úpravy probíhaly opět v programu Microsoft Office Excel pro získání hodnot o aktivitě jednotlivých svalů. Od průměrné hodnoty svalové aktivity samostatně hodnocených úseků 10 krokových cyklů byla odečtena konkrétní průměrná

hodnota klidného 20 sekundového stoje ze začátku daného měření. Hodnoty byly dále zpracovávány statisticky.

2.8 Statistické zpracování

Statistické vyhodnocení bylo realizováno v programu Statgraphics. Vzhledem k ověřené normalitě, na základě šikmosti a špičatosti dat v programu Statgraphics, byly využity jednovýběrové párové t testy založené na Studentovém t rozdělení, hladina významnosti byla volena jako 0,05.

Grafické znázornění statistických výsledků vědeckých otázek 1, 2 a 5 bylo provedeno v programu Microsoft Office Excel.

Pro grafické znázornění statistických výsledků vědeckých otázek 3 a 4 byl využit program TriloByte Statistical Software Modul QCExpert. Pro grafické zpracování dat bylo využito párové porovnání, které analyzuje jeden a týž soubor měřený za dvou různých podmínek. Cílem bylo zjistit, zda tyto podmínky (v tomto případě terapie formou dynamického strečinku a pos-tizometrické relaxace) ovlivňují měřenou hodnotu.

3 VÝSLEDKY

Tabulka 1 zobrazuje průměr a směrodatnou odchylku hodnot svalové aktivity m. biceps femoris l. sin. et l. dx. a m. erector spinae l. sin. et l. dx. v běhu.

Tabulka 1 Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů během běhu

	Před terapií [μV]				Po terapii [μV]			
	Z_běh		K_běh		Z_běh		K_běh	
	X	SD	X	SD	X	SD	X	SD
BF l. sin.	77,68	19,92	71,45	22,32	60,57	18,60	58,18	18,00
BF l. dx.	79,03	18,23	78,18	21,09	56,99	18,30	60,56	21,18
ES l. sin.	66,11	19,15	71,76	24,69	47,17	14,66	57,36	18,83
ES l. dx.	58,89	15,56	72,18	22,68	47,43	13,43	59,36	17,90

Pozn.: průměrné hodnoty svalové aktivity v μV po odečtu průměrné hodnoty klidového stoje (Mean parametr), ze kterých byly následně vypočítány směrodatné odchylky SD

Legenda: μV – mikrovolt, Z_běh – začátek běhu, K_běh – konec běhu, X – průměr, SD – směrodatná odchylka, BF l. sin. – levostranný m. biceps femoris, BF l. dx. – pravostranný m. biceps femoris, ES l. sin. – levostranný m. erector spinae, ES l. dx. – pravostranný m. erector spinae

Tabulka 2 zobrazuje průměr a směrodatnou odchylku hodnot jednotlivých kineziologických testů.

Tabulka 2 Základní veličiny popisné statistiky kineziologických testů

	Před terapií		Po terapii	
	X	SD	X	SD
Jandův test LDK [ve stupních]	74,58	6,28	77,08	8,03
Jandův Test PDK [ve stupních]	77,08	8,03	86,25	8,69
Thomayer_Zk [cm]	5,58	6,55	-1,67	3,73

Pozn.: průměrné hodnoty Jandova testu flexe v kyčelním kloubu levé a pravé dolní končetiny jsou uvedeny ve stupních dosaženého rozsahu pohybu, následně z nich byly vypočítány směrodatné odchylky SD; Thomayerova zkouška předklonu je uvedena cm, která udávají odchylku od normy, tj. dotyk daktylionu podložky, z hodnot byly následně vypočítány SD

Legenda: LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Thomayer_ZK – Thomayerova zkouška předklonu, X – průměr, SD – směrodatná odchylka

3.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1, ve znění „*Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?*“, byla řešena ve dvou hypotézách (H_01 a H_02). Cílem bylo zjistit, jaká je svalová aktivita jednotlivých svalů během běhu po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrická relaxace.

3.1.1 Vyjádření k hypotézám H_01 a H_02

Hypotézu H_01 , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:*

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

Hypotézu H_02 , ve znění: „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:*

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

Výsledky pro ověření hypotézy H_01 a H_02 jsou uvedeny v příloze 8 (s. 147) a znázorněny v grafu 1 a 2 (s. 56).

V grafu 1 (s. 56) jsou graficky znázorněny průměry svalové aktivity deseti krokových cyklů *m. biceps femoris* bilaterálně na začátku a na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

V grafu 2 (s. 56) jsou graficky znázorněny průměry svalové aktivity deseti krokových cyklů m. erector spinae bilaterálně na začátku a na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

3.2 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 a H_04). Cílem bylo zjistit, jaká je svalová aktivita konkrétního svalu na začátku a na konci běhu, a současně srovnat aktivitu vzájemně.

3.2.1 Vyjádření k hypotézám H_03 a H_04

Hypotézu H_03 , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu před dvoutýdenní terapií formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:*

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

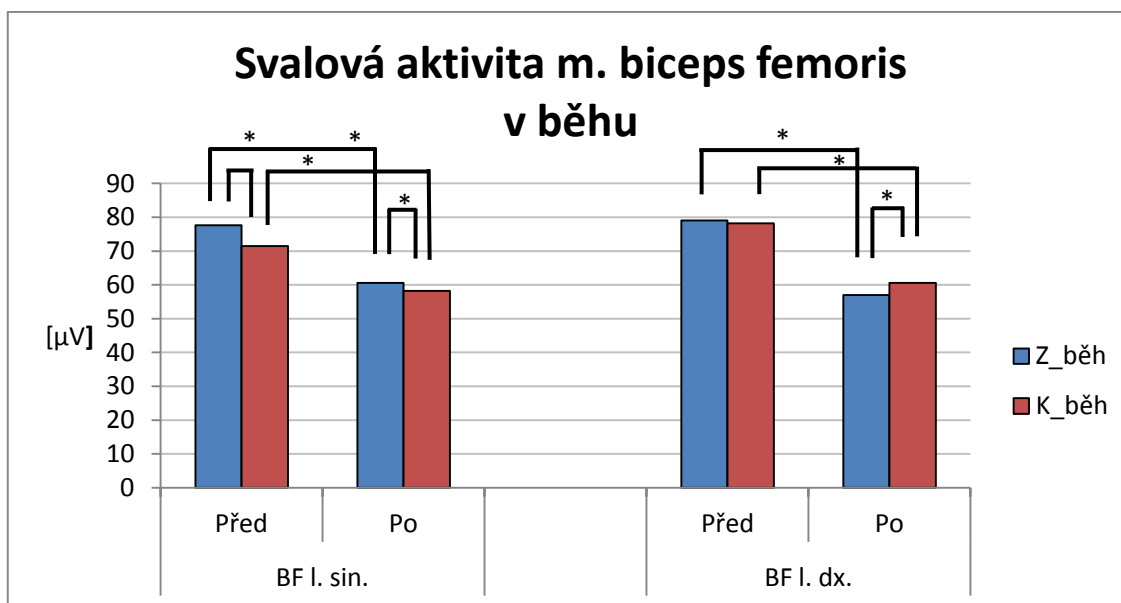
Hypotézu H_04 , ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi svalovou aktivitou na začátku a na konci pětiminutového běhu po dvoutýdenní terapii, konkrétně u:*

- a) *m. biceps femoris l. sin.* “: **zamítáme.**
- b) *m. biceps femoris l. dx.* “: **zamítáme.**
- c) *m. erector spinae l. sin.* “: **zamítáme.**
- d) *m. erector spinae l. dx.* “: **zamítáme.**

Výsledky pro ověření hypotéz H_03 a H_04 jsou uvedeny v příloze 8 (s. 147) a znázorněny v grafech 1 a 2 (s. 56).

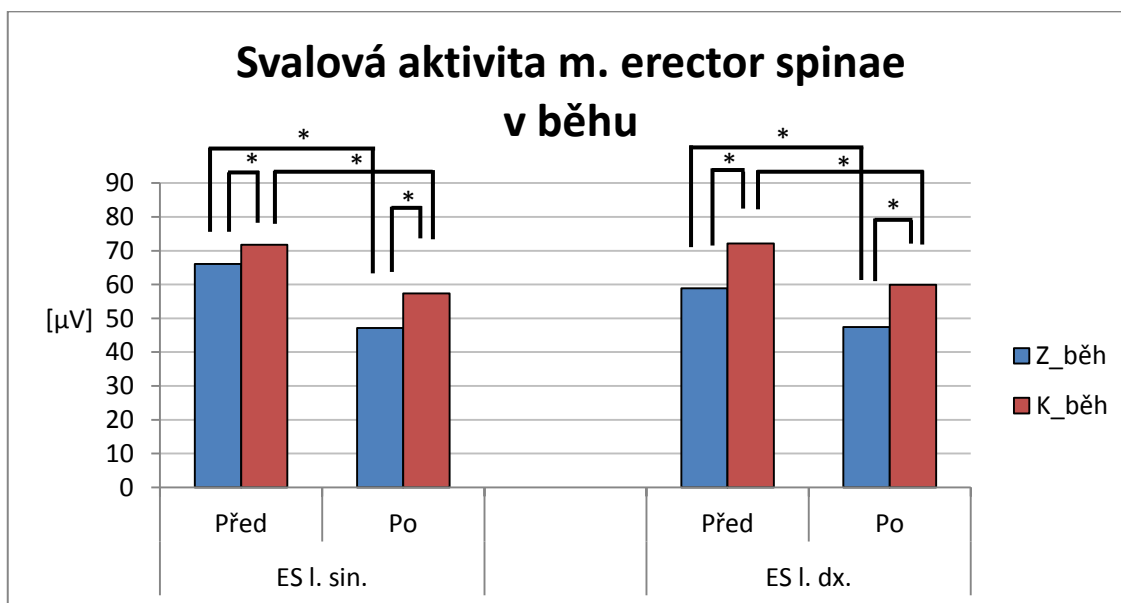
V grafech 1 a 2 (s. 56) jsou graficky znázorněny průměry svalové aktivity deseti krokových cyklů sledovaných svalů na začátku a na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

Graf 1 Svalová aktivita m. biceps femoris bilaterálně na začátku a na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Legenda: µV – mikrovolt, **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **Z_běh** – začátek běhu, **K_běh** – konec běhu, * – $p < 0,05$

Graf 2 Svalová aktivita m. erector spinae bilaterálně na začátku a na konci pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Legenda: µV – mikrovolt, **ES l. sin.** – levostranný m. erector spinae, **ES l. dx.** – pravostranný erector spinae, **Z_běh** – začátek běhu, **K_běh** – konec běhu, * – $p < 0,05$

3.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3, ve znění „*Existuje rozdíl mezi vzájemným vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?*“, byla řešena ve dvou hypotézách (H₀₅ a H₀₆).

Cílem bylo zjistit jaká je svalová aktivita homolaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace a posoudit změnu jejich vzájemného vztahu před a po terapii.

3.3.1 Vyjádření k hypotézám H₀₅ a H₀₆

Hypotézu **H₀₅**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

a) *m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin.*“: **není možné zamítnout.**

b) *m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx.*“: **zamítáme.**

Hypotézu **H₀₆**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity homolaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

a) *m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin.*“: **není možné zamítnout.**

b) *m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx.*“: **zamítáme.**

Výsledky pro ověření hypotézy H₀₅ a H₀₆ jsou uvedeny v příloze 8 (s. 147) a znázorněny v grafech 3 – 10 (s. 59–62).

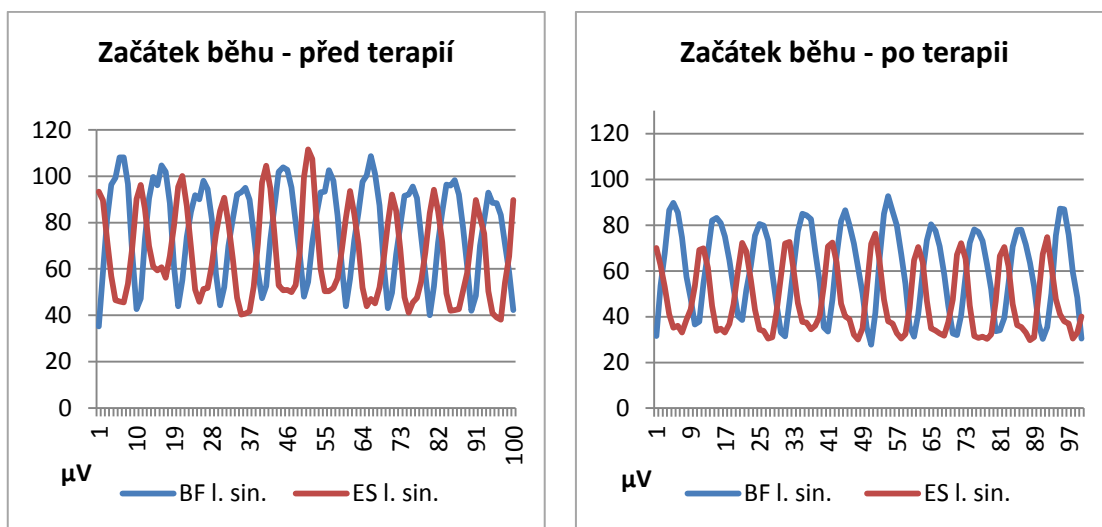
V grafech 3 a 5 (s. 59–60) je grafické vyjádření homolaterálních svalů během 10 krokových cyklů na začátku pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

V grafech 4 a 6 (s. 59–60) je grafické vyjádření závislosti vztahu homolaterálních svalů na začátku pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

V grafech 7 a 9 (s. 61–62) je grafické vyjádření zapojení homolaterálních svalů během 10 krokových cyklů na konci pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

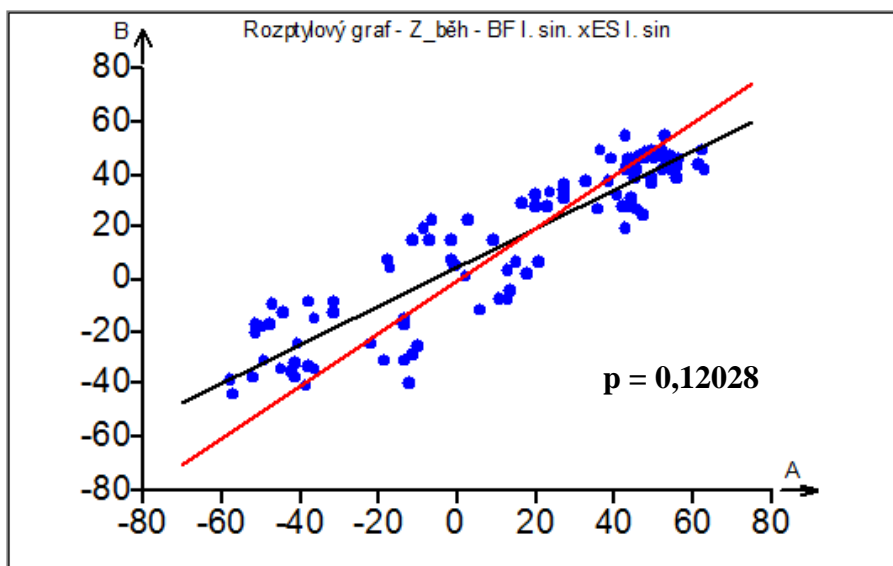
V grafech 8 a 10 (s. 61–62) je grafické vyjádření závislosti vztahu homolaterálních svalů na konci pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

Graf 3 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin a m. erector l. sin. **na začátku běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrickou relaxaci



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

Graf 4 Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. sin. **na začátku běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace

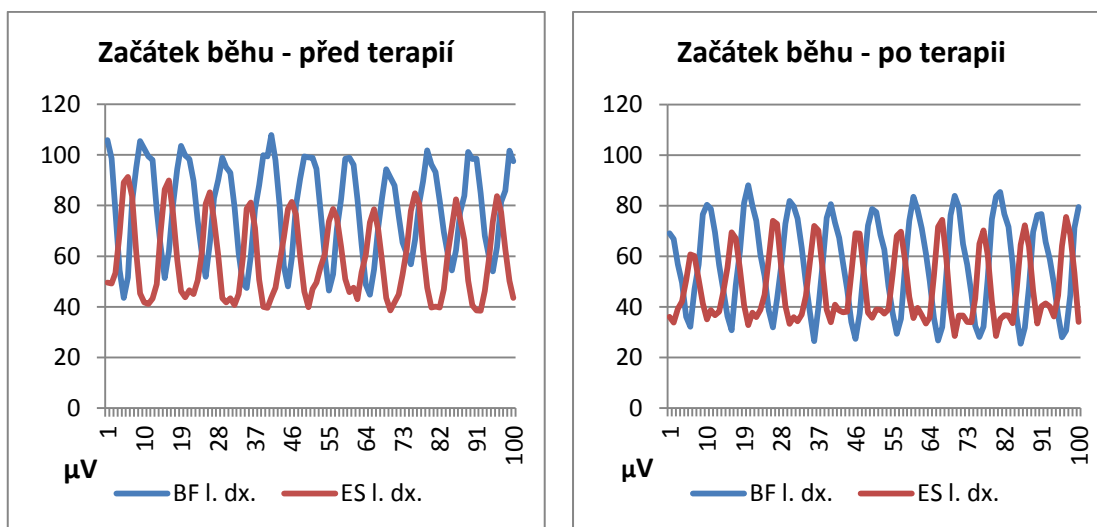


Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **neovlivnila** vzájemný vztah svalů homolaterálních levostranných svalů na začátku běhu ($p = 0,12028$)

Pozn.: červená křívka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křívka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

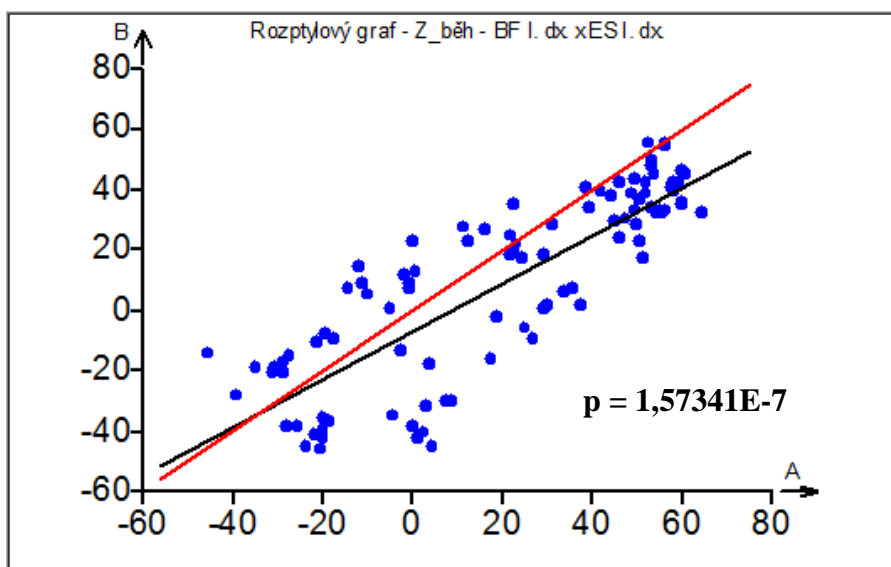
Legenda: **Z_běh** – začátek běhu, **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **ES l. sin.** – levostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

Graf 5 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. **na začátku běhu** před a po dvou týdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



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

Graf 6 Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. **na začátku běhu** před a po dvou týdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace

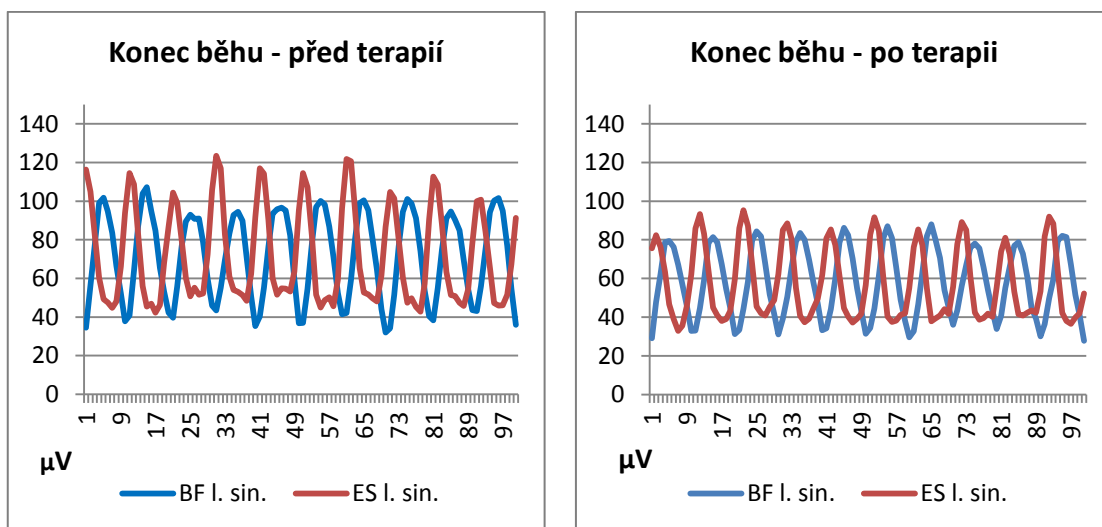


Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **ovlivnila** vzájemný vztah svalů homolaterálních pravostranných svalů na začátku běhu ($p = 1,57341\text{E}-7$)

Pozn.: červená křivka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křivka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

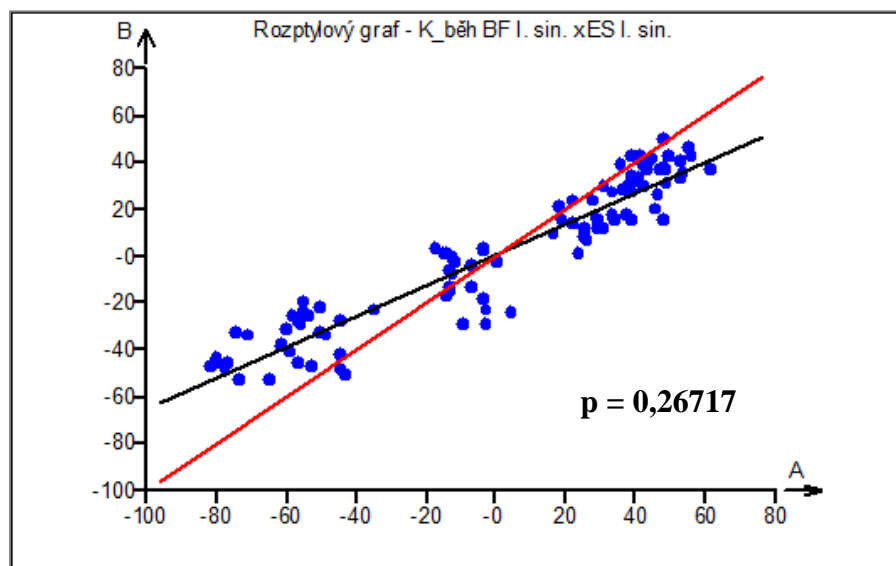
Legenda: **Z_běh** – začátek běhu, **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **ES l. dx.** – pravostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

Graf 7 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin. **na konci běhu** před a po terapii dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



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

Graf 8 Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin. **na konci běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace

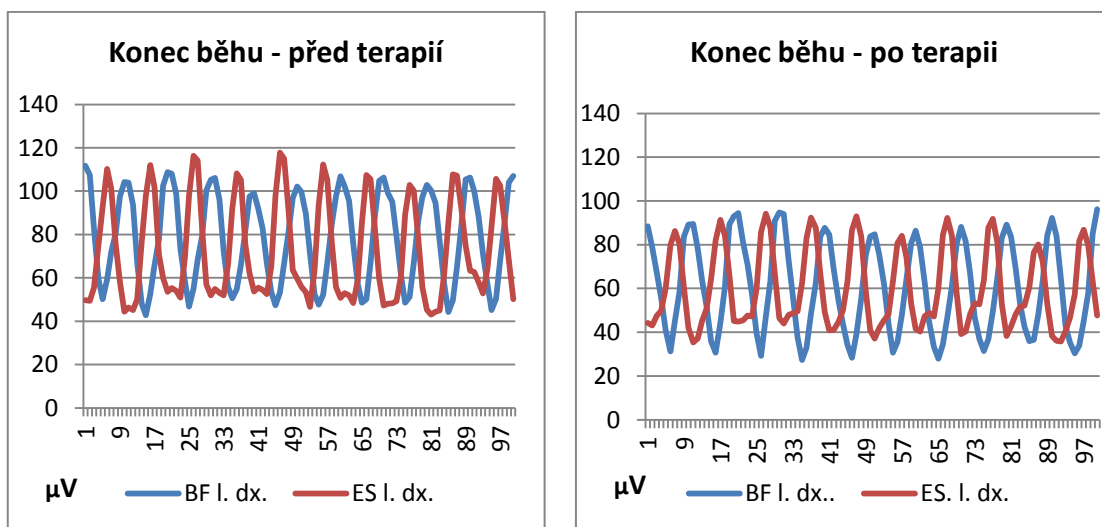


Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **neovlivnila** vzájemný vztah svalů homolaterálních levostranných svalů na konci běhu ($p = 0,26717$)

Pozn.: červená křivka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křivka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

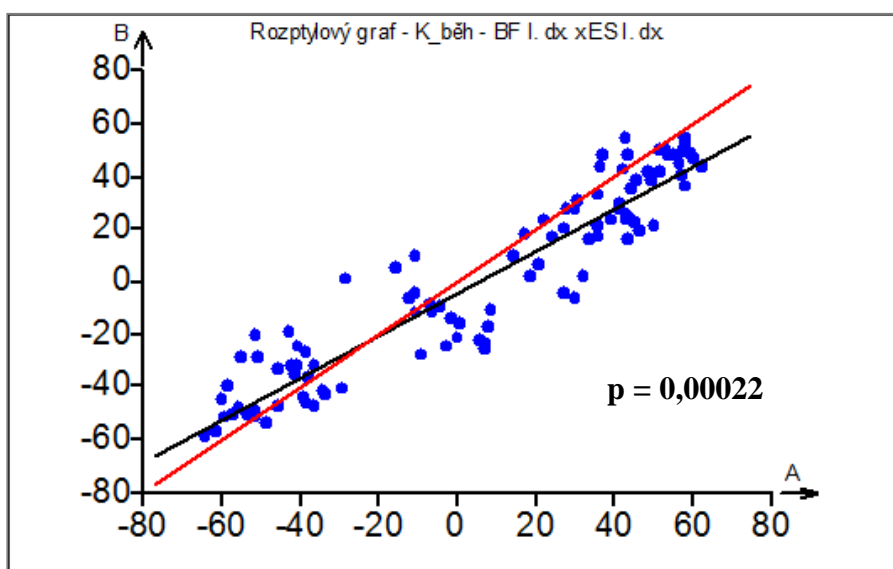
Legenda: **K_běh** – konec běhu, **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **ES l. sin.** – levostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

Graf 9 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. **na konci běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



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

Graf 10 Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. **na konci běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **ovlivnila** vzájemný vztah svalů homolaterálních pravostranných svalů na konci běhu ($p = 0,00022$)

Pozn.: červená křívka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křívka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

Legenda: **K_běh** – konec běhu, **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **ES l. dx.** – pravostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

3.4 Výsledky k vědecké otázce 4

Vědecká otázka 4, ve znění „*Existuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů během pětiminutového běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?*“, byla řešena ve dvou hypotézách (H₀₇ a H₀₈).

Cílem bylo zjistit jaká je svalová aktivita kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace a posoudit změnu jejich vzájemného vztahu před a po terapii.

3.4.1 Vyjádření k hypotézám H₀₇ a H₀₈

Hypotézu **H₀₇**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na začátku pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

- c) *m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. dx.* “: **zamítáme.**
- d) *m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin.* “: **zamítáme.**

Hypotézu **H₀₈**, ve znění: „*Neexistuje rozdíl mezi vztahem svalové aktivity kontralaterálních svalů před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na konci pětiminutového běhu, konkrétně mezi:*

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

Výsledky pro ověření hypotéz H₀₇ a H₀₈ jsou uvedeny v příloze 8 (s. 147) a znázorněny v grafech 11 – 18 (s. 65–68)

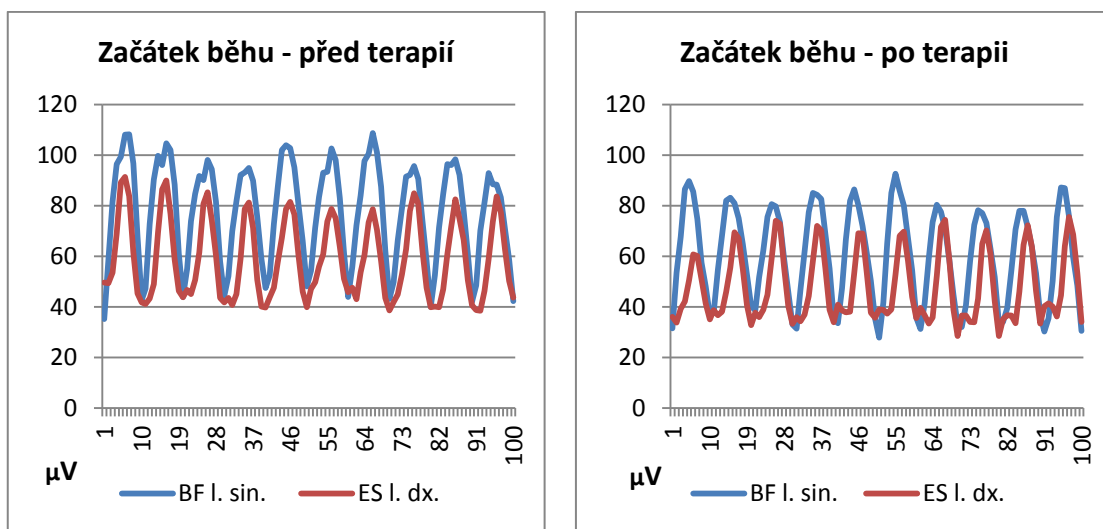
V grafech 11 a 13 (s. 65–66) je grafické vyjádření zapojení kontralaterálních svalů během 10 krokových cyklů na začátku pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

V grafech 12 a 14 (s. 65–66) je grafické vyjádření závislosti vztahu kontralaterálních svalů na začátku pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

V grafech 15 a 17 (s. 67–68) je grafické vyjádření zapojení kontralaterálních svalů během 10 krokových cyklů na konci pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

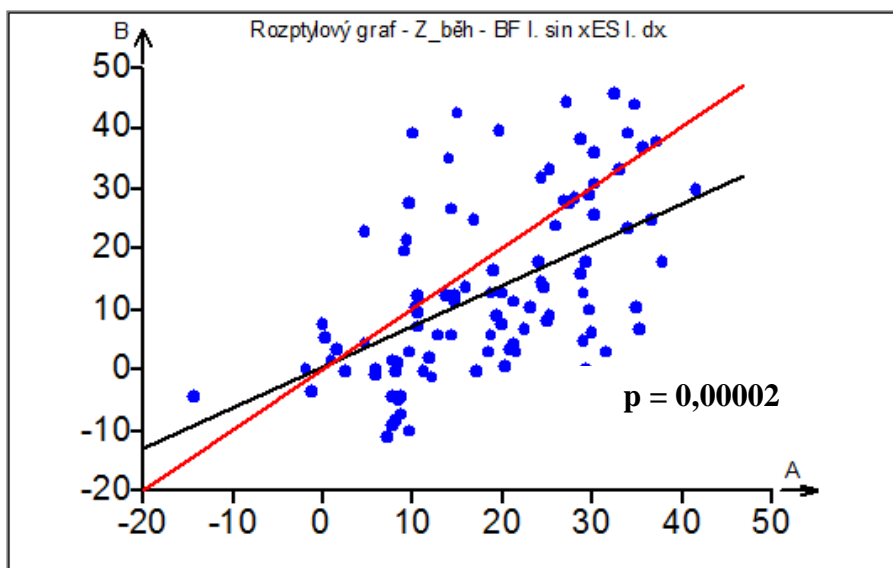
V grafech 16 a 18 (s. 67–68) je grafické vyjádření závislosti vztahu kontralaterálních svalů na konci pětiminutového běhu před a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

Graf 11 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. dx. **na začátku běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Legenda: **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **ES l. dx.** – pravostranný m. erector spinae, μV – mikrovolt

Graf 12 Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. dx. **na začátku běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace

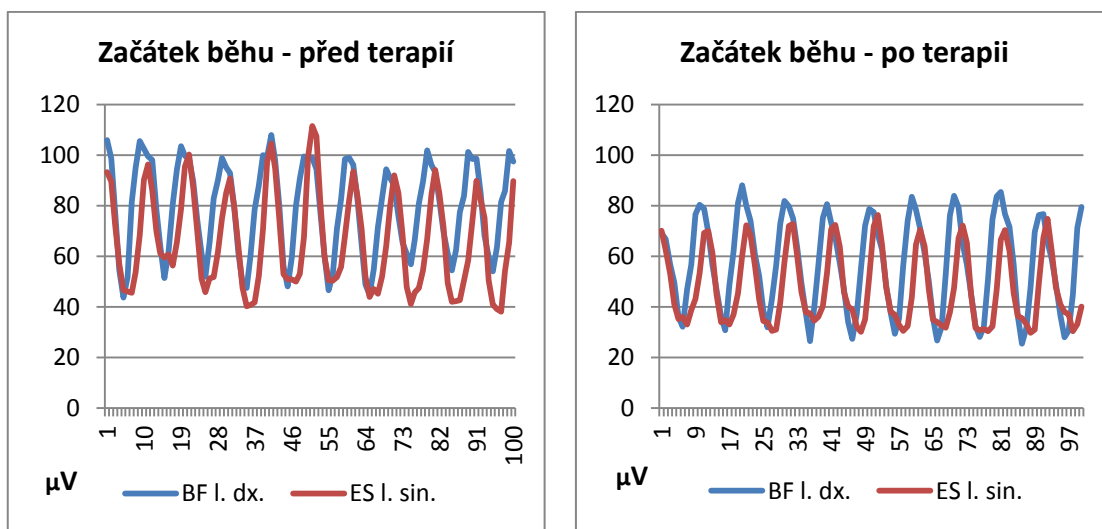


Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **ovlivnila** vzájemný vztah svalů kontralaterálních svalů na začátku běhu ($p = 0,00002$)

Pozn.: červená křivka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křivka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

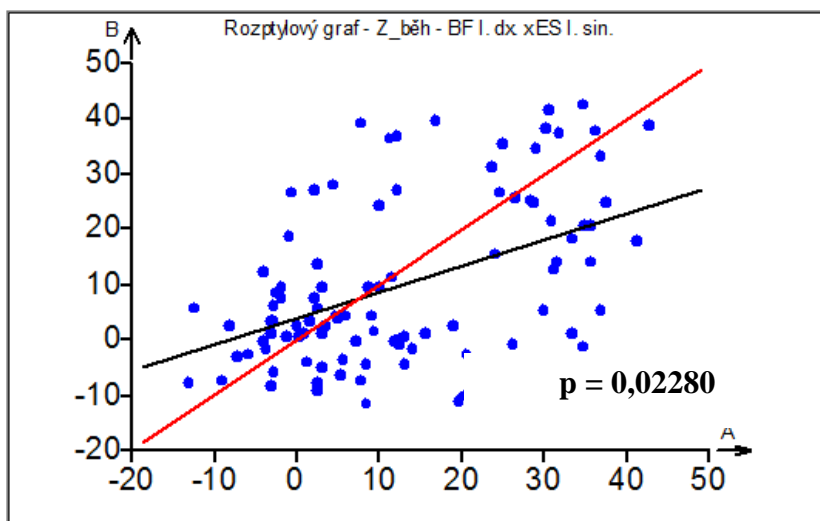
Legenda: **Z_běh** – začátek běhu, **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **ES l. dx.** – pravostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

Graf 13 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin. **na začátku běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Legenda: **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **ES l. sin.** – levostranný m. erector spinae, μV – mikrovolt

Graf 14 Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin. **na začátku běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace

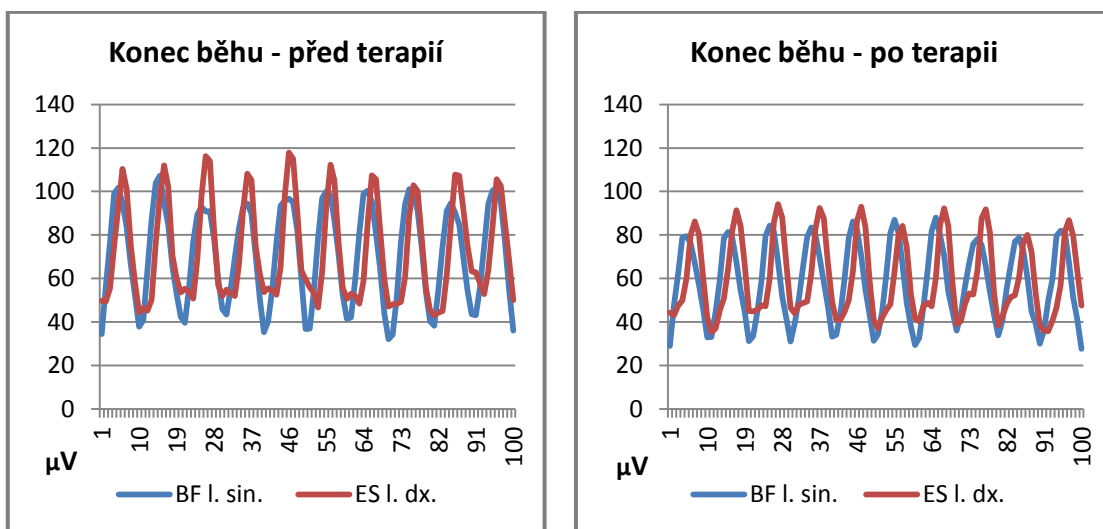


Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **ovlivnila** vzájemný vztah svalů kontralaterálních svalů na začátku běhu ($p = 0,02280$)

Pozn.: červená křivka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křivka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

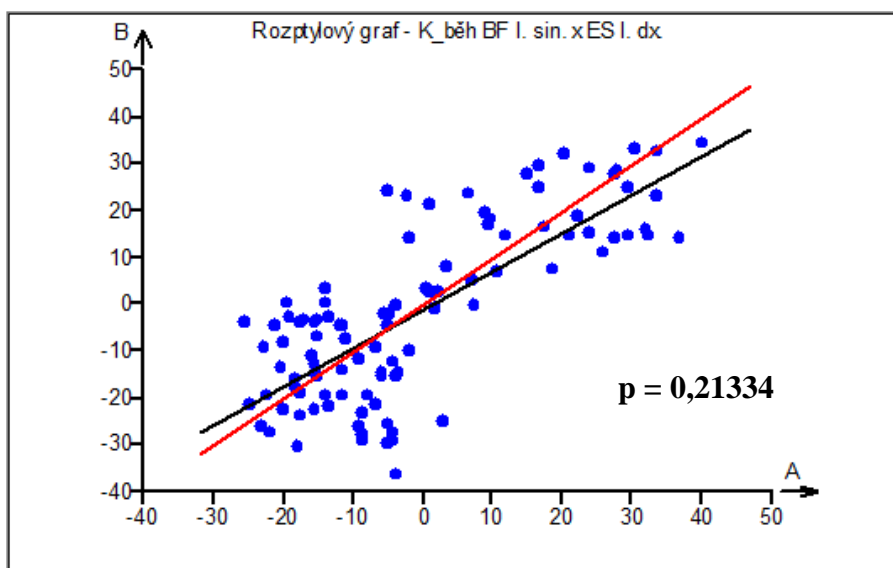
Legenda: **Z_běh** – začátek běhu, **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **ES l. sin.** – levostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

Graf 15 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. dx. **na konci běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Legenda: **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **ES l. dx.** – pravostranný m. erector spinae, μV – mikrovolt

Graf 16 Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. dx. **na konci běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace

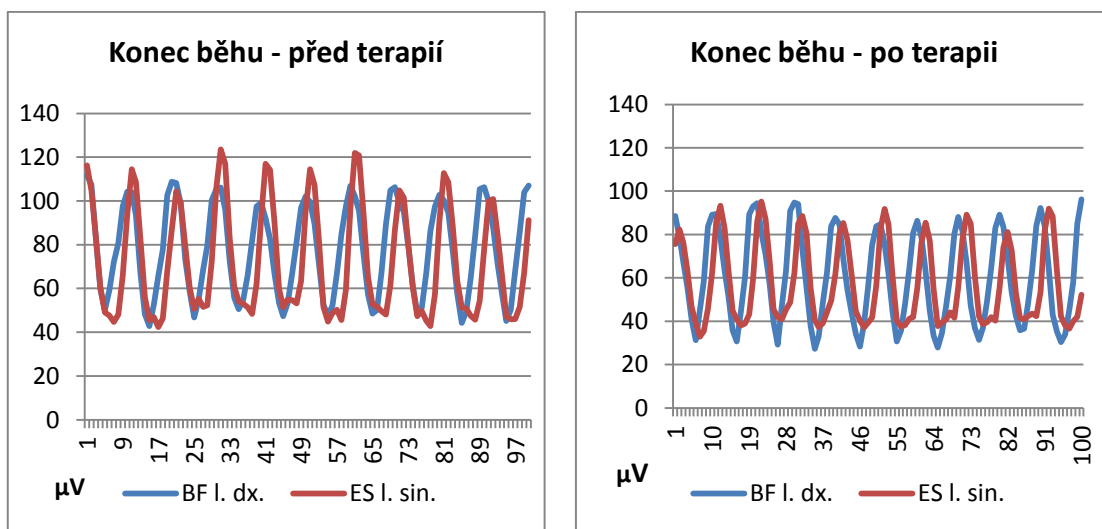


Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **neovlivnila** vzájemný vztah svalů kontralaterálních svalů na konci běhu ($p = 0,21334$)

Pozn.: červená křivka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křivka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

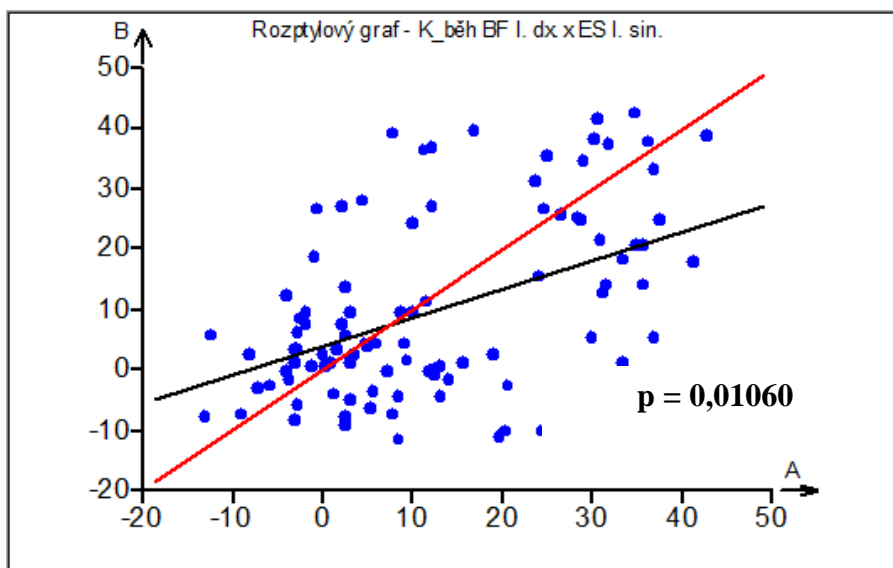
Legenda: **K_běh** – konec běhu, **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **ES l. dx.** – pravostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

Graf 17 Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin **na konci běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Legenda: **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **ES l. sin.** – levostranný m. erector spinae, μV – mikrovolt

Graf 20 Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin. **na konci běhu** před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Změna podmínek, jež nastala v důsledku terapie, **ovlivnila** vzájemný vztah svalů kontralaterálních svalů na konci běhu ($p = 0,01060$)

Pozn.: červená křivka odpovídá nevýznamnému rozdílu ($A = B$), černá křivka reprezentuje skutečnou závislost mezi hodnotami A a B

Legenda: **K_běh** – konec běhu, **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **ES l. dx.** – levostranný m. erector spinae, **A** – před terapií, **B** – po terapii

3.5 Výsledky k vědecké otázce 5

Vědecká otázka 5, ve znění „*Existuje rozdíl mezi rozsahem pohybu na základě vybraných klinických testů po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace?*“, byla řešena ve dvou hypotézách (H_09 a H_010).

Cílem bylo zjistit, jaký je rozsah pohybu na základě klinických vyšetření před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.

3.5.1 Vyjádření k hypotézám H_09 a H_010

Hypotézu H_09 , ve znění „*Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu dle Thomayerovy zkoušky předklonu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace*“, **zamítáme**.

Hypotézu H_010 , ve znění: „*Neexistuje rozdíl v rozsahu pohybu dle Jandova testu flexe v kyčelním kloubu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace, konkrétně u:*

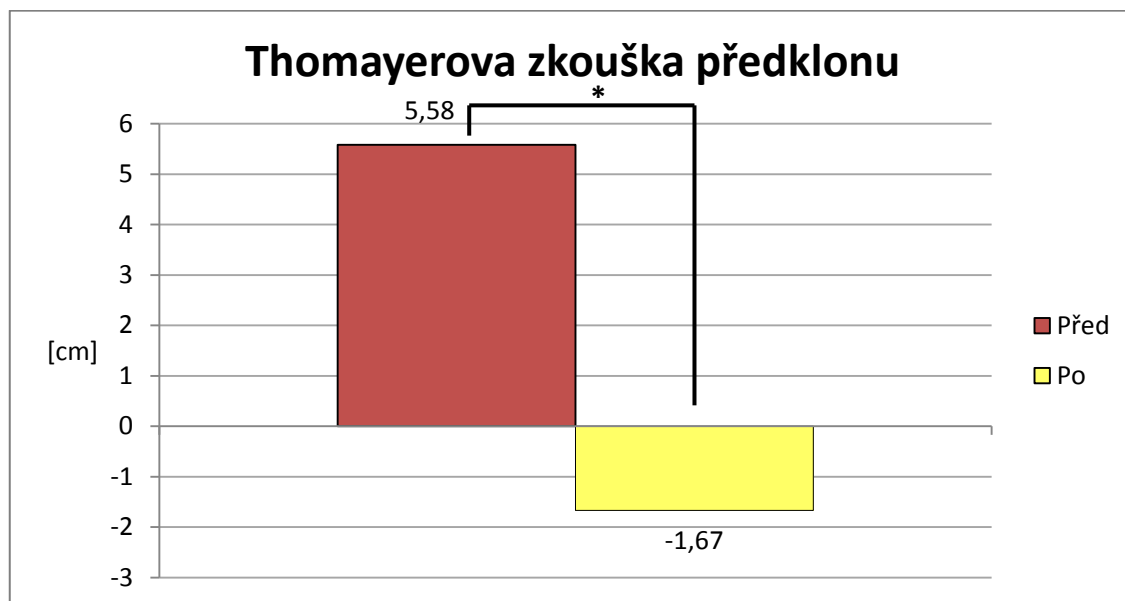
- a) *levé dolní končetiny*“: **zamítáme**.
- b) *pravé dolní končetiny*“: **zamítáme**.

Výsledky pro ověření hypotéz H_09 a H_010 jsou uvedeny v příloze 6 (s. 145) a 7 (s. 146) a znázorněny v grafech 19 a 20 (s. 70).

Na grafu 19 (s. 70) jsou znázorněny průměrné hodnoty daktylionu od podložky před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace. Konkrétní hodnoty dosaženého rozsahu a hodnocení dle kritérií Jandy jsou uvedeny v příloze 6 (s. 145).

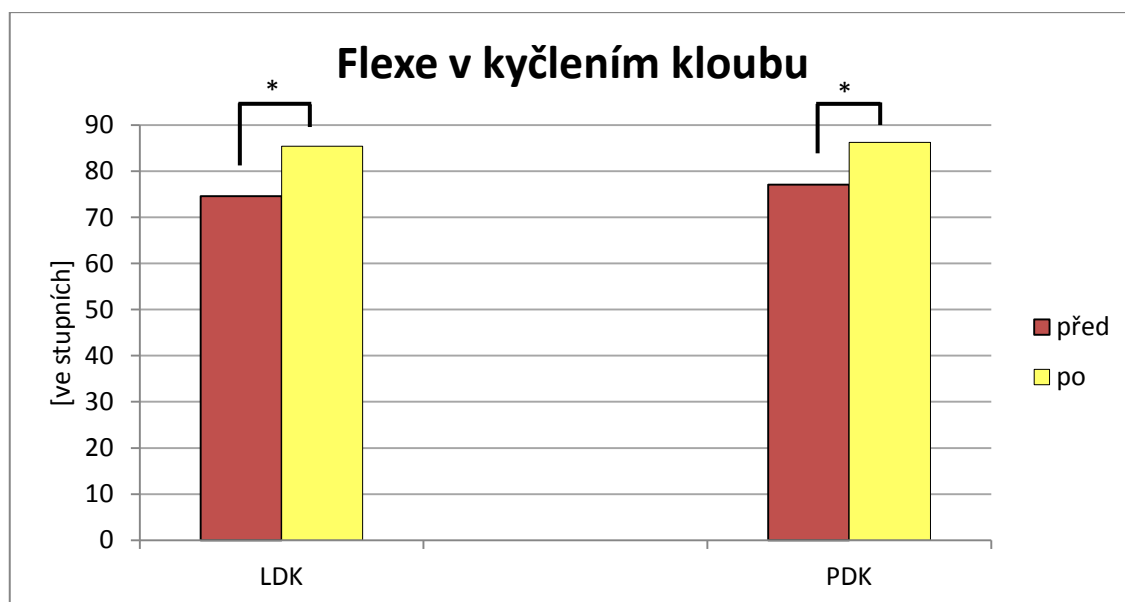
V grafu 20 (s. 70) jsou graficky znázorněny průměrné hodnoty flexe v kyčelním kloubu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace. Konkrétní hodnoty dosaženého rozsahu pohybu flexe v kyčelním kloubu všech probadnů a stupeň jejich zkrácení dle kritérií Jandy jsou znázorněny v příloze 7 (s. 146).

Graf 19 Průměrná hodnota rozsahu pohybu předklonu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Pozn.: hodnoty v cm udávají vzdálenost daktylionu od podložky

Graf 20 Průměrná hodnota dosažené flexe v kyčelním kloubu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace



Legenda: LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina

4 DISKUZE

4.1 Ischiokrurální svalstvo v souvislosti s LBP

Testovaní pacienti vykazovali průměrně známky velkého zkrácení dle Jandova hodnocení na obou dolních končetinách. V terapii došlo ke zlepšení u LDK o 10,33 stupňů a u PDK o 9, 17 stupňů, díky tomu došlo k posunu do pásma malého zkrácení dle Jandova hodnocení. Rozdíl změn byl u obou dolních končetin signifikantní, nicméně vztah zkrácení ischiokrurálních svalů a LBP není stále zcela jasný.

Vzhledem k tomu, že ischiokrurální svaly komunikují se sedací kostí pánve, musí mít zvýšené napětí hemstringů vliv na držená těla (Congdon et al., 2005, pp. 947–951). Předozadní poloha pánve, jež je považována za základ pro páteř, má vliv na sagitální křivky páteře (Delisle, Gagnon a Sicard, 1997, pp. 360–366). Sagitální zakřivení je geometrickým parametrem, který má vliv na mechanické vlastnosti při tlakovém zatížení (Keller et al., 2005, pp. 297–300) a rozsah pohybu (López-Miñarro, 2012, pp. 69–78). Narušení ve smyslu jeho zvýšení i snížení je pak predispoziční faktor pro rozvoj poruch a onemocnění páteře (Smith, O'sullivan a Strake, 2008, pp. 2101–2107; Wilke et al, 2001, pp. 111–126; Polga et al, 2004, pp. 1320–1324). Z tohoto důvodu někteří autoři považují pružnost hemstringů za důležitý faktor, protože předpokládají, že ovlivňuje pánevní a spinální postavení (López-Miñarro, 2012, pp. 69–78).

Sníženou protažlivost pak autoři Hartig & Herderson (1999, pp. 173–176) považují za predisponující faktor pro zranění. Dle Esoly et al. (1996, pp. 71–78) snížená protažlivost vede ke změnám v lumbopelvicím rytmu. Autoři Jones et al. (2005, pp. 137–140) udávají, že vede přímo k rozvoji nespecifické bolesti dolní části zad.

Autoři uvádějí teoretický model vlivu zkrácených extenzorů kyčelních kloubů na snížení bederní flexe s rozvojem tenze okolních struktur (zvýšení napětí okolních vazů a svalstva) u pacientů s chronickými bolestmi bederní části zad. Uvádí se, že vlivem zkrácených extenzorů dochází k posteriornímu sklopení pánve s následným

snížením lordotické křivky (Ashmed et al., 1996 in Alter, 2004, p. 8; Norris, 2000, p. 34). Dle tohoto modelu dojde ke snížení šok-absorbční kapacity bederních obratlů a zvýšení působící tlakové síly (Ashmed et al., 1996 in Alter, 2004, p. 8).

Na základě tohoto modelu je pak zkoumána souvislost zkrácení hemstringů a pánevního sklonu, postavení páteře, mobilita bederní páteře a souvislost s bolestmi zad. Výsledky studií jsou nicméně nejednotné.

Autoři Gajdosik, Alber a Mitman (1994, pp. 2013–219) v návaznosti na postavení hrudníku, beder a pánve dochází k názoru, že protažlivost hemstringů nemá vliv na postavení těchto segmentů. Toppenberg & Bullock (1986 in Alter, 2004, p. 8), López-Miñarro & Alacid (2010, pp. 188–193), Li, McClure a Pratt (1996, pp. 836–849) toto zjištění potvrzují, ve svých studiích nezjistili výraznou souvislost délky hemstringů a pánevního sklonu ve stoji.

Nicméně někteří z nich pak uvedli, že protažlivost hemstringů může mít vliv na rozsah pohybu. U jedinců s větší extenzibilitou hemstringů byla zjištěna schopnost většího pánevního náklonu do anteverze a větší rozsah pohybu v dolních hrudních segmentech při předklonu s extendovanými koleny (Gajdosik, Albert a Mitman, 1994, pp. 2013–219; López-Miñarro, Alacid a Rodriguez, 2010, pp. 301–312; López-Miñarro & Alacid, 2010, pp. 188–193). McGill (2002 in López-Miñarro, 2012, pp. 69–78) a Peharec et al. (2007, pp. 1039–1042) také udávají, že pánev je schopna se klopat anteriorním směrem v návaznosti na napětí hemstringů.

Zdá se tak, že napětí hemstringů neovlivňuje postavení vyšších segmentů, ale může limitovat rozsah pohybu. Tomuto ale neodpovídají studie López-Miñarro, Alacid a Muyor (2009, pp. 379–392), López-Miñarro & Alacid (2010, pp. 188–193), López-Miñarro, Alacid a Rodriguez (2010, pp. 301–312), které zkoumali souvislost mezi sníženou protažlivostí hemstringů a postavením pánve a hrudníku u sportovců. Jejich studie zaznamenala vzájemnou souvislost mezi stavem hemstringů a postavením segmentů, nicméně autoři Ashmed et al. (1996, pp. 275–286) poznamenávají, že mnoho výkonnostních atletů (běžců nebo skokanů) disponuje celkově větší tuhostí hemstringů, což mohlo mít na výsledky vliv.

Borman, Trudelle-Jackson a Smith (2011, pp. 146–154) nezjistili žádnou změnu v rozsahu pohybu bederní páteře do flexe v návaznosti na stav hemstringů, ani nezaznamenali rozdíl v zakřivení bederní páteře, přestože po 4 týdnech strečinku byla protažlivost hemstringů zřetelně větší.

Další autoři se pak zabývali souvislostí stavu hemstringů a bolestí. Ashmed (1996, pp. 275–286) pak udává, že snížení rozsahu flexe v kyčelním kloubu v důsledku zkrácení ischiokrukálních svalů nemusí být spojeno s bolestí zad. Nicméně za významný faktor k rozvoji bolesti považuje stranou asymetrii. Autoři Fowles, Sale a MacDougall (2000, pp. 1179–1188), Avela et al. (2003, pp. 2325–2332) nezjistili konkrétní souvislost mezi délkou hemstringů a bolestmi zad, což se shoduje se zjištěnými výsledky výzkumu.

Hodnocení pacienti nevykazovali dle VAS (vizuální analogová škála bolesti) žádnou změnu v návaznosti na dvoutýdenní terapii. Bolest zad nabývala stejného charakteru před terapií, kdy pacienti vykazovali znaky zkrácení a hypomobility, tak i po terapii, kdy došlo k úpravě deficitů. Nicméně na začátku terapie pociťovali pacienti diskomfort plynoucí z protažení měkkých tkání, což se v průběhu dvoutýdenní terapie upravilo. Lze tak usuzovat na zvýšení tolerance k protažení.

4.2 Rozsah pohybu

V předchozí kapitole byl posuzován vliv hemstringů na postavení pánve, páteře, mobilitu a bolest. Přestože některé studie udávají v návaznosti na zvýšené napětí nebo zkrácení svalových struktur snížení rozsahu pohybu, ze studií jednoznačně nevyplývá, jestli rozsah pohybu s problematikou low back pain skutečně souvisí.

Ztráta rozsahu pohybu je nicméně s low back pain stále spojována. Mnoho tradičních přístupů klade důraz na zlepšení síly a také právě na bezprostřední obnovu nebo zvýšení rozsahu pohybu, úspěch terapie je také v mnoha případech posuzován dle obnovení pohybu (McGill, 1998, pp. 754–765). Nicméně někteří autoři poukazují na to, že tyto faktory mají pouze slabý vztah ke snížení bolesti zad. Např. Parks (2009, pp. 380–384) udává, že rozsah pohybu nepodává dostatečnou výpovědní hodnotu ve vztahu k funkčním schopnostem jedince.

Tomu odporuje mnoho autorů, kteří vzájemnou provázanost celkového poklesu či deficitu spinální mobility a bolestí zad uvádějí (Burton et al., 1991, Marras & Wongsam, 1986, Mellin, 1987, Waddell et al., 1992 in Alter, 2004, p. 8; Mayer et al., 1994, pp. 389–394), což se shoduje také s naměřenými hodnotami testovaných pacientů ve výzkumu. Pacienti vykazovali před terapií znaky hypomobility, průměrná

vzdálenost daktylionu od podložky měla hodnotu 5,58 cm, po terapii pak došlo k signifikantnímu navýšení rozsahu pohybu v průměru o 7,25 cm. Testovaní jedinci se tak dostali lehce až nad hranici normy ve smyslu hypermobility. Nicméně, jak již bylo popsáno, pacienti neudávali změnu subjektivně pocíťované bolesti dle VAS. Nelze proto tvrdit, že změna rozsahu pohybu vede ke zlepšení jejich stavu. Nicméně lze usuzovat na to, že signifikantní změna rozsahu pohybu při předklonu souvisí s protažením zkrácených hemstringů, protože došlo zároveň k signifikantní úpravě stavu zkrácení ischiokrurálních svalů.

Ovšem přehled literatury, zabývající se vzájemnou souvislostí spinálního rozsahu pohybu a svalovými dysbalancemi v návaznosti na LBP je značně nejednoznačný. Protichůdné výsledky autorů plně neobjasňují souvislost snížené mobility a problematiky low back pain.

Studie Farfana (1978 in Alter, 2004, p. 8) zabývající se rozsahem pohybu došla k závěru, optimální pohyblivost bederní páteře poskytuje mechanickou výhodu pro správnou funkci a efektivitu pohybu. Dolan & Adam (1993 in Alter, 2004, p. 8) dospěli k názoru, že „chudá“ mobilita bederní páteře a kyčelních kloubů zvyšuje ohybové momenty během předklonu, což zvyšuje riziko poranění meziobratlových plotének a vazů. Také studie Lundberg & Gerdle (2000 in Alter, 2004, p. 8) uvádí, že bederní sagitální hypomobilita je spojena s vyšším zdravotním postižením.

Howes & Isdal (1971 in Alter, 2004, p. 8) naproti tomu uvedli souvislost zvýšené spinální pohyblivosti v souvislosti s problematikou zad. K opačnému názoru se přiklání Li, McClure a Pratt (1996, pp. 836–849) spolu s Nadler et al. (in Alter, 2004, p. 8). Esola et al. (1996 in Alter, 2004, p. 8) zkoumali rozsah pohybu bederní oblasti a kyčelního kloubu, nezaznamenali ale žádné rozdíly mezi zdravými probandy a pacienty s LBP.

Z hlediska rozvoje bolesti pak autoři Battie et al. (1987 in Alter, 2004, p. 8), Battie et al. (1990 in Alter, 2004, p. 8), Elnagger et al. (1991 in Alter, 2004, p. 8) a McGill (1990 in Alter, 2004, p. 8) považují udržení nebo zvýšení rozsahu pohybu za ochranné opatření proti rozvoji bolesti zad, nicméně Battie et al. (1990 in Alter, 2004, p. 8) zdůrazňují, že je nepravděpodobné, aby zvýšení pohyblivosti samostatně v sagitální a frontální rovině snížilo bolesti zad. Dlouhodobá studie mladých mužů po dobu jejich vojenské služby také neodhalily žádnou souvislost mezi bolestmi zad a omezení flexe bederní páteře (Hellsing, 1988, pp. 262–272).

Biering-Sorensen (1984, pp. 106–119) a Takala & Vikari-Juntura (2000, pp. 2126–2132) pak uvádí odlišné parametry vedoucí k rozvoji bolestí zad v návaznosti na pohlaví. Za rizikový faktor u žen považují zvýšený rozsah pohybu, u mužů naopak rozsah snížený.

4.3 Strečink

Z hlediska zvýšení rozsahu pohybu by se dle poznatků mnoha autorů jevílo jako samozřejmé využití statického strečinku, neboť ten je považován za efektivní metodu, který přímo na tento deficit cílí. Některé studie zkoumali jeho vliv přímo na inschiokrurálních svalech a dle Davis, Ashby a McCale et al. (2005, pp. 27–32) se statický strečink jeví jako nejúčinnější metoda k jejich protažení. Studie Roberts & Wilson (1999 pp. 259–263) zjistili signifikantní zvýšení rozsahu pohybu pasivní flexe v kyčelním kloubu po 5 týdnech statického strečinku.

Nicméně, skutečný vliv na prodloužení a výsledky některých studií jsou mnohými autory zpochybňovány. Dle Magnusson, Simonsen a Aagaard (1996, pp. 291–298) je výsledek zvětšeného rozsahu pohybu dán zvýšením tolerance na protažení. Autoři Ylinen et al. (2009, pp. 80–84), Ben & Harvey (2010, pp. 136–144), Halbertsma & Goeken (1994, pp. 976–981), Law et al. (2009, pp. 1016–1026) pak také došli k názoru, že zvýšení rozsahu pohybu v důsledku statického strečinku není ve skutečnosti dáno zvýšením svalové extenzibility, ale pouze zvýšením tolerance k protažení (neboli schopnost vydržet větší sílu strečinku).

Statický strečink je pak z hlediska výkonu a okamžitého vlivu na sílu podle studií neefektivní a jeho zařazení před pohybovou aktivitou není doporučováno. Snížení síly dokazuje celá řada autorů (Herda, 2008, pp. 809–817; Nelson et al., 2001, pp. 241–246; Nelson, Kokkonen a Arnal, 2005, pp. 338–343; Power et al., 2004, 1389–1396; McHugh & Nesse, 2008, pp. 566–573; Brandenburg, 2006, pp. 526–534; Siatras, 2008, pp. 40–46; Babault, Kouassi a Debrosses, 2010, pp. 247–252; Manoel et al., 2008, pp. 1528–1534; Fowles, Sale a MacDougall, 2000, pp. 1179–1188; Sekir et al., 2008, pp. 268–281).

Dále je mnoha autory uváděn negativní vliv statického strečinku na výkon v běhu a skoku (Behm & Kibele, 2007, pp. 587–594; Hough, Ross a Howatson, 2009,

pp. 507–512; Ce et al. 2008, pp. 794–800; Young, Elias a Power, 2006, pp. 403–411; Fletcher & Anness, 2007, pp. 784–787; Kistler et al., 2010, pp. 2280–2284; Wilson, Hornbuckle a Kim, 2010, pp. 2274–2279; Robbins & Scheuermann, 2008, pp. 781–786; Taylor, Sheppard, Plummer, 2009, pp. 657–661; Sayers et al., 2008, pp. 1416–1421).

Příčina a mechanismus tohoto vlivu však stále nejsou objasněny, předpokládají se jak faktory neurologické (Hough, Ross, Howatson, 2009, pp. 507–512; Behm, Button a Butt, 2001, pp. 262–272), tak mechanické (Herda et al., 2008, pp. 809–817; McHugh & Nesse, 2008, pp. 566–573). Avela, Kyrolainen a Komi (1999, pp. 1283–1291) uvádí např. snížení tuhosti šlacho-svalových jednotek, jiní autoři udávají snížení aktivace motorických jednotek v důsledku statického protažení (Hayes & Walker, 2007, pp. 1227–1232; Power et al. 2004, pp. 1289–1396).

Z hlediska parametrů zkrácení a snížení rozsahu pohybu, které byly u testovaných pacientů zjištěny, by se statický strečink dal považovat za vhodnou metodu, přestože je nejasné, jakým způsobem k navýšení rozsahu pohybu dochází. Nicméně testování pacienti s nespécifickým chronickým charakterem low back pain se vyznačují i jinými charakteristikami – chronickou bolestí a sníženou koordinací. Z tohoto důvodu se využití statického strečinku jeví jako nedostatečné.

Vzhledem k poznatkům autorů Lewit & Simons (1984) je ideální volbou post-isometrická relaxace. Tito dva autoři se ve své studii zaměřili na bolestivé a tuhé svalové struktury, jež jsou spojovány s muskuloskeletální bolestí. Systematicky testovali metodu PIR na 351 svalech u 244 pacientech. Zjistili, že po použití PIR dojde k okamžitému snížení bolesti v 94 %, z dlouhodobého hlediska pak v 63 %. Výsledky pak dle autorů potvrzují, že obnovení plné délky svalu zmírňuje zvýšené napětí daných svalů, výslednou bolest a dysfunkci (Lewit & Simons, 1984, pp. 452–456).

Mnozí autoři pak zaznamenali lepší vliv na rozsah pohybu ve srovnání se statickým strečkem. Autoři Moore & Hutton (1980, pp. 322–329), Wallin et al. (1985, pp. 263–268), Tanigawa (1972, pp. 725–735), Sady, Wortman a Blanke (1982, pp. 261–263), Osternig et al. (1990, pp. 106–111), Worrell, Smith a Winergardner (1994, pp. 154–159), Cornelius et al. (1992, pp. 311–314) došli již dříve k názoru, že statický strečink vede k menšímu rozvoji rozsahu pohybu oproti technikám, které využívají kontrakci před samotnou relaxací, k nimž je řazena také post-izometrická relaxace.

Ke stejným závěrům pak dospěli další autoři i v novějších studiích (Ferber, Gravelle a Osternig, 2002, pp. 132–142; Funk et al. 2003, pp. 489–492; Weng, Lee a Chen, 2009, pp. 306–315; Fasen et al. 2009, pp. 660–667).

Metody založené na relaxaci, jimž předchází kontrakce, jsou pak vysvětlovány na základě neuroreflexních mechanismů (Markos, 1979, pp. 1366–1373). Je zajímavé, že elektromyografické studie ukázaly, že svalová aktivita při využití těchto metod zůstává stejná (Magnusson, Simonsen a Aagaard, 1996, pp. 291–298; Cornelius, 1983, pp. 106–109), nebo dochází dokonce k jejímu zvýšení (Condon & Hutton, 1987, pp. 24–30; Mitchell et al., 2009, pp. 343–357; Youdas et al., 2010, pp. 240–250; Moore & Hutton, 1980, pp. 322–329; Osternig et al., 1987, pp. 298–307; Osternig et al., 1990, pp. 106–111).

Někteří autoři se pak přiklánějí k názoru, že zvýšení rozsahu pohybu je opět spojeno s vyšší úrovní tolerance (Mahieu et al., 2009, pp. 553–560; Mitchell et al., 2007, pp. 85–92). Jiní autoři naopak tvrdí, že v rámci těchto metod dochází ke snížení Hoffman reflexu (H-reflex) (Condon & Hutton, 1987, pp. 24–30; Moore & Kukulka, 1991, pp. 321–329), který představuje úroveň dráždivosti svalu. Je možné, že snížené úrovně dráždivosti na základě snížení Hoffmanova reflexu umožní lepší relaxaci svalu prostřednictvím gama systému motorického neuronu, a to i přes zvýšenou aktivaci alfa systému (Page, 2012, pp. 109–119).

Zdá se, že post-izometrická relaxace může pacientům s low back pain přinést větší užitek, než samotný strečink statický, protože ovlivňuje nejen rozsah pohybu (a to ve větší míře než statický strečink), ale také muskuloskeletální bolest.

Nicméně z hlediska bolesti dle analogové škály bolesti nedošlo u pacientů k žádné úpravě. Je možné, že hodnocení před a po čtrnáctidenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace je z hlediska velmi krátké doby neobjektivní, hodnocení subjektivně pociťované bolesti s větším odstupem nebo po delší době terapie by mohlo přinést objektivnější výsledky. Zajímavým poznatkem byl pociťovaný diskomfort v protahovaných tkáních na počátku dvoutýdenní terapie, který se v průběhu terapie postupně upravil do normy. Jednou z příčin mohla být právě zvršená tolerance vůči protažení.

Kromě post-izometrické relaxace byl v experimentu využit také dynamický strečink, který je postaven na kontrolovaných pohybech (Murphy, 1994, pp. 59–66). Studie totiž zaznamenávají u pacientů s low back pain sníženou koordinaci (Lamoth

et al., 2006, pp. 23–40). Dle autorů Mense & Gerwin (2010, pp. 251–252) je právě funkční úprava svalové koordinace a strategie pohybu v důsledku reorganizace systému řízení klíčovým faktorem při bolestech pohybového aparátu. Z toho důvodu se pak také jeví statický strečink jako málo specifický, neboť dle Alter (1997, p. 12) vede pouze k malému rozvoji koordinace. Gambetta (2007, p. 141) dokonce uvádí bezprostřední snížení koordinace po aplikaci statickým strečinku. Naopak dynamický strečink je dle monografií vhodným prostředkem pro její zlepšení (Kovacs, p. 18, Perry 2008, p. 124; Gray, 2012, p. 20). Nicméně vliv dynamického strečinku z dlouhodobého hlediska a jeho využitelnost v jiné než sportovní oblasti zatím zkoumán podrobně nebyl. Existuje mnoho studií zabývajících se porovnáním vlivu dynamického strečinku a statického strečinku z hlediska okamžitého vlivu na rozsah pohybu. Někteří autoři uvádějí shodný vliv na rozsah pohybu, jiní pak menší efektivitu oproti statickému strečinku (Chan, Hong a Robinson, 2001, pp. 81–86; Davis, Ashby a McCale, 2005, pp. 27–32; Bandy, Irion, Briggler, 1998, pp. 295–300; DeWeijer, Gorniak a Shamus, 2003, pp. 727–733; DePino, Webright a Arnold, 2000, pp. 56–59).

Dynamický strečink je pak ve studiích posuzován převážně z hlediska okamžitého výkonu. Důkazy o tom, že dynamický strečink zlepšuje výkonnostní parametry, jako je hbitost, rychlost a sílu, zatímco statický strečink může ve skutečnosti výkon snížit, podává mnoho autorů (Shrier, 2004, pp. 267–273; McMillian et al., 2006, pp. 492–499; Little & Williams, 2006, pp. 203–207; Fletcher & Annes, 2007, pp. 784–787; Herda et al., 2008, pp. 809–817; Herman & Smith, 2008, pp. 1286–1297; Fletcher & Jones, 2004, pp. 885–888).

Benefit dynamického strečinku lze pak přisuzovat dosažení optimální koordinace, neboť dle autorů Wakeling et al. (2011, pp. 1554–1564) je optimální svalová koordinace nezbytná pro dosažení vysokého výkonu a determinuje efektivitu mechaniky celé končetiny. Za klíčový prvek optimálního svalového výkonu je pak vzor náboru pomalých a rychlých vláken. Načasování a úroveň aktivace jsou pod nervovou kontrolou. Koordinační vzor se pak odvíjí od mechanických požadavků každého pohybu, odpovídajícího timingu a úrovně aktivace každého svalu samozřejmě v návaznosti na požadovanou rychlost (Wakeling, 2011, pp. 1554–1564).

Efekt terapie formou dynamického strečinku a PIR byl u pacientů prokazatelný také na elektromyografickém záznamu svalové aktivity. Průměrná hodnota aktivity m. biceps femoris a m. erector spinae byla po dvoutýdenní terapii signifikantně menší,

což lze právě vysvětlit také optimalizací svalové koordinace. Vzhledem k tomu, že svalová aktivita během pětiminutového běhu byla měřena za stejných podmínek a při běhu stejnou rychlostí v obou dvou měřeních, tedy před i po terapii, lze uvažovat o ekonomičtější práci svalů. Změny, jež nastaly v důsledku terapie post-izometrické relaxace a dynamického strečinku lze vysvětlit pomocí adaptace svalů na zátěž, která souvisí s motorickým učením. Kontrolované prvky dynamického strečinku spolu s post-izometrickou relaxací byly opakovaně prováděny po určitý časový úsek během dvou týdnů. Udává se, že opakování vede k efektivnějšímu provedení v důsledku zlepšení koordinace, a na provedení činnosti je pak zapotřebí menšího úsilí (Krobot & Kolářová, 2011, s. 40). Metodika zahrnovala mimo jiné také prvky běžecké abecedy připravující jedince na běžeckou aktivitu. Následně hodnocený běh tak mohl být ovlivněn právě zkušeností, kterou jedinci během čtrnácti dnů terapie získali, což by pak výše uvedenému odpovídalo. Na adaptabilitu by mohlo ukazovat také snížení svalové aktivity všech testovaných svalů.

Dalším možným vysvětlením je změna pohybového stereotypu. Po dvoutýdenní terapii došlo ke změně poměru zapojení svalů, práce extenzorů m. biceps femoris a m. erector spinae mohla být zastoupena teoreticky aktivitou jiného svalu – m. gluteus maximus. Někteří autoři dokládají jeho nedostatečnou funkci u pacientů s vertebrogenními obtížemi (Lewit, 2003, s. 42) nebo jeho zvýšenou únavnost u pacientů s LBP (Liebenson, 2007, p. 805). Po terapii mohlo dojít vlivem úpravy dysbalancí a ošetření hypertonických vláken pomocí post-izometrické relaxace k následnému lepšímu zapojení m. gluteus maximus ve prospěch snížení aktivity m. biceps femoris a m. erector spinae. Změna stereotypu pak dle Abernethy (2005, p. 107) může také ukazovat na neuromuskulární adaptaci na zátěž, díky které mohlo dojít ke změně způsobu, jakým je sval koordinován v průběhu pohybového úkolu.

4.4 Chůze a běh

Crosbie, Vachalathiti a Smith (1997b, pp. 6–12) dokládají, že pohyby páteřních segmentů doplňují pohyby pánve (tj. maximální flexe bederní páteře se vyskytuje v prvním kontaktu nohy s pánví v posteriorním náklonu). Při stejné fázi dochází k extenzi v bederní páteři spolu s anteriorním náklonem pánve, což znamená, že

se segmenty páteře pohybují v závislosti na pohybu dolních končetin. Lze tak předpokládat, že zvýšená délka kroku vlivem většího rozsahu pohybu (např. díky vyšší rychlosti) bude bederní oblast ovlivňovat ve větší míře. Crosbie, Vachalathiti a Smith (1997a, pp. 13–20) pak tuto domněnku dokládají zjištěním, že ke zvýšení rozsahu flexe a extenze bederní oblasti dochází s narůstající rychlostí. Crosbie, Vachalathiti a Smith (1997b, pp. 6–12) pak konstatovali, že kompenzační funkce bederní a dolní hrudní páteře předchází rozvoji abnormální chůze ve smyslu zajištění neutrálního postavení trupu vzhledem k zemi.

Dalo by se předpokládat, že v běhu je oproti chůzi kompenzační pohyb míšních segmentů větší vzhledem k větší délce kroku a zvýšení rychlosti. Nicméně, Novacheck (1998, pp. 77–95) dokládá pouze malé zvětšení pohybu pánve v sagitální rovině s rychlejší rychlostí.

Naproti tomu Alexander (1985, pp. 1–20) a Guten (1981, pp. 155–159) popisují, že právě běžecká aktivita může vést k projevům low back pain, a to v návaznosti na zvýšení rozsahu pohybu, ke které dochází v běhu. Nadměrná extenze v bederní oblasti navazuje na extenzi kyčle, jejíž parametry jsou ovlivněny délkou kroku. Kratší běžci pak mohou být dle autorů vystaveni vyššímu riziku zranění, protože inklinují k relativně delším krokům.

Guten (1981, pp. 155–159) přičítá schopnost silného zpětného tahu do extenze dolní končetiny silným bederním svalům, které podporují klopení pánve. Při maximálním anteriorním náklonu pak dochází k maximální lordotickému zakřivení bederní páteře (Liemohn, 1990, pp. 945–970; Levine & Whittle, 1996, pp. 130–135).

Přestože je udáváno, že zvýšená bederní mobilita je v pohybu výhodná a flexibilita bederní páteře zvyšuje její schopnost absorbovat nárazy (Guten, 1981, pp. 155–159; Deusinger, 1989, pp. 703–715; Jackson, 1989, pp. 83–96), nadměrné nebo nedostatečné zakřivení v bederní páteři je potenciální rizikový faktor vedoucí k poranění. Vlivem narušení homeostázy tkání může pak dojít k rozvoji bolesti.

Přestože bylo uvedeno, že pacienti s low back pain vykazují odchylky od zdravé populace v chůzi, ve výzkumu byli probandi testováni právě během běhu, a to vzhledem k předpokladu většího projevu patologií. Během běhu dochází oproti chůzi k signifikantnímu zvýšení rozsahu pohybu bederní páteře, který je přisuzován anteriornímu klopení pánve (Liemohn, 1990, pp. 945–970; Mann, Baxter a Lutter,

1981, pp. 190–224). Dále byly brány v úvahu také další aspekty. Cappozzo (1983, pp. 14–22) uvádí, že celkové axiální zatížení bederní páteře během běhu odpovídá více než trojnásobku váhy horní poloviny těla nad pátým bederním obratlem s největším zatížením lubosakrálního přechodu (Alexander, 1985, pp. 1–20). Lze tak usuzovat, že vzhledem k dysfunkci páteře pacientů s low back pain a velkým nárokům běhu z hlediska koordinace, bude dysbalance patrná také v průběhu snímání EMG aktivity během běhu.

4.5 Ischiokrurální svalstvo a pohyb

Názory na ischiokrurální svalstvo a jejich vliv na postavení segmentů a rozsah pohybu bederní páteře se různí, což bylo popsáno výše. V rámci pohybového projevu v dynamické činnosti jsou studie již jednotnější a funkčnímu stavu hemstringům pak přisuzují určitý význam.

Uvádí se, že zvýšená tuhost svalu ovlivňuje kvalitu a kvantitu rozsahu pohybu nezbytného pro funkční pohybové úkoly a může ovlivnit kinematický řetězec koordinovaných činností, jako je např. běh. Tuhost hemstringů v důsledku kompenzace, kterou vykazují pacienti s low back pain, vede ke snížení schopnosti absorbce energie během svalového prodloužení (Ferreira P. H., Ferreira M. L. a Hodges, 2004, pp. 2560–2566) a také ke snížení produkce síly během svalového zkrácení (Hauggaard & Persson, 2007, pp. 233–248; Ferreira P. H., Ferreira M. L. a Hodges, 2004, pp. 2560–2566).

Dle dalších autorů může mít omezená flexibilita hemstringů vliv na dynamický rozsah pohybu, celkovou biomechaniku (Gleim & McHugh, 1997, pp. 289–299; Gajdosik, 1995, pp. 238–239; Nelson et al. 2005, pp. 449–454; Belli & Bosco, 1992, pp. 401–408; Magnusson et al., 1996a, pp. 622–628), riziko zranění při běhu (Hartig & Henderson, 1999, pp. 171–176) a výkon (Nelson et al. 2005, pp. 449–454; Bradley, Olsen a Portas, 2007, pp. 223–226; Kokkonen, Nelson a Cornwell, 1998, pp. 411–415; Nelson & Kokkonen, 2001, pp. 415–419; Power et al., 2004, pp. 1386–1396; Unick et al., 2005, pp. 206–212).

Zjištěná omezená flexibilita ischiokrurálních svalů u testovaných pacientů a následná signifikantní úprava na obou dolních končetinách po dvoutýdenní terapii

mohla souviset se schopností produkce síly během pětiminutového běhu. Po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace došlo při běhu za stejných parametrů (rychlost, doba běhu) k signifikantnímu snížení průměrné aktivity m. biceps femoris bilaterálně. Lze tak usuzovat na to, že terapií ošetřený sval potřeboval ke stejnému výkonu produkovat méně síly. Obecně lze říci, že s rostoucí EMG aktivitou se zvyšuje také svalová síla (Krobot & Kolářová, 2011, s. 33), v tomto případě mohla vyšší hodnota EMG aktivity m. biceps femoris bilaterálně odrážet svalovou slabost v důsledku zkrácení snímaných svalů. Slabost pak pravděpodobně vedla k nutnosti zapojení většího množství motorických jednotek, což se projevilo vyšší hodnotou EMG aktivity. Snížení hodnoty svalové aktivity po terapii pak mohla poukazovat na schopnost produkce požadované síly k dosažení stejného výkonu se zapojením nižšího náboru motorických jednotek.

Prodloužení vláken hemstringů v kombinaci s rezistencí vůči zadní rotaci pánve díky flexorům kyčle a bederním extenzorům přispívá k celkovému prodloužení svalových vláken podkolenních svalů během švihové fáze. Schopnost tohoto prodloužení během excentrické kontrakce hemstringů je pak nezbytná pro kontrolu extenze v kolenní (Hsieh, Walker a Gillis, 1983, pp. 1429–1433) a přenos energie ze švihové končetiny na pánev (Cooney et al., 2006, pp. 59–66; Whitehead et al. 2007, pp. 90–96). Faulkner (2003, pp. 455–459) pak udává, že snížená flexibilita hemstringů vede k omezení extenze v kolenní během švihové fáze, díky tomu se pak zmenší délka kroku (Cooney et al., 2006, pp. 59–66).

Protažení hemstringů, zvláště laterálně probíhajícího m. biceps femoris, který se aktivuje v největší míře v porovnání s mediálními hemstringy m. semimembranosus a m. semitendinosus (Knutzen & Hamill, 2003, p. 180), se tak zdá přínosné nejen z hlediska zvětšení rozsahu pohybu, ale také z hlediska pohybového projevu. Nicméně novější studie autorů Hammonds et al. z roku 2012 tento předpoklad neprokázali, vliv protažení hemstringů na kinematiku běhu zjištěn nebyl (Hammonds et al., 2012, pp. 5–14).

Kinematika běhu nebyla u testovaných pacientů zjišťována, pro objasnění možných změn vlivem terapie dynamického strečinku a post-izometrické relaxace by bylo zajímavé posuzovat i tento parametr, např. sledovat průměrnou frekvenci a délku kroku během běhu na ForceLink chodníku před terapií a po ní. Změna rozsahu pohybu a protažlivosti hemstringů, která byla u pacientů po terapii zaznamenána,

se mohla promítnout do pohybového projevu také jinak, než jen zjištěnou změnou svalové aktivity.

4.6 Svalová aktivita a únava m. erector spinae

4.6.1 Svalová aktivita m. erector spinae

Jedním z nejvýznamnějších aspektů vztahující se k problematice LBP je dysfunkce erektorů páteře, což dokazuje i řada prací, jež se touto problematikou zabývá (Crisco, J. & Panjabi, M., 1991, pp.793–799; Alston & Carlson, 1966, pp. 1041–1047; Kirkaldy-Willis, 1988, pp 49–75; Addison & Schultz, 1980, p. 539; Hansen & Bendix, 1993, pp. 98–108; Lisiński, 2000, pp. 559–562).

V případě LBP Rainoldi et al. (2004, pp. 403–425) uvádí kontinuálně zvýšenou aktivitu m. erector spinae ve srovnání se zdravou populací, která má pravděpodobně souvislost s opožděnou kontrakcí m. transversus abdominis v rámci anticipačního posturálního nastavení ve srovnání s asymptomatickými jedinci (Marras et al., 2010 in Krobot & Kolářová, 2011, str. 38). Naproti tomu Arena & Sherman (1990, pp. 31–37) nenalezli signifikantní rozdíl mezi skupinou pacientů s chronickou LBP a skupinou složenou ze zdravých jedinců.

Svalová aktivita byla porovnávána v různých situacích. Kravitz (1981, pp. 172–176) a Obrda & Beránková (1958 in Vacek, 2001, s. 169) nenalezli v klidu vleže na břiše rozdíl v paravertebrální aktivitě mezi skupinou s LBP a skupinou zdravých jedinců. Po 10 minutách klidného stoje zaznamenal Hoyt (1981, pp. 728–730) vysoce signifikantně zvýšenou oboustrannou paraspinální EMG aktivitu ve skupině 40 pacientů s chronickou bolestí dolní části zad ve srovnání se zdravou kontrolní skupinou. Při zátěžové izometrické extenzi trupu u pacientů s chronickými bolestmi v lumbosakrální oblasti bylo zjištěno vůči zdravé populaci jak zvýšení povrchové EMG aktivity paravertebrálních svalů (Soderberg & Barr, 1983, pp. 79–85), tak jejich snížení (Wolf & Basmajian, 1977, pp. 319–324). Ahern (1988, pp. 25–32) a Nouwen & Van Akkerveeken (1987, pp. 777–782) pak nezaznamenali žádné změny oproti zdravé kontrolní skupině populaci.

V práci bylo testováno 12 pacientů s LBP v běhu, nebyli však porovnáváni s kontrolní zdravou skupinou. Lze však usuzovat na jejich zvýšenou aktivitu erektorů před terapií formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace. V důsledku dvoutýdenní terapie, která byla zaměřena na ovlivnění zkrácených a přetížených struktur došlo ke snížení svalové aktivity m. erector spinae bilaterálně, zároveň bylo patrné navýšení aktivity erektorů se zvyšující se dobou běhu, což mohlo poukazovat na nedostatečnou vytrvalost.

Luoto et al. (1995, pp. 323–324) a Biering-Sorensen (1984, pp. 106-119) pak udává, že špatná izometrická vytrvalost zádových svalů je prediktivní k rozvoji epizod low back pain. To je však zpochybňováno dvojicí Takala & Vikari-Juntura (Takala & Vikari-Juntura, 2000, pp. 2126–2312).

Některá dřívější pozorování popisují signifikantní rozdíly při srovnání bilaterální aktivity obou stran paravertebrálních svalů při extenzi trupu u pacientů s LBP. Autoři uvádějí, že tímto vyšetřením při použití povrchových elektrod lze odlišit jedince s anamnézou chronické bolesti zad od zdravého jedince (Cram & Steger, 1983, pp. 229–241; Hoyt, 1981, pp. 728–730; Starý et al. 1963, pp. 81–87). Novější studie De Luca (1993, pp. 210–216) došla ke stejným závěrům. Tento autor navíc dokumentuje malou výpovědní hodnotu prostého dynamometrického vyšetření síly extenze trupu jako klinického ukazatele postižení dolní lumbální páteře.

V kontrastu k těmto poznatkům se Nouwen & Van Akkerveeken (1987), Peach (1993, pp. 1117–1123) a Miller (1985, pp. 1347–1354) shodují, že při srovnání vzorku pacientů s tzv. nespecifickou bolestí dolní části zad (tzn. bez spojitosti s radikulopatií, revmatickým onemocněním či úrazem) nenašli signifikantně významný rozdíl v bilaterální paraspinální aktivaci oproti vzorku bez obtíží nespecifického charakteru LBP. Ahern (1988, pp. 25–32) také nenalezl signifikantní rozdíl aktivity ve stranovém porovnání.

Tato zjištění se shodují s naměřenými hodnotami ve výzkumné práci. U testovaných pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad nebyl během běhu, a to jak na začátku, tak i na konci, zjištěn významnější rozdíl bilaterální aktivity před a ani po terapii. Mírný rozdíl ve stranovém porovnání byl patrný na začátku běhu před terapií, nicméně nebyl signifikantně významný. Rozdíl aktivity bilaterálních erektorů ve zbývajících úsecích měření (na konci běhu před terapií, a pak na začátku a na konci běhu po terapii) byl minimální.

Pro srovnání aktivity paravertebrálních erektorů je využívána také flexe trupu. To z toho důvodu, že na konci rozsahu pohybu flexe trupu aktivita paravertebrálních svalů vyhasíná, neboť je stabilita bederní páteře zajištěna maximálním rozpětím zadních vazů (ligg. supraspinalia et interspinalia, povrchová část lumbodorzální fascie atd.). Většina autorů popisuje, že u pacientů s chronickou LBP paraspinální aktivita na konci předklonu přetrvává a nemizí (Ahern & Follick, 1988, pp. 153–160; Leach, 1993, pp. 140–149; Neblett, 2003, pp. 1435–1446; Geisser, 2005, pp. 711–726). Autoři hovoří o tzv. ztrátě fenoménu „flexion-relaxation“ (Floyd & Silver, 1955, pp. 184–20; Shirado, 1995, pp. 139–144; Triano & Schultz, 1987, pp. 561–565).

Studie autorů Vogt, Pfeifer a Banzer (2003) udává dřívější nástup lumbálních erektorů v chůzi u pacientů s low back pain ve srovnání se zdravou populací (Vogt Pfeifer a Banzer, 2003, pp. 21–28). Timing svalů nicméně ve výzkumu nebyl hodnocen, tudíž se k dřívějšímu nástupu není možné vyjádřit. Sledování zapojení jednotlivých svalů by bylo přínosné, zvláště k předpokládaným chybným stereotypům jedinců s vertebrogenními obtížemi.

Udává se, že jedinci s akutní bolestí i chronickou low back pain vykazují zvýšenou úroveň aktivity bederních extenzorů v průběhu švihové fáze chůze oproti zdravé populaci (Arendt-Nielsen et al. 1996, pp. 231–240). Graven-Nielsen, Svensson a Arend-Nielsen (1997) pak upřesňuje, že dochází ke zvýšené aktivitě svalů zad během švihové fáze chůze ipsilaterálně a snížení svalové aktivity během stojné fáze ve dvojí opoře u pacientů s chronickou LBP (Graven-Nielsen, Svensson a Arendt-Nielsen, 1997, pp. 156–164).

Tomuto zjištění pak odpovídá také charakter zapojení homolaterálních svalů u testované skupiny pacientů ve výzkumu během běhu, což je patrné na grafech průměrné aktivity upraveného EMG signálu vykreslující vzájemnou aktivitu m. biceps femoris a m. erector spinae 10 krokových cyklů. Před terapií dosahoval m. erector spinae maxima při dopadu paty, z aspekčního hodnocení grafů se zdá, že vlivem terapie došlo k mírnému pozdějšímu nástupu m. erector spinae a také k posunu maxima jeho aktivity do pozdější fáze. Hodnocení timingu by přineslo objektivnější hodnocení vlivu terapie na vzájemné zapojení svalů.

Někteří autoři (Van Dieen, Cholewicki a Radebold, 2003) upozorňují na to, že zvýšení svalové aktivity zádočných svalů může být pouze kompenzační úpravou, ne samotnou příčinou LBP (Van Dieen, Cholewicki a Radebold, 2003, pp. 834–841).

Po terapii se aktivita m. erector spinae signifikantně snížila, což může reflektovat zlepšení stavu pacientů s low back pain, v důsledku kterého již není potřeba kompenzace jejich nadměrně zvýšenou aktivitou.

Autoři Kirkaldy-Willis (1988, pp. 49–75) a Klein & Roy (1991, pp. 445–454) spatřují význam m. erector spinae v jeho ochranné funkci. Udávají, že jsou významné z hlediska ochrany proti vnější zátěži působící na páteř ve statickém i dynamickém stavu. V souvislosti s chronickými bolestmi zad pak Kirkaldy-Willis (1988, pp. 49–75) za příčinu bolestí považuje právě dlouhodobý stav přetížení, pod kterým je m. erector spinae povinen fungovat izometricky, což vede k jeho následné atrofii (Kirkaldy-Willis, 1988, pp. 49–75).

Jiní autoři popisují atrofii m. multifidus v důsledku jejich dysfunkce. Předpokládá se, že přetrvávající bolest způsobuje reflexní inhibici stabilizačních svalů (Stanford, 2002, pp. 40–46). Atrofie m. multifidus, ke které dochází pravděpodobně v důsledku ischemie svalu, je pak popisována jako příčina recidivujících bolestí bederní páteře (Hides, Richardson a Jull, 1996, pp. 2763–2769). Za příčinu atrofie je považována ischemie vznikající jako následek spazmu svalu. Spasmus má dle autorů ochrannou funkci, znehybnění má zabránit jejich dalšímu poškození, nicméně vede ke snížení cirkulace a zásobení svalu, a tím pravděpodobně vyvolává atrofii (Noris, 2003 in Suchomel, 2006, p. 122). Strečink pak může podpořit prokrvení přetížené tkáně. Svalová aktivita v důsledku aktivně prováděného strečinku vede ke zvýšení teploty organismu. Ta pak může zvýšit disociaci kyslíku z hemoglobinu a myoglobinu, podpořit metabolické reakce a usnadnit svalové prokrvení (Farina, Arendt-Nielsen a Graven-Nielsen, 2005, pp. 197–203). Dále může zmírnit akumulaci laktátu (Gray, Devito a Nimmo, 2002, pp. 2091–2096). Vliv na prokrvení je připisován převážně dynamickému strečinku (Kovacs, 2010, p. 9; Baechle & Earle, 2008, p. 300; Frederick, 2011, pp. 21–30), z toho důvodu se jeho využití jeví jako výhodné také u pacientů s LBP.

Autoři Floyd & Silver (1955, pp. 184–203), Shirado & Kaneda (1995, pp. 139–144 (1995), Triano & Schultz (1987, pp. 561–565) chápou tenzní reakci erektorů nebo hyperaktivitu až jako následek v důsledku možného zranění nebo přetížení.

Autoři pak nezjistili pouze dysfunkci m. erector spinae, ale vyjadřují se k celkové změně pohybového vzoru (Hodges & Richardson, 1996, pp. 2640–2650).

Testovaní pacienti vykazovali vyšší míru aktivity m. erector spinae před terapií. Bylo zřejmé, že ovlivnění hypertonických zkrácených svalových struktur vedlo nejen ke zvětšení rozsahu pohybu, ale také ke snížení průměrných hodnot svalové aktivity (a to u všech testovaných svalů) během běhu, jak na začátku, tak taky na konci pětiminutové aktivity.

4.6.2 Únava m. erector spinae

Aktivita m. erector spinae u testovaných pacientů se po terapii signifikantně snížila na začátku i na konci běhu, nicméně charakter aktivity se v průběhu běžecské aktivity měnil. Svalová aktivita m. erector spinae během pětiminutového běhu postupně narůstala, což bylo patrné v obou dvou měřeních, před i po terapii. Toto zjištění může ukazovat na nastupující únavu, neboť ta je hodnocena v EMG záznamu jako zvýšení amplitudy a snížení frekvenčního spektra (Winter, 2009, p. 277). Vzhledem k tomu, že frekvenční spektrum nebylo hodnoceno, nelze svalovou únavu v naší studii prokázat. Lze ale předpokládat, že právě faktor únavy vedl ke zvyšující se aktivitě m. erector spinae. Tento předpoklad je však ve shodě s mnoha studiemi, které poukazují na snížení vytrvalosti zádočných svalů u pacientů s low back pain ve srovnání se zdravou populací (Ege et al., 2011, pp. 2152–2159; Biering-Sorensen, 1984, pp. 106–119; Mannion et al., 1997, pp. 427–439; Latimer et al., 1999, pp. 2085–2089; McGill, 1998, pp. 754–765; Klein & Roy, 1991, pp. 445–454; Lee, Kim a Sung, 2011, pp. 362–368).

Slabá vytrvalost svalů, které mají zajišťovat podporu lumbopelvickeho komplexu a pánve, potvrdili také autoři Crosbie, Vachalathi a Smith (1997a, pp. 13–20), kteří zároveň považují zhoršenou paraspinální vytrvalost jako rizikový faktor rozvoje LBP. K tomuto názoru se přiklání také další autoři (Biering-Sorensen, 1984, pp. 106–119; Biering-Sorensen, Thomsen a Hilden, 1989, pp. 151–157; Kankaanpaa et al., 1998, pp. 412–417). Zvýšená únavnost byla prokázána jak u správně probíhajících epizod LBP (Latimer, 1994, pp. 2085–2090), tak také u pacientů, jež se s bolestí dolní části zad potýkali (Simmonds et al., 1998, pp. 2412–2421).

Na základě snížení EMG aktivity m. erector spinae u testovaných pacientů je možné usuzovat, že terapie vedla ke zvýšení odolnosti vůči únavě.

Únava lumbálních erektorů vede k většímu flekčnímu postavení a ke zhoršení posturální kontroly v klidném stoji (Madigan, Davidson a Nussbaum, 2006, pp. 788–799). Izolovaná únava paraspinálních svalů vedoucí k narušení strategie posturální kontroly je pak zodpovědná za balanční odchylky (Wilson et al., 2006, pp. 348–354). Granata, Slota a Wilson (2004) pak uvádí, že s únavou související svalová tuhost může snížit stabilizační kapacitu paravertebrálních svalů (Granata, Slota a Wilson, 2004, pp. 81–91).

Studie Joseph et al. (2009, pp. 475–481) se zabývala vlivem paraspinální únavy na kinematiku běhu u pacientů s low back pain. Udává, že reakce zdravé populace na únavu paraspinálních svalů je flekční náklon držení trupu a menší lordotická křivka během běhu se současnou zvýšenou aktivitou m. rectus abdominis. U pacientů s low back pain dle studie dochází k jiným posturálním změnám nastavení v souvislosti s izolovanou paraspinální únavou. Změna kinematiky běhu v důsledku adaptace na svalovou únavu paraspinálních svalů tak může vykazovat u pacientů s LBP jinou charakteristiku v návaznosti na dysbalanční predispozice. Zkrácené kolenné flexory s nedostatečnou extenční silou podporují přední náklon trupu (Slocum & Bowerman, 1962, pp. 39–45), vzpřímené držení trupu je pak ale zajištěno bederní lordózou spojenou s nadměrnou aktivitou m. erector spinae (Swanson & Caldwell, 2000, pp. 1146–1155) Kinematika běhu testovaných jedinců v rámci práce hodnocena nebyla, bylo by ale zajímavé sledovat také tato data.

Neoptimální nastavení trupu a bederní páteře během běhu může změnit kompresivní zatížení meziobratlových facetových kloubů a zvýšit tlakové zatížení na meziobratlové ploténky a tlak v nucleus pulposus (Adams & Hutton, 1985, pp. 625–629). To může vést k abnormální kompresi nebo tahovému napětí na přední a zadní aspekty meziobratlové ploténky, respektive k potenciálně zvýšené pravděpodobnosti LBP (Adams & Hutton, 1985, pp. 625–629; Adams & Hutton, 1980, pp. 358–362). Dopředný náklon trupu pak také vede k větším ztrátám tekutin meziobratlové ploténky (Adams & Hutton, 1983, pp. 665–671).

Kankaampaa et al. (1998, pp. 412–417) srovnávali unavitelnost paravertebrálních svalů a m. gluteus maximus při maximální volní izometrické extenzi trupu vsedě. U m. gluteus maximus došlo k nástupu únavy mnohem dříve u pacientů s chronickou LBP než u zdravých jedinců. Rozdíly v povrchové EMG aktivitě paravertebrálních svalů byly mnohem menší, statisticky nevýznamné. Vzhledem

k tomuto poznatku a předpokladům nedostatečného zapojení m. gluteus maximus by bylo dobré snímání EMG aktivity také tohoto svalu.

4.7 Koordinace pohybu

Spoustu autorů se vyjadřuje ke koordinaci a variabilitě, neboť ta je z hlediska kinematických, kinetických a elektromyografických složek pohybu předpokladem pro zachování efektivního pohybového projevu za různých podmínek. Autoři se shodují na poruchu řízení motorické kontroly u pacientů s low back pain (Hodges et al., 2009, pp. 61–66) a zároveň zaznamenávají sníženou variabilitu (Jacobs, Henry a Nagle, 2009, pp. 455–458). Díky tomu se dá předpokládat, že lidé s chronickou LBP jsou méně schopni se přizpůsobit změnám podmínek pro zajištění posturální stability při pohybu (Jacobs, Henry a Nagle, 2009, pp. 455–458).

Autoři Seay, Emmerik a Hamill (2011, pp. 572–578) a Mosely & Hodges (2006, pp. 474–476) dále prokázali, že změnu v koordinaci a snížení variability v porovnání se zdravou populací vykazují i jedinci, jež jsou bez bolesti, ale v minulosti se s bolestí zad potýkali. Tito pacienti stále vykazovali snížení relativního vzorce pohybu mezi pánví a trupem. Rozdíl mezi těmito pacienty (jež byli již bez bolesti) a pacienty s nízkou úrovní bolestí zad byl nevýznamný. Početná skupina pacientů, jež v anamnéze prodělala LBP (až 80 %), je tak dle autorů stále vystavena zvýšenému riziku opětovného zranění (Seay, Emmerik a Hamill, 2011, pp. 572–578).

Jedinci s bolestí dolní části zad vykazují v závislosti na změně nervosvalové kontroly změnu pohybových vzorů jak při volních (Coghlin & Mcfadyen, 1994, pp. 85–92; Gioftos & Grieve, 1996, pp. 275–280; Hubley-Kozey a Vezina, 2002, pp. 621–629; Lamothe, et al, 2006, pp. 23–40), tak automatických pohybem (Henry et al, 2006, pp. 881–892; Radebold, et al, 2000, pp. 947–954). Studie zaznamenaly odchylky pacientů s low back pain v pohybovém projevu v chůzi, sedu nebo předklonu (Dankaerts et al., 2006b, pp. 698–704; Dankaerts et al., 2006a, pp. 2017–2023). Dále bylo prokázáno, že stav bederní oblasti má vliv na pánevní a trupovou koordinaci a variabilitu při chůzi a běhu (Seay, Emmerik a Hamill, 2011, pp. 572–578).

Studie zabývající se problematikou low back pain z hlediska změn koordinace pohybu během chůze ukázaly, že jedinci s low back pain jsou schopni chodit rychleji,

než je komfortní standard, nicméně naráží právě na nedostatečnou koordinaci hrudníku a pánve (Lamoth et al., 2002, pp. 92–99). Dále bylo zjištěno, že pacienti s LBP vykazují v chůzi horší motorické řízení a sníženou propiocepci (Della Volpe et al., 2006, pp. 349–355; Brumagne, Codro a Verschueren, 2004, pp. 63–66). Veškeré změny v koordinaci snižují schopnost přizpůsobit svoji chůzi měnícím se podmínkám a vypořádat se s neočekávanými událostmi, z toho důvodu jsou považovány za maladaptivní. Výsledkem je pak záměrné přijetí pomalejší a méně flexibilní chůze, a to pod vlivem chudšího motorického řízení (Lamoth et al., 2006, pp. 23–40).

Zlepšení koordinace v důsledku dvoutýdenní terapie formou dynamického strečinku a post-izometrickou relaxace se mohlo projevit zlepšenou koaktivací m. erector spinae a m. biceps femoris. Došlo k signifikantnímu snížení všech testovaných svalů, na začátku i na konci běhu. Z aspekčního hodnocení záznamu lze usuzovat na pozdější záznam nárůstu aktivity m. erector spinae, zároveň také došlo ke změně vzájemného vztahu homolaterálních pravostranných svalů, dále ke změně vztahu kontralaterálních svalů s výjimkou m. erector spinae a m. biceps femoris na konci běhu.

4.8 Přínos pro praxi

Již bylo zmíněno, že svalová aktita je základním předpokladem stability kloubu (Cholewicki J., McGill, 1996, pp. 1–15; Cholewicki, Panjabi, Khachatryan, 1997, pp. 2207–2212). Tolerance na vnější zatížení např. v důsledku hrozícího nebezpečí je pak dána právě aktivní spoluprací zajišťující zvýšení stability. Pokud by tento mechanismus nebyl přítomen, páteř by nemohla být stabilní (Gardner-Morse & Stokes, 1998, pp. 86–92).

Špatné motorické řízení spojeno se synergistickou substitucí (Arendt-Nielsen, 1995, pp. 231–240; Edgerton et al. 1996, pp. 744–751; Grabiner, Koh a Glazawi, 1992, pp. 1219–1223), pomalým reakčním časem nástupu aktivity svalů (Cholewicki, Simons a Radebold, 2000, pp. 1377–1385; Radebold, 2001, pp. 724–730; Wilder, 1996, pp. 2628–2639) nebo nedostatečnou agonisticko-antagonistickou aktivací (Cholewicki J., McGill, 1996, pp. 1–15; Cholewicki, Panjabi, Khachatryan, 1997, pp. 2207–2212) jde ruku v ruce se sníženou stabilitou (Liebenson, 2007, p. 46).

Mannion et al. (2001, pp. 920–929) naznačují, že tato porucha motorické kontroly je s největší pravděpodobností zdrojem přibližně z 50 % LBP.

Studium biomechaniky a neurofyzologie páteře stability demonstrují, že rehabilitační přístup by měl být zaměřen na rozvoj koordinace mezi agonisty a antagonisty, rychlou kontrakci stabilizátorů, aerobní kondici a svalovou vytrvalost. Zlepšení funkce ve smyslu vzájemné spolupráce svalových skupin pak může také snížit nocicepci (Liebenson, 2007, s. 46).

Z hlediska udržení stability je správné nastavení motorického řízení nezbytné nejen pro běžné aktivity denního života, ale je rozhodující zvláště při neočekávaných událostech (Cholewicki, Simons a Radebold, 2000, pp. 1377–1385). Dosažení efektivního řízení pohybu je pak dle těchto předpokladů nutné trénovat v různých statických a dynamických situacích tak, aby organismus mohl adekvátně reagovat na očekávané a neočekávané podněty ve stabilních a nestabilních podmínkách (Liebenson, 2007, p. 102).

Z tohoto důvodu se PIR a dynamický strečink jeví jako vhodný prostředek k ovlivnění funkčních poruch pohybového systému. Pravděpodobné zlepšení koordinace spolu s úpravou hypertonických vláken u testovaných pacientů s nespecifickými bolestmi low back pain vedla k signifikantním změnám v parametrech rozsahu pohybu, zkrácení ischiokrurálních svalů a ve svalové aktivitě.

4.9 Limity práce

Do oblasti zad se manifestuje celá řada příčin, což je také důvod vysoké incidence (Kolář, 2009, s. 450). Low back pain zahrnuje široké spektrum pacientů s odlišnými klinickými nálezy, proto byl výzkum specifikován na pacienty s chronickými bolestmi dolní části zad nespecifického charakteru. Je nutné vzít v úvahu, že i v tomto případě mohla být bolest pacientů ovlivněna různými faktory. Přestože u žádného pacienta nebylo zjištěno morfologické postižení, zároveň všichni splnili zadaná kritéria pro zařazení do výzkumu a věkově odpovídali malému rozptylu, nemuseli v konečném důsledku vytvářet plně homogenní skupinu.

Snaha objektivizovat tuto širokou problematiku low back pain na základě signifikantních změn od zdravé populace vedla k řadě výzkumů, které se zabývaly

změnami v náboru paravertebrálních erektorů (Vacek, 2001, s. 169–172) a změnou kinematických vlastností pohybu. Studie se svými výsledky rozcházejí, což přispívá k nepřehlednosti.

Z hlediska hodnocení svalové aktivity by bylo vhodné doplnit snímání EMG aktivity o m. gluteus maximus, u něhož se předpokládá oslabení a zvýšená únava (Kankaampaa et al., 1998, pp. 412–417; Lewit, 2003, s. 42; Liebenson, 2007, p. 805). Dále by bylo možné hodnotit svalovou aktivitu nejen z hlediska průměrné hodnoty svalové aktivity, ale také frekvenčního spektra (Krobot & Kolářová, 2011, s. 23; De Luca, 1993, pp. 210–216). To by umožnilo zhodnotit svalovou únavu, neboť ta je kromě nárůstu průměrné hodnoty aktivity paravertebrálních svalů předpokládanou odchylkou od zdravé populace (Kankaanpaa et al., 1998, pp. 412–417; Kramer et al., 2004, pp. 31–36; Latimer et al., 1999, pp. 2085–2089).

Samotné měření mohlo být ovlivněno během na chodícím pásu firmy ForceLink. Běh tak mohl vykazovat odlišené parametry, než by vykazoval v přirozeném prostředí. Dle studie Schache et al. (2001, pp. 667–680) totiž běh na pásu vykazuje odlišnou charakteristiku lumbopelvického komplexu. Nicméně pacienti absolvovali běh na ForceLink chodníku v obou dvou měřeních, před i po terapii, vždy stejnou rychlostí a po stejnou dobu trvání, tudíž lze hodnoty z měření vůči sobě porovnat.

Pohybový projev mohl být dále ovlivněn také kabelovým systémem přenosu signálu (Soderberg & Knutson, 2000, pp. 485–498). Pro eliminaci vlivu měřícího zařízení během pohybu nebyl elektromyograf připevňován k tělu pacienta, ale byl připevněn buďto k rámu ForceLink chodníku nebo držen terapeutem. Záznam pak mohl být samozřejmě ovlivněn přípravou pacienta a způsobem lepení elektrod.

Zajímavé by pak bylo sledovat svalovou aktivitu u pacientů během běhu v časově delším časovém úseku, protože na konci pětiminutového běhu vykazovala svalová aktivita m. erector spinae odlišnou charakteristiku, než na začátku. Při déletrvající zátěži by mohla být změna ještě zvýrazněna. Stejně tak by bylo možné sledovat pacienty ve vyšší rychlosti. ForceLink by pak bylo vhodné využít i pro hodnocení kinematických parametrů běhu, např. délky kroku a frekvence, které se po terapii mohly změnit.

ZÁVĚR

Práce byla zaměřena na zhodnocení změn svalové aktivity m. biceps femoris bilaterálně a m. erector spinae bilaterálně během pětiminutového běhu pomocí povrchové elektromyografie v návaznosti na dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace. Elektromyografická aktivita byla snímána u 12 pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad chronického charakteru. Dále byla sledována změna rozsahu pohybu Thomayerovou zkouškou předklonu a pasivní flexe v kyčelních kloubech.

Po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace došlo k signifikantnímu snížení svalové aktivity všech testovaných svalů v obou dvou úsecích – na začátku i na konci běhu. To může ukazovat na zlepšení koordinace. Z hlediska uváděné trvale zvýšené aktivity m. erector spinae u pacientů s low back pain je snížení aktivity extenzorů páteře žádoucí. Snížená svalová aktivita může ukazovat na menší počet zapojených motorických jednotek v důsledku ekonomičtější práce svalu a také na zvýšenou resistenci vůči zátěži. Terapie ovlivnila také vzájemné zapojení m. biceps femoris a m. erector spinae. Byla zaznamenána změna vzájemného zapojení homolaterálních pravostranných svalů a kontralaterálních svalů na začátku i konci běhu, s výjimkou m. biceps femoris l. sin. a m. erector l. dx. na konci běhu.

Terapie formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace se odrazila také ve výsledcích kineziologických testů, a to jak v signifikantním navýšení rozsahu pohybu Thomayerovou zkouškou předklonu, tak v signifikantním navýšení rozsahu flexe v kyčelním kloubu.

Kombinace post-izometrické relaxace a dynamického strečinku není běžně využívána k jiným než sportovním účelům. Dvoutýdenní terapie formou post-izometrické relaxace, cílící na hypertonická vlákna, a dynamického strečinku, rozvíjejí koordinaci a flexibilitu, byla u 12 pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad efektivní jak z hlediska optimalizace svalové aktivity, tak parametrů kineziologických testů. Potvrzení dlouhodobého a léčebného efektu by mohlo vést k využití u širšího spektra jedinců a k terapeutickým účelům za účelem ovlivnění funkčních poruch svalového aparátu.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ABERNETHY, B. 2005. *The Biophysical Foundations Of Human Movement*, 2005, 363 p. ISBN 0-7360-4276-8.
- ACKLAND, T. R., ELLIOTT, B. C., BLOOMFIELD, J. 2009. *Applied anatomy and biomechanics in sport*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2009, x, 366 pp. ISBN 07-360-6338-2.
- ADAMS, M. A. & HUTTON, W. C. 1980. The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *Journal of Bone & Joint Surgery (British Volume)*. 1980, vol. 62, no. 3, pp. 358–362. World Wide Web: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/62-B/3/358.long>.
- ADAMS, M. A. & HUTTON, W. C. 1983. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. *Spine*. 1983, vol. 8, no. 6, pp. 665–671.
- ADAMS, M. A. & HUTTON, W. C. 1985. The effect of posture on the lumbar spine. *Journal of Bone & Joint Surgery (British Volume)*. 1985, vol. 67, no. 4, pp. 625–629. World Wide Web: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/67-B/4/625.long>.
- ADAMS, M. A. 2004. Biomechanics of back pain. *Acupuncture in Medicine*. 2004, vol. 22, pp. 178–188. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15628775>.
- ADDISON, R. & SCHULTZ, A. 1980. Trunk strengths in patients seeking hospitalization for chronic low back disorders. *Spine*. 1980, vol. 5, p. 539
- AHERN, D. K. & FOLLICK, M. J. 1988. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*. 1988, vol. 34, no. 2, 1988, pp. 153–160.
- AHERN, D. K. 1988. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic LBP patients and non-patient control. *Pain*. 1988, vol. 33, pp. 25–32.
- AKESON, W. H., AMIEL, D., WOO, S. 1980. Immobility effects on synovial joints: The pathomechanics of joint contracture. *Biorheology*. 1980, vol. 17, no. 1, pp. 95–110.

- ALEXANDER, M. J. L. 1985. Biomechanical aspects of lumbar spine injuries in athletes: a review. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*. 1985, vol. 10, pp. 1–20.
- ALLAT, J. P. Low back pain, sciatica and lumbar intervertebral disc herniation. *Rheumatology in Europe*. 1994, vol. 23, pp. 55–57.
- ALSTON, W. & CARLSON, K. E. 1966. Quantitative study of muscle factors in the chronic low back syndrome. *Journal of American Geriatric Society*. 1966, vol. 14, pp. 1041–1047.
- ALTER, M. J. 1997. *Sport Stretch*. 2nd ed. Human Kinetics, Champaign, USA. pp. 221. ISBN 0-88011-823-7.
- ALTER, M. J. 2004. *Science of flexibility*. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004, xii, 355 pp. ISBN 978-0-7360-4898-9. World Wide Web: http://books.google.cz/books?id=3pPAWd1PW2sC&pg=PA24&hl=cs&source=gbs_selected_pages&cad=3#v=onepage&q&f=false.
- ANONYMOUS. 2004. *Vazivová tkáň – vazivo. Patobiomechanika a Patokineziologie: Kompendium* [online]. [cit. 2013-05-01]. Dostupné na: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_vazivo.php.
- ANONYMOUS. 1995. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Studijní materiál OSU. 1995.
- ARENA, J. G. & SHERMAN, R. A. 1990. Temporal stability of paraspinal electromyographic recording in low back pain and non-pain subjects. *International Journal of Psychophysiology*. 1990, vol 9, no. 1, pp. 31–37.
- ARENA, J. G. & SHERMAN, R. A. 1991. Electromyographic recordings of low back pain subjects and non-pain controls in six different positions: effect of pain levels. *Pain*. 1991, vol. 45, no. 1, pp. 23–28.
- ARENDT-NIELSON, L. et al. 1995. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait. *Pain*. 1995, vol. 64, pp. 231–240.
- ASHMED, K. J. et al. 1996. Strength and flexibility characteristics of athletes with chronic low back pain. *Journal of Sport Rehabilitation*, vol. 5, 1996, pp. 275–286.
- AVELA, J. et al. 2003. Neural and mechanical responses of triceps surae muscles group after 1 hour of repeated fast Pasove stretches. *Journal of Applied Physiology*. 2003, vol. 96, pp. 2325–2332.

- AVELA, J., KYROLAINEN, H., KOMI, P. V. 1990. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*. 1999, vol. 86, pp. 1283–1291.
- BABAULT, N., KOUASSI, B. Y., DESBROSSES, K. 2010. Acute effects of 15 min static or contract-relax stretching modalities on plantar flexors neuromuscular properties. *Journal of Science & Medicine in Sport*. 2010, vol. 13, no. 2, pp. 247–252. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1440244009000528>.
- BAECHLE, T. & EARLE, R. 2008. *Essentials of Strength Training & Conditioning*. 3rd ed. Hardback, 2008, pp. 656. ISBN 13: 9780736058032. World Wide Web: <http://books.google.cz/books?id=rk3SX8G5Qp0C&printsec=frontcover&hl=cs#v=onpage&q&f=false>.
- 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/sites/entrez/9549713?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrcn>.
- BEDNAŘÍK, J. & KADAŇKA, Z. 2006. Bolesti v zádech. In R. Rokyta, M. Kršiak, & J. Kozák, *Bolest*. Praha: Tigris, s.r.o. 2006, pp. 485–507. ISBN: 80-903750-0-6.
- BEHM, D. G. & CHAOUACHI, A. 2011. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *Journal of Applied Physiology*. 2011, vol. 111, no. 11, pp. 2633–2651. World Wide Web: <http://www.springerlink.com/content/m46r003332002n44/>.
- BEHM, D. G. & KIBELE, A. 2007. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2007, vol. 101, no. 5, pp. 587–594. World Wide Web: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00421-007-0533-5/fulltext.html>.
- BEHM, D., BUTTON, D. C., BUTT, J. C. 2001. Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2001, vol. 26, no. 3, pp. 262–272.

- BELLI, A. & BOSCO, C. 1992. Influence of stretch-shortening cycle on mechanical behaviour of triceps surae during hopping. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1992, vol. 144, no. 4, pp. 401–408.
- BEN, M. & HARVEY, L. A. 2010. Regular stretch does not increase muscle extensibility: a randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010, vol. 20, no. 1, pp. 136–144.
- BERGMARK A. 1989. Stability of the lumbar spine, a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1989, 230 pp. (suppl): 1–54.
- BIERING-SORENSEN F. 1984. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a 1-year period. *Spine*. 1984, vol. 9, pp. 106–119.
- BIERING-SORENSEN, F. THOMSEN. C. E., HILDEN, J. Risk indicators for low back trouble. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1989, vol. 21, no. 3, pp. 151–157.
- BISHOP, M. et al. 2006. M. Running Kinematics: Athletic Footwear, Leg Stiffness, and Running Kinematics. *Journal of athletic training*. 2006, vol. 41, no. 4, pp. 387–392. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1748411/?tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- BLANKE, D. 1982. Flexibility training: ballistic, static, or proprioceptive neuromuscular facilitation. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1982, vol. 63, pp. 261–263.
- BORMAN, N. P., TRUDELLE-JACKSON, E., SMITH, S. S. 2011. Effect of stretch positions on hamstring muscle length, lumbar flexion range of motion, and lumbar curvature in healthy adults. *Physiotherapy Theory & Practice*. 2011, vol. 27, pp. 146–154.
- BRADLEY, P. S., OLSEN, P. D., PORTAS, M. D. 2007. The effect of static, ballistic and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007, vol. 21, no. 1, pp. 223–226.
- BRANDENBURG, J. P. 2006. Duration of stretch does not influence the degree of force loss following static stretching. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*. 2006, vol. 46, no. 4, pp. 526–534. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17119516>.

- BRANDENBURG, J. P. 2006. Duration of stretch does not influence the degree of force loss following static stretching. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*. 2006, vol. 46, no. 4, pp. 526–534. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17119516>.
- BRUMAGNE S, CORDO P, VERSCHUEREN S. 2004. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neuroscience Letters*. 2004, vol. 366, pp. 63–66. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394004005828?np=y>.
- BUZKOVÁ, K. 2006. *Strečink: 240 cvičení pro dokonalé protažení celého těla*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006, 219 s. Sport Extra. ISBN 80-247-1342-X.
- CACEK, J. & MICHÁLEK, J. *Aplikace dynamického a statického strečinku: Flexibilita a strečink* [online]. [cit. 2013-04-24]. Dostupné na: <http://www.fsps.muni.cz/strecink/?stranka=flexibilita-a-strecink>.
- CALLAGHAN, J. P. et al. 1999. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics*. 1999, vol. 14, pp. 203–216.
- CAPPOZZO, A. 1983. Force actions in the human trunk during running. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*. 1983, vol. 23, pp. 14–22.
- CAVANAUGH, J. T. et al. 2005. Detecting altered postural control after cerebral concussion in athletes with normal postural stability. *British Journal of Sports Medicine*. 2005, vol. 39, pp. 805–811. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1725054/>.
- CAVANAUGH, J. T., GUSKIEWICZ, K. M., STERGIOU, N. 2005. A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: New directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Medicine*. 2005, vol. 35, pp. 935–950.
- CE, E. et al. Effects of stretching on maximal anaerobic power: the roles of active and passive warm-ups. *Journal of Strength & Condition Research*. 2008, vol. 22, no. 3, pp. 794–800.
- CIFERSKÁ, H. 2010. Bolesti zad z pohledu internisty. *Zdravotnické noviny: Interna online* [online]. 2010, roč. 2010, č. 5, [cit. 2012-11-02]. Dostupné na: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/bolesti-zad-z-pohledu-internisty-450198>.

- COGHLIN, S. S. & McFADYEN, B. J. 1994. Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clinical Biomechanics*. 1994, vol. 9, pp. 85–92.
- COLLINS, G. A. 1982. Comparative Analysis of paraspinal and frontalis EMG, Heart Rate and skin conductance in chronic low back pain patients and normals to various postures and stress. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1982, vol. 14, pp. 39-46.
- CONDON, S. M. & HUTTON, R. S. 1987. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical Therapy*. 1987, vol. 67, no. 1, pp. 24–30. World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/67/1/24.long>.
- CONGDON, R. et al. 2005. Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clinical Biomechanics*. 2005, vol. 20, pp. 947–951. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15975697>.
- COONEY, K. M. et al. 2006. Novel biomechanics demonstrate gait dysfunction due to hamstring tightness. *Clinical Biomechanics*. 2006, vol. 21, no. 1, pp. 59–66. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003305001919>.
- CORNELIUS, W. L. 1983. Stretch evoked EMG activity by isometric cocontraction and submaximal concentric contraction. *Journal of Athletic Training*. 1983, vol. 18, pp. 106–109.
- CORNELIUS, W. L. et al. 1992. The effects of cold application and modified PNF stretching techniques on hip joint flexibility in college males. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 1992, vol. 63, no. 3, pp. 311–314.
- CRAIK, R. L. & OATIS, C. A. 1995. *Gait analysis: Theory and application*, 1st ed. Mosby: 1995, 471 pp. ISBN: 0-8016-6964-2.
- CRAM, J. R. & STEGER, J. C. 1983. EMG scanning in the diagnosis of chronic pain. *Biofeedback Self Regult*. 1983, vol. 8, pp. 229–241.
- CRISCO, J. & PANJABI, M. 1991. The intersegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine*. 1991. vol. 16, pp. 793–799.
- CRITCHLEY, D. 2002. Instructing pelvic floor contraction facilitates transversus abdominis thickness increase during low-abdominal hollowing. *Physiotherapy research international*. 2002, vol. 7, no. 2, pp. 65–75.

- CROSBIE J., VACHALATHITI, R., SMITH, R. 1997a. Age, gender, and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait Posture*. 1997a, vol. 5, pp. 13–20.
- CROSBIE J., VACHALATHITI, R., SMITH, R. 1997b. Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture*. 1997b, vol. 5, pp. 6–12.
- ČIHÁK, R. 2001. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
- DANKAERTS, W. et al. 2006a. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine*. 2006a, vol. 31, no. 17, pp. 2017–2023. doi: 10.1097/01.brs.0000228728.11076.82.
- DANKAERTS, W. et al. 2006b. Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine*. 2006b, vol. 31, no. 6, pp. 698–704. doi: 10.1097/01.brs.0000202532.76925.d2. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16540876>.
- DAVIS, D. S., ASHBY, B., McCALE, K. 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.
- De LUCA, C. J. 1993. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*. 1993, vol. 16, no. 2, pp. 210–216.
- De PINO, 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>.
- De WEIJER, 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/sites/entrez/14743986?dopt=Abstract&holding=f1000,f1000m,isrctn>.
- DELISLE, A., GAGNON, M., SICARD, C. 1997. Effect of pelvic tilt on lumbar spine geometry. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1997, vol. 5, pp. 360–366. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9422461>

- DELLA VOLPE, R.. et al. 2006. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture*. 2006, vol. 24, pp. 349–355.
- DEUSINGER, R. H. 1989. Biomechanical considerations for clinical application in athletes with low back pain. *Clinical Journal of Sports Medicine*. 1989, vol. 8, pp. 703–715.
- DOBEŠ, M. & MICHKOVÁ, M. 1997. *Učební text k základnímu kurzu diagnostiky a terapie funkčních poruch pohybového aparátu: (měkké a mobilizační techniky)*. 1. vyd. Havířov-Město: DOMIGA, 1997, 72 s. ISBN 80-902-2221-8.
- DOLEŽAL, T. et al. 2004. Metodické pokyny pro farmakoterapii nádorové bolesti. *Vojenské zdravotnické noviny*. 2004, č. 3, s. 89–96. Dostupné na: http://www.pmfhk.cz/VZL/VZL3_2004/3Dolezal.pdf.
- DUCHATEAU, J. & HAINAUT, K. 1985. Electrical and mechanical failures during sustained and intermittent contractions in humans. *Journal of Applied Physiology*. 1985, vol. 58, pp. 942–947.
- DVOŘÁK, R. & VAŘEKA, I. 2000. Několik poznámek k názorům na držení těla. *Fyzioterapie*. 2000, roč. 7, č. 3, 14 s.
- 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. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- EDGERTON, V. R. et al. 1996. Theoretical basis for patterning EMG amplitudes to assess muscle dysfunction. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1996, vol. 28, pp. 744–751.
- EGE, J. 2011. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *European Spine Journal*. 2011, vol. 20, no. 12, pp. 2152–2159. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3229729/>.
- ENOKA, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2002, xix, 556 p. ISBN 07-360-0251-0.
- ESOLA, M. A. et al. 1996. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*. 1996, vol. 21, pp. 71–78. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9122766>.

- FARINA, D., ARENDT-NIELSEN, L., & GRAVEN-NIELSEN, T. 2005. Effect of temperature on spike-triggered average torque and electrophysiological properties of low-threshold motor units. *Journal of Applied Physiology*. 2005, vol. 99, pp. 197–203
- FASEN, J. M. et al. 2009. A randomized controlled trial of hamstring stretching: comparison of four techniques. *Journal of Strength & Condition Research*. 2009, vol. 23, no. 2, pp. 660–667.
- FAULKNER, J. A. 2003. Terminology for contractions of muscles during shortening, while isometric, and during lengthening. *Journal of Applied Physiology*. 2003, vol. 95, no. 1, pp. 455–459. World Wide Web: <http://jap.physiology.org/content/95/2/455.long>.
- FERBER, R. GRAVELLE, D. C., OSTERNIG, L. R. 2002. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretch techniques on trained and untrained older adults. *Journal of aging & physical activity*. 2002, vol. 10, pp. 132–142.
- FERREIRA, P. H., FERREIRA, M. L., HODGES, P. W. 2004. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain ultrasound measurement of muscle activity. *Spine*. 2004, vol. 29, no. 2, pp. 2560–2566. doi: 10.1097/01.brs.0000144410.89182.f9. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15543074>.
- 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 & Condition 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.
- FLOYD W. F. & SILVER, P. 1955. Function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *Journal of Physiology*. 1955, vol. 129, pp. 184–203.
- FOWLES, J. R., SALE, D. G., MacDOUGALL, J. D. 2000. Reduced strength after Pasove stretch in the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*. 2000, vol. 89, pp. 1179–1188. World Wide Web: <http://jap.physiology.org/content/89/3/1179.long>.
- FREDERICK, G. 2001. Baseball Part 1 Dynamic Flexibility. *Strength & Conditioning Journal*. 2001, vol. 23, no. 1, pp. 21–30.

- FULL, R. J. & KODITSCHKEK, D. E. 1999. Templates and anchors: neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land. *Journal of Experimental Biology*. 1999, vol. 202, pp. 3325–3332. World Wide Web: http://jeb.biologists.org/content/202/23/3325.abstract?ijkey=d085932f17f310d4632ab82a9b4e37f3f29864d4&keytype2=tf_ipsecsha.
- FUNK, D. C. et al. 2003. Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2003, vol. 17, no. 3, pp. 489–492.
- GAJDOSIK, R. L. 1995. Flexibility or muscle length? *Physical Therapy*. 1995, vol. 75, no. 3, pp. 238–239. World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/75/3/238.long>.
- 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.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003300000619>.
- GAJDOSIK, R. L., ALBERT, C. R., MITMAN, J. J. 1994. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*. 1994, vol. 20, pp. 213–219. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7987382>.
- GAMBETTA, V. 2007. Athletic development: the art. Champaign, IL: Human Kinetics, c2007, xi, 299 p. ISBN 978-073-6051-002.
- GARDNER-MORSE, M. G., STOKES, I. A. F. 1998. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*. 1998, vol. 23, pp. 86–92.
- GEISSER, M. E. et al. 2005. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *Journal of Pain*. 2005, vol. 6, no. 11, pp. 711–726. doi: 10.1016/j.jpain.2005.06.008. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1526590005007479>.
- GIBBONS, S. & COMERFORD, M. 2001a. Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orthopaedic Division Review*. 2001, pp. 21–27.
- GIBBONS, S. & COMERFORD, M. 2001b. Strength versus stability: Part 2: Limitations and benefits. *Orthopaedic Division Review*. 2001, pp. 28–33.

- GIOFTSOS, G. & GRIEVE, D. W. 1996. The use of artificial neural networks to identify patients with chronic low-back pain conditions from patterns of sit-to-stand manoeuvres. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 1996, vol. 11, pp. 275–280.
- GLEIM, G. W. & MCHUGH, M. P. 1997. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Medicine*. 1997, vol. 24, no. 5, pp. 289–299.
- GOLDSPIK, G. 1968. Sarcomere length during post-natal growth and mammalian muscle fibres. *Journal of Cell Science*. 1968, vol. 3, no. 4, pp. 538–548.
- GRABINER, M. D., KOH T. J., GLAZAWI, A. E. 1992. Decoupling of bilateral paraspinal excitation in subjects with low back pain. *Spine*. 1992, vol. 17, pp. 1219–1223.
- GRANATA, K. P. & ENGLAND, S. A. 2007. Reply to the Letter to the Editor. *Gait Posture*. 2007, vol. 26, pp. 329–330.
- GRANATA, K. P., SLOTA, G. P., WILSON, S. E. 2004. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Human Factors*. 2004, vol. 46, pp. 81–91. doi: 10.1518/hfes.46.1.81.30391. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1633714/>.
- GRAVEN-NIELSEN, T., SVENSSON, P., ARENDT-NIELSEN L. 1997. Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*. 1997, vol. 105, pp. 156–164.
- GRAY, L. 2012. *Conquering The Marathon: Half to Whole: Beginner to Advanced*. 2012. vyd. US, 2012, 140 p. ISBN 9781477261071.
- GRAY, S.C., DEVITO, G., NIMMO, M. A. 2002. Effect of active warm-up on metabolism prior to and during intense dynamic exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2002, vol. 34, pp. 2091-2096.
- GUTEN, G. 1981. Herniated lumbar disk associated with running: a review of 10 cases. *American Journal of Sports Medicine*. 1981, vol. 9, pp. 155–159.
- HALBERTSMA, J. P. K & GOËKEN, L. N. H. 1994. Stretching exercises: Effect on extensibility and stiffness in short hamstring of healthy subjects. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1994, vol. 75, no. 5, pp. 976–981.
- HALBERTSMA, J. P. K, VAN BOLHUIS, A. I., GOËKEN, L. N. H. 1996. Sport stretching: Effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1996, vol. 77, no. 7, pp. 688–692.

- HAMILL, J. & KNUTZEN, K. M. 2009. *Biomechanics basis of human movement*. 3. vyd. Philadelphia, 2009. ISBN 9780781791281.
- HAMMONDS, A. L. D. 2012. Acute Lower Extremity Running Kinematics After a Hamstring Stretch. *Journal of Athletic Training*. 2012, vol. 47, no. 1, pp. 5–14. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3418114/>.
- HANDFORD, C. et al. 1997. Skill acquisition in sport: Some applications of an evolving practice ecology. *Journal of Sports Sciences*. 1997, vol. 15, pp. 621–640.
- HANSEN, F. & BENDIX, T. 1993. Intensive, dynamic back-muscle exercises, conventional physiotherapy or placebocontrol treatment of low back pain. *Spine*. 1993, vol. 18, pp. 98–108.
- HARTIG, D. E. & HENDERSON, J. M. 1999. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military trainees. *American Journal of Sports Medicine*. 1999, vol. 27, no. 1, pp. 173–176. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10102097>
- 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.
- HAUGGAARD, A. & PERSSON, A. L. 2007. Specific spinal stabilisation exercises in patients with low back pain – a systematic review. *Physical Therapy Review*. 2007, vol. 12, no. 3, pp. 233–248. doi: 10.1179/108331907X222949.
- HAYES, P. R. & WALKER, A. Pre-exercise stretching does not impact upon running economy. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007. Roč. 21, pp. 1227–1232.
- HELLSING, A. L. 1988. Tightness of hamstring and psoas major muscles. *Journal of Medicine Science*. 1988, vol. 93, pp. 262–276.
- HENRY, S. M., et al. 2006. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2006, vol. 21, pp. 881–892. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026800330600091X>.
- HERDA, T. J. 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, no. 3, pp. 809–817.

- HERMAN, S. L. & SMITH, D. T. 2008. Four-week dynamic stretching warm-up intervention elicits longer-term performance benefits. *Journal of Strength & Condition Research*. 2008, vol. 22, pp. 1286–1297.
- HIDES, J. A., RICHARDSON, C. A., JULL, G. A. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*. 1996, vol. 21, no. 23, pp. 2763–2769. doi: 10.1097/00007632-199612010-00011. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8979323>.
- HODGES, P. & GANDEVIA, S. 2000 Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology*. vol. 89, no. 3, 2000, pp. 967–976.
- HODGES, P. & RICHARDSON C. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominus. *Spine*. 1996, vol. 21, no. 22, pp. 2640–2650. doi: 10.1097/00007632-199611150-00014.
- HODGES, P. et al. 2009. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*. 2009, 42, no. 1, pp. 61–66. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.001.
- HOUGH, P. A., ROSS, E. Z., HOWATSON, G. 2009. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *Journal of Strength & Condition Research*. 2009, vol. 23, no. 2, pp. 507–512.
- HOYT, W. H. 1981. Electromyographic assessment of chronic LBP syndrom. *Journal of American Optometric Association*. 1981, vol. 80, pp. 728–730.
- HSIEH, C. Y., WALKER, J. M., GILLIS, K. 1983. Straight-leg-raising test: comparison of three instruments. *Physical Therapy*. 1983, vol. 63, no. 9, pp. 1429–1433. World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/63/9/1429.long>.
- HUBLEY-KOZEY, C. L. & VEZINA, M. J. 2002. Differentiating temporal electromyographic waveforms between those with chronic low back pain and healthy controls. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2002, vol. 17, pp. 621–629.
- HUXLEY, H. E. & HANSON, J. 1954. Changes in cross-striations of muscles during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*. 1954, vol. 173, no. 4412, pp. 973–976.
- CHAITOW, L. 2006. *Muscle energy techniques: with accompanying DVD*. 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 2006. ISBN 04-431-0114-0.

- 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>.
- CHOLEWICKI J., MCGILL., S. M. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*. 1996, vol. 11, no. 1, pp. 1–15.
- CHOLEWICKI, J. PANJABI, M. M. KHACHATRYAN, A. 1997. Stabilizing function of the trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*. 1997, vol. 22, pp. 2207–2212.
- CHOLEWICKI, J., PANJABI, M. M., KHACHATRYAN, A. 1997. Stabilizing function of the trunk flexor – extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*. 1997, vol. 22, no. 19, 1997, pp. 2207-2212.
- CHOLEWICKI, J., SIMONS, A. P. D., RADEBOLD, A. 2000. Effects of external loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*. 2000, vol. 33, no. 11, pp. 1377–1385.
- IVANENKO, YP., POPPELE, RE., LACQUANITI, F. 2006. Spinal cord maps of spatiotemporal alpha-motoneuron activation in humans walking at different speeds. *Journal of Neurophysiology*. vol. 95, 2006, pp. 602–618. World Wide Web: http://jn.physiology.org/content/95/2/602.abstract?ijkey=89664996bcf2b28571241ae58ad42c4b04ca60ae&keytype2=tf_ipsecsha.
- JACKSON, D. W. Spine problems in the runner. In: D'Ambrosia, R. D., Drez, D., eds. *Prevention and Treatment of Running Injuries*. 2nd ed. Thorofare, NJ: Slack Inc; 1989, pp. 83–96.
- JACOBS, J. V., HENRY, S. M., NAGLE, K. J. 2009. People with chronic low back exhibit decreased variability in the timing their anticipatory postural adjustments. *Behavioral Neuroscience*. 2009, vol. 123, no. 2, pp. 455–458. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2930176/>.
- JANDA, V. 1982. *Základy kliniky funkčních (neparetických) funkčních hybných poruch*. Brno. IDVPVZ. 1982.

- JANDA, V. 1999. Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, vol. 1, s. 6–8.
- JANDA, V. 2004. *Svalové funkční testy*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2004, 325 s. ISBN 80-247-0722-5.
- JANURA, M. 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003, 84 s. ISBN 80-244-0644-6.
- JESSE V. et al. 2010. Low back pain associates with altered activity of the cerebral cortex prior to arm movements that require postural adjustment. *Clinical Neurophysiology*. 2010. vol. 121, no. 3, pp. 431–440. World Wide Web: <http://www.clinph-journal.com/article/S1388-2457%2809%2900740-8/abstract>.
- JOHNS, R. J. & WRIGHT, V. 1962. Relative importance of various tissues in joint stiffness. *Journal of Applied Physiology*. 1962, vol. 18, no. 5. pp. 824–828.
- JONES, M. A, et al. 2005. Biological risk indicators for recurrent non-specific low back pain in adolescents. *British Journal of Sports Medicine*. 2005, vol. 39, pp. 137–140. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1725147/>.
- JOSEPH, M. H. et al. 2009. Jogging Kinematics After Lumbar Paraspinal Muscle Fatigue. *Journal of Athletic Training*. 2009, vol. 44, no. 5, pp. 475–481. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2742456/>.
- KANKAAMPAA, M. et al. 1998. Back and hip extensor fatiquability in chronic low back pain patients and controls. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1998, vol. 79, no. 4, pp. 412–417.
- KAPANDJI, I. 1987. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Eng. ed. of the 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1987, vol. 2.
- KELLER, T. S. et al. 2005. Influence of spine morphology on intervertebral disc loads and stresses in asymptomatic adults: implications for the ideal spine. *Spine*. 2005, vol. 5, pp. 297–300. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15863086>.
- KIRKALDY-WILLIS, W. H. 1988. *Managing low back pain*. 2nd ed. Churchill Livingstone, Edinburgh, 1988, pp. 49–75.

- 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 & Condition Research*. 2010, vol. 24, no. 9, pp. 2280–2284.
- KLEIN, A. B. & ROY, S. H. 1991. Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor strength to EMG spectral analysis in identifying low back pain. *Physical Therapy*. vol. 71, pp. 445–454.
- KNOST, B. et al. Learned maintenance of pain: muscle tension reduces central nervous system processing of painful stimulation in chronic and subchronic pain patients. *Psychophysiology*. 1999, vol. 36, pp. 755–764.
- KOKKONEN, J. J., NELSON, A. G., CORNWELL, A. 1998. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 1998, vol. 69, no. 4, pp. 411–415.
- KOLÁŘ, P. & LEWIT, K. 2005. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, vol. 6, no. 5, 2005, s. 270–275.
- KOLÁŘ, P. 2001. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 4, 2001, s. 152-164.
- KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713. s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOVACS, M. 2010. *Dynamic stretching: the revolutionary new warm-up method to improve power, performance and range of movement*. Berkeley, CA: Ulysses Press, c2010, 112 p. ISBN 15-697-5726-7.
- KRAMER M. et al. 2004. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2004, vol. 86, pp. 31–36. doi: 10.1016/j.apmr.2004.01.016
- KRAVITZ, E. 1981. Paralumbar Muscle Activity in Chronic LBP. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1981, vol. 62, pp. 172–176.
- KRISMER, M. & TULDER, M. 2007. Low back pain (non-specific). *Best Practise & Research Clinical Rheumatology*. 2007, vol. 21, no. 1, pp. 77–91. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1521694206001082>.
- KROBOT, A. & KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-802-4427-621.

- LAMOTH, C. J. C. et al. 2006. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal*. 2006, vol. 15, no. 1, pp. 23–40. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3454567/>.
- LAMOTH, C. J. C., et al. 2002. Pelvis–thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*. 2002, vol. 27, pp. 92–99. doi: 10.1097/00007632-200202150-00016.
- LANGEVIN, H. M. & SHERMAN K. J. 2007. Pathophysiological model for chronic low back pain integrating connective tissue and nervous system mechanisms. *Medicine Hypotheses*. 2007, vol. 68, pp. 74–80. World wide web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16919887>.
- LATASH, M. L. 2008. *Synergy*. 4th ed. New York: Oxford University Press, 2008, xiv, 412 p. ISBN 01-953-3316-0.
- LATIMER J. et al. The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. *Spine*. 1999, vol. 24, no. 2085–2089. doi: 10.1097/00007632-199910150-00004.
- LAW, R. Y. et al. 2009. Stretch exercises increase tolerance to stretch in patients with chronic musculoskeletal pain: a randomized controlled trial. *Physical Therapy*. 2009, vol. 89, no. 10, pp. 1016–1026. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19696119>.
- LEACH, R. 1993. Correlates of Myoelectric Asymetry detected in LBP Patients using hand-held post style surface EMG. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*. 1993, vol 16, no. 3, pp. 140–149)
- LEE, T., KIM, Y. H., SUNG, P. S. 2011. A comparison of pain level and entropy changes following core stability exercise intervention. *Medical Science Monitor*. 2011, vol. 17, no. 7, pp. 362–368. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3539569/>.
- LEVINE, D. & WHITTLE, M. W. 1996. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1996, vol. 24, pp. 130–135.

- LEWIT, K. & SIMONS, D. G. 1984. Myofascial pain: relief by post-isometric relaxation. *Archives Physical Medicine & Rehabilitation*. 1984, vol. 65, no. 8, pp. 452–456.
- LEWIT, K. 1996. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 4. vyd. Lipsko – Praha: J. A. Barth Verlag – ČLS JEP, 1996.
- LEWIT, K. 2000. Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, č. 3, s. 99–101.
- LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba*. 5. vyd. Praha: nakladatelství Sdělovací technika, s.r.o., 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
- LI, Y., MCCLURE, P. W., PRATT, N. 1996. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Physical Therapy*. 1996, vol. 76, pp. 836–849. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=8710963>.
- LIEBENSON, C. 2007. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, c2007, xvi, 972 p. ISBN 978-078-1729-970.
- LIEMOHN, W. 1990. Exercise and arthritis: exercise and the back. *Rheumatic Disease Clinics of North America*. 1990, vol. 16, pp. 945–970.
- LISIŃSKI, P. 2000. Surface EMG in chronic low back pain. *European Spine Journal*. 2000, vol. 9, pp. 559–562. World wide web: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3611419/pdf/586_2000_Article_90559.586.pdf.
- LITSCHMANNOVÁ, M. 2012. *Úvod do statistiky, Text vytvořený při realizaci projektu „Matematika pro inženýry 21. století“*, Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2012. Dostupné na: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>.
- LITTLE, T. & WILLIAMS, A. 2004. Effects of differential stretching protocols during warm-ups on high-speed motor capacities in professional footballers. *Journal of Sport Sciences*. 2004, vol. 22, no. 6, pp. 589–590.
- LITTLE, T. & WILLIAMS, A. 2006. Effects of Differential Stretching Protocols During Warm-Ups on High-Speed Motor Capacities in Professional Soccer Players. *Journal of 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>.

- LÓPEZ-MIÑARRO, P. A. & ALACID, F. 2010. Influence of hamstring muscle extensibility on spinal curvatures in young athletes. *Science & Sports*. 2010, vol. 25, pp. 188–193.
- LÓPEZ-MIÑARRO, P. A. 2012. Acute Effects of Hamstring Stretching on Sagittal Spinal Curvatures and Pelvic Tilt. *Journal of Human Kinetics*. 2012, vol 31, pp. 69-78.
- LÓPEZ-MIÑARRO, P. A., ALACID, F., MUYOR, J. M. 2009. Comparación del morfotipo raquídeo y extensibilidad isquiosural entre piragüistas y corredores. *Revista Internacional de Medicina Ciencias Actividad*. 2009, vol. 36, pp. 379–392.
- LÓPEZ-MIÑARRO, P. A., ALACID, F., RODRIGUEZ, P. L. 2010. Comparison of sagittal spinal curvatures and hamstring muscle extensibility among young elite paddlers and non-athletes. *International Journal of Sports Medicine*. 2010, vol. 11, pp. 301–312.
- LUOTO, S. et al. 1995. Static back endurance and the risk of low back pain. *Clinical Biomechanics*. 1995, vo. 10, pp. 323–324.
- LUTTGENS, K. & HAMILTON, N. 1997. *Kinesiology: scientific basis of human motion*. 9. vyd. Boston: WCB/ McGraw-Hill, 1997. ISBN 0697246558.
- MADIGAN, M. L., DAVIDSON, B. S., NUSSBAUM, M. A. 2006. Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. *Human Movement Science*. 2006, vol. 25, no. 6, pp. 788–799. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945706000364>.
- MAGNUSSON, S. P. 1998. Muscle properties of human skeletal muscle during stretch manoeuvres. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1998, vol. 8, pp. 65–77.
- MAGNUSSON, S. P. et al. 1996b. Mechanical and physical responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1996b, vol. 77, no. 4, pp. 373–378.
- MAGNUSSON, S. P. SIMONSEN, E. B., AAGAARD, P. 1996. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology*. 1996, vol. 497, pp. 291–298. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1160931/>.
- MAGNUSSON, SP, et al. 1996a. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *American Journal of Sports Medicine*. 1996a, vol. 24, pp. 622–628.

- MAHIEU, N. N., et al. 2009. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2009, vol. 19, no. 4, pp. 553–560. World Wide Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0838.2008.00815.x/full>.
- MANN, R. A., BAXTER, D. E., LUTTER, L. D. 1981. Running symposium. *Foot Ankle*. 1981, vol. 1, pp. 190–224.
- MANNION, A. F. et al. 2001. Active therapy for chronic low back pain. Part 3. Factors influencing self-rated disability and its change following therapy. *Spine*. 2001, vol. 26, pp. 920–929.
- MANNION, A. F., et al. 1997. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 1997, vol. 34, pp. 427–439.
- 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.
- MARKOS, P. D. 1979. Ipsilateral and contralateral effects of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques on hip motion and electromyographic activity. *Physical Therapy*. 1979, vol. 59, no. 11, pp. 1366–1373.
- MAYER, T. G. et al. 1994. Physical progress and impairment quantification after functional restoration. Part I: Lumbar mobility. *Spine*. 1994, vol. 19, no. 4, pp. 389–394.
- MCGILL, S. M. 1998. Low back Exercises: Evidence for improving exercise regiments. *Physical Therapy*. 1998, vol. 78, pp. 754–765.
- MCGILL, S. M. 2002. *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002. ISBN 0-7360-4241-5.
- MCGILL, S., MILROY, P., GIBAS, J. 2007. *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2007, xvi, 312 p. ISBN 07-360-6692-6.
- MCGINNIS, P. M. 2005. *Biomechanics of sport & exercise*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2005, xi, 411 p. ISBN 07-360-5101-5.
- McHUGH, M. P. & NESSE, M. 2008. Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Mar 2008, vol. 40,

- no. 3, pp. 566–573. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18379222>.
- McMILLIAN, D. et al. 2006. Dynamic vs. Static-Stretching Warm Up: The Effect on Power and Agility Performance. *Journal of Strength & Condition 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,isrcn>.
 - McNAIR, P. & STANLEY, S. 1996. Effect of Pasive stretching and jogging on the series muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. *British Journal of Sports Medicine*. 1996, vol. 30, pp. 313–318.
 - MENSE, S. & GERWIN, R. D 2010. *Muscle pain: understanding the mechanisms*. Heidelberg: Springer, 2010. ISBN 978-354-0850-205.
 - MILLER, D. T. 1985. Comparison of Electromyographic Activity in the Lumar Paraspinal Muscles of Subjects with and without Low Back Pain. *Physical Therapy*. vol. 65, 1985, pp. 1347–1354.
 - MITCHELL, U. H. et al. Acute stretch perception alteration contributes to the success of the PNF “contract-relax” stretch. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2007, vol. 16, no. 2, pp. 85–92. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17918696>.
 - MLČOCH, Z. 2008. Vertebrogenní algický syndrom. *Medicína pro praxi*. 2008, vol. 5, č. 11, s. 437–439. Dostupné na: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2008/11/09.pdf>.
 - MLÍKA, R. 2007. *Výukový materiál: Pohybové poruchy z pohledu kineziologie* [online]. [cit. 2. 3. 2013]. Dostupné na [www: http://krtvl.upol.cz/prilohy/101_1174427102.pdf](http://krtvl.upol.cz/prilohy/101_1174427102.pdf).
 - MOORE, M. A. & HUTTON, R. S. 1980. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine & Science of Sports & Exercise*. 1980, vol. 12, no. 5, pp. 322–329.
 - MOORE, M. A. & KUKULKA, C. G. 1991. Depression of Hoffmann reflexes following voluntary contraction and implications for proprioceptive neuromuscular facilitation therapy. *Physical Therapy*. 1991, vol. 71, no. 4, pp. 321–333. World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/71/4/321.long>.
 - MORSE, C. I. et al. 2007. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of Physiology*. 2007,

- vol. 586, no. 1, s. 97-106. World Wide Web: <http://www.jphysiol.org/cgi/doi/10.1113/jphysiol.2007.140434>.
- 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>.
 - NEBLETT, R. et al. 2003. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications. *Spine*. 2003, vol. 28, no. 13, pp. 1435–1446. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12838103>.
 - NEKULA, J. & KROBOT, A. 2001. Degenerativní změny páteře – význam rentgenových snímků pro klinika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, vol. 2, s. 51–56.
 - NELSON, A. G. & KOKKONEN, J. 2001. Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 2001, vol. 72, no. 4, pp. 415–419.
 - NELSON, A. G. & KOKKONEN, J. 2009. *Strečink na anatomických základech*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 143 s. Sport extra. ISBN 978-80-247-2784-4.
 - NELSON, A. G. et al. 2001. Inhibition of maximal voluntary isokinetic torque production following stretching is velocity-specific. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2001, vol. 15, no. 2, pp. 241–246.
 - NELSON, A. G. et al. 2005. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of Sports & Sciences*. 2005, vol. 23, no. 5, pp. 449–454. World Wide Web: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640410410001730205#.UYvV68ogtOY>.
 - NELSON, A. G., KOKKONEN, J., ARNALL, D. A. 2005. Acute muscle stretching inhibits muscle strength endurance performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005, vol. 19, no. 2, pp. 338–343.
 - NILSSON, J., THORSTENSSON, A., HALBERTSMA, J. 1958. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavia*. 1958, vol. 123, pp. 457–475. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3993402?dopt=Abstract>.
 - NORRIS, CH. M. 2000. *Back Stability*. Human Kinetics, Champaign 2000. ISBN 0-7360-0081-X.

- NOUWEN, A., VAN AKKERVEEKEN, P. F. 1987. Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low back pain. *Spine*. 1987, vol. 12, no. 8, pp. 777–782.
- NOVACHECK, T. F. 1998. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998, vol. 7, pp. 77–95. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000386>.
- NOVOTNÝ, J. et al. Sport při některých onemocněních: Onemocnění páteře. *Kapitoly sportovní medicíny* [online]. 9. prosince 2003 [cit. 2012-11-03]. Dostupné na: www:https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps06/sportmed/web/23_5.html
- OSTERNIG, L. R. et al. 1987. Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *American journal of physical medicine*. 1987, vol. 66, no. 5, pp. 298–307.
- OSTERNIG, L. R. et al. 1990. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1990, vol. 22, no. 1, pp. 106–111.
- PAGE, P. 2012. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2012, vol. 7, no. 1, pp. 109–119. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3273886/>.
- PANJABI M. M. 1992a. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*. 1992a, vol. 5, no. 4, pp. 383–389.
- PANJABI, M. M. 1992b. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal disorders*. 1992b, vol. 4, pp. 390–396.
- PARKS, K. A. et al. 2009. A comparison of lumbar range of motion and functional ability scores in patients with low back pain. *Spine*. 2009, vol. 28, pp. 380–384.
- PEACH, J. P. 1993. Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine*. 1993, vol. 23, no. 10, pp. 1117–1123)
- PEHAREC, S. et al. 2007. Kinematic measurement of the lumbar spine and pelvis in the normal population. *Collegium Antropologicum*. 2007, vol. 31, pp. 1039–1042.
- PERRY, J. 2008. *Hip to be fit: workouts to improve your mental, physical*. New York: Morgan James, 2008, xi, 299 p. ISBN 978-160-0370-328.
- POLGA, D. J et al. Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. *Spine*. 2004, vol. 29, pp. 1320–1324. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15187632>.

- 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, no. 8, pp. 1389–1396. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15292748>.
- PRILUTSKY, B. I. & GREGOR, R. J. 2001. Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *Journal of Experimental Biology*. 2001, vol. 204: pp. 2277–2287. World Wide Web: http://jeb.biologists.org/content/204/13/2277.abstract?ijkey=786b526b8e165c33e96739d44cde2b65ad550fab&keytype2=tf_ipsecsha.
- PULEO, J., MILROY, P., GIBAS, J. 2010. *Running anatomy*. Champaign, IL: Human Kinetics, c2010, ix, 188 p. ISBN 07-360-8230-1.
- RADEBOLD, A. et al. 2000. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2000, vol. 25, no. 8, pp. 947–954.
- RADEBOLD, A. et al. 2001. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 2001, vol. 26, pp. 724–730.
- RAINOLDI, A. et al. 2004. Applications in rehabilitation medicine and related fields. In Merletti, R., et al. (Eds.) *Elektromyography Physiology, Engineering and non-invasive applications*. John Wiley & Sons, 2004, pp. 403–425. ISBN 0-471-67580-6.
- RICHARDSON, C. et al. 1999. *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain : scientific basis and clinical approach*. Churchill Livingstone, Edinburgh, 1999.
- ROBBINS, J. W. & SCHEUERMANN, B. W. 2008. Varying amounts of acute static stretching and its effect on vertical jump performance. *Journal of Strength & Condition Research*. 2008, vol. 22, no. 3, pp. 781–786.
- ROBERTA, Y. W. et al. 2009. Stretch Exercises Increase Tolerance to Stretch in Patients With Chronic Musculoskeletal Pain: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy*. 2009, vol. 89, no. 10, pp. 1016-1026. World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/89/10/1016.long>.
- ROBERTS, J. M. & 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. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10450481>.
- SADY, S. P., WORTMAN, M., BLANKE, D. 1982. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1982, vol. 63, no. 6, pp. 261–263.
 - SAYERS, A. L. 2008. The effect of static stretching on phases of sprint performance in elite soccer players. *Journal of Strength & Condition Research*. 2008, vol. 22, no. 5, pp. 1416–1421.
 - SEAY, J. F., Van EMMERIK, R. E., HAMILL, J. 2011. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2011, vol. 26, no. 6, pp. 572-578.
 - 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, no. 2, pp. 268–281. World Wide Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0838.2009.00923.x/full>.
 - SHELOCK, F. G. & PRENTICE, W. E. 1985. Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sport Medicine*. 1985, vol. 2, no. 4, pp. 267–278.
 - SHIRADO O. et al. 1995. Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles: A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1995, vol 74, pp. 139–144.
 - SHRIER I. 2004. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2004, vol. 14, pp. 267–273.
 - SCHACHE, A. G. et al. 2001. A comparison of overground and treadmill running for measuring three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001, vol. 16, no. 8, pp. 667–680. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11535348v>.
 - SIATRAS, T. A. et al. 2008. The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, no. 1, pp. 40–46.

- SIMMONDS, M. J., et al. 1998. Psychometric characteristics and clinical usefulness of physical performance tests in patients with low back pain. *Spine*. 1998, vol. 23, pp. 2412–2421. doi: 10.1097/00007632-199811150-00011.
- SIMPSON, D. G. et al. 1994. Role of mechanical stimulation in the establishment and maintenance of muscle cell differentiation. *International Review of Cytology*. 1994, vol. 150, pp. 69–94.
- SLOCUM D. B. & BOWERMAN, W. 1962. The biomechanics of running. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 1962, vol. 23, pp. 39–45.
- SMITH, A., O'SULLIVAN, P., STRAKER, L. 2008. Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. *Spine*. 2008, vol. 33, no. 19, pp. 2101–2107. doi: 10.1097/BRS.0b013e31817ec3b0. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18758367>.
- SODERBERG, G. L. & BARR, J. O. 1983. Muscular function in chronic low back dysfunction. *Spine*. 1983, vol. 8, p. 75-85.
- SODERBERG, G. L. & KNUTSON, L. M. 2000. A guide for use and interpretation of Kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*. 2000, vol. 80, no. 5, pp. 485–498.
- STANFORD, M. 2002. Effectiveness of specific lumbar stabilization exercises: A single case study. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*. 2002, vol. 10, no. 1, pp. 40-46.
- STARÝ, O. et al. 1963. Polyelektromyografická studie poruch proprioceptivní analýzy u začínajících diskopatií v dětském věku. *Čs. Neurol.*, vol. 26, 1963, s. 81–87.
- STERGIOU, N. & DECKER, L. L. M. 2011. *Human Movement Science*. 2011, vol. 30, no. 5, pp. 869–888. doi:10.1016/j.humov.2011.06.002.
- SUCHOMEL, T. 2006. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, vol. 13, no. 3, pp. 112–124.
- SUTCLIFFE, M. C. & DAVIDSON, J. M. 1990. Effect of static stretching on elastin production by porcine aortic smooth muscle cells. *Matrix*. 1990, vol. 10, no. 3, pp. 148–153.
- SWANSON, S. C. & CALDWELL, G. E. 2000. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Medicine & Science in Sports*

- & *Exercise*. 2000, vol. 32, no. 6, pp. 1146–1155. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10862544/>.
- TAKALA, E. P. & VIKARI-JUNTURA, E. 2000. Do functional tests predict low back pain. *Spine*. 2000, vol. 25, no. 16, pp. 2126–2132.
 - TANIGAWA, M. C. 1972. Comparison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Physical Therapy*. 1972, vol. 52, no. 7, pp. 725–735.
 - TAYLOR, D. C. et al. 1990. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: The biomechanics effects of stretching. *American Journal of Sports Medicine*. 1990, vol. 18, pp. 300–309.
 - TAYLOR, K. L. SHEPPARD, J. M., PLUMMER, N. 2009. Negative effect of static stretching restored when combined with a sport specific warm-up component. *Journal of Sport Science & Medicine*. 2009, vol. 12, no. 6, pp. 657–661. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1440244008000790>.
 - THORSTENSSON, A. et al. 1982. Lumbar back muscle activity in relation to the trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1982, vol. 116, pp. 13–20.
 - THORSTENSSON, A. et al. 1984. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1984, vol. 121, pp. 9–22.
 - TRIANO, J. J. & SCHULTZ, A. B. Correlation of objective measure of the trunk motion and muscle function with low back disability ratings. *Spine*. 1987, vol. 12, pp. 561–565.
 - TROJAN, S. et al. 2005. *Fyziologie léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Třetí, přepracované vyd., Praha: Grada Publishing, a.s., 2005, 240 s., ISBN 80-247-1296-2.
 - UNICK, J. et al. 2005. The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005, vol. 19, no. 1, pp. 206–212.
 - VACEK, J. 2001. Možnosti povrchové elektromyografie při diagnostice bolestí v kříži. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 4, s. 169–172.
 - Van DIEEN, J. H., CHOLEWICKI, J., RADEBOLD, A. 2003. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*. 2003, vol. 28, p. 834–841.

- VAŘEKA, I. & DVOŘÁK, R. 2001. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 1, s. 33–37.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie prodiagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
- VLEEMING, A. et al. 1995. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*. 1995, vol. 20, vol. 7, pp. 753–758.
- VOGT, L., PFEIFER, K., BANZER, W. 2003. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy*. 2003, vol. 8, pp. 21–28. doi: 10.1054/math.2002.0476.
- WAKELING, J. M. et al. 2011. Movement mechanics as a determinate of muscle structure, recruitment and coordination. *Biological Sciences*. 2011, vol. 366, no. 1570, pp. 1554–1564. World wide web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3130442/>.
- WALLIN, D. et al. 1985. Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. *American Journal of Sports Medicine*. 1985, vol. 13, no. 4, pp. 263–268.
- WANG, K. 1991. Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoform: A test of segmental extensit model of rating pension. *Proceedings of the National Academy of Science*. USA, 1991, vol. 88, no. 6, pp. 7101–7105.
- WEERAPONG, P., HUME, P., KOLT, G. S. 2005. Stretching: Mechnisms and benefits on performance and injury prevention. *Physical Therapy Reviews*. 2005, pp. 189–206.
- WENG, M. C., Lee, CHEN. 2009. Effects of different stretching techniques on the outcomes of isokinetic exercise in patients with knee osteoarthritis. *Kaohsiung of Journal Medical Sciences*. 2009, vol. 25, no. 6, pp. 306–315. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1607551X09705212>.
- WHITEHEAD, C. L. et al. 2007. The effect of simulated hamstring shortening on gait in normal subjects. *Gait Posture*. 2007, vol. 26, no. 1, pp. 90–96. World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620600155X>.
- WILDER, D. G., et al. Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*. 1996, vol. 21, pp. 2628–2639.

- WILKE, H. J. et al. 2001. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 1, pp. 111–126. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11275349>.
- WILLIAMS, P. E. & GOLDSPIK, G. 1971. Longitudinal growth of striated muscle fibres. *Journal of Cell Science*. 1971, vol. 9, no. 3, pp. 751–767.
- WILSON, E. L. et al. 2006. Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. *Gait Posture*. 2006, vol. 23, no. 3, pp. 348–354.
- WILSON, J. M., HORNBUCKLE, L. M., KIM, J. S. et al. Effects of static stretching on energy cost and running endurance performance. *Journal of Strength & Condition Research*. 2010, vol. 24, no. 9, pp. 2274–2279.
- WINTER, D. A. & YACK, H. J. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*. 1987, vol. 67, no. 5, pp. 402–411.
- WINTER, D. A. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken : Wiley, 2009. 370 s. ISBN 978-0-470-39818-0.
- WOLF, S. L. & BASMAJIAN, J. V. 1997. *Assessment of paraspinal EMG activity in normal subjects and in chronic back patients using a muscle biofeedback device*. International Series in Biomechanics, ASMUSSEN, V. E., K. JORGENSEN, K. (Eds.). Baltimore : University Park Press, 1997, pp. 319–324.
- WOLPAW, J. R. & CARP, J. S. 1990. Memory traces in spinal cord. *Trends in Neuroscience*. 1990, vol. 13, no. 4, pp. 137–142.
- WORRELL, T. W., SMITH, T. L., WINEGARDNER, J. 1994. Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1994, vol. 20, no. 3, pp. 154–159.
- YLINEN, J. et al. Effect of stretching on hamstring muscle compliance. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2009, vol. 41, no. 1, pp. 80–84. World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19197574>.
- YOUDAS, J. W. et al. 2010. The efficacy of two modified proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques in subjects with reduced hamstring muscle length. *Physiotherapy Theory & Practice*. 2010, vol. 26, no. 4, pp. 240–250.
- YOUNG, W., ELIAS, G., POWER, J. 2006. Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*. 2006, vol. 46, no. 3, pp. 403–411.

- ZACHAREWSKI, J. E. 1990. Flexibility for sports. *Sports physical therapy*, pp. 201–238. Norwalk, CT: Appleton and Lange.

SEZNAM ZKRATEK

BF	m. biceps femoris
C	krční obratel
CNS	centrální nervový systém
DKK	dolní končetiny
EMG	elektromyografický
ES	m. erector spinae
FNO	Fakultní nemocnice Olomouc
GAGs	glykosaminoglykany
L	lumbální obratel
l. dx.	locus dexter
l. sin.	locus sinister
LBP	low back pain
LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
mm.	musculi
mj.	mimojiné
např.	například
p	statistická významnost
pozn.	poznámka
p(p).	page(s)
PDK	pravá dolní končetina
PI	pelvická incidence
PIR	post-izometrická relaxace
PT	pelvic tilt (sklon pánve)
ROM	rozsah pohybu
s.	strana
SD	směrodatná odchylka
SI	sakroiliakální kloub
TH	hrudní obratel
tj.	to je

VAS vizuální analogová škála bolesti
X průměr

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ

Obrázek 1	EMG aktivita během extenze pravé kyčle (Lewit, 2003, s. 42).....	17
Tabulka 1	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů během běhu.....	52
Tabulka 2	Základní veličiny popisné statistiky kineziologických testů.....	52
Graf 1	Svalová aktivita m. biceps femoris bilaterálně na začátku a na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	56
Graf 2	Svalová aktivita m. erector spinae bilaterálně na začátku a na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	56
Graf 3	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin a m. erector l. sin. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrickou relaxaci.....	59
Graf 4	Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. sin. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	59
Graf 5	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	60
Graf 6	Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	60
Graf 7	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin. na konci běhu před a po terapii dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	61

Graf 8	Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. sin. na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	61
Graf 9	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	62
Graf 10	Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. dx. na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	62
Graf 11	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. dx. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	65
Graf 12	Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. dx. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	65
Graf 13	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	66
Graf 14	Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin. na začátku běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	66
Graf 15	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. sin. a m. erector spinae l. dx. na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	67
Graf 16	Závislost vztahu m. biceps femoris l. sin a m. erector spinae l. dx. na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	67
Graf 17	Průměrná aktivita upraveného EMG signálu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	68
Graf 18	Závislost vztahu m. biceps femoris l. dx. a m. erector spinae l. sin. na konci běhu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	68

Graf 19	Průměrná hodnota rozsahu pohybu předklonu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	70
Graf 20	Průměrná hodnota dosažené flexe v kyčelním kloubu před a po dvoutýdenní terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace.....	70

SEZNAM PŘÍLOH

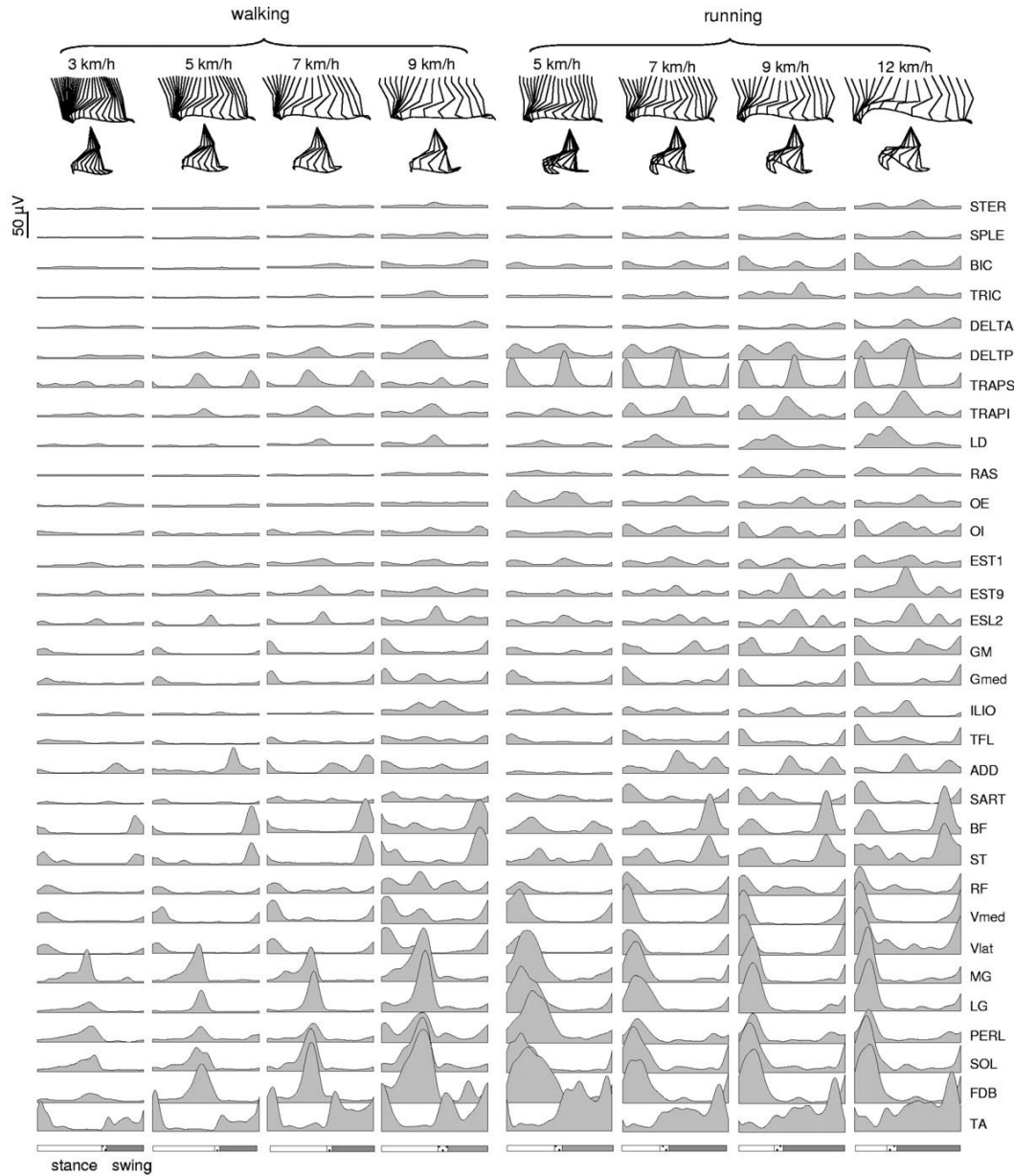
Příloha 1	Dělení stabilizačního systému lumbální oblasti páteře (Suchomel, 2006, p. 118).....	130
Příloha 2	Nárůst svalové aktivity v běhu (McGinnis, 2005, p. 148).....	132
Příloha 3	Ilustrační brožura.....	132
Příloha 4	Poučení a informovaný souhlas pacienta.....	142
Příloha 5	Vizuální analogová škála bolesti.....	143
Příloha 6	Thomayerova zkouška předklonu.....	144
Příloha 7	Jandův test u měřených probandů.....	145
Příloha 8	Vyhodnocení statistické významnosti u měřených svalů pro jednotlivé testované situace.....	147

PŘÍLOHY

Příloha 1 Dělení stabilizačního systému lumbální oblasti páteře (Suchomel, 2006, p. 118)

Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
m. transversus abdominis	m. obliquus abdominis externus
mm. multifidí a rotatores	m. iliopsoas
m. intertransversarii	m. quadratus lumborum (iliocostální)
mm. interspinales	m. rectus abdominis
m. iliocostalis lumbalis pars lumb.	m. longissimus pars thoracica
m. quadratus lumborum (iliolumbální, costovertebrální)	m. iliocostalis lumbalis pars thoracica
m. obliquus abdominis internus (část k thorakolumbální fascii)	m. latissimus dorsi
m. psoas maior (zadní vlákna)	m. gluteus maximus, m. biceps femoris

Příloha 2 Nárůst svalové aktivity v běhu (McGinnis, 2005, p. 148)



Pozn.: průměrná EMG aktivita 32 svalů během chůze a běhu různou rychlostí. každý jednotlivý úsek začíná stojnou fází a končí fází švihovou.

Legenda: **STER** – m. sternocleidomastoideus, **SPLE** – m. splenius, **BIC** – m. biceps brachii, **TRIC** – m. triceps brachii, **DELTA** – m. deltoideus anterior, **DELTP** – m. deltoideus posterior, **TRAPS** – m. trapezius superior, **TRAPI** – m. trapezius inferior, **LD** – m. latissimus dorsi, **RAS** – m. rectus abdominis, **OE** – m. obliquus externus abdominis, **OI** – m. obliquus internus abdominis, **EST1** – m. erector spinae oblasti Th1, **EST9** – m. erector spinae oblasti Th9, **ESL2** – m. erector spinae oblasti L2, **GM** – m. gluteus maximus, **Gmed** – m. gluteus medius, **ILIO** – m. iliopsoas, **TFL** – m. tensor fascia latae, **ADD** – m. adduktor longus, **SART** – m. sartorius, **BF** – m. biceps femoris, **ST** – m. semitendinosus, **RF** – m. rectus femoris, **Vmed** – m. vastus medialis, **Vlat** – m. vastus lateralis, **MG** – m. gastrocnemius mediální hlava, **ML** – m. gastrocnemius laterální hlava, **PERL** – m. peroneus longus, **SOL** – m. soleus, **FDB** – m. flexor digitorum brevis, **TA** – m. tibialis anterior

Příloha 3 Ilustrační brožura

METODIKA CVIKŮ

Předložená metodika cviků obsahuje prvky dynamického strečinku a post-izometrické relaxace. Oba soubory cviků se doporučuje zařadit před začátkem pohybové činnosti po předešlém krátkém rozcvičení, 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. Protahování lýtkových svalů

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



Obrázek 2: Výchozí poloha – střecha



Obrázek 2: Protahování pravé dolní končetiny



Obrázek 3: Protahování levé dolní končetiny

2. Lifting

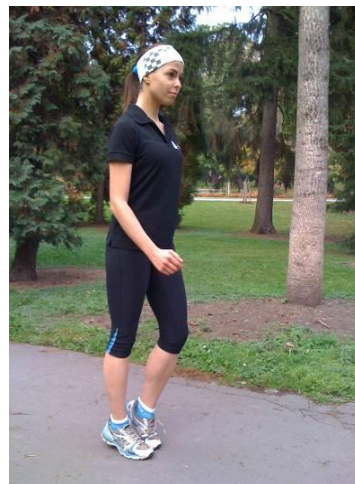
Lifting provádějte na místě nebo s minimálním pohybem vpřed. Hlava je držena zpříma v prodloužení páteře, trupové svalstvo zůstává v aktivaci. Horní končetiny jsou drženy zhruba v 90° flexi v loktech, pohybují se rytmicky v kontralaterálním vzoru. Důrazu pohybu je kladen na práci kotníků. Přední část 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 napřimý. 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. Hlezna zůstává volné, chodidlo nepropínejte. Viz Obrázek 10.



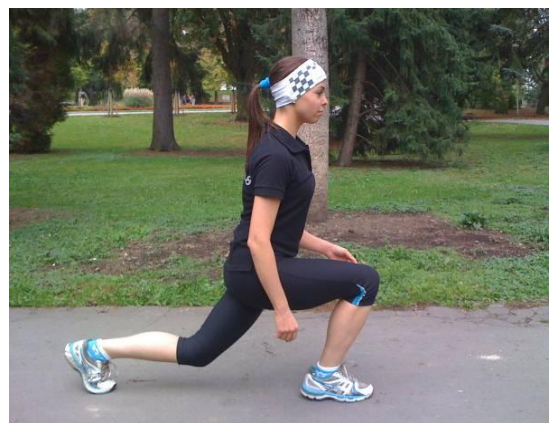
Obrázek 10: Zakopávání

5. Výpady

Vykročíme 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.



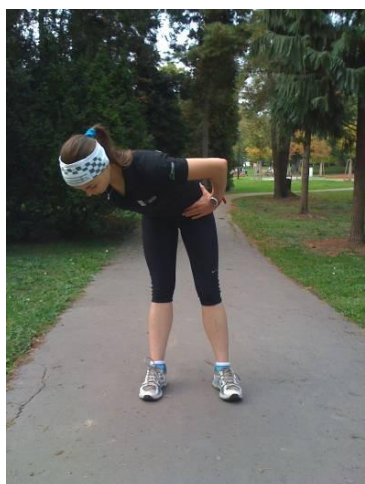
Obrázek 16: Výchozí poloha



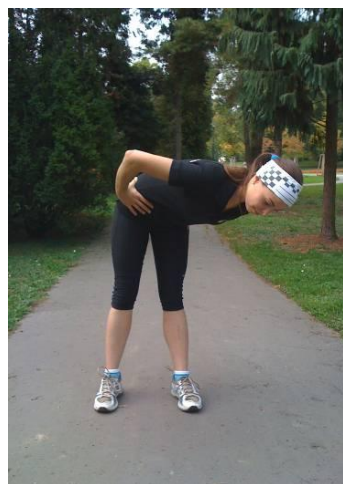
Obrázek 17: Výskok

7. Kroužení trupem

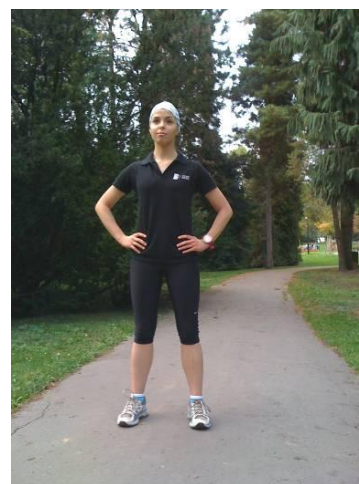
Proband provádí plynulý koordinovaný krouživý pohyb trupem (viz Obrázek 18, 19, 20). Provádějte 5 opakování na každou stranu.



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. Protahání 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. Protážení m. latissimus dorsi (AGR)

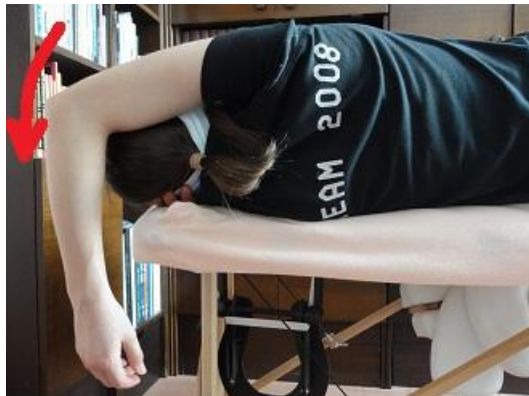
Výchozí poloha:

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

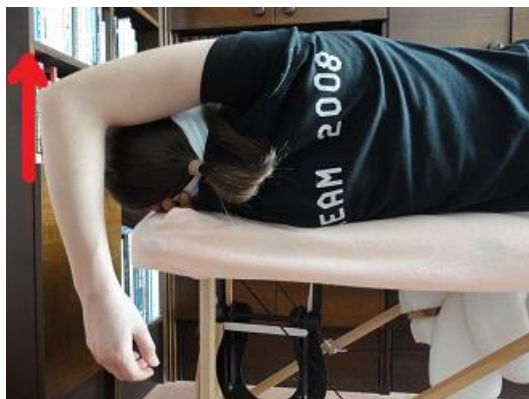
Provedení:

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

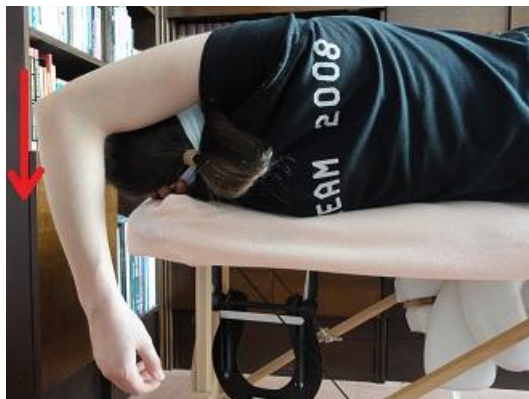
Na konci pomalu nadechněte, s výdechem nechte paži i předloktí poklesnout, v relaxaci vydržte minimálně 20 sekund (viz Obrázek 29).



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.

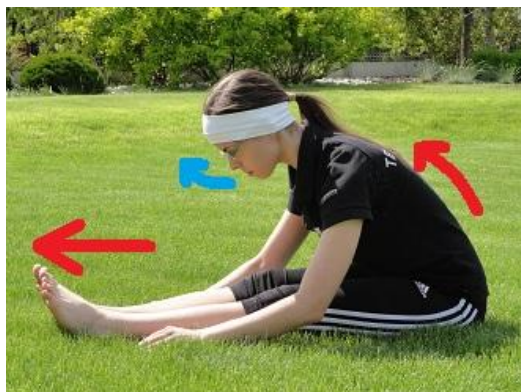
Poté pomalu nadechněte, s následným výdechem uvolněte a prohlubujte předklon opět do pocitu mírného napětí. Tuto relaxační fázi držte minimálně 20 s. Z takto dosažené pozice cvik opakujte (viz Obrázek 32).



Obrázek 30: Předklon trupu



Obrázek 31: Izometrická fáze



Obrázek 32: Fáze relaxace

5. Protážení m. biceps femoris

Výchozí poloha:

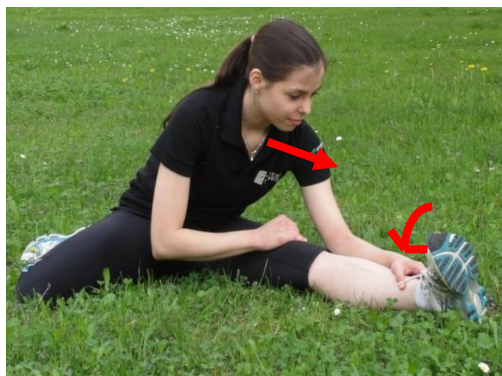
Překážkový sed.

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 malíčkem). Nezadržujte dech. Výdrž v pozici (izometrii) by měla trvat minimálně 10 s. (viz Obrázek 34)

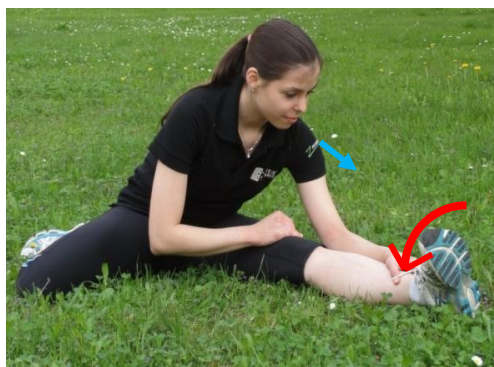
Poté pomalu nadechněte, s následným výdechem uvolněte a provedte opět vnitřní rotaci dolní končetiny do pocitu mírného napětí. Tuto relaxační fázi drže minimálně 20 s. Z takto dosažené pozice cvik opakujte (viz Obrázek 35).



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

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

Příloha 4 Poučení a informovaný souhlas pacienta

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

ÚSTAV FYZIOTERAPIE

POUČENÍ A INFORMOVANÝ SOUHLAS PACIENTA

Pacient(ka) souhlasí s kineziologickým vyšetřením a experimentálním měřením v kineziologické laboratoři Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd a FNO pomocí povrchové elektromyografie, posturografie a chodícího pásu C-mill. Dále souhlasí s následným využitím získaných dat pro potřebu zhotovení diplomové práce.

Téma diplomové práce:

Vliv dynamického strečinku a post-izometrické relaxace na funkční aktivitu svalů v průběhu běhu u pacientů s low back pain.

Autoři diplomové práce:

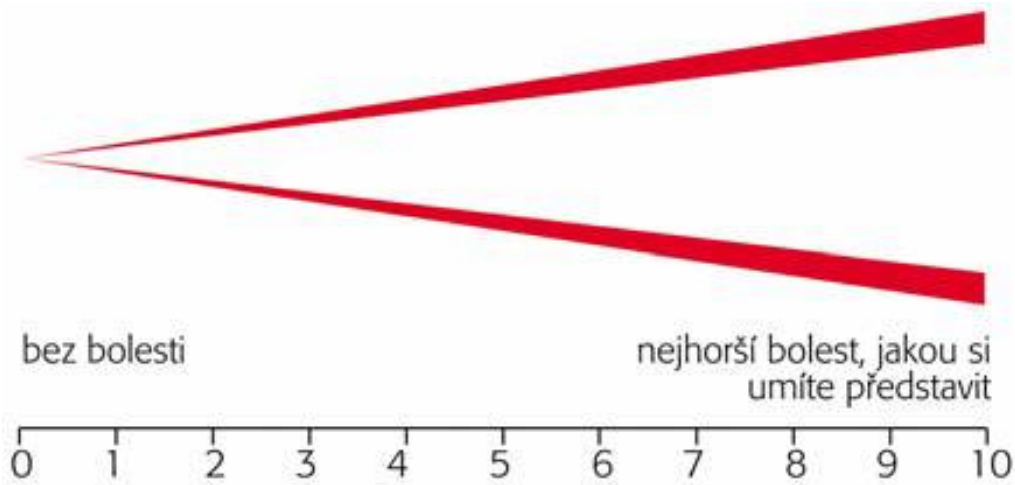
Bc. Ivona Krejčířiková

Byl(a) jsem srozumitelně seznámen(a) s průběhem kineziologického vyšetření a experimentálního měření. Souhlasím s anonymním využitím získaných naměřených údajů a poskytnutím zdravotnické dokumentace s využitím nezbytně nutných údajů pro tvorbu diplomové práce, s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne.....

Podpis pacienta.....

Příloha 5 Vizuální analogová škála bolesti (Doležal, 2004, s. 90)



Pozn.: subjektivní hodnocení bolesti pacientem podle číselné škály, kde 0 = žádná bolest a 10 = nejhorší bolest, kterou si dokáže představit

Příloha 6 Thomayerova zkouška předklonu

Parametry hodnocení	Počet probandů	
	Před	Po
Pozitivní Thomayer	8	3
Hypermobilita	3	5
Norma	0	4

Pozn.: Thomayerova zkouška předklonu před terapií a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace dle parametrů hodnocení Jandy (Janda, 2004, s. 317)

Proband	Thomayerova zkouška [cm]		
	Před	Po	Změna
1	4	-5	9
2	16	0	16
3	3	0	3
4	11	-1	12
5	13	0	13
6	-2	-7	5
7	8	1	7
8	10	0	10
9	-5	-7	2
10	0	1	1
11	11	5	6
12	-2	-7	5
Průměr	5,58333	-1,6667	7,25

Pozn.: změna rozsahu pohybu v cm před terapií a po terapii formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace je uvedena v absolutních hodnotách, červeně je vyznačena změna ve smyslu zhoršení rozsahu pohybu

Příloha 7 Jandův test u měřených probandů

Parametry hodnocení	Počet probandů			
	LDK		PDK	
	Před	Po	Před	Po
Velké zkrácení	10	3	7	0
Malé zkrácení	2	6	4	8
Není zkrácení	0	3	1	3

Pozn.: hodnocení stavu ischiokrurálního svalstva na základě flexe v kyčelním kloubu před terapií formou dynamického strečinku a post-izometrické relaxace dle parametrů Jandy (Janda, 2004, s. 289)

Legenda: **LDK** – levá dolní končetina, **PDK** – pravá dolní končetina

Proband	Dosažená flexe v kyčelním kloubu [ve stupních]					
	LDK			PDK		
	před	Po	Rozdíl	Před	Po	rozdíl
1	75	80	5	75	85	10
2	70	90	20	70	85	15
3	70	75	5	70	80	10
4	70	85	15	70	80	10
5	70	80	10	70	80	10
6	85	105	20	80	105	25
7	75	85	10	80	85	5
8	75	85	10	80	85	5
9	90	100	10	95	100	5
10	70	70	0	70	75	5
11	70	75	5	75	80	5
12	75	95	20	90	95	5
Průměr	74,5833	85,4167	10,8333	77,0833	86,25	9,16667

Pozn.: hodnoty byly měřeny goniometrem a jsou udávány ve stupních dosaženého rozsahu pohybu

Legenda: **LDK** – levá dolní končetina, **PDK** – pravá dolní končetina

**Příloha 8 Vyhodnocení statistické významnosti u měřených svalů
pro jednotlivé testované situace**

BF I. sin.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,0000	0,0000	X
	K_běh	0,0000	x	x	0,0000
Po	Z_běh	0,0000	x	x	0,0005
	K_běh	X	0,0000	0,0005	X

BF I. dx.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,1718	0,0000	X
	K_běh	0,1718	x	x	0,0000
Po	Z_běh	0,0000	x	x	0,0000
	K_běh	X	0,0000	0,0000	X

ES I. sin.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,0000	0,0000	X
	K_běh	0,0000	x	x	0,0000
Po	Z_běh	0,0000	x	x	0,0000
	K_běh	X	0,0000	0,0000	X

ES I. dx.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,0000	0,0000	X
	K_běh	0,0000	x	x	0,0000
Po	Z_běh	0,0000	x	x	0,0000
	K_běh	X	0,0000	0,0000	X

BF I. sin. x ES I. sin.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,0000	0,1203	X
	K_běh	0,0000	x	x	0,2672
Po	Z_běh	0,1203	x	x	0,0000
	K_běh	X	0,2672	0,0000	X

BF l. sin. x ES l. dx.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,0000	0,0000	x
	K_běh	0,0000	x	x	0,2133
Po	Z_běh	0,0000	x	x	0,0000
	K_běh	X	0,2133	0,0000	x

BF l. dx. x ES l. dx.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,0000	0,0000	x
	K_běh	0,0000	x	x	0,0002
Po	Z_běh	0,0000	x	x	0,0000
	K_běh	X	0,0002	0,0000	x

BF l. dx. x ES l. sin.		Před		Po	
		Z_běh	K_běh	Z_běh	K_běh
Před	Z_běh	X	0,0000	0,0228	x
	K_běh	0,0000	x	x	0,0106
Po	Z_běh	0,0228	x	x	0,0000
	K_běh	X	0,0106	0,0000	x

Pozn.: Červeně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0.05$

Legenda: **BF l. sin.** – levostranný m. biceps femoris, **BF l. dx.** – pravostranný m. biceps femoris, **ES l. sin.** – levostranný m. erector spinae, **ES l. dx.** – pravostranný erector spinae, **Z_běh** – začátek běhu, **K_běh** – konec běhu

Kineziologické testy		Jandův test		Thomayer_Zk
		LDK	PDK	
Jandův test	LDK	0,0001	x	x
	PDK	X	0,0001	x
Thomayer_Zk		X	x	0,0001

Pozn.: Červeně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0.05$

Legenda: **Thomayer_Zk** – Thomayerova zkouška předklonu, **LDK** – levá dolní končetina, **PDK** – pravá dolní končetina