

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Markéta Niemiecová

**Synergie břišních svalů v SEMG obraze u vybraných
posturálních testů**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Olomouc 2013

ANOTACE

Název práce v ČJ:	Synergie břišních svalů v SEMG obraze u vybraných posturálních testů
Název práce v AJ:	Synergies of abdominal muscle in SEMG image of selected postural tests.
Datum zadání:	2012-01-31
Datum odevzdání:	2013-05-17
Ústav a vysoká škola:	Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Autor práce:	Bc. Markéta Niemiecová
Vedoucí práce:	MUDr. Alois Krobot, Ph.D.
Oponent práce:	Mgr. Zuzana Jurutková

Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce se zabývá srovnáním, posouzením a objektivizací svalové aktivity vybraných svalů břišní muskulatury během různých variací sed – lehu. V teoretické části jsou uvedeny současné poznatky o motorickém řízení, svalových synergiích, břišních svalech a jejich funkčnímu začlenění. Výzkum byl prováděn pomocí povrchové elektromyografie na 30 zdravých probandech, kde jsme hodnotili svalovou aktivitu (Mean amplitude) a svalový výkon (Total power). Z výsledků práce vyplývá, že změna polohy a pohybu má vliv na aktivitu břišních svalů. Přestože nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi muži a ženami, můžeme na základě EMG analýzy pozorovat charakteristické trendy.

Abstrakt v AJ:

Thesis is concerned with comparison, recognition and objectification of muscle activity relating to sorted abdominal muscles during sit – ups. In the theoretical part there are mentioned actual findings about motor control, muscle's synergies, abdominal muscles and their functional integration. Research was carried out by using surface electromyography with 30 healthy subjects, where we evaluated muscle

activity (Mean amplitude) and muscle power (Total power). Results shows that the change of position and motion affects on the activity of the abdominal muscles. Although there weren't approved any differences between men and women, we can observe characteristic trends based on EMG analyse.

Klíčová slova v ČJ:

motorické řízení, svalové synergie, variabilita, břišní svaly, sed – leh, povrchová elektromyografie

Klíčová slova v AJ:

motor control, muscle synergies, variability, abdominal muscle, sit – up, surface elektromyography

Rozsah: 124 stran vč. 17 stran příloh

Místo zpracování: Olomouc

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

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Aloise Kroboty, Ph.D. a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 17. května 2013

.....

podpis

Poděkování

Děkuji MUDr. Aloisovi Krobotovi, Ph.D. za ochotu, odborné vedení, cenné rady a připomínky k diplomové práci, RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc a rady při statistickém zpracování dat.

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 TEORETICKÉ POZNATKY.....	10
1.1 Řízení (koordinace) pohybu.....	10
1.1.1 Motorická redundance.....	10
1.1.2 Synergie jako strukturální jednotka.....	12
1.1.3 UCM hypotéza („uncontrolled manifold“)......	14
1.2 Motorická ontogeneze.....	16
1.2.1 Pohybové programy.....	17
1.2.2 Břišní svalstvo během ontogeneze.....	19
1.3. Kineziologické poznatky břišního svalstva.....	20
1.3.1 M. rectus abdominis.....	20
1.3.2 M. obliquus externus abdominis.....	21
1.3.3 M. obliquus internus abdominis.....	22
1.3.4 M. transversus abdominis.....	23
1.3.5 M. quadratus lumborum.....	24
1.3.6 Břišní svalstvo jako celek.....	25
1.3.7 Přípomínky k posilování břišních svalů.....	26
1.4 Motorické jednotky a povrchová elektromyografie.....	31
1.4.1 Funkční role motorických jednotek.....	31
1.4.2 Povrchová elektromyografie.....	34
2 CÍLE A HYPOTÉZY PRÁCE.....	37
2.1 Cíle práce.....	37
2.2 Vědecké otázky a hypotézy.....	37
2.2.1 Vědecká otázka č. 1.....	37
2.2.2 Vědecká otázka č. 2.....	38
2.2.3 Vědecká otázka č. 3.....	39
2.2.4 Vědecká otázka č. 4.....	40
3 METODOLOGIE PRÁCE.....	41
3.1 Charakteristika testovaného souboru.....	41
3.2 Postup měření.....	41
3.2.1 Čištění kůže a aplikace elektrod.....	42

3.2.2	Vlastní průběh měření	42
3.2.3	Zpracování a vyhodnocování EMG signálu	46
3.2.4	Statistické zpracování dat	47
4	VÝSLEDKY	48
4.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	51
4.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	54
4.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3	58
4.4	Výsledky k vědecké otázce č. 4	63
5	DISKUZE	69
5.1	Diskuze k provedení cviku klasický sed – leh	72
5.2	Diskuze k provedení cviku sed – leh se zvednutými nohami	76
5.3	Diskuze k provedení cviku „sportovní svíčka“	78
5.4	Diskuze k provedení cviku sed – leh na gymnastickém míči	79
5.5	Diskuze ke stabilizačnímu cvičení břišního svalstva (core – trénink)	81
5.6	Přínos do praxe	84
5.7	Limity práce	85
	ZÁVĚR	86
	REFERENČNÍ SEZNAM	87
	SEZNAM ZKRATEK	101
	SEZNAM OBRÁZKŮ	102
	SEZNAM TABULEK	103
	SEZNAM GRAFŮ	104
	SEZNAM PŘÍLOH	106

ÚVOD

Stále se hledají ty nejlepší a nejeftivnější metody cíleného posilování břišního svalstva jak u sportovců, tak také v rehabilitační praxi. Význam břišního svalstva podporuje řadu studií od roku 1950 do současnosti. Přicházejí nové trendy a vyvíjejí se nové metody. Měří se intenzita svalové kontrakce a zátěž na páteř během různých poloh a pohybů. Nejpoužívanější nástrojem pro studium aktivity svalů během cvičení je povrchová elektromyografie (SEMG).

Komplikovanost pohybového systému je charakteristická svou nadbytečností (redundancí). Motorický systém nám nabízí širokou variabilitu možných provedení pohybu. Jak a jakým způsobem řeší centrální nervový systém (CNS) existenci nadbytečnosti a z ní plynoucí širokou variabilitu pohybu je jedním ze základních problémů motorického řízení.

V dnešní civilizaci dochází k poškození pohybového režimu moderního člověka. Vlivem neustálého sezení u počítače, jednostranného zatěžování, nedostatkem pohybu nebo naopak nezdravým a nesprávným posilováním vznikají charakteristické poruchy svalového napětí. U většiny populace lze pozorovat ochablost břišních svalů.

Nejnovější studie se zaměřují na zvýšení funkce břišních svalů v rámci celého posturálního výkonu jedince. Upouští se od analytického posilování a hledají se nové metody tréninku, kdy se břišní svalstvo aktivuje jako celek. Mnoho autorů se pokusilo vyřešit „dobré“ od „špatného“ pokud jde o základní stabilizaci, zejména o trénování břišního svalstva. Závěry těchto studií nám ukazují, že neexistuje specifický způsob nebo pozice, ve které lze optimálně zapojit všechny břišní a zádové svaly. Pohybový systém vyžaduje variabilitu ve svých motorických složkách, které umožňují adaptaci a zároveň flexibilitu na změnu posturálních požadavků. Cílem zvýšení výkonu jedince je obnova bohatého repertoáru pohybových strategií.

Cílem této práce bylo posoudit, srovnat a objektivizovat aktivitu břišních svalů u vybraných dynamických testů. Pro měření byla použita povrchová elektromyografie, kterou byla snímána svalová aktivita (Mean amplitude) a svalový výkon (Total power). Předmětem studie bylo zhodnotit aktivitu břišních svalů u běžně používaných sed – lehů s nejnovějšími teoretickými poznatky zaměřujícími se na aktivaci břišního svalstva jako celku. V rámci diskuze bylo snahou zhodnotit použitou metodiku práce,

najít teoretická východiska pro číselné závěry a porovnat výsledky s dosavadními studii.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Řízení (koordinace) pohybu

Aktivní pohyb člověka je základním projevem života, který je řízen teleologicky za účelem dosažení konkrétního zamýšleného cíle (Véle, 2006, s. 17). CNS (centrální nervový systém) řídí pohyb tak, aby co nejlépe vyhovoval zamýšlenému pohybovému záměru. Řízení pohybu probíhá obousměrnou výměnou informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem (Véle, 2006, s. 74).

Lidskou motoriku charakterizuje složitost. Na svalové funkce se pohlíží ze systémového globálního úhlu, nikoliv z dílčího pohledu (Vojta, Peters, 2010, s. 4). Během pohybu může být použito různé kombinace svalů v závislosti na individualitě motorického projevu, na svalech, ale také dle aktuálního stavu prostředí (Véle, 2006, s. 50). Variabilita je vždy přítomna v rámci všech lidských pohybů (Latash, Anson, 2006, p. 1153).

1.1.1 Motorická redundance

Nervový systém má schopnost generovat flexibilní řešení motorického úkolu. Svaly se skládají z velkého počtu motorických jednotek, které jsou schopné společně vytvořit určité množství svalové aktivace (síly) v mnoha různých způsobech (Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 277). Komplikovanost pohybového systému je charakteristická svalovou nadbytečností (redundancí). Pohybový systém nám nabízí širokou variabilitu možných provedení pohybu a pro výběr těchto unikátních vzorů se často používá „Bernsteinův problém“ (Bastlová et al., 2011, s. 3). Nicolai Alexandrovich Bernstein (1896 – 1966) formuloval koncept, který uvádí, že nezbytností pro lidskou motoriku je nabídka neomezeného množství stupňů volnosti (DOF, degrees of freedom). Nadbytečnost svalů není negativním jevem v pohybovém systému. Slouží např. pro zvýšení stability, koordinace, nahrazení funkce poškozeného svalu, odlehčení kostí apod. To sice klade značné nároky na procesy řízení, ale

dovoluje hybnému systému nesmírnou plasticitu a současně adaptabilitu (Latash, 2008, p. 200; Janura, 2007, s. 40). Tento koncept je dále interpretován tak, že na začátku jakékoliv pohybové adaptace je nezbytné omezit stupně volnosti a po postupném osvojování pohybové dovednosti, se toto omezení postupně rozvolňuje (Bastlová et al., 2011, s. 4).

Jak a v jakém smyslu řeší CNS existence stupňů volnosti je jedním ze základních problémů motorického řízení. Autoři Latash, Scholz a Schöner (2007, p. 278) mají odlišný pohled na redundantní koncepci systému pro pohyb. Nepovažují počet DOF jako zdroj problému pro CNS, ale spíše jako luxus, který umožňuje řídicímu centru zajistit jak stabilitu důležitých výkonnostních proměnných, tak flexibilitu vzorů pro řešení dalších komponent daného úkolu s možnými výchyly. Existuje několik přístupů, jak CNS řeší DOF problém: eliminace, optimalizační princip, synergie.

1.1.1.1 Eliminace

Prvním z přístupů je eliminace, která má jasný účel. CNS se snaží redukovat množství DOF pouze na potřebné k vykonání úkolu. Takový „freezing“ DOF byl předpokládán už Bernsteinem a běžně se používá v současných studiích lidského motorického chování. Pojem eliminace DOF byl použit především na kinematické úrovni. Není nám znám na úrovni sil, svalů, motorických jednotek nebo při koordinaci více končetin (Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 277).

1.1.1.2 Optimalizační přístup

Je to jeden ze známých přístupů využívající optimalizační kritéria, která umožní vybrat unikátní řešení problému. Optimalizační principy se týkají mechanických, řídicích, psychologických nebo komplexních nákladů funkcí. Řídicí systém tyto funkce selektuje a hledá unikátní řešení, která zajišťují jeho maximální nebo minimální hodnotu. Nabízí se nám 2 kategorie optimalizace. Open – loop optimalizace, která pracuje na principu feedforward. Closed – loop optimalizace pracuje na principu feedback (Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 278, Latash, 2008, p. 200).

1.1.1.3 Svalové synergie

Jako třetí pohled na řešení DOF je využití synergií. Slovo samo o sobě znamená „spolupracovat“, ale tato definice je až příliš obecná pro použití v kvantitativním a kvalitativním výzkumu. Mnohé studie ukazují význam tohoto slova na základě kinematických, kinetických a elektromyografických vzorů proměnných, které se aktivují současně v časovém průběhu činnosti nebo napříč opakovanými pokusy (Latash et al., 2005, p. 120).

Povědomí o motorických synergiích sahá k velkým neurologům od konce 19. století. Jackson (1889), Babinski (1899), a také několik vědců od dob Sherringtona (1857 – 1952) navrhovali, že CNS produkuje pohyb kombinací malé skupiny svalů (Tresch, Jarc, 2009, p. 601). Většina současných vědců spojuje pojem synergie se jménem Bernstein, který představil víceúrovňovou teorii kontroly pohybu, kde jedna úroveň byla nazvána „úroveň synergií“. Definoval synergie jako velké svalové skupiny, které pracují „společně“. Pohlížel na ně jako na pohybové vzory, které se učí praxí a jsou použity ke konkrétnímu řešení motorické redundance (Latash et al., 2005, p. 120). CNS nekontroluje tisíce motorických jednotek nebo desítky svalů, ale využívá svalové synergie, které vykonávají pohyb při kontrole mnohem menšího počtu proměnných. Běžně jsou tedy svalové synergie navrženy jako řešení problému stupňů volnosti v motorickém řízení (Tresch, Jarc, 2009, p. 601).

Latash, Scholz a Schöner (2007) navrhli nový pohled na motorické synergie. Kladou důraz na myšlenku, že nervový systém nehledá unikátní řešení k eliminaci nadbytečných stupňů volnosti, ale využívá redundantní sety elementárních proměnných tak, že opravují chyby během zadaného cíle. Tento koncept poskytuje jak stabilitu důležitých proměnných, tak flexibilitu motorických vzorů. Autoři interpretují tuto myšlenku jako důsledek „neurální organizace“ (Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 276-277).

1.1.2 Synergie jako strukturální jednotka

Přirozený pohled na koordinace multi – elementárního systému začali zkoumat Gelfand a Tsetlin (1966). Předpokládali, že CNS pracuje se strukturálními jednotkami. Tyto jednotky jsou posturálně specifické organizace prvků, přičemž každý prvek

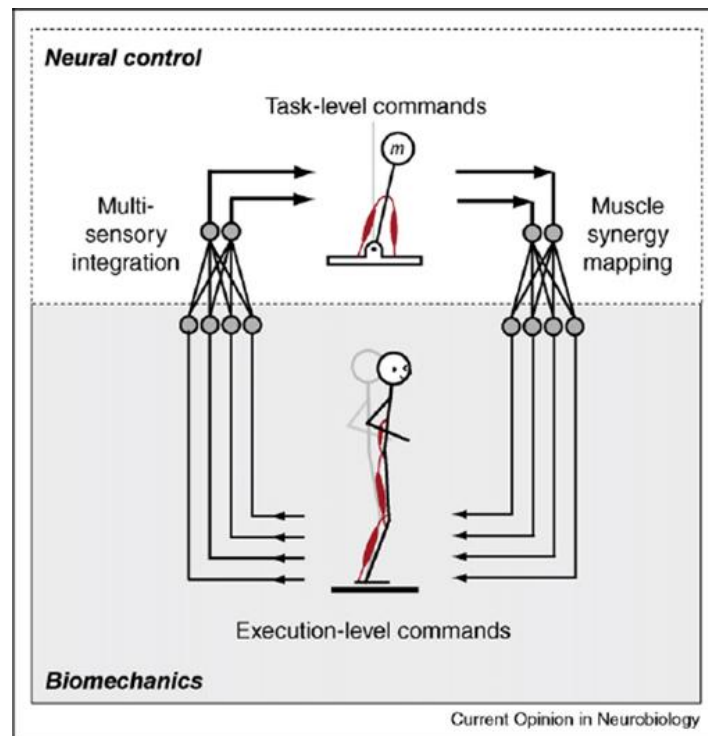
v rámci strukturální jednotky je sám stavebním prvkem. Synergie jsou tedy účelné strukturální jednotky (Latash, 2008, p. 203). Představili následující 3 dogmata k popisu fungování strukturálních jednotek:

- vnitřní struktura organizační složky je vždy složitější než její interakce s prostředím (interakce může zahrnovat různé organizační složky),
- část strukturální jednotky sama o sobě nemůže být strukturální jednotkou s ohledem na stejný úkol,
- prvky strukturální jednotky, které nepracují s ohledem na úkol:
 - jsou odstraněny (eliminovány) a nové formovány, nebo
 - najdou své místo v rámci úkolu (Latash, 2008, p. 203).

Synergie prezentují základní kameny pohybu, které se aktivují napříč spektrem mnoha svalů. Plní podobné funkce, ale pro každého mohou být specifické. Identifikace svalových synergií má silné důsledky pro organizaci a strukturu nervového systému (Neilson, 2010, p. 656; Ting, McKay, 2007, p. 622; Tresch, Jarc, 2009, p. 601). Interindividuální rozdíly jak ve vzorech, tak v počtu svalových synergií naznačují, že synergie jsou formovány adaptivními procesy. Morfologie a zkušenosti každého jedince neočekávaným způsobem ovlivní timing (načasování) a výsledek v unikátním souboru vzorů svalové synergie (Ting, McKay, 2007, p. 623).

Nejjasnější myšlenka v rámci svalových synergií je, že svaly jsou svázány takovou měrou, že centrální kontrolní signál společně a úměrně aktivuje všechny svaly v synergii. Jakmile se posturální úkol liší podle nároků, kontrolní signál synergie změní, což vede k paralelním změnám ve všech svalech svázaných s touto synergií (Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 277). Řídící systém organizuje všechny prvky tak, aby došlo ke kompenzaci všech spontánních i potenciálních chyb, které mohou vyplynout z nepředvídatelných sil působících z okolního prostředí (Latash et al., 2005, p. 121). Ting a McKay (2007, p. 622) navrhuje, že nervový systém využívá svalové synergie jako soubor (set) heuristických řešení k transformaci účelově zaměřeného pohybu na úroveň podrobných časoprostorových vzorů svalové aktivace (obr. 1). Svalové synergie mohou tudíž představovat dno hierarchické neurální struktury kontroly řízení (Ting, McKay, 2007, p. 622).

Obrázek 1. Svalové synergie k transformaci účelově zaměřeného pohybu (Ting, McKay, 2007, p. 623)



Pozn.: Svalové synergie umožňují řídicímu systému provést daný úkol v rámci vzorů svalové aktivace. Tato hierarchická struktura je zrcadlem multisenzorického integračního systému.

Funkční svalové synergie jsou regulovány dvojí paralelní cestou, ascendentními a descendentními signály. Můžeme je tedy chápat jako individuální fenotypy senzomotorického systému (Bastlová et al., 2011, s. 3). Lze je také rozdělit na synchronní a časově proměnné synergie. V „synchronní“ synergii není povolena časová prodleva mezi jednotlivými svaly. Pokud synergie je aktivována v daném čase, všechny svaly v rámci této synergie jsou aktivní ve stejný čas. V „časově proměnné“ synergii má každý sval fixní časový profil, který zohledňuje zpoždění mezi svaly ve stejné synergii (Tresch, Jarc, 2009, p. 601).

1.1.3 UCM hypotéza („uncontrolled manifold“)

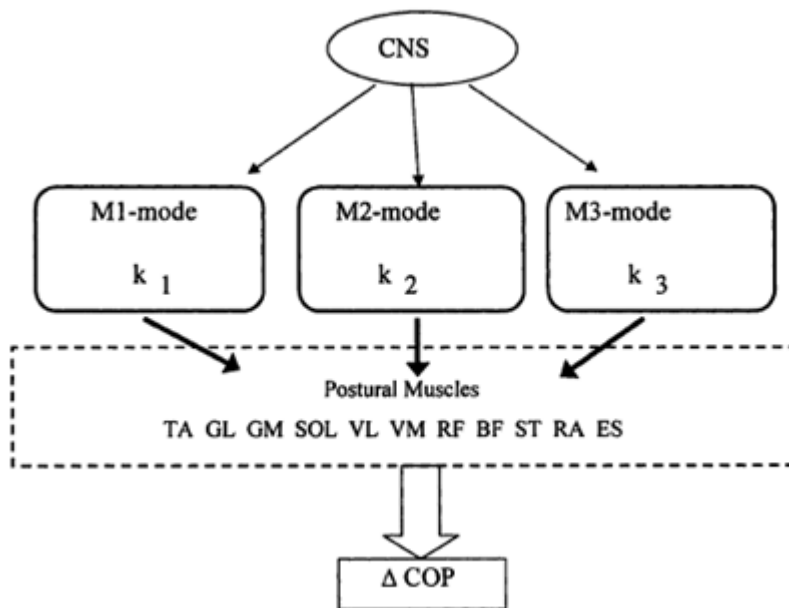
Podle Latashe a Ansona (2006) existují dvě významné události, které mají potenciál k přetvoření myšlení o adaptivních změnách v motorické koordinaci:

rozdávající se znalost nervové plasticity a vývoj hypotézy UCM (uncontrolled manifold) (Latash, Anson, 2006, p. 1152).

Latash (2008, p. 13) postavil definici synergií na třech pilířích: sdílení, kompenzace (flexibilita / stabilita) a úloha provázanosti. Tyto tři pilíře korespondují třem podmínkám, které by měly být splněny a být součástí synergií. Tato definice je spojena s hypotézou „uncontrolled manifold“ (hypotéza nekontrolované rozmanitosti), která je založena na předpokladu, že CNS organizuje elementární proměnné za účelem stabilizace výkonných proměnných (Latash, Anson, 2006, p. 1152; Latash et al., 2005, p. 119). Termín „manifold“ se vztahuje k množině bodů v prostoru, které jsou organizovány podle určitých kritérií. Podle této hypotézy, řídicí systém působí v prostoru elementárních proměnných a selektuje v tomto prostoru sub – prostor (UCM), který odpovídá požadované hodnotě výkonné proměnné. V tomto sub – prostoru organizuje interakce mezi prvky takovým způsobem, že rozptyl elementárních proměnných je většinou omezen pouze na tento sub – prostor (UCM). To znamená, že pokud jsou elementární proměnné v pobytu UCM, řídicí systém na ně působí malou kontrolou (měrou). Jakmile se elementární proměnné odchylují od sub – prostoru, systém se je snaží přivést zpět. Takový způsob kontroly vede k poměrně malé odchylce pohybu od požadované polohy v prostoru (Latash, Gorniak, Zatsiorsky, 2008, p. 31; Latash, Anson, 2006, p. 1153).

Elementární proměnné jsou nejmenší sensiblní proměnné, které mohou být použity k popisu systému na vybrané úrovni analýzy. Například, rotace jednotlivých kloubů lze použít jako elementární proměnné v kinematických studiích multi – kloubního systému, a poloha představující koncový bod může být považována za výkonné proměnné (Latash, Anson, 2006, p. 1152). UCM hypotézu lze použít i na úrovni svalů, kde elementární proměnné představují tzv. M – módy (svalové módy). Tyto M – módy jsou uspořádány do synergií s cílem stabilizovat takové veličiny, jako jsou COP (center of pressure) a smykové síly působící z vnějšího prostředí (obr. 2). M – módy jsou řízeny signálem z řídicího centra (Latash, Gorniak, Zatsiorsky, 2008, p. 33; Latash et al., 2005, p. 124).

Obrázek 2. Ilustrace UCM hypotézy (Latash et al., 2005, p. 124).



Pozn.: Ilustrace kontroly změny centra tlaku (center of pressure, COP) pomocí sady svalových režimů (M - módů). Každý M - mód vede k paralelní změně činnosti podmnožiny posturálních svalů. Řídící systém tak volí velikost jednotlivých módů.

Legenda: **TA** – tibialis anterior , **GL** – gastrocnemius lateralis , **GM** – gastrocnemius medialis, **SOL** - soleus , **VL** – vastus lateralis, **VM** – vastus medialis, **RF** – rectus femoris, **BF** – biceps femoris, **ST** - semitendinosus, **RA** – rectus abdominis, **ES** – erector spinae

Motorická variabilita této metody je založena v dobrou (nemá žádný významný vliv na výkonné proměnné) a špatnou (má vliv na výkonné proměnné) (Latash et al., 2005, p. 121).

1.2 Motorická ontogeneze

Propojení anatomického a biomechanického principu s principem neurofyziologickým je nejzřetelnější z pohledu posturální ontogeneze. Tyto principy se vzájemně podmiňují a nikdy na ně nelze pohlížet odděleně (Kolář, 2009, s. 36).

Motorická ontogeneze přímo souvisí s ontogenezí CNS. Člověk se tedy rodí centrálně a také morfologicky značně nezralý. Posturální motoriku charakterizuje postupná hierarchie, kde je přítomno postupné zapojování dominance stále vyšších řídicích etáží. Nižší etáže ale ve vývojových stupních neztrácejí svůj význam a jsou

nadále neoddělitelnou součástí (Petrovický in Čápková, 2008, s. 21). Později, v průběhu vývoje CNS, dochází i k účelově zaměřené funkci svalů (Kolář, 2001, s. 154). Během ontogeneze člověka dochází k funkčnímu dozrávání pohybové soustavy v kranio – kaudálním a ventro – dorzálním směru. Primárně je do procesu lokomoce zapojen ramenní pletenec a sekundárně pak pánevní pletenec. Utváření základního vývojového programu probíhá automaticky podle určitých zákonitostí od narození zhruba do 4 let. Za nejdůležitější období jsou považovány první tři měsíce (Lewit, 2003, s. 147).

Novorozenecké období je charakteristické velmi nízkou úrovní řízení motoriky, kde převládá reflexní motorika, která se vyznačuje fázickými pohyby končetin (Véle, 2006, s. 45; Čápková, 2008, s. 23). Dítě ještě nemá k dispozici rovnovážné funkce, což znamená, že ještě neexistuje schopnost koaktivace svalů (Kolář, 2009, s. 97). Novorozenec v tomto období tedy uplatňuje reciproční vztahy mezi agonisty a antagonisty. Okolo 6. týdnů ustupuje míšní a kmenová dominance v řízení motoriky. Toto období je závislé na motivaci a mentálním vývoji dítěte. Je charakteristické řízením posturální motoriky vůči gravitačnímu poli. Kortikální řídicí funkce se prosadí a je schopna míšní struktury inhibovat (Véle, 2006, s. 45). S touto vyšší rovinou řízení vzniká synergie antagonistů, která umožní udržování polohy proti zevním vlivům. Objevuje se schopnost synchronního zapojení antagonistických svalových skupin a jejich vzájemné reciproční facilitačně – inhibiční spolupráce (Kolář, 2009, s. 98).

Začátkem druhého trimenonu je do posturální funkce zapojena bránice, která je pro vývoj páteře klíčová. Dochází k nastavení nejvýhodnější polohy kloubů v oblasti páteře a periferie, a to prostřednictvím vyvážené funkce mezi antagonisty (Kolář, 2009, s. 99; Lewit, 2003, s. 147). Tato koaktivace má důležitý úkol v rámci stabilizace organismu, protože vede k ideálnímu stavu pro zatížení kloubů (Čápková, 2008, s. 23).

1.2.1 Pohybové programy

V současné době existují dva protichůdné názory v otázce geneticky preformovaných programů (Čápková, 2008, s. 24). Jeden názor zastávají příznivci biomechaniky, kteří se domnívají, že pohybový program se postupně vytváří na principu pokus – omyl. Hlavním kritériem výběru k fixaci jednotlivých programů je zde to, který byl pro daný účel nejefektivnější (Dvořák, 2005, s. 18). Vývoj motoriky

je postupné vybírání pohybů. Takto vzniká tvorba a fixace pohybových programů, kdy opakováním se snižuje variabilita a vytvářejí se více či méně trvalé funkční synergie. Druhá skupina zastává názor, že základní pohybové programy jsou geneticky předprogramovány (Čápková, 2008, s. 24; Vojta, Peters, 2010, s. 5). Bernstein (1896 – 1966) ve svých teoriích nepřipouštěl přítomnost motorických programů. Později se ukázalo, že řízení motoriky je částečně geneticky předurčeno v podobě „posturálního globálního vzoru“. Posturální funkce jsou ovlivnitelné nejen aferentními vjemy na vestibulární, zrakové a somatosenzorické úrovni, ale i předchozími zkušenostmi, kdy využívají již dříve aktivované svalové vzorce (Faladová, Nováková, 2009, s. 117).

Volní pohyb (pohybový program) se skládá z dílčích pohybových vzorů (Vojta, Peters, 2010, s. 6). Pohybový vzor je časoprostorové schéma (tj. organizační struktura) určitého pohybového úkonu, který je uložen v paměti. Tyto vzory se pak nadále mohou přenášet do výstupních drah. Na tuto „matrici“ se řídicí systém musí obrátit, jakmile chce konkrétní pohybový úkon vyvolat a odeslat descendními dráhami do výkonných orgánů. Dohromady tyto jednoduché matrice nebo pohybové vzory (podprogramy) skládají složitější pohybový program (Véle, 1997, str. 53). Podle Krobota (in Čápková, 2008, s. 26) se jedná o koordinační motorické komplexy, kterým se každý z nás určitým způsobem orientuje v trojrozměrném gravitačním poli.

Kolář (2001) uvádí, že motorické vzory jsou geneticky determinované složky hybnosti. V těchto vzorech, které se realizují v průběhu zrání CNS, je zakódovaná funkce svalu, resp. svalových synergií. Tyto motorické vzory mají integrační rovinu na úrovni suprakmenové. I přesto, že mají zcela zásadní význam, jsou celosvětově v klinice i neurofyziologii přehlíženy. Odpověď pohybového systému je závislá na tom, jak jsou do posturálních funkcí začleňovány svalové synergie během zrání CNS (Kolář, 2001, s. 153).

Během motorického vývoje jsou podkladem pro ideální modely držení těla globální diferenciací svalových funkcí. Rozhodující je vyrovnání se s gravitací a schopnost svalstva měnit směr působení. K diferenciacím svalových funkcí dochází v důsledku svalových synergií, které lze rozdělit do jednotlivých svalových řetězců. (Vojta, Peters, 2010, s. 4). Svalové synergie jsou v mozku uloženy jako matrice. Probíhají v celém organismu současně a můžeme je nazvat „aktivní kostrou“ vývoje pohybu vpřed (Vojta, Peters, 2010, s. 3).

Jakákoliv porucha pohybového aparátu (nervosvalová či kloubně vazivová) vede k poruše adresování genetických programů na základě změny aference (Čápková, 2008, s. 26). Náhradní pohyby jsou abnormální čili patologické modely. Pokud v globálním vzoru pohybového systému dojde k poruše funkce jednoho svalu, dojde po nějakém čase k oslabení nebo k úplnému vyřazení funkce celého řetězce. Od výpadku svalu se už po 6 týdnech vytvářejí náhradní motorické vzorce (Vojta, Peters, 2010, s. 25).

1.2.2 Břišní svalstvo během ontogeneze

Během vývoje lokomoce se aktivují diagonální trupové řetězce, které zasahují až do nejhlubších vrstev autochtonní muskulatury (Čápková, 2008, s. 27). Na konci prvního trimenonu můžeme pozorovat velmi složitou, centrálně řízenou koaktivaci antagonistů ve vyvážené a harmonické ventrodorzální rovnováze (Vojta, Peters, 2010, s. 8). Čápková (2008, s. 35) se zmiňuje o tzv. flekční synergii, která začíná dorzálním sklopením pánve spolu s flekčním držením DKK. Tato synergie dosahuje vrcholu v 5. – 6. vývojovém měsíci. Souhra ventrální muskulatury představuje programově danou synergii flexorů dolních končetin s hlubokými flexory trupu, krku i hlavy a vstupuje do koaktivace s dorzální muskulaturou páteře (Čápková, 2008, s. 35). Dochází k funkčnímu propojení horního a dolního trupu, což hraje důležitou roli jak pro udržení stability neutrální pánve v rovině sagitální, tak při utváření opory pro bránici. Aby pánev byla udržována v neutrální pozici, potřebuje její dorzální sklopení. K udržení tohoto sklopení pánve jsou zapotřebí tyto svaly: m. rectus abdominis, m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis externus et internus, autochtonní muskulatura – zejména multifidii a m. quadratus lumborum (Čápková, 2008, s. 51). Jakmile začne dítě lézt po čtyřech, začnou se objevovat určité motorické dílčí vzory, ve kterých břišní svaly hrají důležitou roli. Postranní svaly trupu se diferencují a přebírají antigravitační funkci, kde hlavními antigravitačními svaly jsou: m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a m. transversus abdominis. Svaly, které hrají roli vzpřimovačů trupu a pracují ve směru gravitace a napřímění jsou: zevní rotátory a adduktory lopatky, m. pectoralis major, šikmé břišní řetězce a šikmé řetězce zádoových svalů (Vojta, Peters, 2010, s. 14). Z toho vyplývá, že stabilizátory lopatek spolupracují s břišní muskulaturou a bránicí (Čápková, 2008, s. 35). Dolní stabilizátor lopatky

(m. serratus anterior) realizuje přímou vazbu na šikmý břišní diagonální řetězec: m. obliquus abdominis externus, m. transversus abdominis, m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis internus svrchní strany (Čápová, 2008, s. 68-69). To uvádí i jedna studie zaměřená na zvýšení aktivity břišního svalstva. Zapojení ramenního kloubu a lopatky v rámci pohybu souvisí s aktivací řetězce flexorových trupových svalů (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238).

1.3. Kineziologické poznatky břišního svalstva

Břišní svaly (mm. abdominis) se podílí na tvorbě břišní stěny vpředu, laterálně a vzadu. Jsou rozepjaty mezi dolním okrajem hrudníku a horním obvodem pánve. Do určité míry jde o antagonisty zádových svalů. Významné zpevnění břišní stěny je dáno různou prostorovou orientací a různou úpravou průběhu jejich svalových a aponeurotických porcí. Tyto svaly jsou ploché, široké a nepřiliš silné (Dylevský, 2009, s. 96).

Nejrozsáhlejší přestavbou během evoluce prošla právě přední skupina břišních svalů, která změnila svoji původní funkci. Dřívější segmentová úprava se vlivem přestavby v rozsáhlé celky postupně změnila a svaly ztratily svou lokomoční funkci. Břišní svalstvo se stalo svalstvem regulujícím objem břišní dutiny. Původní uplatnění lokomoční funkce si do určité míry zachovává pouze m. quadratus lumborum (Dylevský, 2009, s. 96)

Břišní stěnu tvoří skupina pěti plochých a symetricky uložených svalů, které jsou navzájem funkčně i anatomicky vázány. K břišním svalům řadíme: m. rectus abdominis (RA), m. obliquus externus abdominis (OEA), m. obliquus internus abdominis (OIA), m. transversus abdominis (TrA), m. quadratus lumborum (QL).

1.3.1 M. rectus abdominis

M. rectus abdominis je tvořen dvěma plochými svaly, které jsou vertikálně rozděleny a zároveň spojeny díky linea alba, která tvoří střední linii těla. M. RA spojuje sternum se symfýzou a přibližuje ji ke sternu. Sval se kraniokaudálně postupně

zužuje a ztlušťuje. Je zavzat do aponeurotického listu (vagina m. recti abdominis) a je obklopen plochými šlachami laterálních břišních svalů. Přední pochvu tohoto listu utváří m. OEA a m. OIA, zadní pochvu tvoří m. OIA a m. TrA. Ve střední čáře se tyto pochvy spojují a vznikne podélný vazivový pruh nazývaný linea alba (Véle, 2006, s. 219; Dylevský 2009, s. 97; Kapandji, 2008, p. 108; Neumann, 2002, p. 323). Vlákná m. RA jsou přerušena aponeurotickými intersekcemi. Je zajímavé si položit otázku, proč jsou vlákna rozdělena aponeurotickými intersekcemi místo, aby tvořila souvislý dlouhý pás? McGill (2007, p. 56) uvádí, že intersekce omezují zkrácení vláken, co se týče objemu, ale jejich „bead effect“ (korálkový efekt) usnadňuje flexi a extenzi trupu. Další funkční význam těchto fasciálních prvků procházejících přes linea alba je, že jsou důležité k přenosu síly na aponeurózy opačné strany postranních svalů břicha (McGill, 2007, p. 56).

Přímý břišní sval svým průběhem působí na retroflexi pánve, snižuje bederní lordózu, má vliv na držení těla, ale také participuje na dýchací mechanice, kde působí jako výdechový sval stahující žebra kaudálně. Podílí se na vytváření břišního lisu, což je důležitý faktor nejen pro udržování břišních orgánů v jejich anatomické poloze, ale také pro udržení vzpřímené polohy těla. Jeho nejdůležitější funkcí stále je flexe trupu (Véle, 2006, s. 219; Dylevský 2009, s. 97; Kapandji, 2008, p. 108).

1.3.2 M. obliquus externus abdominis

M. obliquus externus abdominis je rozsáhlý sval ležící na povrchu laterální břišní stěny. Začátek svalu komunikuje s úpony m. serratus anterior a m. latissimus dorsi. Jeho vlákna sestupují šikmo mediokaudálně k čáře táhnoucí se podél zevního okraje přímého břišního svalu až do výše spina iliaca anterior superior. Dále se spojují s protilehlými vazivovými pruhy za vzniku linea alba. Na laterální ploše přechází tento sval v povrchový list thorakolumbální fascie. Spodní okraj aponeurózy m. OEA je mírně zesílený a tvoří tříselný vaz (lig. inguinale), který jde od spina iliaca anterior superior ke sponě stydké (Dylevský, 2009, s. 97; Kapandji, 2008, p. 110).

Hlavní funkcí zevního šikmého břišního svalu je flexe páteře, zdvihání pánve a rotace trupu. Je synergistou m. RA jakmile se kontrahuje oboustranně. Při jednostranné kontrakci rotuje trup na opačnou stranu. Vnější šikmý sval je společně

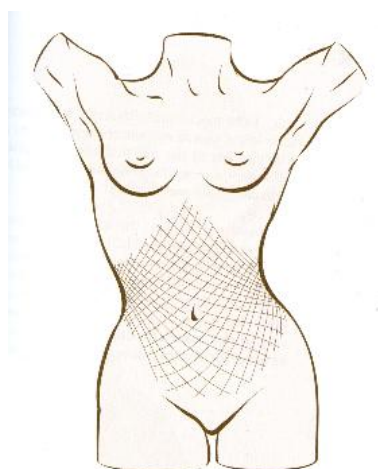
s přímým břišním svaem součástí břišního lisu (Dylevský, 2009, s. 97; Kapandji, 2008, p. 110).

1.3.3 M. obliquus internus abdominis

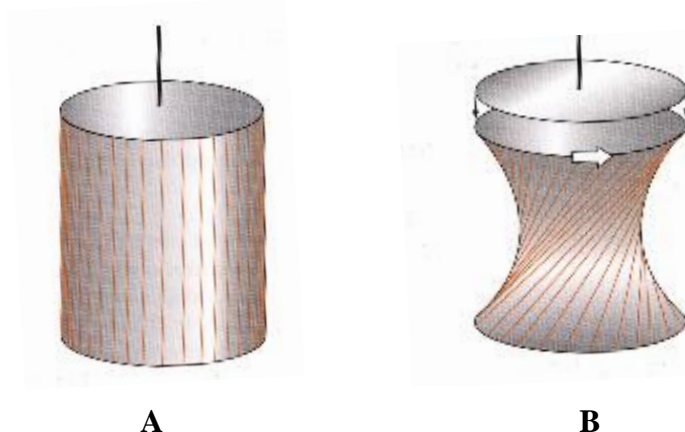
M. obliquus internus abdominis tvoří střední vrstvu plochého laterálního svalstva. Má rozdílný a opačný průběh svalových snopců než m. obliquus externus abdominis. Zevní šikmý sval má paralelní průběh snopců, zatímco vnitřní šikmý sval se od svého začátku vějířovitě rozbíhá dopředu mediálně a přechází v silnou aponeurózu. Má stejnou funkci jako zevní šikmý břišní sval (Dylevský, 2009, s. 97; Kapandji, 2008, p. 110). Bylo také zjištěno, že m. OIA má velmi podobnou orientaci vláken jako m. TrA. Studie (Juker, McGill and Kropf 1998 in McGill, 2007, p. 59) zaznamenala vysoký stupeň vazby mezi těmito svaly během různých činností.

Mm. obliqui abdominis tvoří souvislý pás kolem břicha (obr. 3). Je to dáno tím, že vlákna m. obliquus abdominis externus jedné strany navazují funkčně na vlákna m. obliquus abdominis internus druhé strany a naopak. Tím se břicho při jejich kontrakci v pase stahuje a tvoří v břišní stěně jakousi „šněrovačku“ (Véle, 2006, s. 219; Dylevský, 2009, s. 97; Kapandji, 2008, p. 112). Sklon vláken šikmých svalů určuje dutinu pasu, kterou můžeme znázornit na modelovém obrázku (obr. 4).

Obrázek 3. Pás tvořící mm. obliqui abdominis (Kapandji, 2008, p. 113)



Obrázek 4. Sklon vláken mm. obliqui abdominis A, B (Kapandji, 2008, p. 113)



Pozn.: Pokud řetězce nebo elastické pásky (A) jsou vypracovány mezi dvěma kruhy rovnoběžně s osou spojující středy obou kruhů, získá se válcová plocha. Jestliže se horní kruh otáčí vzhledem k nižšímu kruhu (B), řetězce zůstávají napnuté, ale spustí se šikmo a povrch vytváří hyperboloid otáčení, který je vyhlouben. Proto pro obnovení dutiny pasu je potřeba vybudovat tón šikmých svalů břicha.

1.3.4 M. transversus abdominis

M. transversus abdominis je nejhlouběji uložený velký plochý sval postranního břišního svalstva. Jeho horizontální vlákna běží laterálně a anteriorně a tvoří široký pás kolem břišní dutiny. Připojují se hluboko k aponeuróze postranního okraje přímého břišního svalu a přispívají tak k vytvoření zadní stěny vagina musculi recti abdominis (Dylevský, 2009, s. 98; Kapandji, 1974, p. 96; Kapandji, 2008, p. 108). M. transversus abdominis má značný význam pro posturální funkci. Ukázalo se, že iniciuje aktivitu všech břišních svalů jak při flexi, tak při extenzi trupu. Účastní se při dechových pohybech v partnerském vztahu s bránicí. Přibližuje břišní stěnu k páteři a tím zvyšuje tlak v dutině břišní. Při jednostranné kontrakci rotuje trup a dolní okraj tohoto svalu kontroluje v oblasti tříselného kanálu napětí břišní stěny (Véle, 2006, s. 219, Dylevský, 2009, s. 98).

Hodně studií je zaměřeno na tento sval z několika důvodů. Domnívají se, že m. TrA je zapojen do páteřní stability a hraje významnou roli ve vytváření nitrobřišního tlaku (IAP – intra abdominal pressure). Hodges, Richardson (1999, p. 91) zjistili, že sval iniciuje pohyb končetin a u lidí s bolestmi zad má zpožděnou dobu aktivace. Hypotéza zní, že trup musí být před pohybem končetin nejdříve tuhý

a stabilní (McGill, 2007, p. 58). M. TrA je vždy první sval, který je aktivní. Nástup EMG aktivity m. TrA, m. OIA a m. OEA nebyl ovlivněn směrem pohybu končetiny, a tudíž nesouvisí s reaktivní silou. Předpokládá se, že kontrakce těchto svalů je spojena s kontrolou stability páteře proti výchytkám způsobených pohybem končetin (Hodges, Richardson, 1999, p. 91; Hodges et al., 2000, p. 92). Podobný názor má Creswell a spol. (in Véle, 2006, s. 113), který upozorňuje na fakt, že m. TrA předchází aktivitu ostatních břišních svalů. Jeho aktivitou se zvyšuje napětí v torakolumbální fascii a přitlačuje břišní stěnu k páteři, a tím přispívá ke stabilizaci páteře (Véle, 2006, s. 113).

M. transversus abdominis vznikl z téhož mezodermu stěny trupu jako okrajová část bránice. Bylo zjištěno, že snopce bránice, které směřují do interkostálního prostoru, kontinuálně přecházejí do snopců m. transversus abdominis. Makroskopicky nebyla nalezena žádná přechodová vazivová oblast šlašitého či aponeurotického charakteru mezi oběma svaly. Rovněž v mikroskopickém obraze nebyl zjištěn vazivový úpon či intersekcce mezi oběma svaly v uvedené oblasti. Přejedod uvedených dvou svalů nebylo možno makroskopicky ani mikroskopicky rozlišit. Výsledky práce podporují opakovaně prokázaný fakt úzké funkční souhry mezi bránicí a m. transversus abdominis. Strukturální charakter mechanické vazby obou svalů v zájmovém prostoru svědčí o jejich neoddělitelné participaci na respiračních a posturálních dějích (Dvořák, Holibka, 2006, s. 55).

1.3.5 M. quadratus lumborum

Původní funkční uplatnění svalů břišní stěny (lokomoční funkce) do určité míry zachovává pouze m. quadratus lumborum. Oddělení svalu od epaxiálního hlubokého svalstva je uskutečněno pomocí hlubokého listu torakolumbální fascie. Tento sval ovládá vzájemnou polohu žeber, páteře a pánve. Při jednostranné aktivaci uklání trup, při oboustranné kontrakci provádí extenzi bederní páteře a fixaci dvanáctého žebra. Jeho architektura vyhovuje stabilizační funkci tím, že se vlákna připojují ke každému bedernímu obratli, dle k pánvi a žebrům. Toto zpevnění osového skeletu je nezbytné pro navazující kontrolovanou fixaci bránice, kdy bránice má svou oporu pro kontrakci (Dylevský, 2009, s. 98). Motorický kontrolní systém zahrnuje tento sval spolu s břišní

stěnou, takže sval je aktivní při flexi, extenzi a úklonu. Jen těžko m. QL mění délku svých vláken v průběhu jakéhokoliv pohybu páteře, což naznačuje, že se kontrahuje prakticky izometricky (McGill, 2007, p. 61, 62).

1.3.6 Břišní svalstvo jako celek

Břišní svaly mají významnou posturální funkci a i přes společný název „břišní stěna“ jsou ve své funkci diferencovány. Tyto svaly bývaly často zviditelňovány řeckými sochaři, protože jejich průběh bývá zřetelně viditelný a významně se podílí na harmonii a kráse lidské postavy. Díky schopnosti jejich diferenciaci umožňují harmonickou souhru při pohybu pánve, končetin a trupu (Véle, 2006, s. 219; Moreside, Vera-Garcia, McGill, 2008, pp. 527-537).

Břišní svaly se podílí na funkci rozsáhlých svalových řetězců. Během lokomočního pohybu a jeho vývoji jsou zodpovědné za soudržnost spojení hrudníku s pánví (Vojta, Peters, 2010, s. 101). Svalový řetězec je charakterizovaný vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů (Véle, 2006, s. 314; Page, Frank, Lardner, 2010, p. 31; Janda, 1999, s. 6-8). Jde o složitý útvar, který je programově řízen z CNS. Díky přítomnosti těchto řetězců v motorice člověka se značně rozšiřuje adaptabilita a flexibilita pohybového výkonu (Véle, 2006, s. 314). Na přední straně trupu můžeme pozorovat průběh šikmého řetězce od m. pectoralis major, m. obliquus externus abdominis do střední čáry, odtud jako m. obliquus internus abdominis až na ligamentum inguinale a odtud do m. tensor fasciae latae druhé strany (Véle, 2006, s. 318). Tyto řetězce vytvářejí „měkké“ spojení mezi hrudníkem, pánví a dolními končetinami a vzniká tak jeden funkční celek, který je vysoce flexibilní (Vojta, Peters, 2010, s. 101; Page, Frank, Lardner, 2010, p. 33; Véle, 1997, s. 188). Porušená funkce ventrální muskulatury poukazuje na motorickou poruchu, která se může mechanicky přenášet na oblasti pletenců ramenních i pánevních (Véle, 2006, s. 318). Tento fakt je patrný mimo jiné při poškození meziobratlové ploténky, které patří mezi nejčastější civilizační nemoci (Vojta, Peters, 2010, s. 102).

Během každého pohybu pracují břišní svaly vždy jako celek, avšak ne ve stejném poměru (Horáček et al., 2011, s. 9). To nám může potvrdit řada studií poskytujících myoelektrické signály těchto svalů během různých činností (McGill,

2007, p. 59). Jejich aktivita se mění v závislosti na posturálním úkolu (Tokuno et al., 2011, p. 1). Už během vzpřímeného stoje je nutná minimální aktivita břišní muskulatury. Pro aktivní držení napřímeného těla je důležitá společná aktivita extenzorů trupu s aktivitou m. TrA a izometrickou aktivitou přímých i šikmých břišních svalů (Véle, 2006, s. 114). Izometrická aktivita těchto svalů zabraňuje nadměrnému vyklenutí břišní stěny ventrálně a nadměrnému prohnutí v bederní páteři. Jakmile dojde k oslabení břišních svalů, dojde i k nadměrnému zvětšení jejich klidové délky, a následkem je nedostatečné držení pánve a páteře (Kabelíková, Vávrová, 1997, s. 159). Udržování této polohy probíhá sice podvědomě, ale jakmile nastane neočekávaná změna podmínek prostředí, řízení této polohy vstupuje ihned do vědomí (Véle, 2006, s. 98). Břišní muskulatura je aktivní při jakémkoliv pohybu horních a dolních končetin. EMG studie (Hodges, Richardson, 1999, p. 91) prokázala, že CNS iniciuje aktivitu břišních svalů a svalů trupu dříve, než je viditelný pohyb dolní končetiny. Konkrétně se jedná o správnou synergii nutnou pro stabilizaci a přizpůsobení se pohybům pánevního pletence, která je závislá na dostatečné síle a vytrvalosti břišní muskulatury (Hildenbrand, Noble, 2004, p. 37). Kolář (2006, s. 164) uvádí, že během stabilizační funkce je důležité správné pořadí aktivace jednotlivých svalových skupin.

Břišní svalstvo má řadu dalších důležitých funkcí. Působí společně jako svaly expirační, jejich klidový tonus udržuje orgány břišní dutiny ve správné poloze a pod určitým tlakem zajišťují „břišní lis“ (Horáček et al., 2011, s. 9).

1.3.7 Připomínky k posilování břišních svalů

V dnešní civilizaci dochází k poškození pohybového režimu moderního člověka. Některé svaly mají predilekční tendenci k útlumovým projevům, které mohou vést k hypotonii, oslabení nebo hypoaktivaci. Jiné svaly mají tendenci k hypertonii a svalovému zkrácení (Kolář, 2009, s. 65; Kabelíková, Vávrová, 1997, s. 13). První systematické uspořádání této dysbalanční predispozice provedl Vladimír Janda (1965), který mluví o horním nebo dolním zkříženém syndromu a vrstevném syndromu (Kolář, 2009, s. 65). Ty mohou vznikat jak v důsledku vlivu CNS (např. v důsledku nociceptivní informace), tak v důsledku poruchy v samotném hybném systému.

V dnešní civilizaci, vlivem neustálého sezení u počítače, jednostranného zatěžování a nedostatkem pohybu vznikají tyto charakteristické poruchy svalového napětí (Kábelíková, Vávrová, 1997, s. 13). U většiny populace lze tedy pozorovat ochablost břišních svalů.

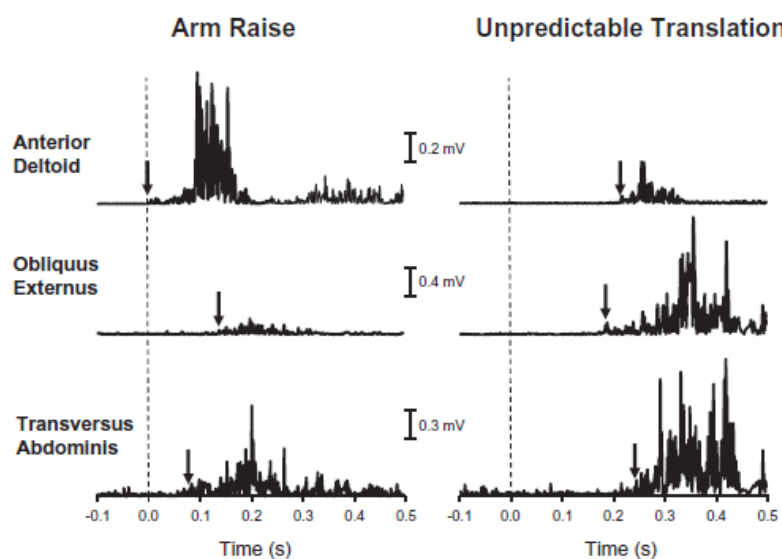
Už jenom nevhodné nastavení výchozí polohy jedince může dát vzniku nesouladu mezi pohybem a posturální motorikou. To vede ke zhoršení pohybového efektu a v horším případě může dojít k selhávání pohybového záměru, k vadné zátěži podpůrného aparátu a k poruše struktury. Jde o dočasné zhoršení nebo i selhávání řídicího pochodu a aplikace nadměrné síly při poruše pohybové koordinace (Véle, 2006, s. 98).

Fyzicky aktivní lidé často trénují své břišní svaly nedostatečně nebo provádějí specifické cvičení nesprávně, což může z funkčního hlediska narušit kinetiku a statiku celého trupu. Posledních 50 – 60 let je snahou výzkumných pracovníků, lékařů, fitness trenérů a fyzioterapeutů zjistit optimální posilovací cvičení břišních svalů (Colston, Taylor, Minnick, 2005, p. 6). Během této doby se četné studie pokusily poskytnout objektivní údaje o břišním cvičení pomocí elektromyografie (EMG), videografie, úhloměru, matematických modelů a různých postupů. Pokusily se vyřešit „dobré“ od „špatného“ pokud jde o základní stabilizaci, zejména o trénování břišního svalstva. Závěry těchto studií nám ukazují, že neexistuje specifický způsob nebo pozice, ve které lze optimálně zapojit všechny břišní a zádové svaly (Colston, Taylor, Minnick, 2005, p. 6). Motorický systém člověka je vysoce variabilní. Myšlenka, že pouhým analytickým posilováním břišního svalstva zvýšíme jeho sílu, je mylná. Schopnost rychle, přesně a koordinovaně reagovat na aktuální stav prostředí nebo jeho změnu je důležitější než síla svalu (Véle, 2006, s. 98). Pohybový systém vyžaduje variabilitu ve svých motorických složkách, které umožňují adaptaci na změnu posturálních požadavků, aniž by byl ohrožen výkon (Moseley, Hodges, 2006, p. 474). Důležité je funkční zapojení ventrální muskulatury v třídímenzionálním pohybu a v rámci svalových řetězců. To zvyšuje všestrannost použití svalů a tím i obratnost jedince (Véle, 2006, s. 313). Neposilujeme jednotlivé svaly, ale pohyby, na kterých se účastní vždy několik svalů současně (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 31; Véle, 2006, s. 313). Při těchto pohybech se do jisté míry účastní i celý posturální systém, který zajistí nutnou stabilizaci těla pro pohyb (Véle, 2006, s. 313). Náš mozek nezná pojem „svaly“, zná pouze globální zákonité pohybové vzory, které jsou využity po celý život

(Vojta, Peters, 2010, s. 4). Pro zlepšení výkonu této oblasti usilujeme především o obnovení koordinované synergie břišního svalstva, bránice a pánevního dna (Horáček et al., 2011, s. 12).

Zapojování břišních svalů je závislé na posturálním úkolu. Optimální nábor svalové aktivity je zvolen řídicím systémem určujícím výslednou stabilitu a zatížení páteře. Některé studie (McGill, 2007, p. 58; Hodges, Richardson, 1999, p. 91; Hodges et al., p. 92) tvrdí, že aktivita m. TrA předchází aktivitu ostatních břišních svalů a iniciuje pohyb končetin. Studie Tokuno et al. (2011, p. 1) nepodporuje teorii, že hluboké břišní svalstvo (m. TrA) je aktivováno vždy dříve než většina povrchových svalů. Nábor břišních svalů se mění s požadavky na stabilitu trupu a jsou specifické pro každý posturální úkol. Proto rehabilitační strategie zaměřená na včasnou aktivaci m. TrA s cílem zlepšit posturální stabilitu nemusí být vhodná pro všechny každodenní úkoly (Tokuno et al., 2011, p. 1). Studie Carpenter and Tokuno (2008, p. 451) hodnotila aktivitu břišních svalů při neočekávané translaci povrchové plošiny. Zjistili, že m. OEA a m. RA má dřívější nástup aktivace v reakci na translaci plošiny než m. TrA (obr. 3). Proto lze dojít k závěru, že role hlubokých a povrchových břišních svalů je posturálně specifická (Tokuno et al., 2011, p. 4; Allison, Morris, Lay, 2008, p. 231). Často citována fráze, která uvádí, že dřívější aktivace hlubokých břišních svalů (m. TrA) je přítomna vždy ve srovnání s povrchovými svaly (m. OEA, m. RA), není globální strategií pro všechny situace zahrnující trupovou nestabilitu (Tokuno et al., 2011, p. 4).

Obrázek 5. Nábor břišních svalů během elevace paže a translaci plošiny (Tokuno et al., 2011, p. 3)



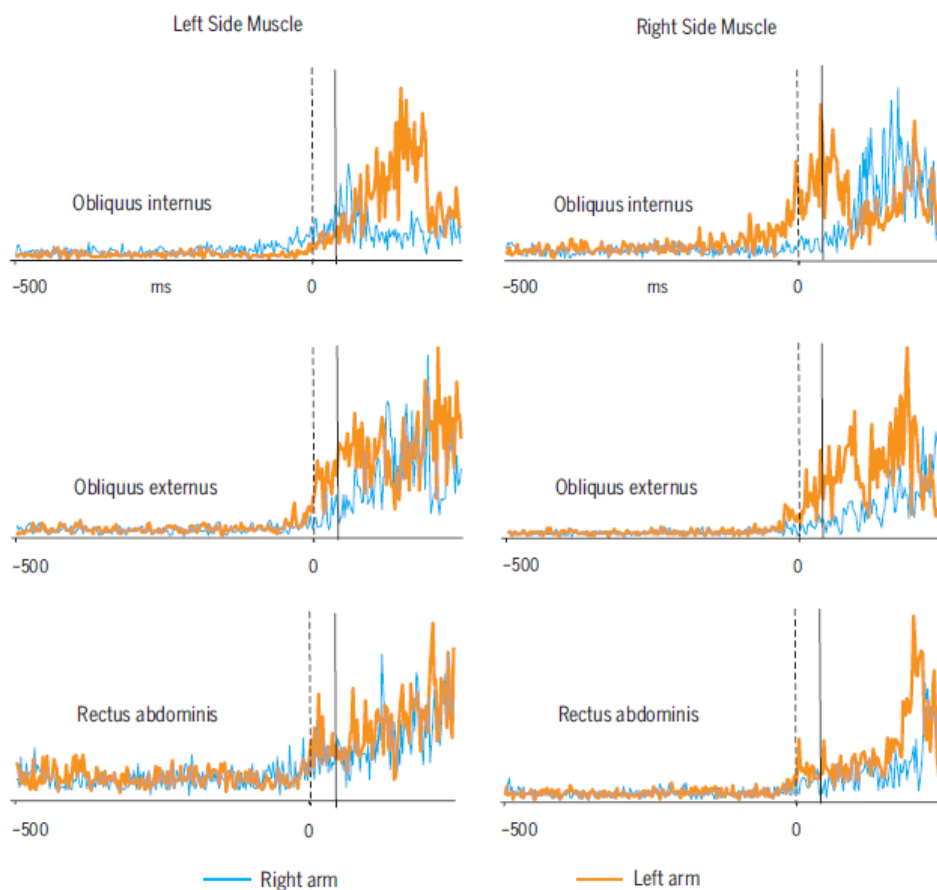
Pozn.: Během elevace paže předchází m. deltoideus aktivitu m. TrA o 50 ms, během translace plošiny m.OEA předchází aktivitu m. TrA o 48 ms.

Vzhledem k tomu, že břišní svaly jsou také expiračními svaly, přispívá již sám prohloubený výdech k jejich aktivaci. Aktivitu lze zvyšovat nebo modifikovat vyslovováním různých souhlásek či samohlásek. Nesmíme také zapomínat, že při stahování žebířků do výdechové polohy působí břišní svaly současně jako flexory trupu. Při tomto manévru se aktivují současně i hluboké svaly zádové, které neutralizují flexní účinek břišních svalů na trup. Toto cvičení je vhodné k vypracování souhry ventrodorzální muskulatury ve funkci svalového korzetu páteře. Z těchto důvodů je výhodné posilovat břišní svaly při výdechu (Kábelíková, Vávrová, 1997, s. 159).

Mnohé vědecké studie tvrdí, že lidské tělo je od přírody asymetrické. Někdo může vnímat morfologické asymetrie spojené s rozdíly mezi levou a pravou stranou těla, stejně jako funkční asymetrie spojené s lateralitou vyplývající z dominantní role jedné z mozkových hemisfér. Specifickou formou funkční asymetrie je dynamická asymetrie. To tvrdí i studie Rutkowska-Kucharska, Szpala a Pieciuk (2009), která zkoumala vliv symetrické aktivity na svaly „svalového korzetu páteře“. Výsledky poukazují na to, že i symetrické cvičení produkuje intraindividuální rozdíly a asymetrické zapojování těchto svalů (Rutkowska-Kucharska, Szpala, Pieciuk, 2009, p. 29). To nám prokázala i studie Morris a Allison (2008, p. 231), která zkoumala

aktivitu ipsilaterálních a kontralaterálních svalů břišní stěny během elevace paže (obr. 6).

Obrázek 6. Srovnání symetrie náboru břišních svalů během elevace paže (Allison, Morris, 2008, p. 233)



Pozn.: Srovnání symetrie náboru břišních svalů během elevace paže. M. rectus abdominis vykazuje velmi málo laterality během elevace pravé a levé paže. To má také stejný vliv na m. TrA, díky vagina m. recti abdominis. Aktivita těchto svalů není směrově specifická. Lateralita je pozorována u m. obliquus externus et internus abdominis.

1.4 Motorické jednotky a povrchová elektromyografie

1.4.1 Funkční role motorických jednotek

Motorická jednotka je nejmenší funkční a strukturální jednotka popisující motorický systém. Je definovaná jako množina svalových vláken inervována jedním motoneuronem a pracuje na principu „vše nebo nic“. To znamená, že svalová vlákna se kontrahují maximálně nebo vůbec ne (Janura, 2007, s. 46; Konrad, 2005, p. 6). Při podráždění jedné motorické jednotky probíhá kontrakce v rozsáhlejší části svalu, protože její vlákna jsou rozptýlená mezi další motorické jednotky (Janura, 2007, s. 46).

Aby bylo ekonomicky dosaženo pohybu, je důležité dosažení a udržení odpovídajícího svalového napětí v daném čase. Na pohybové činnosti se nepodílí pouze jeden sval, ale dochází ke kooperaci a koordinaci skupiny aktivních svalů. K nárůstu počtu kooperujících svalů a zvýšení velikosti změn svalového napětí dochází s rostoucími nároky na provedení pohybu (Janura, 2007, s. 49). CNS řídí svalovou sílu tím, že mění aktivitu motorických jednotek (Enoka, 2008, p. 215). Pro zvýšení svalového napětí CNS vychází ze dvou základních principů: prostorová sumace, časová sumace (Janura, 2007, s. 49). Sval má tedy různé možnosti, jak dosáhnout požadované úrovně svalového napětí. Při provádění volných pohybů CNS kombinuje oba mechanismy, kdy jejich velikost a způsob zapojení závisí na druhu pohybu (Latash, 2008, p. 53; Janura, 2007, s. 49). U menších a „rychlých“ svalů (např. svaly ruky) je většina motorických jednotek zapojena již při 40 – 50 % maximální síly. U velkých svalů (např. svaly trupu) dochází po nárůstu napětí časovou sumací k dalšímu zvýšení prostorovou sumací, ale ani při maximálním úsilí nejsou zapojeny všechny motorické jednotky (Janura, 2007, s. 50; Latash, 2008, p. 53).

Během většiny volných pohybů jednotlivé motoneurony neprokazují synchronizaci. Nicméně, při velmi vysoké úrovni svalové síly, při únavě, a u některých neurologických poruch (jako je ztráta volní svalové síly po míšním poranění), je synchronizační zapojení motorických jednotek způsob, jakým dosáhnout vyšší síly nebo její zachování pro určitý čas. Synchronizace motorických jednotek má tedy pozitivní i negativní vlastnosti. Synchronizace sice generuje vyšší svalovou sílu ve

srovnání s asynchronním zapojením, ale kontrakce není hladká a dochází k rychlejší únavě (Latash, 2008, p. 53).

1.4.1.1 Prostorová sumace („motor unit recruitment“)

V rámci prostorové sumace dochází k postupnému zapojování motorických jednotek. Motorické jednotky nekontrahují ve stejném časovém okamžiku. Vzruchy přicházející z motoneuronu jsou fázově posunuty, takže nově kontrahované motorické jednotky se napojují na kontrakci dříve aktivovaných jednotek. Se zvýšením svalové síly se zvyšuje i počet zapojených motorických jednotek. Nábor jednotek tedy probíhá asynchronně v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí. Tuto závislost definuje Adrian – Bronckův zákon, který říká, že nově napojené motorické jednotky zůstávají aktivní do té doby, než dojde k poklesu svalové síly. Toto asynchronní zapojení nám umožňuje plynulý nárůst svalové síly. K inaktivaci a odpojení dochází v opačném pořadí, takže poslední připojená jednotka bude odpojena jako první (Janura, 2007, s. 49). Maximálního možného momentu síly nelze dosáhnout asynchronní aktivitou motorických jednotek, ale při synchronní aktivaci všech svalů (Véle, 2006, s. 46).

1.4.1.2 Časová sumace („stimulation, discharge rate“, zvýšení frekvence dráždění)

Prostřednictvím časové sumace se zvyšuje frekvence vzruchů přicházejících k aktivovaným motorickým jednotkám. K zapojení motorických jednotek, které nebyly dosud činné, dochází při přechodu od středních hodnot do maximálních velikostí frekvence. Pro dosažení maximální síly se frekvence značně liší pro různé svaly. Enoka (1994 in Janura, 2007, s. 50) tvrdí, že počáteční nárůst síly asi do maxima 50 % je způsoben současným nábořem motorických jednotek a zvýšením frekvence vzruchů. Časové sumace je využito, jestliže je třeba vyvinout nadměrné úsilí v některé mezní situaci. Je třeba ale pomýšlet, že tímto krátkodobým zvýšením síly stoupá únava, a proto lze časové sumace používat jenom přechodně. V nouzových situacích se začnou jednotlivé výboje synchronizovat, současně klesne plynulost kontrakce a objeví se až sakadovaný pohyb. Synchronizace se za normálních situací objeví na konci

maximálního úsilí a krátkodobě. Bohužel za patologických situací jí můžeme vidět i při nižším úsilí, která vzniká při poruše řízení. Aby se nedostavila únava, je vhodné střídání motorických jednotek ve funkci, ke kterému dochází při středním pohybovém úsilí (Véle, 2006, s. 46).

1.4.1.3 Hennemanovo pravidlo (pravidlo velikosti)

Zapojení motorických jednotek uvnitř svalu probíhá od nejmenších k největším. Jestliže je nutné vyvinout sílu, je nejprve zapojen nejmenší motorický neuron. Při vyšší úrovni svalové kontrakce (maximální volní kontrakce) jsou zapojeny větší motoneurony, které aktivují větší motorické jednotky (Latash, 2008, p. 52; Janura, 2007, s. 51). Počet motoneuronů („pool“) inervujících jednotlivé svaly, je různý. Může dojít k porušení uvedeného principu, jakmile je požadavek na rychlý nárůst síly nebo při některých volních pohybech (Janura, 2007, s. 51). Jakmile dojde k poklesu síly, dochází k reverznímu procesu, kdy se sníží frekvence vzruchů u poslední zapojené jednotky. Dále dojde nejdříve k odpojení větších motorických jednotek a poté k odpojení menších.

Nábor motorických jednotek však nezávisí výhradně na velikosti motoneuronu, ale je také ovlivněn soustavou dalších vnitřních a vnějších faktorů. Sekvence náboru motorických jednotek je predeterminovaná spinálním mechanismem, takže nemusí být určena mozkiem. Nicméně protože je nábor předurčen, není možné aktivovat motorické jednotky selektivně (Enoka, 2008, p. 224; Janura, 2007, s. 51). Celková svalová síla závisí na dvou faktorech: velikosti motorické jednotky a frekvenci akčních potenciálů generovaných alfa – motoneuronem (Latash, 2008, p. 52; Enoka, 2008, p. 215). Větší motorické jednotky generují větší sílu v závislosti na jednotlivých akčních potenciálech, zatímco všechny motorické jednotky generují více síly, jakmile akční potenciály dorazí na vyšší frekvenci. Proto může CNS vyvinout stejnou úroveň svalové síly pomocí různých kombinací motorických jednotek (Latash, 2008, p. 52).

1.4.2 Povrchová elektromyografie

Elektromyografický signál je založený na základě akčních potenciálů na membráně svalových vláken. Má podobu interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek (Konrad, 2005, p. 7; Krobot, Kolářová, 2011, s. 5; Rodová, Mayer, Janura, 2001, s. 173). Díky povrchové elektromyografii (SEMG, surface electromyography) můžeme hodnotit vzájemnou součinnost několika kosterních svalů a jejich funkční roli, a proto její prioritou je funkční (kineziologická) analýza. Kineziologická SEMG nám umožňuje poznat individuální pohybovou strategii, funkční integritu pohybové periferie a centrálních senzomotorických oblastí. Dále pozoruje speciální vliv a efekt tréninkových metod, terapeutických prvků, vztah k síle, únavě a svalové funkci. Sledujeme pohyb jako funkci a jeho změny za fyziologických či patologických okolností (Krobot, Kolářová, 2011, s. 5). Důležité mechanismy, které ovlivňují velikost a hustotu pozorovaného signálu, jsou prostorová a časová sumace motorických jednotek (Konrad, 2005, p. 9).

Je rostoucí zájem v metodách vyšetření svalových synergií, a to jak v základní neurovědě, tak v rehabilitaci. Klíčovým předpokladem těchto metod je, že povrchová EMG odráží svalovou koordinaci. Nicméně, ať už svalová koordinace může být přesně studována pomocí povrchové EMG, je stále předmětem diskuse ve vědecké komunitě. Jinými slovy je nejisté, zda neuronové kontrolní strategie pohybu mohou být odvozeny z EMG (Hug, 2011, p. 2). Krobot, Kolářová (2011, s. 17) uvádí, že SEMG je používána k podání obrazu o neurálních mechanismech pohybové kontroly. Poskytne informace z většího množství svalové tkáně a umožňuje měřit více svalů současně. Bioelektrické signály jsou snímány z většího množství aktivních motorických jednotek v blízkosti snímacích senzorů, které jsou umístěny na kůži nad testovaným svalem (Krobot, Kolářová, 2011, s. 17).

Abychom zjistili míru aktivace svalů, můžeme EMG signál hodnotit pomocí kvantifikace amplitudy nebo spektrálního výkonu. Velikost amplitudy závisí na množství aktivovaných motorických jednotek a synchronizace pálení. Ovšem může být ovlivněna řadou vnitřních (prostorová filtrace) a vnějších faktorů (elektrodová konfigurace, lokalizace a orientace) (Rodová, Mayer, Janura, 2001, s. 175).

1.4.2.1 Average amplitude

Amplituda EMG signálu je úměrná silou, kterou daný sval vykonává (Kolář, 2009, s. 201). Pomocí amplitudové analýzy získáme průměrnou amplitudu, maximální amplitudu a plochu pod křivkou. K vysoké variabilitě EMG signálu není vhodné hodnotit dosažené maximum, ale vypočítat průměr maximálních hodnot (Krobot, Kolářová, 2011, s. 28). Tyto průměrné hodnoty poměrně dobře reflektují míru aktivity vybraného svalu a jsou nejlepší pro porovnávací analýzy (Krobot, Kolářová, 2011, s. 29).

Se zvýšením svalové síly nebo rychlosti svalové kontrakce roste EMG aktivita. Prostým pozorováním amplitudy SEMG signálu se můžeme vyjádřit pouze kvalitativně. Nicméně v kineziologických a biomechanických studiích je potřeba kvantitativního popsání (Krobot, Kolářová, s. 33). Escamilla et al. (2006, p. 670) uvádí, že při hodnocení EMG amplitudy v rámci svalové síly musíme být opatrní. Obecně platí, že vztah mezi amplitudou EMG a svalovou silou je lineární v průběhu izometrické kontrakce. Při koncentrické, excentrické nebo svalové únavě je tento vztah nelineární. (Escamilla et al., 2006, p. 670).

Dále musíme být opatrní při porovnávání EMG aktivity u různých subjektů. Často bývá slabost hodnocena jako nízký EMG signál a síla jako vyšší signál. Ale v rámci fyziologie a kliniky je realitě bližší opak a velmi záleží na konečném silovém výstupu produkovaném nábořem motorických jednotek. Je také nutné zvažovat problematiku řízení a kontroly pohybu (Krobot, Kolářová, 2011, s. 34).

1.4.2.2 Power spectrum

Pomocí tzv. Fast Fourierovy transformace (FFT) můžeme v EMG signálu objevit i několik relativně silně zastoupených frekvencí (Kolář, 2009, s. 198; Konrad, 2005, p. 40). Grafickým znázorněním je výkonové spektrum (power spectrum). Pomocí takové pohybové analýzy lze lépe rozlišit např. tremor mozečkový, parkinsonský, případně fyziologický (Kolář, 2009, s. 198). Spektrální parametry povrchové elektromyografie (EMG) se dále používají k posouzení intramuskulární koordinace z hlediska únavy a náboru motorických jednotek. Ovšem korelace mezi silou a spektrální proměnnou mohou být variabilní (Ganter et al., 2007, p. 143; Farina, Fosci,

Merletti, 2002, p. 235). Latash (2008) uvádí, že synchronizace motorických jednotek může být měřena prostřednictvím spektrální analýzy (interferenční) elektromyogramu (Latash, 2008, p. 54).

Díky Total power spektru mohou být vypočítány následující frekvenční parametry: průměrná frekvence (matematický průměr spektrální křivky), total power (integrál pod spektrální křivkou), medián frekvence (parametr, který rozděluje areu total power spektra na dvě stejné části) a peak power (maximální hodnota křivky total power spectra) (Konrad, 2005, p. 40).

2 CÍLE A HYPOTÉZY PRÁCE

2.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce bylo objektivně posoudit pomocí EMG záznamu svalovou synergii vybraných břišních svalů za různých situací.

Hlavním cílem bylo zhodnocení míry svalové aktivity (Mean amplitude) a svalového výkonu (Total power) u jednotlivých svalů během různých variací sed – lehu.

Dílčím cílem bylo zhodnocení míry svalové aktivity (Mean amplitude) a svalového výkonu (Total power) mezi muži a ženami.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vzhledem k následujícím cílům byly formulovány následující vědecké otázky a hypotézy:

2.2.1 Vědecká otázky č. 1

Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou (Mean amplitude) břišních svalů během různých variací sed – lehu?

H₀1: Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity m. serratus anterior u vybraných testů, konkrétně:

- a) klasického sed – lehu,
- b) sed – lehu se zvednutými nohami („zkracovačky“),
- c) „sportovní svíčky“,
- d) sed – lehu na gymnastickém míči.

H₀₂: Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity m. rectus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- a) klasického sed – lehu,
- b) sed – lehu se zvednutými nohama („zkracovačky“),
- c) „sportovní svíčky“,
- d) sed – lehu na gymnastickém míči.

H₀₃: Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity m. obliquus externus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- a) klasického sed – lehu,
- b) sed – lehu se zvednutými nohama („zkracovačky“),
- c) „sportovní svíčky“,
- d) sed – lehu na gymnastickém míči.

2.2.2 Vědecká otázky č. 2

Existuje rozdíl mezi svalovým výkonem (Total power) břišních svalů během různých variací sed – lehu?

H₀₄: Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity m. serratus anterior u vybraných testů, konkrétně:

- e) klasického sed – lehu,
- f) sed – lehu se zvednutými nohama („zkracovačky“),
- g) „sportovní svíčky“,
- h) sed – lehu na gymnastickém míči.

H₀₅: Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity m. rectus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- e) klasického sed – lehu,
- f) sed – lehu se zvednutými nohama („zkracovačky“),
- g) „sportovní svíčky“,
- h) sed – lehu na gymnastickém míči.

H₀₆: Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity m. obliquus externus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- e) klasického sed – lehu,
- f) sed – lehu se zvednutými nohama („zkracovačky“),
- g) „sportovní svíčky“,
- h) sed – lehu na gymnastickém míči.

2.2.3 Vědecká otázka č. 3

Existuje rozdíl v míře svalové aktivity (Mean amplitude) břišního svalstva mezi muži a ženami?

H₀₇: Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. serratus anterior u vybraných testů, konkrétně:

- a) klasického sed – lehu,
- b) sed – lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“,
- c) „sportovní svíčky“,
- d) sed – lehu na míči.

H₀₈: Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. rectus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- a) klasického sed – lehu,
- b) sed – lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“,
- c) „sportovní svíčky“,
- d) sed – lehu na míči.

H₀₉: Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. obliquus externus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- a) klasického sed – lehu,
- b) sed – lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“,
- c) „sportovní svíčky“,

- d) sed – lehu na míči.

2.2.4 Vědecká otázka č. 4

Existuje rozdíl v míře svalového výkonu (Total power) břišního svalstva mezi muži a ženami?

H₀10: Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. serratus anterior u vybraných testů, konkrétně:

- e) klasického sed – lehu,
- f) sed – lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“,
- g) „sportovní svíčky“,
- h) sed – lehu na míči.

H₀11: Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. rectus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- e) klasického sed – lehu,
- f) sed – lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“,
- g) „sportovní svíčky“,
- h) sed – lehu na míči.

H₀12: Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. obliquus externus abdominis u vybraných testů, konkrétně:

- e) klasického sed – lehu,
- f) sed – lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“,
- g) „sportovní svíčky“,
- h) sed – lehu na míči.

3 METODOLOGIE PRÁCE

3.1 Charakteristika testovaného souboru

V rámci diplomové práce bylo naměřeno 30 zdravých probandů, z toho 15 žen a 15 mužů. Všichni probandi byli ve věkové skupině 21 – 27 let. Jejich průměrný věk byl $24,4 \text{ let} \pm 1,6 \text{ let}$, průměrná výška $172,9 \text{ cm} \pm 8,1 \text{ cm}$ a průměrná hmotnost $66,03 \text{ kg} \pm 8,6 \text{ kg}$. Probandi byli v době měření bez jakéhokoliv ortopedického, traumatického a neurologického deficitu, který by mohl znemožnit či omezit měření. Dále byli bez známek infektu, bez porušení integrity kožního krytu a alergické reakce v místě aplikace elektrod. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas o průběhu měření (viz příloha 1, s. 107).

3.2 Postup měření

Měření probíhala v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc vždy v pracovních dnech od 7:00 do 15:30. Průběh měření byl stejný pro všechny testované probandy. Pořadí měřených testů bylo také pro všechny jedince stejné a neměnné. Na začátku měření byl každý proband předem informován o vyšetření jednotlivých testů a souhlasil s použitím naměřených dat a základních údajů o jejich osobě k výzkumným účelům.

Metodou výzkumu byla zvolena povrchová elektromyografie, která byla synchronizována s videozáznamem. Ke snímání elektrické aktivity svalů byl použit šestnácti kanálový povrchový elektromyograf typu MyoSystem 1400 firmy Noraxon® se softwarem Myoresearch XP Master Edition 1.08.27. Použito bylo 6 svodů na detekovaných 3 svalech bilaterálně:

- m. serratus anterior sin. (SA sin)
- m. serratus anterior dx. (SA dx)
- m. rectus abdominis sin. (RA sin)

- m. rectus abdominis dx. (RA dx)
- m. obliquus externus abdominis sin. (OEA sin)
- m. obliquus externus abdominis dx. (OEA dx)

3.2.1 Čištění kůže a aplikace elektrod

V místě aplikace elektrod nad vybranými svaly byla kůže nejprve očištěna abrazivní pastou, kterou jsme poté zcela smyli vlhkým ručníkem. Kůži jsme následně vytřeli do sucha pro zlepšení kontaktu s elektrodami a optimalizaci výsledného signálu. Postupně byla vypalována svalová bříska daných svalů, kde jsme nalepili dvě samoadhezivní elektrody paralelně s průběhem svalových vláken. Zemnicí (referenční) elektroda byla umístěna na olecranon ulnae 1. sin. Na elektrody byly následně připojeny příslušné svody. Po ozřejmění správné funkčnosti elektrod byly lepicí páskou zafixovány zesilovače signálu, aby se zamezilo vzniku možných artefaktů. Elektromyograf byl fixován kolem pasu jednotlivých probandů.

3.2.2 Vlastní průběh měření

Pro snadnější a přesnější sledování signálu byly testované aktivity zaznamenávány pomocí digitální kamery. Před samotným testováním byla vždy po dobu dvaceti vteřin snímána klidová aktivita svalů v poloze vleže na zádech s extendovanými dolními končetinami a horními končetinami podél těla. Poté probandi absolvovali čtyři dílčí aktivity: klasický sed – leh, sed – leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, „sportovní svíčka“, sed – leh na gymnastickém míči.

Klasický sed – leh

Výchozí poloha byla vleže na zádech. Horní končetiny překřížené na trupu a dolní končetiny flektované v kolenních a kyčelních kloubech. Plosky nohou po celou dobu provádění cviku na podložce (obr. 7). Na vyzvání proband plynulým pohybem přitáhl hrudník ke kolenům a zpět (obr. 8). Doba tohoto cvičení byla 10 sekund, kdy proband se za tuto dobu snažil provést co nejvíce cviků.

Obrázek 7. Výchozí poloha klasického sed – lehu



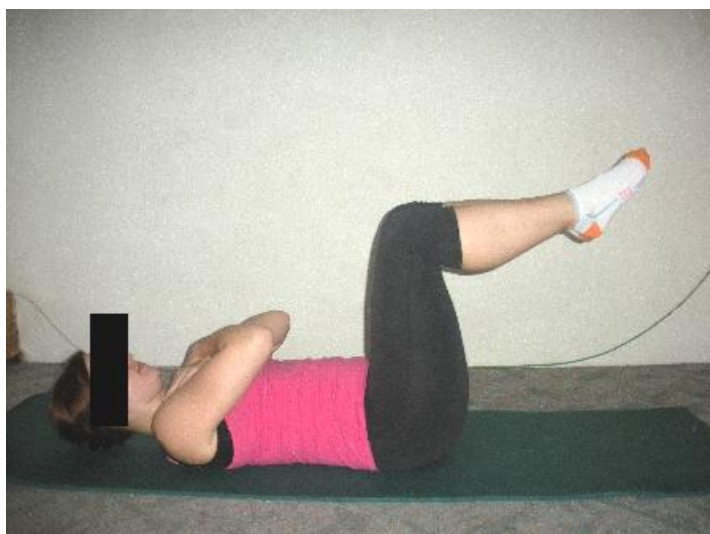
Obrázek 8. Konečná poloha klasického sed – lehu



Sed – leh se zvednutými nohama „zkracovačky“

Výchozí poloha byla vleže na zádech. Horní končetiny překřížené na hrudníku a dolní končetiny byly zvednuty nad podložku s 90° flexí v kolenních a kyčelních kloubech (obr. 9). Na vyzvání proband plynulým pohybem přitáhl hrudník ke kolenům a zpět, aniž by se měnila výchozí poloha dolních končetin (obr. 10). Doba tohoto cvičení byla opět 10 sekund, kdy se proband snažil za tuto dobu udělat co nejvíce cviků.

Obrázek 9. Výchozí poloha sed – lehu se zvednutými nohama („zkracovačky“)



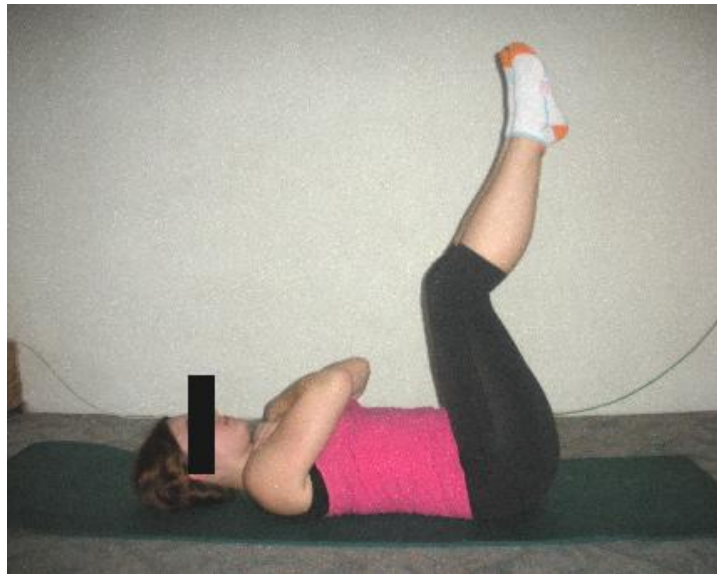
Obrázek 10. Konečná poloha sed – lehu se zvednutými nohama („zkracovačky“)



„Sportovní svíčka“

Výchozí poloha vleže na zádech. Horní končetiny překříženy na hrudníku a dolní končetiny byly flektované 90° v kyčelních kloubech a mírně flektované v kolenních kloubech (obr. 11). Na vyzvání proband nazdvihl pánev směrem vzhůru a zase se vrátil do původní polohy (obr. 12). Pohyb měl být prováděn plynule po dobu 10 sekund, kdy se proband za tuto dobu snažil udělat co nejvíce cviků.

Obrázek 11. Výchozí pozice „sportovní svíčky“



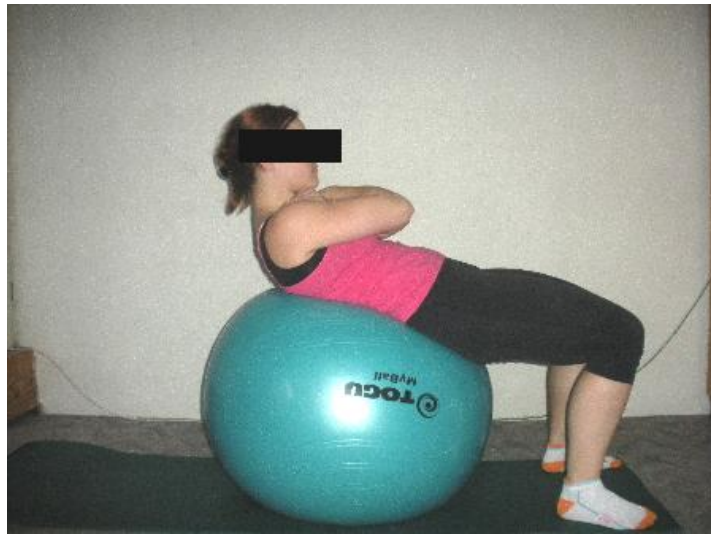
Obrázek 12. Konečná pozice „sportovní svíčky“



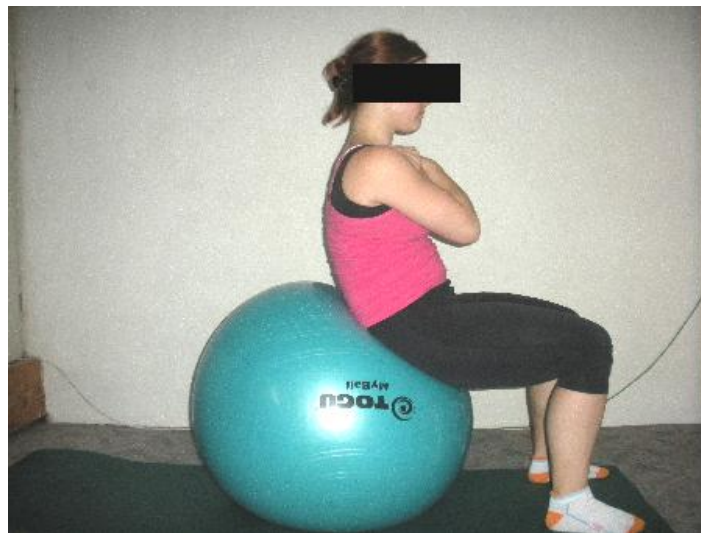
Sed – leh na gymnastickém míči

Výchozí poloha byla vleže na míči. Dolní trup těla se opíral o míč, horní končetiny byly překřížené na trupu a dolní končetiny se opíraly o podložku v pravém úhlu v kolenních kloubech (obr. 13). Na vyzvání proband flektoval trup do pozice sedu na míči a zpět (obr. 14). Pohyb byl prováděn plynule po dobu 10 sekund, kdy se proband snažil za tuto dobu udělat co nejvíce cviků.

Obrázek 13. Výchozí pozice sed – lehu na gymnastickém míči



Obrázek 14. Konečná pozice sed – lehu na gymnastickém míči



3.2.3 Zpracování a vyhodnocování EMG signálu

Surový elektromyografický záznam jsme zpracovali v programu Myoresearch XP Master Edition 1.08.27. Záznam byl upraven pomocí rektifikace (matematické úpravy signálu) a vyhlazen pomocí parametru Root Mean Square (RMS) o velikosti okna 50 ms. V upraveném EMG záznamu jsme podle potřeby vytvořily markry, které byly dále hodnoceny. V klidové poloze se jednalo o úsek v délce trvání 20 sekund. Pro ostatní aktivity bylo vždy vybráno 10 sekund. Každý proband měl určitý počet cviků za 10 sekund v rámci všech 4 testů. Jednotlivé cviky byly zpracovány standardním

reportem pomocí „Average activation“ a „Spectrum report“. V rámci reportu „Average activation“ byla vypočítána průměrná elektromyografická aktivita (parametr „Mean Amplitude“) pro každý sval v klidové poloze a v každém cviku. Pomocí reportu „Spectrum report“ byla vypočítána celková elektromyografická aktivita (parametr „Total power“). Do programu Microsoft Office Excel jsme převedli získaná data. Zde byla spočítána aktivační hodnota (AH) z klidové aktivity svalů (průměr klidové hodnoty + 2krát směrodatná odchylka klidových hodnot) pro Mean amplitude a klidová hodnota pro Total power. Tyto hodnoty byly brány jako hlavním parametrem pro stanovení aktivity svalů. Dále byla z určitého počtu cviků (během 10 sekund) každého probanda vypočítána průměrná svalová aktivita vybraných svalů, která byla normována, resp. relativně vyjádřena vůči klidové aktivitě. Stejně zpracování bylo provedeno u všech 4 testů. Takto upravené hodnoty byly seřazeny do tabulky pro účely statistického zpracování.

3.2.4 Statistické zpracování dat

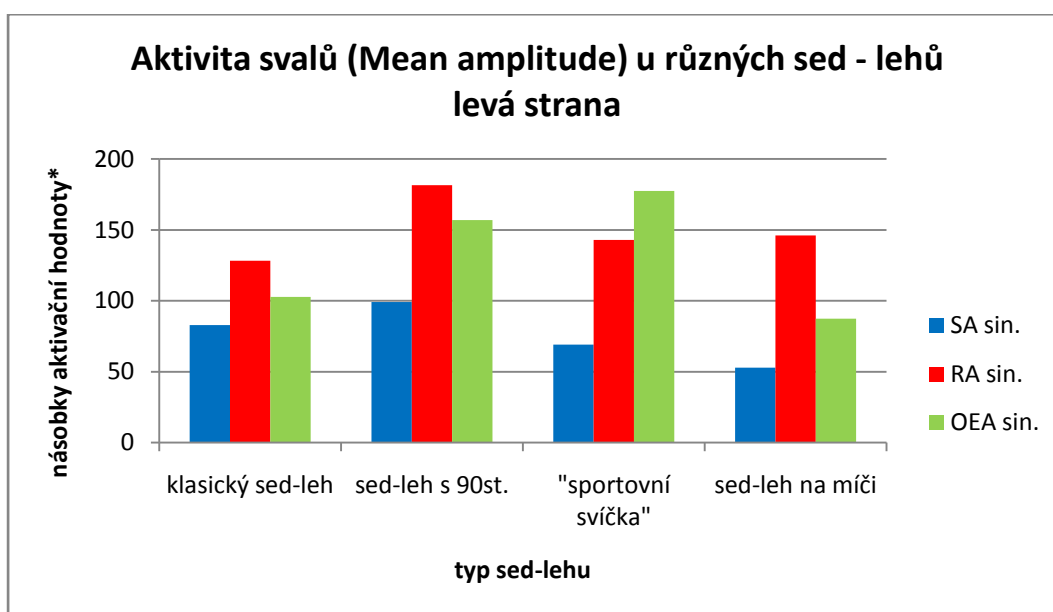
Výsledná data z programu Microsoft Excel byla dále exportována do statistického programu STATISTICA verze 8.0. U všech sledovaných parametrů byly vypočítány základní statistické veličiny: aritmetický průměr (\bar{X}), směrodatná odchylka (SD), minimum (min), maximum (max), koeficient proměnlivosti (koef. prom.).

Pro vyhodnocení statisticky významných rozdílů mezi svalovou aktivitou (výkonem) jednotlivých svalů byl použit post – hoc test (Scheffeho test) ve vícefaktorové ANOVĚ. Statistická významnost byla určena na 5% hladině významnosti ($p < 0,05$).

4 VÝSLEDKY

Graf 1 a 2 zobrazuje svalovou aktivitu (Mean amplitude) u různých typů sed – lehu. V příloze 2 (s. 109) a 3 (s. 110) jsou uvedeny základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude). Je vypočítán průměr (X), směrodatná (SD), minimum (min.), maximum (max.) a koeficient proměnlivosti (koef. prom.).

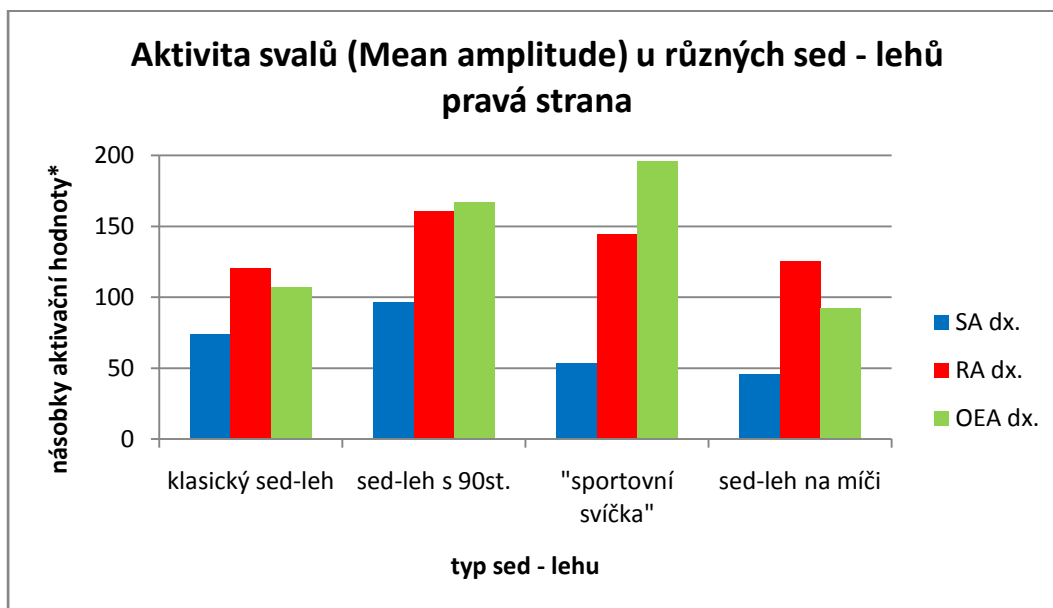
Graf 1. Levostranná svalová aktivita (Mean amplitude) u různých typů sed – lehu



Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (Mean amplitude) vztahované k aktivační hodnotě (klidová aktivita + 2 směrodatné odchylky)

Legenda: **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný obliquus externus abdominis

Graf 2. Pravostranná svalová aktivita (Mean amplitude) u různých typů sed – lehu

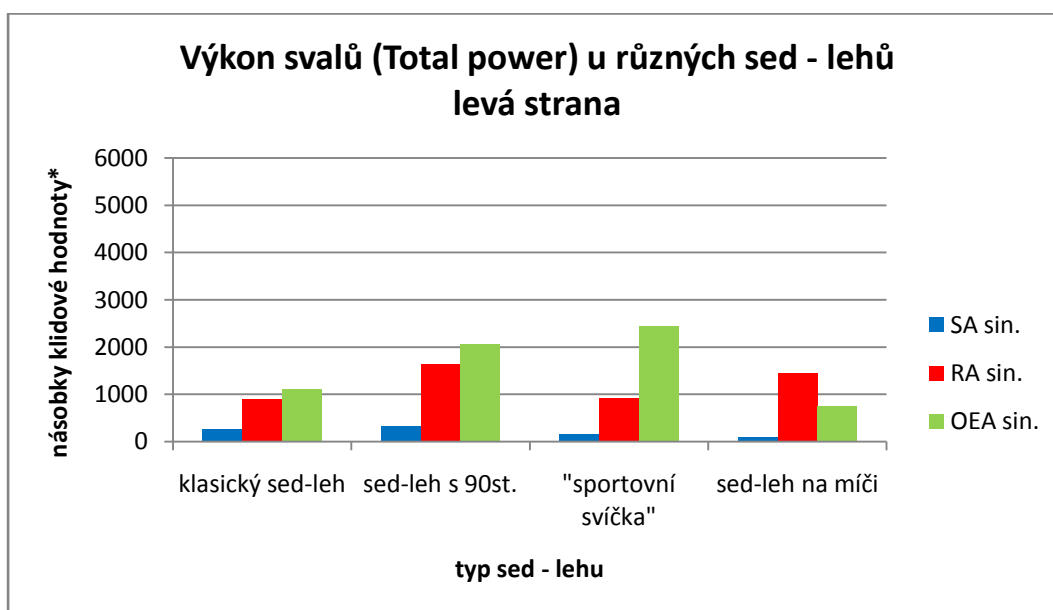


Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (Mean amplitude) vztahované k aktivační hodnotě (klidová aktivita + 2 směrodatné odchylky)

Legenda: **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný obliquus externus abdominis

Graf 3 a 4 zobrazuje svalový výkon (Total power) u různých typů sed – lehu. V příloze 4 (s. 111) a 5 (s. 112) jsou uvedeny základní veličiny popisné statistiky svalového výkonu (Total power). Je vypočítán průměr (X), směrodatná (SD), minimum (min.), maximum (max.) a koeficient proměnlivosti (koef. prom.).

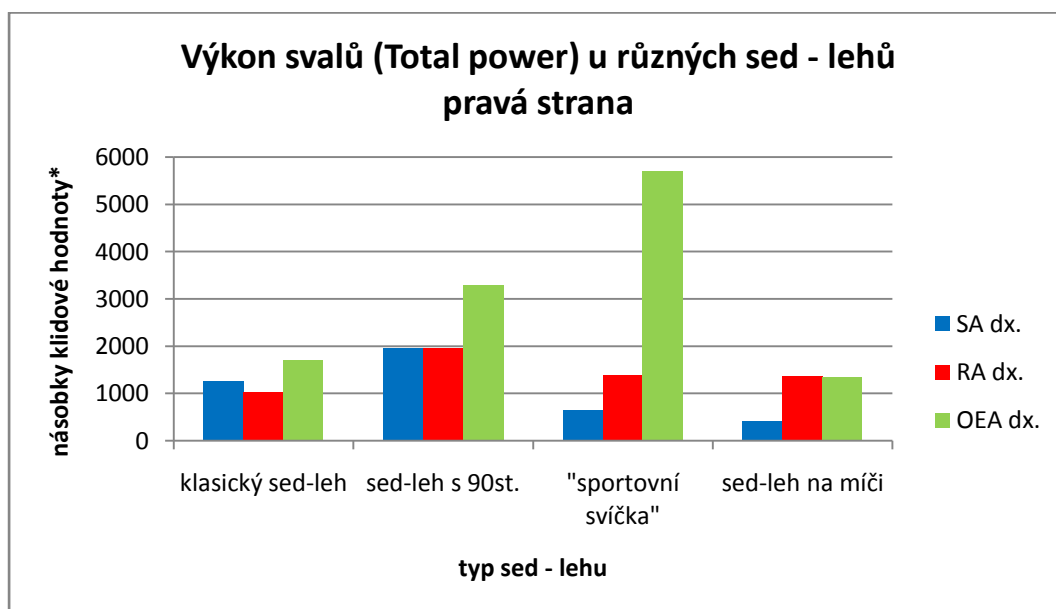
Graf 3. Levostranný svalový výkon (Total power) u různých typů sed – lehu



Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (Total power) vztahované ke klidové hodnotě

Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis

Graf 4. Pravostranný svalový výkon (Total power) u různých typů sed – lehu



Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (Total power) vztahované ke klidové hodnotě

Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka 1, ve znění „Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou (Mean amplitude) břišních svalů během různých typů sed – lehu?“, byla řešena v H_01 , H_02 , H_03 . Cílem bylo zjistit, jaká je svalová aktivita (Mean amplitude) jednotlivých svalů během různých typů sed – lehu. Pro ověření stanovených hypotéz byla vypočítána statistická významnost (p) pomocí post – hoc testu (Scheffeho test - statistickém srovnávání aritmetických průměrů více než dvou proměnných). Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 (viz příloha 8, s. 115).

Tabulka 1 zobrazuje hodnoty statistické významnosti pomocí Scheffeho testu pro jednotlivé typy sed – lehů. Tyto výsledky jsou pro hodnotu Mean amplitude.

Tabulka 1. Hodnoty hladiny statistické významnosti (p) hypotéz 1. vědecké otázky

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika)				
		sed-leh 90st.	svíčka	míč
SA sin.	k. sed-leh	0,111276	0,219232	0,000256
SA dx.	k. sed-leh	0,013133	0,039865	0,001149
RA sin.	k. sed-leh	0,000004	0,490936	0,310112
RA dx.	k. sed-leh	0,001138	0,101853	0,963965
OEA sin.	k. sed-leh	0,000011	0	0,488086
OEA dx.	k. sed-leh	0,002623	0,000003	0,834374

Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis, p - < 0,05

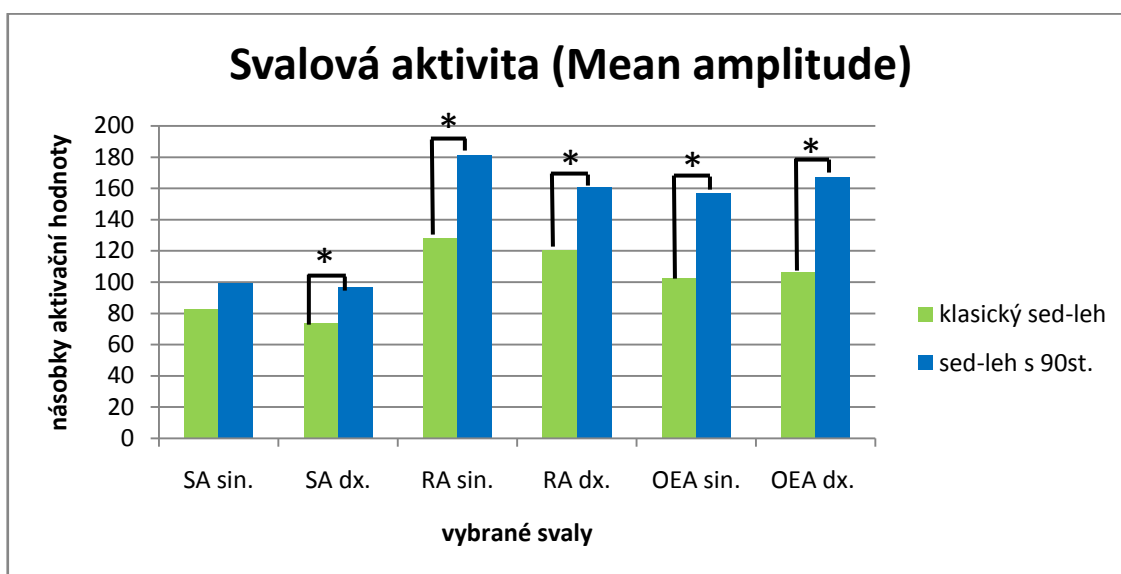
Vyjádření k hypotézám H_01 , H_02 a H_03

Hypotézu H_01 ve znění „Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity během klasického sed – lehu a sed – lehu se zvednutými nohama u vybraných svalů, konkrétně:

- a) m. serratus anterior sin. “: není možné zamítnout.
- b) m. serratus anterior dx. “: **zamítáme.**
- c) m. rectus abdominis sin. “: **zamítáme.**

- d) *m. rectus abdominis dx.* “: **zamítáme.**
- e) *m. obliquus abdominis sin.* “: **zamítáme.**
- f) *m. obliquus abdominis dx.* “: **zamítáme.**

Graf 5. Svalová aktivita (Mean amplitude) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem se zvednutými nohama (sed – leh 90st.)

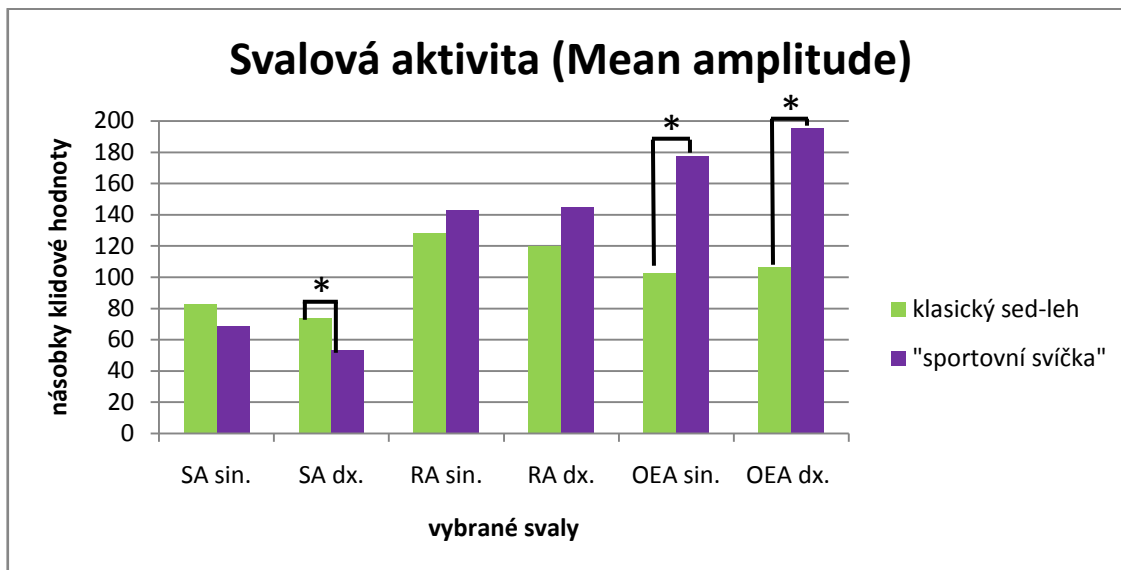


Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis, * – $p < 0,05$

Hypotézu **H₀₂** ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity během klasického sed – lehu a „sportovní svíčky“ u vybraných svalů, konkrétně:*

- a) *m. serratus anterior sin.* “: není možné zamítnout.
- b) *m. serratus anterior dx.* “: **zamítáme.**
- c) *m. rectus abdominis sin.* “: není možné zamítnout.
- d) *m. rectus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.
- e) *m. obliquus abdominis sin.* “: **zamítáme.**
- f) *m. obliquus abdominis dx.* “: **zamítáme.**

Graf 6. Svalová aktivita (Mean amplitude) mezi klasickým sed – lehem a „sportovní svíčkou“

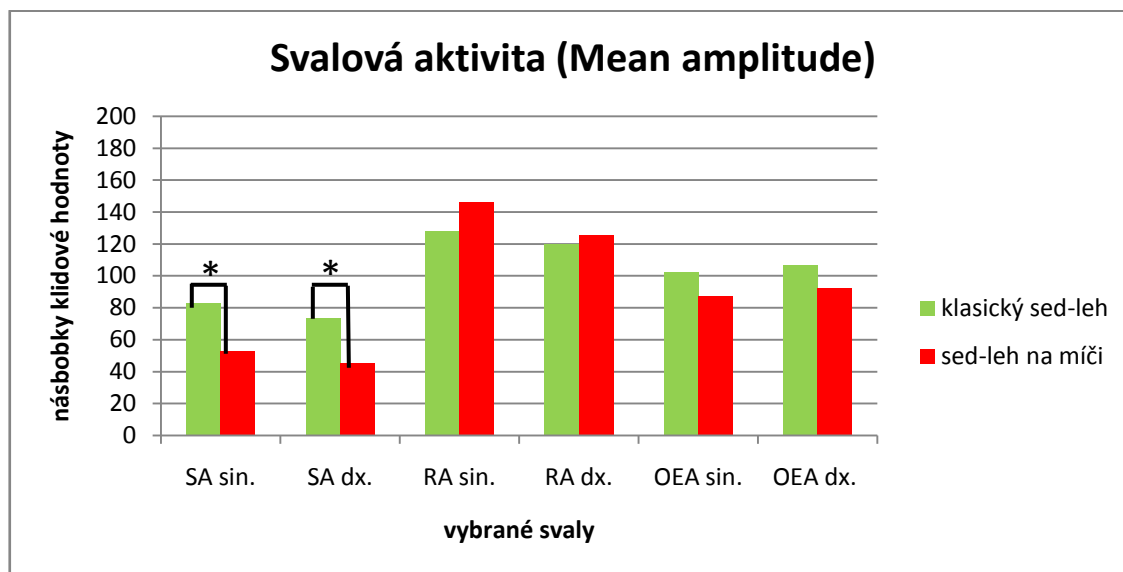


Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis, * – $p < 0,05$

Hypotézu **H₀₃** ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi mírou svalové aktivity během klasického sed-lehu a sed-lehu na míči u vybraných svalů, konkrétně:*

- m. serratus anterior sin.* “: **zamítáme.**
- m. serratus anterior dx.* “: **zamítáme.**
- m. rectus abdominis sin.* “: není možné zamítnout.
- m. rectus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.
- m. obliquus abdominis sin.* “: není možné zamítnout.
- m. obliquus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.

Graf 7. Svalová aktivita (Mean amplitude) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem na gymnastickém míči



Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis, * – $p < 0,05$

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č. 2, ve znění „Existuje rozdíl mezi svalovým výkonem (Total power) břišních svalů během různých variací sed – lehu?“, byla řešena v H_04 , H_05 , H_06 . Cílem bylo zjistit, jaký je svalový výkon (Total power) jednotlivých svalů během různých typů sed – lehu. Pro ověření stanovených hypotéz byla vypočítána statistická významnost (p) pomocí post – hoc testu (Scheffeho test - statistickém srovnávání aritmetických průměrů více než dvou proměnných). Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 (viz příloha 9, s. 117).

Tabulka 2 zobrazuje hladinu statistické významnosti pomocí Scheffeho testu pro jednotlivé typy sed – lehu. Tyto výsledky jsou pro hodnotu Total power.

Tabulka 2. Hodnoty hladiny statistické významnosti (p) hypotéz 2. vědecké otázky

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika)				
		sed-leh 90st.	svíčka	míč
SA sin.	k. sed-leh	0,580553	0,329955	0,017807
SA dx.	k. sed-leh	0,194062	0,29045	0,070391
RA sin.	k. sed-leh	0,018403	0,999842	0,135873
RA dx.	k. sed-leh	0,069249	0,787405	0,809401
OEA sin.	k. sed-leh	0,024921	0,000531	0,723375
OEA dx.	k. sed-leh	0,618213	0,012387	0,991568

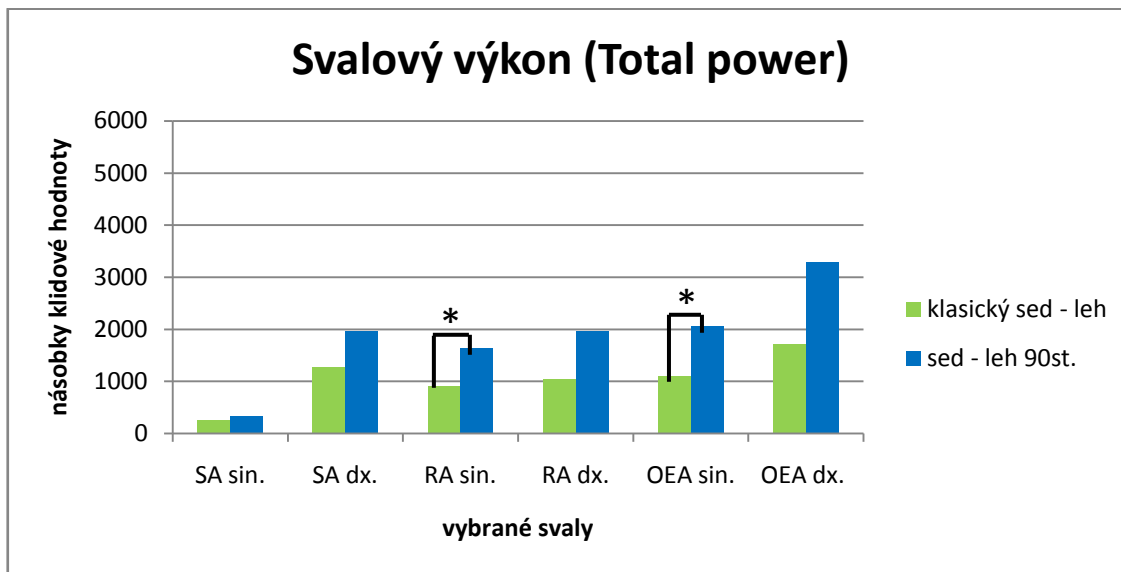
Legenda: **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný obliquus externus abdominis

Vyjádření k hypotézám H_04 , H_05 a H_06

H_04 ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi mírou svalového výkonu během klasického sed – lehu a sed – lehu se zvednutými nohama u vybraných svalů, konkrétně:*

- a) *m. serratus anterior sin.* “: není možné zamítnout.
- b) *m. serratus anterior dx.* “: není možné zamítnout.
- c) *m. rectus abdominis sin.* “: **zamítáme.**
- d) *m. rectus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.
- e) *m. obliquus abdominis sin.* “: **zamítáme.**
- f) *m. obliquus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.

Graf 8. Svalový výkon (Total power) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem se zvednutými nohami (sed – leh 90st.)

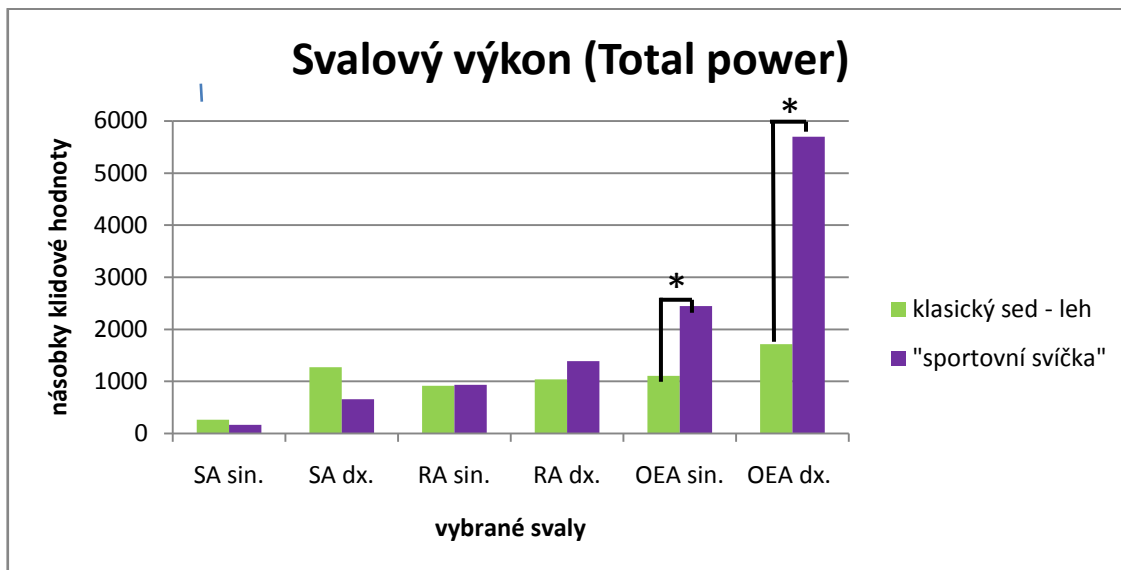


Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis, * – $p < 0,05$

Hypotézu **H₀₅** ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi mírou svalového výkonu během klasického sed – lehu a „sportovní svíčky“ u vybraných svalů, konkrétně:*

- m. serratus anterior sin.* “: není možné zamítnout.
- m. serratus anterior dx.* “: není možné zamítnout.
- m. rectus abdominis sin.* “: není možné zamítnout.
- m. rectus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.
- m. obliquus abdominis sin.* “: **zamítáme.**
- m. obliquus abdominis dx.* “: **zamítáme.**

Graf 9. Svalový výkon (Total power) mezi klasickým sed – lehem a „sportovní svíčkou“

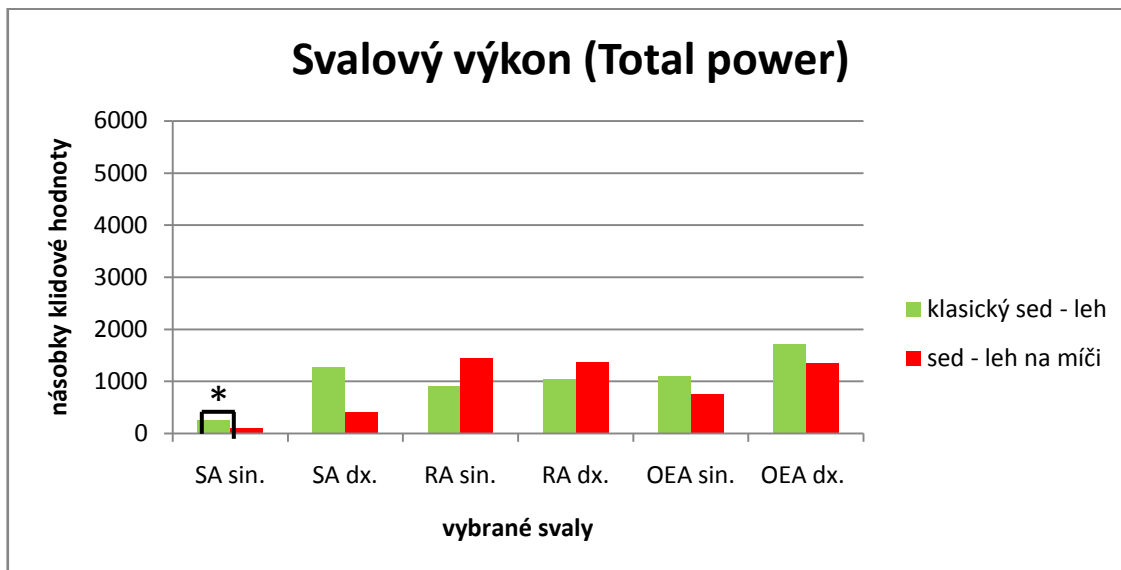


Legenda: SA sin. – levostranný m. serratus anterior, SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, OEA sin. – levostranný m. obliquus externus abdominis, OEA dx. – pravostranný obliquus externus abdominis, * – $p < 0,05$

Hypotézu **H₀₆** ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi mírou svalového výkonu během klasického sed – lehu a sed – lehu na gymnastickém míči u vybraných svalů, konkrétně:*

- a) *m. serratus anterior sin.* “: **zamítáme.**
- b) *m. serratus anterior dx.* “: není možné zamítnout.
- c) *m. rectus abdominis sin.* “: není možné zamítnout.
- d) *m. rectus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.
- e) *m. obliquus abdominis sin.* “: není možné zamítnout.
- f) *m. obliquus abdominis dx.* “: není možné zamítnout.

Graf 10. Svalový výkon (Total power) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem na gymnastickém míči



Legenda: **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný obliquus externus abdominis, * – $p < 0,05$

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

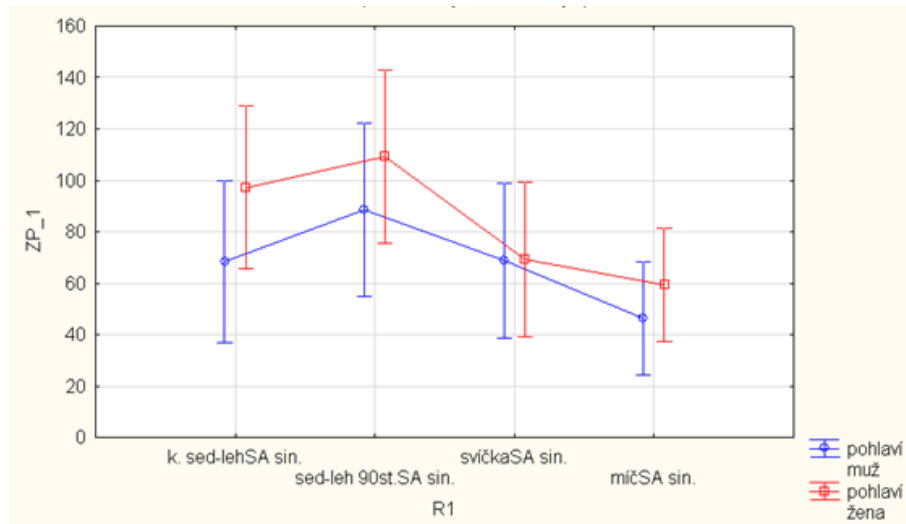
Vědecká otázka č. 5, ve znění „Existuje rozdíl v míře svalové aktivity (Mean amplitude) břišního svalstva mezi muži a ženami?“, byla řešena v (H_07 , H_08 , H_09). Cílem bylo zjistit, jaká je svalová aktivita (Mean amplitude) u mužů a žen. Pro ověření stanovených hypotéz byla vypočítána statistická významnost (p) pomocí post – hoc testu (Scheffeho test - statistickém srovnávání aritmetických průměrů více než dvou proměnných). Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 (viz příloha 10, s. 119).

Vyjádření k hypotézám H₀₇, H₀₈ a H₀₉

Hypotézu **H₀₇** ve znění „ Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u *m. serratus anterior* (levý, pravý) u vybraných testů, konkrétně:

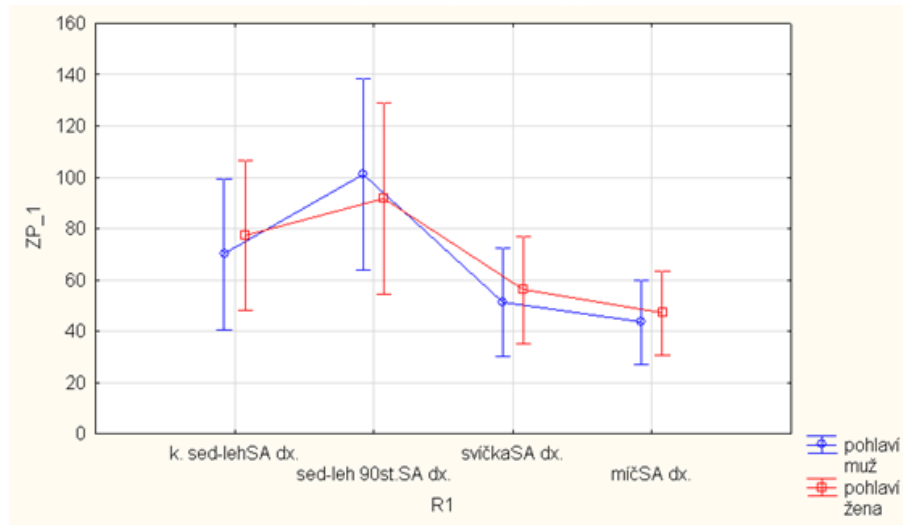
- klasického sed-lehu“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu se zvednutými nohama „zkracovačky““: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- „sportovní svíčky““: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu na míči“ : není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.

Graf 11. Levostranná aktivita *m. serratus anterior* u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů



Legenda: SA sin. – levostranný *m. serratus anterior*, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

Graf 12. Pravostranná aktivita m. serratus anterior u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehu

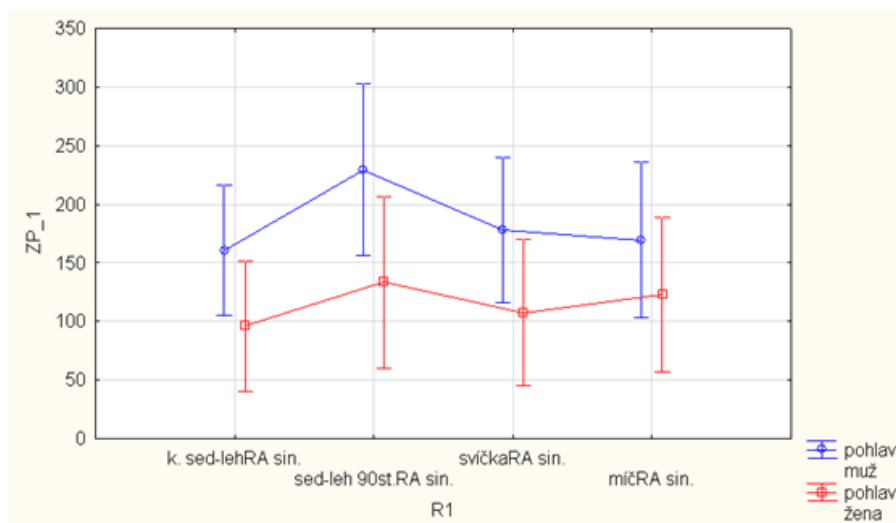


Legenda: SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, k. sed-leh – klasický sed-leh, sed-leh 90st. – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, svička – „sportovní svička“, míč – sed-leh na gymnastickém míči

Hypotézu **H₀₈** ve znění „ Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. rectus abdominis (levý, pravý) u vybraných testů, konkrétně:

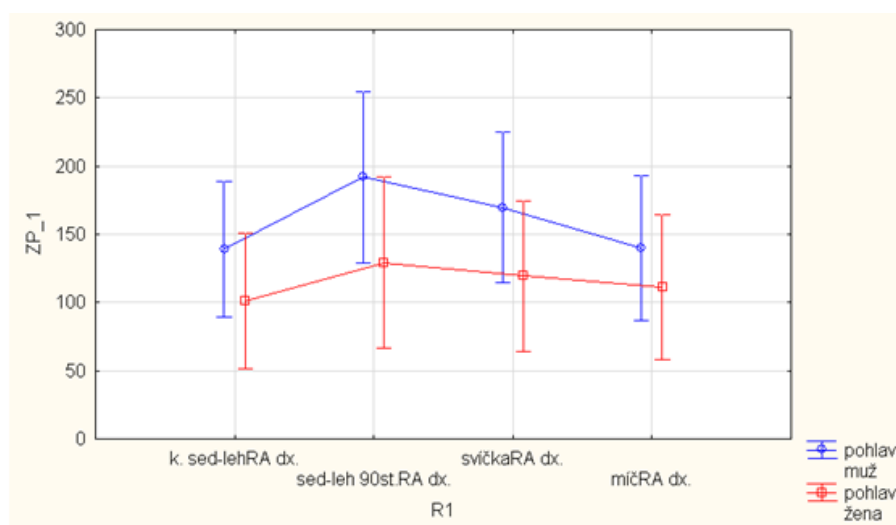
- klasického sed-lehu“ : není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu se zvednutými nohama „zkracovačky““: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- „sportovní svičky““: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu na míči“: není možné zamítnout, jak u levé, tak pravé strany.

Graf 13. Levostranná aktivita m. rectus abdominis u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů



Legenda: RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

Graf 14. Pravostranná aktivita m. rectus abdominis u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů

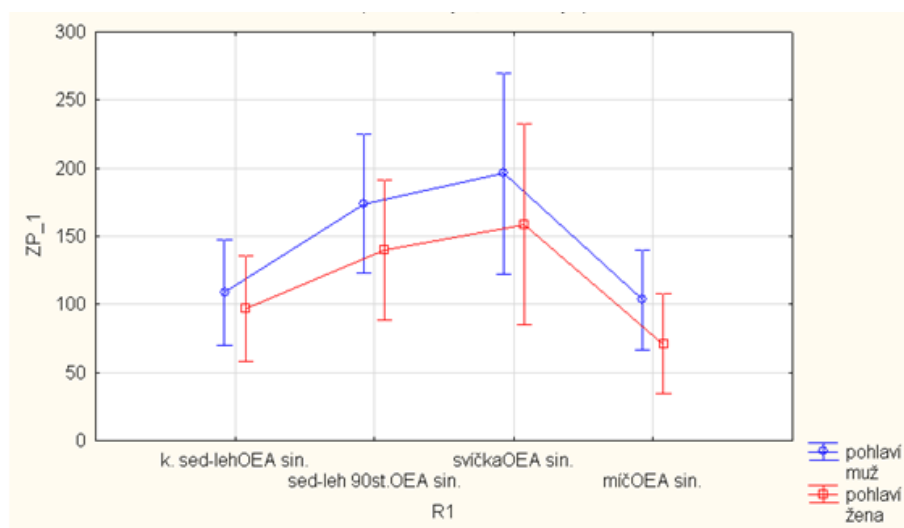


Legenda: RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

Hypotézu **H₀₉** ve znění „ Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u *m. obliquus externus abdominis* (levý, pravý) u vybraných testů, konkrétně:

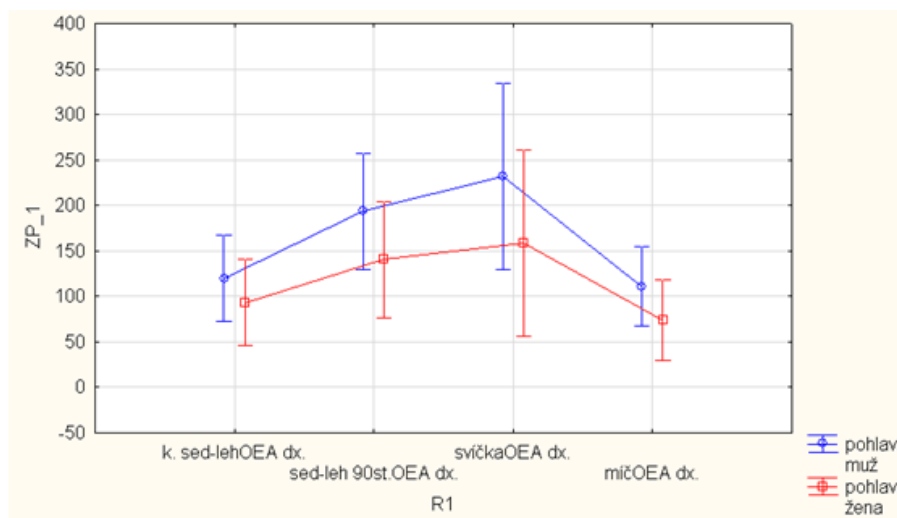
- klasického sed-lehu“ : není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- „sportovní svíčky“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu na míči“ : není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.

Graf 15. Levostranná aktivita *m. obliquus externus abdominis* u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů



Legenda: OEA sin. – levostranný *m. obliquus externus abdominis*, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

Graf 16. Pravostranná aktivita m. obliquus externus abdominis u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů



Legenda: OEA dx. – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

4.4 Výsledky k vědecké otázce č. 4

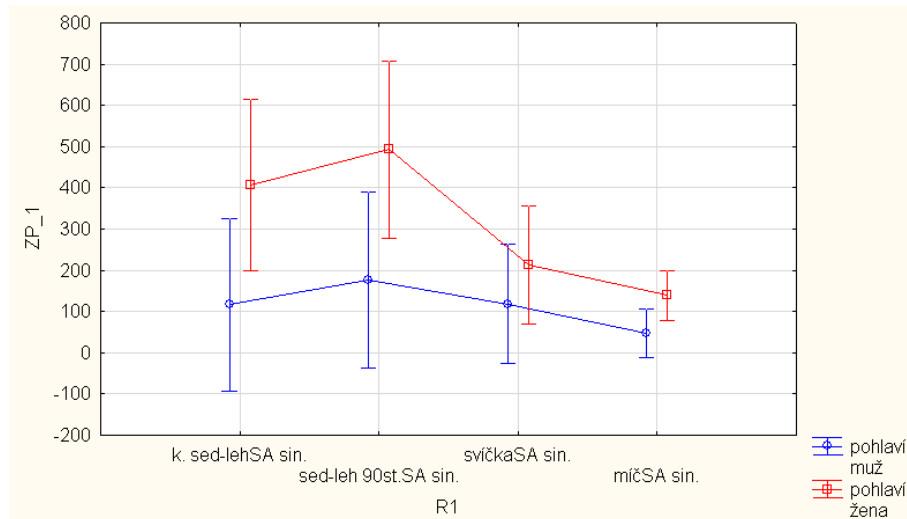
Vědecká otázka č. 5, ve znění „Existuje rozdíl v míře svalového výkonu (*Total power*) břišního svalstva mezi muži a ženami?“, byla řešena v H_0 10, H_0 11, H_0 12. Cílem bylo zjistit, jaký je svalový výkon (*Total power*) u mužů a žen. Pro ověření stanovených hypotéz byla vypočítána statistická významnost (p) pomocí post – hoc testu (Scheffeho test - statistickém srovnávání aritmetických průměrů více než dvou proměnných). Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 (viz příloha 11, s. 122).

Vyjádření k hypotézám H₀10, H₀11 a H₀12

Hypotézu **H₀10** ve znění „ Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u *m. serratus anterior* (levý, pravý) u vybraných testů, konkrétně:

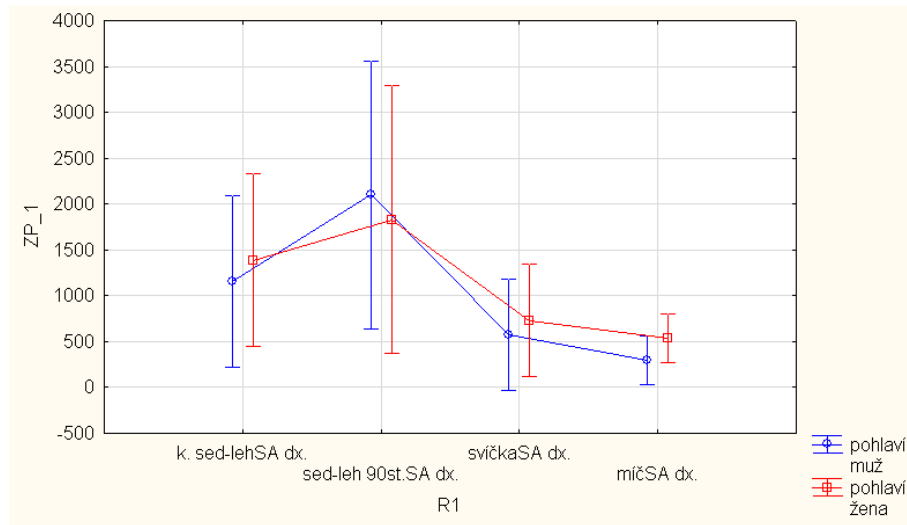
- klasického sed-lehu“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu se zvednutými nohama „zkracovačky““: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- „sportovní svíčky““: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu na míči“ : není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.

Graf 17. Levostranná aktivita *m. serratus anterior* u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power)



Legenda: SA sin. – levostranný *m. serratus anterior*, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

Graf 18. Pravostranná aktivita m. serratus anterior u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power)

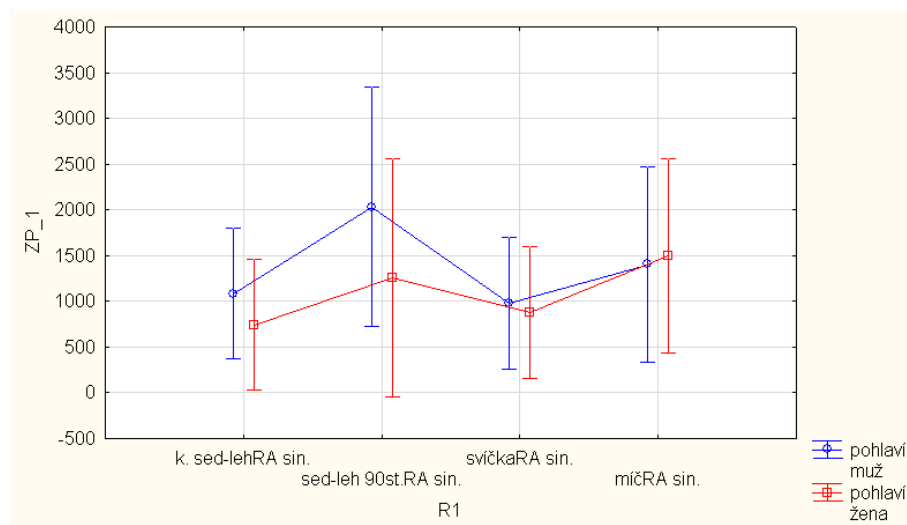


Legenda: SA dx. – pravostranný m. serratus anterior, k. sed-leh – klasický sed-leh, sed-leh 90st. – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, svička – „sportovní svička“, míč – sed-leh na gymnastickém míči

Hypotézu **H₀₁₁** ve znění „ Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u m. rectus abdominis (levý, pravý) u vybraných testů, konkrétně:

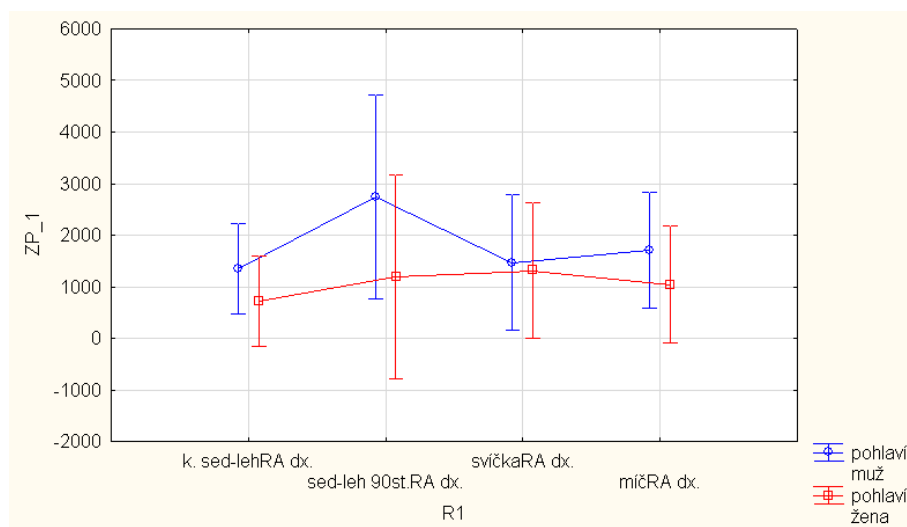
- klasického sed-lehu“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- „sportovní svičky“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu na míči“ : není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.

Graf 19. Levostranná aktivita m. rectus abdominis u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power)



Legenda: RA sin. – levostranný m. rectus abdominis, k. sed-leh – klasický sed-leh, sed-leh 90st. – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, svička – „sportovní svička“, míč – sed-leh na gymnastickém míči

Graf 20. Pravostranná aktivita m. rectus abdominis u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power)

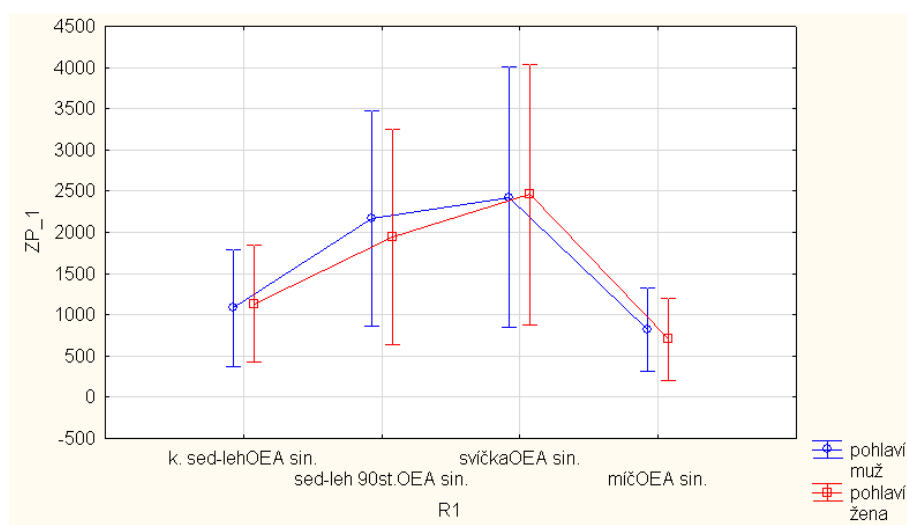


Legenda: RA dx. – pravostranný m. rectus abdominis, k. sed-leh – klasický sed-leh, sed-leh 90st. – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, svička – „sportovní svička“, míč – sed-leh na gymnastickém míči

Hypotézu **H₀12** ve znění „ Mezi muži a ženami není staticky významný rozdíl u *m. obliquus externus abdominis* (levý, pravý) u vybraných testů, konkrétně:

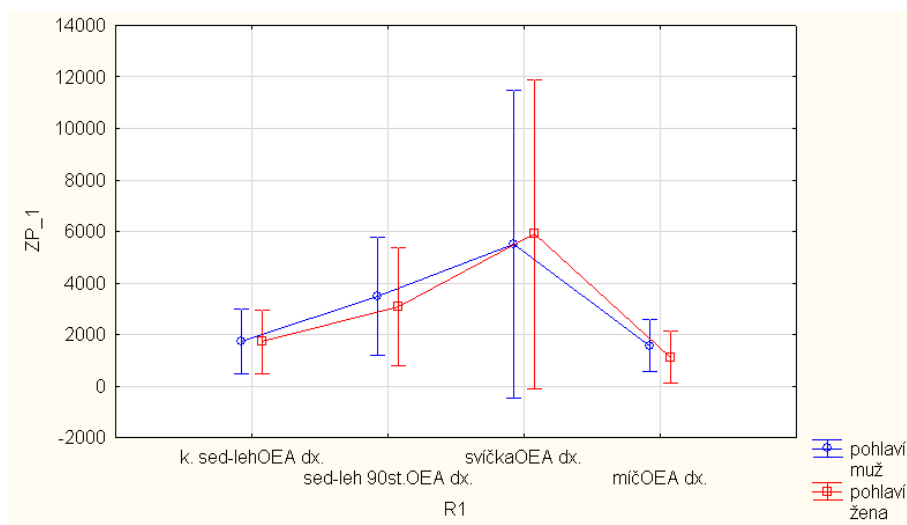
- klasického sed-lehu“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu se zvednutými nohama „zkracovačky“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- „sportovní svíčky“: není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.
- sed-lehu na míči“ : není možné zamítnout jak u levé, tak pravé strany.

Graf 21. Levostranná aktivita *m. obliquus externus abdominis* u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power)



Legenda: OEA sin. – levostranný *m. obliquus externus abdominis*, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

Graf 22. Pravostranná aktivita m. obliquus externus abdominis u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power)



Legenda: OEA dx. – pravostranný m. obliquus externus abdominis, **k. sed-leh** – klasický sed-leh, **sed-leh 90st.** – sed-leh se zvednutými nohama „zkracovačky“, **svíčka** – „sportovní svíčka“, **míč** – sed-leh na gymnastickém míči

5 DISKUZE

Význam břišní muskulatury během pohybu trupu nebo v rámci páteřní stability podporoval rozvoj řady studií od roku 1950 do současnosti (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 232). Výzkumy související s objektivizací břišního svalstva popisují vliv různých cvičení a jejich poloh, vliv polohy paží a nohou, polohy *s* nebo *bez* podpory segmentů a využití technického zařízení pro aktivaci břišního svalstva. S přibývajícím počtem jedinců s nespecifickými bolestmi zad se význam synergistických vztahů břišních svalů, bránice a pánevního dna dostává do popředí rehabilitační intervence. Právě u lidí s LBP (low back pain) můžeme objektivizovat nedostatečnou koordinaci těchto svalů a přítomnost variabilního pracovního výkonu, ale neměnnost motorické složky úkolu (Jacobs, Henry, Nagle, 2009 p. 458).

Během každého pohybu pracují břišní svaly vždy jako celek, ale každý sval v jiném poměru (McGill, 2007, p. 59; Axler, McGill, 1997, p. 804). Díky schopnosti jejich diferenciaci umožňují harmonickou souhru při pohybu trupu, pánve a končetin (Véle, 2006, s. 219; Moreside, Vera-Garcia, McGill, 2008, pp. 527-537). Jejich aktivita se mění v závislosti na posturálním úkolu. Variabilita je základní vlastností biologických systémů. Její role v motorickém učení a kontrole je považována za důležitou složku pro studium pohybu a držení těla (Stergiou, Decker, 2011, p. 869; Stergiou, Harbourne, Cavanaugh, 2006, p. 120; Jacobs, Henry, Nagle, 2009, p. 455). Posturální výkon vyžaduje variabilitu ve svých motorických složkách, která umožňuje adaptaci na změnu posturálních požadavků, aniž by byl ohrožen výkon (Moseley, Hodges, 2006, p. 474). Jakmile se člověk snaží opakovat stejný pohyb dvakrát, obě akce nikdy nebudou stejné. Bernstein (1896 – 1966) pro tuto myšlenku použil výraz „opakování bez opakování“, která uvádí, že každý opakovaný cvik je jedinečný v rámci jeho neurálních a motorických vzorů. Variabilita pohybového systému je spojována s motorickou redundancí a poukazuje na komplikovanost pohybového systému (Stergiou, Decker, 2011, p. 870). Bernstein uvádí, že nezbytností pro lidskou motoriku je nabídka neomezeného množství stupňů volnosti (DOF). Jedinec má tedy možnost vybrat unikátní pohybový vzor z široké variability možného provedení pohybu (Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 277; Stergiou, Decker, 2011, p. 870; Latash, 2008, p. 200; Konrad, Schmitz, Denner, 2001, p. 113). Jedním z řešení

motorické redundance je využití synergií. Latash et al. (2005, p. 120) definovali synergie jako velké svalové skupiny (pohybové vzory), které pracují „společně“ a učí se praxí. Dále byla navržena hypotéza, která řeší problém motorické nadbytečnosti. Hypotéza „uncontrolled manifold“ (UCM, hypotéza nekontrolované rozmanitosti) je založena na předpokladu, že CNS organizuje elementární proměnné za účelem stabilizace výkonných proměnných (Latash, Anson, 2006, p. 1152; Latash, Krishnamoorthy, Scholz, Zatsiorsky, 2005, p. 119, Latash, 2008, p. 13). V závislosti na individualitě motorického projevu může být ke stejnému úkonu použito různé kombinace svalů. Záleží na centrálním nervovém systému jakou „správnou“ strategii vybere, aby co nejlépe vyhovovala zamýšlenému pohybovému záměru (Véle, 2006, s. 50).

Zhoršování držení těla s přetěžováním pohybového aparátu stereotypními úkony se objevuje s příchodem průmyslové revoluce spojené s jednotvárnou prací, sedavým a stresujícím způsobem života. Dlouhé trvání stereotypních poloh nebo i pohybových úkonů vede k poruchám jak somatickým, tak psychickým (Véle, 2006, s. 334). Cílem zvýšení aktivity nejen břišního svalstva je podpora rozvoje optimálního množství pohybové variability ve spojení s bohatým repertoárem pohybových strategií (Stergiou, Harbourne, Cavanaugh, 2006, p. 120; David set al., 2003, 248; Parfrey, Docherty, Workman, Behm, 2008, p. 888). Trénink břišních svalů by měl odrážet požadavky na konkrétní činnost nebo sport, kterému se jedinec věnuje (Norris, 1993, p. 25). Variabilitu cvičení můžeme zvyšovat pohybovou rychlostí, rozsahem pohybu, různou zátěží a polohou. Tyto faktory přímo ovlivňují EMG amplitudu a výkon jedince (Konrad, Schmitz, Denner, 2001, p. 113). Neměli bychom se zaměřit na pohyb v jedné rovině, nýbrž ve více rovinách. Cílem je tedy použít mnoho modifikací cviků ve snaze maximalizovat aktivitu břišních svalů, která významně přispívá k trupové stabilitě, a minimalizovat tlakové síly působící na bederní páteř (Parfrey et al., 2008, p. 888). Variabilita klesá se získáváním dovedností v jednom a tom samém kontextu, a naopak se zvyšuje získáváním dovedností v různorodých činnostech, což vede k vývoji behaviorálního repertoáru jedince (Stergiou, Decker, 2011, p. 871). Z tohoto důvodu je potřebný komplexní individuální program pro dostatečnou aktivitu břišních svalů v různých rovinách pohybu (Axler, McGill, 1997, p. 804). Dobrý fyzický stav a vyspělá motorika jedince je spojena s optimálním množstvím variability (Stergiou, Harbourne, Cavanaugh, 2006, p. 120).

Na výkonu břišní stěny se významně podílí aponeuróza břišních svalů. Postranní systém břišního svalstva (m. OEA, m. OIA, m. TrA) společně tvoří pevně vázaný svalový list (linea alba), který je přirovnáván ke kompozitní laminátové konstrukci. Břišní stěna je v těchto místech kryta pouze peritoneem, ztenčenou fascií, podkožním tukem a kůží. Narušení integrity tohoto šlachovitého pruhu ovlivní činnost všech svalů anterolaterální skupiny břišní stěny (Oplová, Špringrová, 2006, s. 197). Prostřednictvím pojivové tkáně těchto svalů dochází ke schopnosti generování větší síly břišního svalstva (Brown, 2009, p. 70-75; Brown, 2012, p. 521). Studie Brown (2012, p. 521) přirovnává tuto unikátní morfologii břišní stěny k biomechanické formulaci napětí – deformace (¹Hookův zákon pro pružnou deformaci) pro příčně izotropní vláknité kompozity. Předpokládá, že toto smykové napětí je přítomno mezi svalovými vrstvami břišní stěny. Stanovuje tak účinek posílení a vyztužení břišní stěny, jakmile napětí je převedeno mezi vláknité vrstvy, obzvláště na přední aponeurózu (linea alba). Břišní stěna díky tomu má potenciál modulovat celkové svalové vztahy jako je síla – délka a síla – rychlost (Brown, 2012, p. 523). Pochopení tohoto konceptu pomůže v dalším rozvoji tréninkových programů pro zvýšení síly a funkčnosti těchto svalů.

Pochopení toho, jak různá břišní cvičení vyvolávají odlišnou svalovou činnost, je užitečné pro terapeuty a fitness specialisty (Escamilla et al., 2006, p. 657; Escamilla et al., 2010, p. 265). Objektivizace pohybového systému má řadu úskalí a je přítomna široká interindividuální variabilita. V literatuře můžeme nalézt početné množství studií, které hodnotí aktivitu břišních svalů. I když jsou mezi nimi rozdíly v metodice provedení, jejich závěr je jasný. Břišní svalstvo pracuje jako celek, ale jednotlivé svaly se zapojují v jiném poměru.

Naším cílem bylo zhodnotit aktivitu břišních svalů u vybraných testů. Cílem této kapitoly je zhodnotit výsledky diplomové práce a konfrontovat je se závěry odborných studií, které se týkají této problematiky. Tato práce se zabývala otázkou, zda jednotlivé typy sed – lehů jsou vhodné pro maximální aktivizaci břišních svalů. Pokusili jsme se zhodnotit aktivitu jednotlivých svalů, a zda tato aktivita je rozdílná mezi muži a ženami. Individuální reakce na každé cvičení se výrazně lišily (viz koeficient proměnlivosti, příloha 2, s. 109; 3, s. 110, 4, s. 111; 5, s. 112), což komplikuje

¹ Hookův zákon pružnosti $\sigma = E \cdot \epsilon$

Kde σ je velikost normálového napětí, E je hodnota modulu pružnosti, ϵ je relativní deformace materiálu (Janura, 2007, s. 28).

klasifikaci pohybových efektů. Někteří probandi prováděli cviky se stranovými asymetriemi, což mohlo být dáno jejich stranovou predilekcí nebo jejich stranovou kompenzací díky špatnému stereotypu nebo nějakému dalšímu omezení, které narušuje jejich symetrii.

Naše studie prezentuje několik statisticky významných nálezů. Můžeme nalézt zcela odlišné vzorce svalové aktivity a výkonu břišních svalů při změně polohy. Největší svalová aktivita (Mean amplitude) a svalový výkon (Total power) jednotlivých svalů je patrný pro sed – leh se zvednutými nohama a „sportovní svíčku“. Na zvýšení svalové aktivity břišních svalů se tedy významně podílí zvednutí nohou od podložky. Už při těchto výchozích polohách je břišní svalstvo v izometrické aktivitě. Čech a Tlapák (2010, s. 182) uvádí, že klíčovou součástí každého cviku je snaha optimálně udržet nejen fáziké, ale i příslušné stabilizační svalové souhry, včetně dechového vzoru. Naopak nejnižší svalová aktivita (Mean amplitude) a svalový výkon (Total power) jednotlivých svalů je patrný pro sed – leh na gymnastickém míči. Nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi muži a ženami, ale pomocí EMG analýzy můžeme pozorovat charakteristické trendy.

5.1 Diskuze k provedení cviku klasický sed – leh

Klasický sed – leh je jedním z nejpoužívanějších cviků v rámci posilování břišního svalstva jak u sportovních trenérů a v posilovnách, tak u široké veřejnosti. Jde spíše o posilování ve smyslu začátek a úpon svalu, což v rámci začlenění břišních svalů do posturální funkce není vhodné.

Výsledky naší studie ukázaly, že v rámci této činnosti byla nejvyšší svalová aktivita (Mean amplitude) zaznamenána u m. rectus abdominis. Nejvyššího svalového výkonu (Total power) bylo dosaženo u m. obliquus externus abdominis. Svalová aktivita (Mean amplitude) nám zobrazuje průměrnou elektromyografickou aktivitu, zatímco svalový výkon (Total power) nám zobrazuje celkovou elektromyografickou aktivitu dané činnosti. Většina studií hodnotící tento cvik zobrazuje výsledky v Mean amplitude a normalizuje hodnoty na MVC (maximal voluntary contraction). Přestože nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi muži a ženami, můžeme na

základě EMG analýzy pozorovat charakteristické trendy. Ženy vykazovaly charakteristický vzor během klasického sed – lehu, ve kterém svalová aktivita m. RA a m. SA byla na stejné úrovni. Muži vykazovali nejvyšší aktivitu u m. RA. Během provedení cviku byly často viditelné stranové asymetrie, přestože tento cvik má symetrický charakter. Tyto asymetrie mohou být spojeny se stranovou predilekcí nebo funkční kompenzací. Studie Rutkowska-Kucharska, Szpala a Pieciuk (2009, p. 29) tvrdí, že i symetrické cvičení produkuje intraindividuální rozdíly a asymetrické zapojování těchto svalů. Vědecké studie potvrzují, že lidské tělo je od přírody asymetrické.

Mnoho autorů uvádí, že v rámci tohoto pohybu je hlavním svalem m. RA a pomocnými svaly jsou m. OEA a m. OIA (McGill, 2007, p. 58; Dylevský, 2009, s. 87; Janda, 2004, s. 45; Beim et al., 1997, p. 19; Juker et al., 1998, p. 301). Studie Konrad et al. (2001) prokázala, že během klasického sed – lehu se aktivita m. RA průměrně pohybuje okolo 52, 45 % MVC a aktivita m. OEA okolo 28, 71 % MVC. Vysoké aktivační vrcholy (80 % až 100 % MVC) svalů byly nalezeny na začátku sed – lehu (Konrad, Schmitz, Denner, 2001, p. 111).

Neumann (2002, pp. 332-333) a Vella (2007, s. 110) uvádí, že klasický sed – leh je rozdělen na dvě fáze: fáze flexe trupu a fáze flexe kyčle. Dřívější fáze (flexe trupu) končí, jakmile se lopatky odlepí od podložky a je generována především m. RA. Pozdější fáze (flexe kyčle) je generována především flexory kyčelních kloubů a břišní svaly jsou v izometrické kontrakci. Tento fakt uvádí i několik dalších studií (Escamilla et al., 2006, p. 667; Andersson, Nilsson, Thorstensson, 1997, p. 115; Andersson, Ma, Thorstensson, 1998, p. 175; Juker et al., 1998, p. 301).

Někteří autoři uvádí, že v počátečním období klasického sed – lehu je zdůrazněna aktivita supraumbilikální části m. RA a šikmé břišní svaly se kontrahují později (Kendall, McCreary in Norris 1993, p. 20). McGill (2007, p. 56) tvrdí, že v důsledku změny pohybu trupu a pánve je přítomna rozdílná aktivita horní a dolní části ventrální muskulatury. Schopnost diferenciací jednotlivých břišních svalů velmi dobře ukazuje tzv. „břišní tanec“ nebo jogínská praktika „naulí“ (Véle, 2006, s. 219). McGill (2007, p. 56) poukazuje na to, že vnější šikmé břišní svaly mohou být aktivovány regionálně, protože mají funkční separaci mezi horní a dolní částí svalu. Studie Moreside, Vera-Garcia a McGill (2008, p. 533) navíc uvádí, že m. OEA má funkční separaci i medio – laterální. Příčný břišní sval tuto funkční separaci nemá. Jiní

autoři tvrdí opak a hlásí rozdíl v aktivaci horní a dolní části m. RA (Sarti et al., 1996, p. 1293; Norris 1993, p. 19; Moreside, Vera-Garcia, McGill, 2008, p. 533). Zdůrazňují, že při provedení pohybu horní části trupu je aktivní především supraumbilikální část m. RA a při provedení pohybu dolní části trupu je aktivní především infraumbilikální část m. RA (Sarti et al., 1996, p. 1293; Norris 1993, p. 19). Stejného názoru je i Duncan (2009, p. 366), který popisuje, že při provedení klasického sed – lehu je více aktivní horní část m. RA. McGill (2007, p. 56) má na to jiný názor a tvrdí, že hlášené rozdíly v aktivitě horní a dolní části m. RA jsou většinou prováděny bez normalizace EMG signálu během zpracování. Studie Moreside, Vera-Garcia a McGill (2008, p. 533) pozorovala tyto funkční separace u profesionálních tanečnic středně – východního stylu tance. Tato skupina tanečnic je schopna funkčně separovat břišní svaly, ale jen na velmi nízké úrovni svalové aktivity a pouze u velmi specifických činností. Proto tvrdí, že funkční separaci mezi svaly nelze objektivizovat u náročnějších činností jako je např. klasický sed – leh (Moreside, Vera-Garcia, McGill, 2008, p. 536). Lze tedy na závěr říci, že významné funkční rozdělení mezi horní a dolní části m. RA se nevyskytuje u většiny lidí (Lehman and McGill 2001 in McGill, 2007, p. 56; Vera-Garcia, Grenier, McGill, 2000, p. 569). Nebylo také nalezeno konzistentní časové oddělení mediální a laterální části m. OEA. Studie Moreside, Vera-Garcia a McGill (2008, p. 536) ještě zdůrazňuje, že m. OEA a m. OIA mají tendenci pracovat v synergii více s dolní částí m. RA než s horní částí. V rámci naší práce nemůžeme potvrdit či zamítnout existenci funkční separace mezi horní a dolní částí m. RA, protože jsme analyzovali m. RA jako jeden funkční celek. To samé platí pro m. OEA.

Chybou u tohoto cviku může být paradoxní aktivace zádového svalstva, která je zdůrazněna, jsou – li dorzální svaly v lumbosakrálních segmentech zkráceny. Dochází k nerovnováze ventrodorzální svalové muskulatury, která může mít za následek zhoršení statiky a kinetiky celého těla (Kábelíková, Vávrová, 1997, s. 160). Osoby s mírně oslabenými břišními svaly mohou zobrazovat charakteristický pohyb při pokusu o provedení sed – lehu. V průběhu pohybu dávají přednost aktivitě flexorů kyčelního kloubu. V důsledku toho je přítomna minimální flexe v torakolumbální části páteře a nadměrně brzy přítomna flexe v kyčelních kloubech (Neumann, 2002, p. 332-333). Silnější flexory kyčelního kloubu napomáhají slabšímu břišnímu svalstvu a brání těmto svalům pracovat naplno (Janda, 2004, s. 46). Zvýšená aktivita m. rectus femoris

a m. iliopsoas způsobí nepřiměřený tah na pánev a nutí ji, aby se naklonila dopředu. Tento náklon dopředu vede ke zvýšenému zakřivení páteře, což může mít za následek problémy a bolesti zad (Hildenbrand, Noble, 2004, p. 43). Vhodným způsobem lze aktivitu flexorů kyčelních kloubů omezit na minimum. Ohnutí kolen a kyčlí má vliv jak na pasivní, tak aktivní činnost kyčelních flexorů a biomechaniku bederní páteře. V poloze vleže na zádech s nataženými dolními končetinami se m. iliopsoas nachází ve stavu protažení, a tak může uplatnit svoje největší aktivní napětí. Jakmile změním pozici nohou (flexe kyčelních a kolenních kloubů), m. iliopsoas se nachází ve stavu zkrácení, a tím se sníží jeho následná kontrakce (Norris, 1993, p. 21). Při 45° flexi v kyčelních kloubech je napětí m. iliopsoas sníženo na 70 – 80 % jeho maxima, zatímco s flexí kyčlí a kolenou do 90° je tato hodnota snížena na 40 – 50 % (Johnson, Reid, 1991, p. 97-104). Takže pasivní napětí vyvinuté m. iliopsoas je třeba kvůli elastickým retrakčním silám brát také v úvahu. Jakmile se m. iliopsoas stane dominantním v celé řadě pohybů trupu, mohou se vyskytovat posturální poruchy. Díky jeho zkrácení dochází k porušeným statickým poměrům v celém osovém systému. Právě velkou chybou se stává, že během posilování břišních svalů je spíše posilován m. iliopsoas. Aby k tomu nedocházelo, bylo založeno primární úsilí na omezení trupu v nejužitečnějším rozsahu, čímž se eliminuje aktivace flexorů kyčle (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 236).

Poloha paží má také vliv na aktivitu břišních svalů. Během flexe trupu s rukama v týl musí břišní svaly překonávat větší odpor než při předpažení. Polyelektromyografická vyšetření ukazují nižší EMG aktivitu břišních svalů s rukama v předpažení než s rukama v týl (Kábelíková, Vávrová, 1997, s. 160). Pozice s fixovanými pažemi usnadňuje aktivaci břišního svalstva (Monfort, 1988; Bankoff, Furlina, 1984 in Monfort-Pañego et al., 2009, p. 237). Svaly ramenního pletence funkčně souvisí s aktivací šikmého řetězce flexorových trupových svalů (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238). Tento fakt můžeme uvést ve spojitosti s vývojovou kineziologií. Čápová (2008, s. 68-69) uvádí, že dolní stabilizátor lopatky (m. serratus anterior) realizuje přímou vazbu na šikmý břišní diagonální řetězec: m. obliquus externus abdominis, m. transversus abdominis, m. rectus abdominis, m. obliquus internus abdominis. O těchto trupových řetězcích se zmiňuje i Vojta a Peters (2010, s. 14). Proto se podle dostupné literatury využívá přednostně cvičení s aktivací svalů ramen a lopatek (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 238).

Studie Vera-Garcia et al. (2008, pp. 684-690) hodnotila vliv rychlosti provedení při klasickém sed – lehu. Byly využity 4 různé kadence rychlosti (4 s; 2 s; 1,5 s; 1 s.). Jejich závěr zní, že zvýšení rychlosti během sed – lehu směřuje ke zvýšení břišní koaktivace v důsledku vyššího výkonu svalů pro zajištění páteřní stability. Navrhují, že na základě jejich zjištění, má rychlost významný efekt na zvýšení výkonu břišního svalstva (Vera-Garcia et al., 2008, 684). Kyröläinen et al. (2005 in Krobot, Kolářová, 2011, s. 34) uvádí, že zvýšená rychlost kontrakce vede k většímu náboru motorických jednotek v čase.

5.2 Diskuze k provedení cviku sed – leh se zvednutými nohami „zkracovačky“

Výsledky naší práce ukázaly, že v rámci této činnosti byla nejvyšší svalová aktivita (Mean amplitude) pro m. RA na levé straně a m. OEA na pravé straně. Nejvyšší svalový výkon (Total power) je u m. OEA na obou stranách. Z výsledků práce je dále patrné, že během této pozice v porovnání s klasickým sed – lehem nalézáme statisticky významné rozdíly pro všechny měřené povrchové svaly. Pro pravostranný m. SA (pro Mean amplitude $p = 0,013133$), levostranný m. RA (pro Mean amplitude $p = 0,000004$, pro Total power $p = 0,018403$), pravostranný m. RA (pro Mean amplitude $p = 0,001138$), pro levostranný m. OEA (pro Mean amplitude $p = 0,000011$, pro Total power $p = 0,024921$) a pro pravostranný m. OEA (pro Mean amplitude $p = 0,002623$). Nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly mezi muži a ženami.

Tyto výsledky se shodují se studií Drysdale, Earl a Hertel (2004, pp. 32-36), která zkoumala aktivitu břišních svalů během 3 pozic: klasický sed – leh, sed – leh se zvednutými a podepřenými nohami (90st. v kyčlích a kolenou) a sed – leh s nohami zvednutými, ale nepodepřenými. Jejich závěr zní, že poloha se zvednutými a nepodepřenými nohami je výrazně účinnější pro m. RA a m. OEA než v ostatních polohách. Studie Konrad, Schmitz a Denner (2001, p. 111) hlásí, že největší aktivační hodnoty mezi 80 až 100 % MVC jsou na konci flekční fáze sed – lehu se zvednutými nohami.

Výchozí poloha u tohoto cviku je podobná pozici 3. měsíce dle ontogenetického vývoje. Už v této poloze dochází k automatickému zapojení svalů břišní stěny do stabilizační funkce a změni se stereotyp dýchání jedince (Kolář, 2009, s. 240). Tato pozice je velmi vhodná pro aktivaci diagonálních svalových řetězců (Horáček et al., 2011, s. 13; Čápková, 2008, s. 34). Postavení pánve se nachází v neutrální pozici, což už významně přispívá k vyšší aktivaci šikmých břišních svalů než u klasického sed – lehu (Vera-Garcia, Moreside, McGill, 2011, p. 893). Břišní svaly společně s m. gluteus maximus a m. iliopsoas se významně podílí na ovládní sklonu pánve (Véle, 2006, s. 219). Jakmile se změni poloha pánve, změni se i neuromuskulární řízení břišních svalů (Vera-Garcia, Moreside, McGill, 2011, p. 893). Tentýž názor má i několik dalších studií (Norris, 1993, p. 24; Knudson, 1999 in Monfort-Pañego et al., 2009, p. 239). Správná technika cvičení zahrnuje udržování bederní páteře v „neutrální“ pozici, která vyžaduje jak dobrou kondici břišních svalů, tak kontrolu lumbopelvicke stability. To naznačuje, že tyto pohybové vzory je třeba brát v úvahu při plánování cvičebního plánu jedince.

Studie Workman et al. (2008, pp. 1563-1569) hledala optimalizaci aktivace břišního svalstva správnou pozicí pánve, zatímco aktivita flexorů kyčelního kloubu by byla minimalizována. Byly elektromyograficky testovány dva cviky na břišní a kyčelní svaly během polohy na zádech: DSLL = double straight leg lift (izometricky natažené a zvednuté nohy 5 cm nad podložkou) a Janda sit – up test dle Vladimíra Jandy (pozice horizontálního sedu s aktivací mm. hamstrings). Tím, že jedinec aktivně kontrahuje mm. hastrings, bude teoreticky v rámci reciproční inervace deaktivovat kyčelní flexory (Juker et al., 1998, p. 301). Výsledkem bylo, že Janda sit – up pozice demonstrovala nejvyšší aktivaci m. RA a nejnižší aktivaci m. rectus femoris. Žádné významné rozdíly v aktivitě EMG nebyly nalezeny pro vnější šikmé břišní svaly. Pozice pánve má významný vliv (efekt) na aktivaci vybraných trupových a kyčelních svalů během cvičení (Workman et al., 2008, p. 1563). Vliv polohy pánve by měl mít zvláštní pozornost u osob se zvýšenou bederní lordózou nebo u velmi slabých břišních svalů (Workman et al., 2008, p. 1569).

Studie Drysdale, Earl a Hertel (2004, p. 35) dále uvádí, že pozice leh na zádech s podepřenými nohama může být výhodnější pozicí pro omezení „globální“ svalové činnosti než u polohy s nepodepřenými nohama v časných stádiích léčby bolesti zad (Drysdale, Earl, Hertel, 2004, p. 35). Studie také ukazuje, stejně jako předchozí práce

jiných (Vezina, Hubley-Kozey, 2002, p. 1100), že „posterior pelvic tilt“ (zadní náklon pánve) během tohoto cviku způsobí podstatně větší nábor globálních svalů, jako je m. rectus abdominus a vnější šikmé břišní svaly. Nábor těchto globálních svalů může být kontraindikován u lidí se symptomatickou bolestí zad, protože koncentrické kontrakce břišních svalů způsobují flexi páteře (Porterfield 1991 in Drysdale, Earl, Hertel, 2004, p. 35).

Dále bylo zjištěno (Noble in Hildenbrand, Noble, 2004, p. 42), že aktivita m. OEA byla více ovlivněna různými variantami sedu – lehu než m. RA. Tento sval je během flexe trupu zapojen především ve stabilizační roli a napomáhá přímému břišnímu svalu jen při zvýšené aktivitě (Hildenbrand, Noble, 2004, p. 38, 42). Zmíněné kolísání činnosti m. OEA může být proto, že během různých cvičení se mění i nároky na stabilitu trupu a mění se točivý (rotační) moment, který vyžaduje vyšší nebo nižší aktivitu m. OEA (Hildenbrand, Noble, 2004, p. 42). Významná aktivita m. OEA u tohoto cviku může také souviset s jeho fylogenezí. U jedinců pohybujících se prostřednictvím kvadrupedální lokomoce je vyvinutější šikmé břišní svalstvo. A až teprve přechod k bipedální lokomoci vede ke zvýrazněné aktivitě m. RA.

5.3 Diskuze k provedení cviku „sportovní svíčka“

Obecně lze říci, že pohyb dolních segmentů těla vyvolá větší aktivitu m. RA a m. OEA než pohyb horní částí těla (Willet et al., 2001, p. 480). Jednou z rozšířených myšlenek týkajících se využívání břišních cvičení je, že flexe trupu aktivuje především supraumbilickou oblast břišní stěny, zatímco zvedání dolních končetin a „posterior pelvic tilt“ (zadní náklon pánve) aktivuje především infraumbilickou oblast.

Existují rozdílné názory v aktivitě břišní muskulatury během provedení „sportovní svíčky“ (reverse crunch). Studie Escamilla et al. (2006, p. 668) srovnávala aktivitu během klasického sed – lehu a „sportovní svíčky“. EMG aktivita m. RA byla významně vyšší u klasického sed – lehu. Nicméně, EMG aktivita m. OEA a m. OIA se významně nelišila v rámci těchto 2 cvičení (Escamilla et al., 2006, p. 668). Tentýž názor má i studie Clark, Holt a Sinyard (2003, p. 475), která prokázala signifikantně vyšší EMG amplitudu m. RA u klasického sed – lehu než u „sportovní svíčky“. Tyto

data jsou odlišné od studie Willet et al. (2001, p. 480), která prokázala vyšší EMG aktivitu m. RA a m. OEA u „sportovní svíčky“ než u klasického sed – lehu. Tyto odlišnosti mohou být způsobeny metodickými rozdíly mezi studii.

Výsledky naší práce ukázaly, že v rámci této činnosti byla nejvyšší svalová aktivita (Mean amplitude) pro m. OEA oboustranně. Nejvyšší svalový výkon (Total power) je také u m. OEA na obou stranách. Z výsledků práce je dále patrné, že během této pozice v porovnání s klasickým sed – lehem nalézáme statisticky významné rozdíly. Pro pravostranný m. SA (pro Mean amplitude $p = 0,039865$), pro levostranný m. OEA (pro Mean amplitude $p = 0,0000000$, pro Total power $p = 0,000531$) a pro pravostranný m. OEA (pro Mean amplitude $p = 0,000003$, pro Total power $p = 0,012387$).

Tento cvik můžeme přirovnat k polovině druhého trimenonu ontogenetického vývoje. Kdy postup dítěte je stále jistější a stále více se dolní končetiny zvedají nad podložku (Čápková, 2008, s. 36). Během této činnosti se sklopí pánev dozadu a kost křížová se odlepí od podložky. Čápková (2008, s. 36) tvrdí, že během této pozice dochází k aktivaci hlubokých flexorů krku a všech břišních svalů společně se stabilizátory lopatek a hlubokými intersegmentálními svaly páteře.

5.4 Diskuze k provedení cviku sed – leh na gymnastickém míči

Oblíbeným typem zařízení na posílení břišního svalstva je gymnastický míč známý jako „fitball“ nebo „gymball“, který je běžně používán nejen atletickými trenéry, ale také v osobním fitness programu široké veřejnosti (Duncan, 2009, p. 364; Vera-Garcia, Grenier, McGill, 2000, p. 564; Hildenbrand, Noble, 2004, p. 37; Drake et al., 2006, p. 354).

Výsledky naší studie ukázaly, že v rámci tohoto typu sed – lehu byla nejvyšší svalová aktivita (Mean amplitude) u m. rectus abdominis. Nejvyšší svalový výkon (Total power) byl také u m. rectus abdominis. Dále mají vybrané povrchové svaly ve srovnání s jinými typy cviků nejnižší EMG aktivitu, a to jak pro Mean amplitude (viz graf 1, s. 48; graf 2, s. 49), tak pro Total power (viz graf 3, s. 50; graf 4, s. 50). Jakmile

tento cvik porovnáme s klasickým sed – lehem, statistická významnost je pouze pro sval m. SA sin. (pro Mean amplitude $p = 0,000256$, pro Total power $p = 0,017807$) a m. SA dx. (pro Mean amplitude $p = 0,001149$, pro Total power $p = 0,070391$). Oba tyto svaly vykazovaly nižší aktivitu ve srovnání s klasickým sed – lehem. Statisticky významné rozdíly mezi muži a ženami nebyly nalezeny.

Studie (Vera-Garcia, Grenier, McGill, 2000, p. 564) uvádí, že jsou – li břišní cvičení prováděna na labilních podložkách, trup je předmětem nekonečné nerovnováhy, což zvyšuje břišní koaktivaci a stimuluje propriocepci lumbopelvicke oblasti. Dále uvádí, že tento cvik je náročnější na posturální motoriku, a proto jsou aktivní především m. TrA a m. OIA (Vera-Garcia, Grenier, McGill, 2000, p. 564). Z těchto důvodů jsou tato cvičení stále více populární (Duncan, 2009, p. 364). I když cvičení na míči je stále více používáno, je k dispozici malý vědecký úkaz, pokud jde o jeho účinnost (Hildenbrand, Noble, 2004, p. 37; Drake et al., 2006, p. 354).

Naše výsledky jsou v rozporu se studií Vera-Garcia, Grenier a McGill (2000, pp. 564-569), která se také zabývala hodnocením svalové aktivity břišních svalů na gymnastickém míči v porovnání s klasickým sed – lehem. Chtěli zjistit stupeň modulačního vlivu mechaniky povrchových svalů břišní stěny na stabilních a labilních plochách. Uvádějí, že amplituda svalové činnosti spolu s koaktivací povrchových svalů (m. RA, m. OEA, m. OIA) byla zajímavá. Při provádění cviku na gymnastickém míči vzrůstala aktivita břišních svalů přibližně dvojnásobně pro m. RA a m. OIA, pro m. OEA dokonce čtyřnásobně. Dále uvádějí, že provedení cviku na míči změnilo i úroveň svalové činnosti a způsob, jakým svaly pracují v koaktivaci v rámci stabilizace páteře a celého těla. Jejich EMG záznamy ukazují, že při provedení cviku na míči jsou v mnohem větší ko – kontrakci m. RA a m. OEA ve srovnání s jinými cviky. Cvičení na míči vyžaduje mnohem vyšší nároky na posturální aktivitu a výsledkem je zvýšení svalové aktivity (Vera-Garcia, Grenier, McGill, 2000, p. 564; Duncan, 2009, p. 364; Marshall and Murphy, 2006, p. 376; Sternlicht et al., 2007, p. 506). Musíme si ale uvědomit, že páteř zaplatí další pokutu za zatížení při této zvýšené aktivitě. Využití labilních ploch tedy není vhodné v rané fázi rehabilitačního programu pro jedince s LBP (low back pain) (Vera-Garcia, Grenier, McGill, 2000, p. 568; McGill, 2002 in Monfort-Pañego et al., 2009, p. 241). To je v rozporu se studií (Drake et al., 2006, p. 354), která uvádí, že při cvičení na míči se sníží spinální zatížení

(komprese a předozadní smykové tření). A právě doporučují tato cvičení zavést v rehabilitačním programu u lidí s nespecifickými bolestmi zad.

Jiná studie (Drake et al., 2006, pp. 354 - 362), která také srovnávala cvičení na stabilní a labilní ploše uvádí, že peak svalové aktivity se nezměnil nebo dokonce klesl u cviku na labilní ploše. Tato studie se sice neshoduje s metodologií naší práce, nicméně jejich závěr zní, že svalová aktivita povrchových svalů se nezmění nebo dokonce klesne u cviku na míči (Drake et al., 2006, p. 354).

Studie Sternlicht et al. (2007, pp. 506-509) zkoumala vliv změny polohy míče během tohoto cvičení. Při prvním pokusu měli probandi umístěný míč v horní části trupu (úroveň lopatek) a při druhém pokusu v dolní části trupu (bederní oblast). Vyšší svalová aktivita byla nalezena u pozice míče v oblasti dolní části trupu. Závěr této studie zní, že gymnastický míč je nejen vysoce účinný pro aktivaci břišního svalstva, ale jeho polohou lze měnit míru svalové aktivity (Sternlicht et al., 2007, p. 506).

Výsledky těchto studií jsou rozporuplné, ale závěr je jasný. Použitím gymnastického míče neposilujeme izolovaně břišní svalstvo, nýbrž aktivujeme celkovou ventrodorzální muskulaturu (Hildenbrand, Noble, 2004, p. 41).

5.5 Diskuze ke stabilizačnímu cvičení břišního svalstva (core – trénink)

V mnoha posilovnách se setkáváme s běžným posilováním svalů, které vychází především z anatomické funkce (odvozeno ze začátku a úponu svalu). Při rozvoji síly musíme také pohlížet na zapojení a začlenění svalů do biomechanických řetězců. Musíme zasáhnout do řídicích procesů jedince (Kolář, 2009, s. 233).

Jak už bylo řečeno, tradiční sed – leh je v podstatě pohyb, který se zaměřuje na první iniciátory trupové flexe, a to jsou m. RA a vnější šikmé břišní svaly. Nicméně, mezi hlavní funkční roli břišního svalstva patří také dynamická stabilizace bederní páteře (Norris, 1993, p. 25; Kolář, 2006, s. 164). Je známo, že ligamenta páteře jsou ze své podstaty nestabilní, což naznačuje, že je zapotřebí dobrá a koordinovaná svalová aktivita k udržení stability páteře (Stokes, Gardner-Morse, Henry, 2011, p. 797). Colston, Taylor a Minnick (2005, p. 10) uvádí, že neexistuje jeden jediný sval, který je

primárně zodpovědný za udržování páteřní stability. Svaly trupu hrají několik rolí najednou, a jejich role závisí na okamžitých nárocích na páteř. Stabilizační cvičení je obecný termín, který lze aplikovat na jakékoliv cvičení, které vyzývá páteř, aby zajistila dostatečnou stabilitu. Základy konceptu byly uznány v celé historii v mnoha kulturách a mohou být vystopovány k počátkům různých forem jógy a bojových umění (Colston, Taylor, Minnick, 2005, p. 7).

Core – trénink je používán s ohledem na stabilizaci lumbopelvicco – kyčelního komplexu, který zahrnuje hlubší svaly (m. obliquus internus abdominis, m. transversus abdominis, mm. transversopinalii, m. quadratus lumborum, m. psoas major et minor) a povrchové svaly (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, mm. erector spinae, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus et medius, mm. hamstrings, m. rectus femoris) (Escamilla et al., 2010, p. 265). Významnou rolí globálních svalů při stabilizaci bederní páteře je, že mají efektivní schopnost ovlivňovat tuhost celé páteře na rozdíl od místních svalů, které mohou ovlivnit pouze několik kloubů (Panjabi in Colston, Taylor, Minnick, 2005, p. 8). Je zapotřebí optimální a koordinované funkce obou systémů (Colston, Taylor, Minnick, 2005, p. 8; Frank, Kobešová, Kolář, 2013, p. 62). Primárním účelem tréninkové programu není cíleně posílit svalstvo, ale získat stabilitu, zlepšit rovnováhu, koordinaci a proprioceptivní schopnosti jedince, které vedou ke zvýšení kvality pohybu (Colston, Taylor, Minnick, 2005, p. 10). Vývoj core – svalů je důležitý v mnoha funkčních a sportovních aktivitách (Frank, Kobešová, Kolář, 2013, p. 62). Pro optimální core – stabilitu se musí jak hlubší svaly, tak povrchové svaly kontrahovat v určité sekvenci, s vhodným timingem a napětím. Tím získáme dostatečně funkční a pevný trup, který poskytne oporu pro horní a dolní končetiny. Proces zpevňování tedy začíná od tělesného středu směrem ven k periferním partiím. Lidské tělo funguje jako celek v jakémkoliv složitém pohybu, se kterým se setkáváme ve sportovním tréninku nebo atletickém výkonu. Tyto složité pohyby vyžadují místní i globální synergistickou koordinaci různých svalových skupin nezbytných pro multi – kloubní koordinaci pohybu (Frank, Kobešová, Kolář, 2013, p. 68). Proto se core – stabilizace stává klíčovým principem jakéhokoliv tréninku a kondičního programu.

Cílem terapie je oslovit optimální svalovou souhru, kdy využíváme jak globální, tak regionálně vázané motorické vzorce. Vychází se z cvičebních poloh a pohybů lidské ontogeneze a také fylogeneze (Čech, Tlapák, 2010, s. 182).

Pochopení vývojové kineziologie poskytuje rámec závislostí a provázání kostry, kloubů, svalstva při pohybu a důležitost tréninku jak dynamické, tak stabilizační funkce svalů v jejich řetězcích (Frank, Kobešová, Kolář, 2013, p. 62). Snahou je udržet fyziologický motorický vzor i se zvyšující se silovou náročností (Čech, Tlapák, 2010, s. 182). Podpora této stabilizační role by měla být hlavním aspektem při navrhování programů břišních cvičení (Monfort-Pañego et al., 2009, p. 241).

Břišní koaktivace zvyšuje páteřní tuhost a podporuje stabilitu v páteřních segmentech (Vera-Garcia et al., 2007, p. 557). Nestabilita lumbopelvicke oblasti může vést k bolesti a invaliditě (Cleland, Schulte, Durall, 2002, p. 105). Proto, zvýšení stability trupu je považováno za jedno z nejdůležitějších funkcí břišních svalů (Norris, 1993, p. 25). Studie (Stokes, Gardner-Morse, Henry, 2011, p. 797) prováděla výzkum na biomechanickém modelu, kterým chtěla objasnit, zda při potřebě zvýšení stability trupu je zapotřebí selektivní aktivace břišních svalů. Zjištění naznačuje, že nitrobřišní tlak zvyšuje stabilitu, ale nucená aktivita jednotlivých částí břišní stěny (m. TrA, m. RA a šikmé břišní svaly), tak aby byly přednostně aktivní, nebude systematicky zvyšovat stabilitu (Stokes, Gardner-Morse, Henry, 2011, p. 801). To vyvolává pochybnosti o údajném mechanismu účinku specifických režimů břišních cviků, které byly navrženy při rehabilitaci bolesti zad. Tato studie poskytuje vysvětlení mechanismu stabilizační role, které je dosaženo díky aktivaci břišní stěny spojené s nitrobřišním tlakem. Dále ukazuje, že analyticky vnucená aktivace vybraných břišních svalů nemusí nutně poskytnout dodatečnou bederní stabilitu (Stokes, Gardner-Morse, Henry, 2011, p. 802).

Přes velké množství studií, které již byly provedeny, panují rozpory, které stabilizační cvičení je nejlepší. Některé studie (Jull, Richardson, 2000, p. 116; Marshall, Murphy, 2005, p. 242) obhajují, že cvičení, která koaktivují m. TrA, m. obliquus internus abdominis a multifidy, zatímco minimalizují aktivitu m. RA jsou rozhodující pro programy stabilizace páteře. Na druhou stranu, výsledky biomechanických studií, kde byla vyčíslena páteřní stabilizace, naznačují, že všechny svaly trupu hrají důležitou úlohu při dosahování stability páteře a musí pracovat harmonicky k dosažení tohoto cíle (Kavcic, Grenier, McGill, 2004, p. 1254; Vera-Garcia et al., 2007, p. 565; McGill et al., 2003, p. 358). V rámci tohoto přístupu, jeden nebo dva svaly nejsou konkrétní cíle při tréninku svalů, naopak, stabilizační cvičení by

měla produkovat více globální koaktivace břišních svalů (Vera-Garcia et al., 2006, p. 450; Vera-Garcia et al., 2007, p. 563; Grenier, McGill, 2007, p. 54).

Někteří autoři se domnívají, že hluboké lokální svaly by měly být kontrahovány nezávisle na globálních svalech. Studie (Arokoski et al., 2004, p. 828) má na to jiný názor a potvrdila, že m. obliquus externus abdominis je zjevně aktivován během mnoha cvičení současně s paraspinálními svaly na L5 úrovni. Došli k závěru, že je obtížné, aby kontrakce bederních paraspinálních svalů (tj. lokálních stabilizačních svalů) byla nezávislá na m. obliquus externus abdominis (tj. globální stabilizační svaly) v rámci stabilizačního cvičení.

5.6 Přínos do praxe

V klinické praxi a ve fitness centrech je často kladená otázka, jak posílit břišní svalstvo a současně obnovit jeho účelovou motoriku. Břišní svalstvo reaguje jako celek, ale je ve své funkci vysoce diferencováno. Pro zajištění stability páteře při různých statických i dynamických pohybových činnostech je důležitá koordinovaná kontrakce břišních svalů, bránice a pánevního dna. Posilováním břišního svalstva ve smyslu začátek a úpon nedosáhneme požadovaného výkonu. Aktivita a výkon břišního svalstva se mění v závislosti na posturální úkolu. Důležité je funkční zapojení ventrální muskulatury v třídimenzionálním pohybu a v rámci svalových řetězců. Tím zvyšujeme všestrannost použití svalů a následkem je i zvýšená obratnost jedince. Neposilujeme jednotlivé svaly, ale pohyby, na kterých se účastní vždy několik svalů současně. Důležitá je také podpora rozvoje optimálního množství pohybové variability ve spojení s bohatým repertoárem pohybových strategií. Proto při rekvalifikaci břišního svalstva je snahou využít variabilitu cviků.

Tyto teoretické a praktické poznatky jsou důležité pro výběr cvičebních pozic, technik a strategií pro hodnocení a rekvalifikaci břišní svalové funkce. Výsledky mohou také pomoci při výběru cvičení v rámci individuálního zaměření. V závislosti na individualitě motorického projevu může být ke stejnému úkonu použito různé kombinace svalů. Z našich výsledků je patrné, že změnou polohy pánve a celkové výchozí polohy změníme i aktivitu břišního svalstva. Jakmile dolní končetiny ztratily

svou oporu o podložku a jedinec byl nucen je aktivně držet v prostoru, svalová aktivita a svalový výkon břišního svalstva se zvýšil. Čech a Tlapák (2010, s. 182) uvádí, že klíčovou součástí každého cviku je snaha optimálně udržet nejen fázické, ale i příslušné stabilizační svalové souhry, včetně dechového vzoru.

5.7 Limity práce

Problémem hodnocení pohybu je inter- a intra- individuální variabilita lidského pohybu. Během probíhající izometrické i dynamické svalové kontrakce se mění v čase počet a typ aktivních motorických jednotek (Krobot, Kolářová, 2011, s. 48).

Reliabilita měření pomocí povrchového EMG je dána několika faktory: umístěním elektrod, vzdáleností a velikostí elektrod, kontaktem mezi elektrodami a kůží, rychlostí a velikostí pohybu, který je vykonáván v průběhu měření. Při snímání SEMG aktivity během dynamických aktivit se potýkáme se změnou polohy elektrody vůči snímané části svalů a roste riziko pohybových artefaktů. Další komplikací představuje i vyšší pocení. Během měření jsme museli některé elektrody znovu přelepovat.

Testování probíhalo v laboratorních podmínkách. Při testování měli probandi připevněný kolem pasu elektromyograf a množství drátků, které vedly k jednotlivým elektrodám nalepených na těle. To vše mohlo vést k ovlivnění měřených činností. Často jsme se také setkali se šumem vzniklým přítomností elektrických přístrojů. Dalším vlivem mohla být zkušenost jedince na prováděné typy sed – lehů. Někteří jedinci se se cviky setkali poprvé, což mohlo mít za následek nekoordinované provedení cviku.

Musíme být také opatrní při hodnocení velikosti svalové aktivity k síle. Tento vztah není lineární a neplatí vždy, že čím je větší EMG aktivita, tím více síly je produkováno (Krobot, Kolářová, 2011, s. 33).

ZÁVĚR

Složitost pohybového systému je charakteristická svalovou nadbytečností (redundancí). Jak a jakým způsobem řeší centrální nervový systém (CNS) existenci nadbytečnosti a z ní plynoucí širokou variabilitu pohybu je jedním ze základních problémů motorického řízení. Břišní svalstvo pracuje vždy jako celek, ale ne ve stejném poměru. Svalová aktivita a výkon se mění v závislosti na posturální úkolu.

Hlavním cílem práce bylo posoudit, srovnat a objektivizovat svalovou aktivitu břišních svalů. Synergií těchto svalů jsme zkoumali za dynamických podmínek, kde jsme posuzovali různé variace sed – lehu. Sledovali jsme, zda jednotlivé svaly mají odlišnou svalovou aktivitu (Mean amplitude) a svalový výkon (Total power) v důsledku změny výchozí polohy a činnosti. Dále jsme sledovali, zda tyto změny jsou rozdílné mezi muži a ženami.

Výsledky ukazují změnu svalové aktivity (Mean amplitude) a svalového výkonu (Total power) při změně polohy a pohybu. Nejvyšší svalovou aktivitu a výkon vybraných svalů vykazoval sed – leh se zvednutými nohama a „sportovní svíčka“. Nejnižší svalovou aktivitu a výkon vybraných svalů vykazoval sed – leh na gymnastickém míči. Nejvíce statisticky významných změn vykazoval sed – leh se zvednutými nohama v porovnání s klasickým sed – lehem. Tyto změny se týkaly všech měřených povrchových svalů (m. serratus anterior, m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis), které vykazovaly zvýšení svalové aktivity a svalového výkonu. Srovnání bylo také provedeno mezi muži a ženami, ale nebyl zde nalezen žádný statisticky významný rozdíl. Přesto můžeme říct, že na základě EMG analýzy lze mezi nimi pozorovat charakteristické trendy.

Vzhledem k vysoké variabilitě provedení cviků je třeba považovat výsledky provedeného výzkumu za orientační. Každý jedinec je jiný a během izometrické a dynamické svalové kontrakce se mění v čase počet a typ aktivních motorických jednotek. Absolutní standardizace není možná a v případě klinického hodnocení pohybu není ani žádoucí.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALLISON, G. T., MORRIS, S. L., LAY, B. 2008. Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2008, vol. 38, no. 5, pp. 228-237 [cit. 2013-05-13]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: http://www.jospt.org/issues/id.1372/article_detail.asp.

ANDERSSON, E. A., NILSSON, J., MA, Z., THORSTENSSON, A. 1997. Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. *European Journal of Applied Physiology*. 1997, vol. 75, no. 2, pp. 115-123. ISSN 1439-6319.

ANDERSSON, E. A., MA, Z., THORSTENSSON, A. 1998. Relative EMG levels in training exercises for abdominal and hip flexor muscles. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1998, vol. 30, no. 3, pp. 175-183. ISSN 0036-5505.

AROKOSKI, J. P., VALTA, T., KANKAANPÄÄ, M., AIRAKSINEN, O. 2004. Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 85, no. 5, pp. 823-832 [cit. 2013-04-05]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999303009420>.

AXLER, C. T., MCGILL, S. M. 1997. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1997, vol. 29, no. 6, pp. 804-811. ISSN 0195-9131.

BASTLOVÁ, P., KROBOT, A., ZÍTKOVÁ, L., MÍKOVÁ, M. 2011. Svalové synergie horní končetiny: polyEMG studie pro klinickou praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, roč. 18, č. 1, s. 3-8. ISSN 1211-2658.

BEIM, G. M., GIRALDO, J. L., PINCIVERO, D. M., BORROR, M. J., HU, F. H. 1997. Abdominal strengthening exercises: a comparative EMG study. *Journal of sport rehabilitation*. 1997, no. 6, pp. 11-20. ISSN 1543-3072.

BROWN, S. H., MCGILL, S. M. 2009. Transmission of muscularly generated force and stiffness between layers of the rat abdominal wall. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009, vol. 34, no. 2, pp. 70-75. ISSN 0362-2436.

BROWN, S. H. 2012. Mechanically relevant consequences of the composite laminate-like design of the abdominal wall muscles and connective tissues. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2012, vol. 34, no. 4, pp. 521-523 [cit. 2013-04-22]. ISSN 1350-4533.

CARPENTER, M. G., TOKUNO, C. D., THORSTENSSON, A., CRESSWELL, A. 2008. Differential control of abdominal muscles during multi-directional support-surface translations in man. *Exp Brain Res* [online]. 2008, vol. 188, no. 3, pp. 445-455 [cit. 2013-04-11]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-008-1377-x>.

CLARK, K. M., HOLT, L. E., SINYARD, J. 2003. Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2003, vol. 17, no. 3, pp. 475-483. ISSN 1533-4287.

CLELAND, J., SCHULTE, C., DURALL, C. 2002. The role of therapeutic exercise in treating instability-related lumbar spine pain: A systematic review. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2002, vol. 16, no. 2, pp. 105-115. ISSN 1053-8127.

COLSTON, M., TAYLOR, T., MINNICK, A. 2005. Abdominal Muscle Training and Core Stabilization: The Past, Present, and Future. *Human Kinetics*. 2005, vol. 10, no. 4, pp. 6-12 ISSN 1078-7895.

ČÁPOVÁ, J. 2008. *Terapeutický koncept: Bazální programy a podprogramy*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008, 119 s. ISBN 9788073291808.

ČECH, Z., TLAPÁK, P. 2010. Koncepce centračně - stabilizačních posilovacích cvičení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, roč. 17, č. 4, s. 181-187. ISSN 1211-2658.

DAVIDS, K., GLAZIER, P., ARAÚJO, D., BARTLETT, R. 2003. Movement Systems as Dynamical Systems: The Functional Role of Variability and its Implications for Sports Medicine. *Sports Medicine*. 2003, vol. 33, no. 4, pp. 245-260. ISSN 1179-2035.

DRAKE, J. D., FISCHER, S. L., BROWN, S. H., CALLAGHAN, J. P. 2006. Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises?: A biomechanical evaluation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2006, vol. 29, no. 5, pp. 354-362 [cit. 2013-04-17]. ISSN 0161-4754. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016147540600090X>.

DRYSDALE, Ch. L., EARL, J. E., HERTEL, J. 2004. Surface Electromyographic Activity of the Abdominal Muscles During Pelvic-Tilt and Abdominal-Hollowing Exercises. *Journal of Athletic Training* [online]. 2004, vol. 39, no. 1, pp. 32-36 [cit. 2013-04-16]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385259/>.

DUNCAN, M. 2009. Muscle activity of the upper and lower rectus abdominis during exercises performed on and off a Swiss ball. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2009, roč. 13, č. 4, s. 364-367 [cit. 2013-05-06]. ISSN 13608592. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859209000096>.

DVOŘÁK, R., HOLIBKA, V. 2006. Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 2, s. 55-61. ISSN 1211-2658.

DVOŘÁK, R. 2005. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 1, s. 18-22. ISSN 1211-2658.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENOKA, R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign : Ill. Human Kinetics, 2008, 549 pp. ISBN 978-0-7360-6679-2.

ESCAMILLA, R. F., LEWIS, C., BELL, D., BRAMBLET, G., DAFFRON, J., LAMBERT, S., PECSON, A., IMAMURA, R., PAULO, L., ANDREWS, J. R. 2010. Core Muscle Activation During Swiss Ball and Traditional Abdominal Exercises. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 40, no. 5, pp. 265-276 [cit. 2013-04-16]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: http://www.jospt.org/issues/id.2442/article_detail.asp.

ESCAMILLA, R. F., BABB, E., DEWITT, R., JEW, P., KELLEHER, P., BURNHAM, T., BUSCH, J., D'ANNA, K., MOWBRAY, R., IMAMURA, R. T. 2006. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Physical Therapy* [online]. 2006, vol. 86, no. 5, pp. 656-671 [cit. 2013-04-17]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/86/5/656.long>.

FALADOVÁ, K., NOVÁKOVÁ, T. 2009. Posturální strategie v průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, roč. 16, č. 3, s. 116-119. ISSN 1211-2658.

FARINA, D., FOSCI, M., MERLETTI, R. 2002. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2002, vol. 92, no. 1, pp. 235-247 [cit. 2013-04-21]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/92/1/235.long>.

FRANK, C., KOBEŠOVÁ, A., KOLÁŘ, P. 2013. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy* [online]. 2013, vol. 8, no. 1, pp. 62-73 [cit. 2013-05-09]. ISSN 2159-2896. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/>.

GANTER, N., WITTE, K., NUSSER, E., HELLER, M., SCHWAB, K., WITTE, H. 2007. Spectral parameters of surface electromyography and performance in swim bench exercises during the training of elite and junior swimmers. *European Journal of Sport Science*. 2007, vol. 7, no. 3, pp. 143-155. ISSN 1536-7290.

GRENIER, S. G., MCGILL, S. M. 2007. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2007, vol. 88, no. 1, pp. 54-62 [cit. 2013-04-17]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999306014225>.

HILDENBRAND, K., NOBLE, L. 2004. Abdominal Muscle Activity While Performing Trunk-Flexion Exercises Using the Ab Roller, ABslide, FitBall, and Conventionally Performed Trunk Curls. *Journal of Athletic Training* [online]. 2004, vol. 39, no. 1, pp. 37-43 [cit. 2013-03-18]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385260/>.

HODGES, P. W., RICHARDSON, C. A. 1999. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. *Neuroscience Letters* [online]. 1999, vol. 265, no. 2, pp. 91-94 [cit. 2013-03-25]. ISSN 0304-3940. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394099002165>.

HODGES, P., CRESSWELL, W., DAGGFELDT, K., THORSTENSSON, A. 2000. Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. *Gait and Posture* [online]. 2000, vol. 11, no. 2, pp. 92-101 [cit. 2013-04-11]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000557>.

HORÁČEK, O., SCHREIER, B., LISÝ, J., KOBEŠOVÁ, A., KOLÁŘ, P. 2011. Využití neurofyziologických postupů u neurogenních paréz břišní stěny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, roč. 18, č. 1, s. 9-13. ISSN 1211-2658.

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999301859232>.

HUBLEY-KOZEY, C. L., VEZINA, M. J. 2002. Muscle activation during exercises to improve trunk stability in men with low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2002, vol. 83, no. 8, s. 1100-1108. ISSN 0003-9993.

HUG, F. 2011. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, vol. 21, no. 1, pp. 1-12 [cit. 2013-04-21]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411%2810%2900135-5/abstract>.

JACOBS, J. V., HENRY, S. M., NAGLE, K. J. 2009. People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behavioral Neuroscience* [online]. 2009, vol. 123, no. 2, pp. 455-458 [cit. 2013-03-25]. ISSN 1939-0084. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2930176/>.

JANDA, V. 1999. Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, č. 1, s. 6-8. ISSN 1805-4552.

JANDA, V., HERBENOVÁ, A., JANDOVÁ, J., PAVLŮ, D. 2004. *Svalové funkční testy*. Havlíčkův Brod: Grada publishing, 2004, 328 s. ISBN 8024707225.

JANURA, M. 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 8024406446.

JOHNSON, C., REID, J. G. 1991. Lumbar compressive and shear forces during various trunk curl-up exercises. *Clinical Biomechanics*. 1991, vol. 6, no. 2, pp. 97-104. ISSN 0268-0033.

JUKER, D., MCGILL, S., KROPF, P., STEFFEN, T. 1998. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide

variety of tasks. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1998, vol. 30, no. 2, pp. 301-310. ISSN 0195-9131.

JULL, G. A., RICHARDSON, C. A. 2000. Motor control problems in patients with spinal pain: a new direction for therapeutic exercise. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2000, vol. 23, no. 2, pp. 115-117 [cit. 2013-04-17]. ISSN 0161-4754. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0161475400900794>.

KÁBELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ, M. 1997. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy: příprava ke správnému držení těla*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. ISBN 8071693847.

KAPANDJI, A. I. 2008. *The physiology of the joints: The spinal column, pelvic girdle and head*. Volume 3. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2008, 335 pp. ISBN 9780702029592.

KAVCIC, N., GRENIER, S., MCGILL, S. M. 2004. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine (Philadelphia Pa 1976)*. 2004, vol. 29, no. 11, pp. 1254-1265. ISSN 1532-821X.

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

KOLÁŘ, P. 2001. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-164. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, P. 2006. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170. ISSN 1211-2658.

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

KONRAD, P. 2005. *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. USA: Noraxon INC, 2005, 60 pp. ISBN 0-9771622-1-4.

KONRAD, P., SCHMITZ, K., DENNER, A. 2001. Neuromuscular Evaluation of Trunk-Training Exercises. *Journal of Athletic Training* [online]. 2001, vol. 36, no. 2, pp. 109-118 [cit. 2013-04-16]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155519/>.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.

LATASH, M., ANSON, G. 2006. Synergie in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Physical therapy* [online]. 2006, vol. 86, no. 8. pp. 1151-1160. [cit. 2012-01-30]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://www.phyther.org/content/86/8/1151.full.pdf+html>

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

LATASH, M. L., SCHOLZ, J. P., SCHÖNER, G. 2007. Toward a New Theory of Motor Synergies. *Motor Control*. [online]. 2007, vol. 11, no. 3, pp. 276-308. [cit. 2012-12-29]. ISSN 10871640. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/results?sid=499faf3a-a9dd-42b8-a047-b2da1e18555e%40sessionmgr115&vid=3&hid=111&bquery=Toward+a+New+Theory+%22of%22+Motor+Synergies&bdata=JmRiPWE5aCZkYj1idGgmZGI9ZWloJmRiPWYzaCZkYj04Z2gmZGI9bHhoJmRiPW16aCZkYj1wc3loJmRiPXNpaCZkYj1zM2gmbGFuZz1jcyZ0eXBIPTAmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl>.

LATASH, M. L., GORNIAK, S., ZATSIORSKY, V. M. 2008. Hierarchies of synergies in human movements. *Kinesiology* [online]. 2008, vol. 40, no. 1, pp. 29-38. [cit. 2013-01-03]. ISSN 13311441. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2846665/>.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed.:Champaign: Human Kinetics, 2008, 427 pp. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LATASH, M. L., KRISHNAMOORTHY, V., SCHOLZ, ZATSIORSKY. 2005. Postural Synergies and their Development. *Neural plasticity* [online]. 2005, vol. 12, no. 2-3, pp. 119–130. [cit. 2012-12-29]. ISSN 1687-5443. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2565460/>.

LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletární medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003, 411 s. ISBN 8086645045.

MARSHALL, P., MURPHY, B. 2006. Changes in muscle activity and perceived exertion during exercises performed on a swiss ball. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2006, roč. 31, č. 4, s. 376-383. ISSN 1715-5320.

MARSHALL, P. W., MURPHY, B. A. 2005. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005, vol. 86, no. 2, pp. 242-249 [cit. 2013-04-17]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999304006641>.

MCGILL, S. M., GRENIER, S., KAVCIC, N., CHOLEWICKI, J. 2003. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2003, vol. 13, no. 4, pp. 353-359 [cit. 2013-04-16]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411%2803%2900043-9/abstract>.

MCGILL, S. M. 2007. *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. 2nd ed.. Champaign: Human Kinetics, 2007, 312 pp. ISBN 9780736066921.

MONFORT-PAÑEGO, M., VERA-GARCÍA, F. J., SÁNCHEZ-ZURIAGA, D., SARTI-MARTÍNEZ, M. A. 2009. Electromyographic Studies in Abdominal Exercises: A Literature Synthesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2009, vol. 32, no. 3, pp. 232-244 [cit. 2013-03-25]. ISSN 0161-

4754. Dostupné z: <http://www.jmptonline.org/article/S0161-4754%2809%2900053-0/abstract>.

MORESIDE, J. M., VERA-GARCIA, F. J., MCGILL, S. M. 2008. Neuromuscular independence of abdominal wall muscles as demonstrated by middle-eastern style dancers. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2008, vol. 18, no. 4, s. 527-537 [cit. 2013-04-21]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107000107>.

MOSELEY, G. L., HODGES, P. W. 2006. Reduced Variability of Postural Strategy Prevents Normalization of Motor Changes Induced by Back Pain: A Risk Factor for Chronic Trouble?. *Behavioral Neuroscience* [online]. 2006, vol. 120, no. 2, pp. 474-476 [cit. 2013-04-05]. ISSN 1939-0084. Dostupné z: <http://content.apa.org/pubmed/bne/120/2/474>.

NEILSON, P. D., NEILSON, M. D. 2010. On theory of motor synergies. *Human Movement Science* [online]. 2010, vol. 29, no. 5, pp. 655-683 [cit. 2012-01-30]. ISSN 01679457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945709001195>.

NEUMANN, D. A. 2002. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. St. Louis: Mosby, 2002, 597 pp. ISBN 9780815163497.

NORRIS, C. M. 1993. Abdominal muscle training in sport. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 1993, vol. 27, no. 1, pp. 19-27 [cit. 2013-04-16]. ISSN 14730480. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1332101/>.

OPLOVÁ, L., ŠPRINGROVÁ, I. 2006. Role diastázy mm.recti abdominis při vzniku vertebrogenních poruch. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 4, s. 197-200. ISSN 1211-2658.

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

PARFREY, K. C., DOCHERTY, D., WORKMAN, R. Ch., BEHM, D. G. 2008. The effects of different sit- and curl-up positions on activation of abdominal and hip flexor musculature. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* [online]. 2008, vol. 35, no. 5, pp. 888-895 [cit. 2013-04-16]. ISSN 1715-5312. Dostupné z: http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/H08-061?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed&#.UWx8Lkp1aUI.

RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. 2001. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 4, s. 173-177. ISSN 1803-6597.

RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A., SZPALA, A., PIECIUK, E. 2009. Symmetry of muscle activity during abdominal exercises. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online]. 2009, vol. 11, no. 1, pp. 25-30 [cit. 2013-04-16]. ISSN 1509-409X. Dostupné z: <http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol11No1/4.pdf>.

SARTI, M. A., MONFORT, M., FUSTER, A., VILLAPLANA, L. A. 1996. Muscle Activity in Upper and Lower Rectus Abdominus During Abdominal Exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1996, vol. 77, no. 12, pp. 1293-1297 [cit. 2013-03-25]. Dostupné z: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2896%2990195-1/abstract>.

STERGIOU, N., DECKER, L. M. 2011. Human Movement Variability, Nonlinear Dynamics, and Pathology: Is There A Connection?. *Human Movement Science*. 2011, vol. 30, no. 5, pp. 869-888. ISSN 0167-9457.

STERGIOU, N., HARBOURNE, R. T., CAVANAUGH, J. T. 2006. Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy.

Journal of neurologic physical therapy. 2006, vol. 30, no. 3, pp. 120-129. ISSN 15570576.

STERNLICHT, E., RUGG, S., FUJII, L. L., TOMOMITSU, K. F., SEKI, M. M. 2007. Electromyographic comparison of a stability ball crunch with a traditional crunch. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007, vol. 21, no. 2, pp. 506-509. ISSN 1533-4287.

STOKES, I. A. F., GARDNER-MORSE, M. G., HENRY, S. M. 2011. Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: Analysis of contributions of different muscle groups. *Clinical Biomechanics* [online]. 2011, vol. 26, no. 8, pp. 797-803 [cit. 2013-03-18]. ISSN 1879-1271. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3157598/>.

TING, L. H., MCKAY, J. L. 2007. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2007, vol. 17, no. 6, pp. 622-628 [cit. 2012-02-10]. ISSN 0959-4388. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438808000044>.

TOKUNO, C. D., CRESSWELL, A. G., THORSTENSSON, A., CARPENTER, M. G. 2011. Recruitment order of the abdominal muscles varies with postural task. *Scandinavian Journal of Medicine* [online]. 2011, vol. 23, no. 3, pp. 1-6 [cit. 2013-04-10]. ISSN 09057188. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0838.2011.01394.x>.

TRESCH, M. C., JARC, A. 2009. The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2009, vol. 19, no. 6, pp. 6601-607 [cit. 2013-01-03]. ISSN 0959-4388. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S095943880900124X>.

VÉLE, F. 2006. Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. vydání. Praha: Triton, 2006. 359 s. ISBN 80-7254-837-9.

VELLA, M. 2007. *Anatomie pro trénink svalové síly a vytrvalosti*. Praha: Mladá fronta, 2007, s. 144. ISBN 9788020416469.

VERA-GARCIA, F. J., FLORES-PARODI, B., ELVIRA, J. L., SARTI, M. A. 2008. Influence of trunk curl-up speed on muscular recruitment. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008, vol. 22, no. 3, pp. 684-690. ISSN 1064-8011.

VERA-GARCIA, F. J., ELVIRA, J. V., BROWN, S. H., MCGILL, S. M. 2007. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2007, vol. 17, no. 5, pp. 556-567 [cit. 2013-04-17]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641106000848>.

VERA-GARCIA, F. J., GRENIER, S. G., MCGILL, S. M. 2000. Abdominal Muscle Response During Curl-ups on Both Stable and Labile Surfaces. *Physical therapy: Journal of the American Physical Therapy Association* [online]. 2000, vol. 80, no. 6, pp. 564-569. ISSN 1538-6724 [cit. 2013-03-18]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/80/6/564.long>.

VERA-GARCIA, F. J., BROWN, S. H., GRAY, J. R., MCGILL, S. M. 2006. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics* [online]. 2006, vol. 21, no. 5, pp. 443-455. [cit. 2013-04-17]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003305003074>.

VERA-GARCIA, F. J., MORESIDE, J. M., MCGILL, S. M. 2011. Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion or thorax motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, vol. 21, no. 6, pp. 893-903 [cit. 2012-02-10]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411%2811%2900116-7/abstract>.

VOJTA, V., PETERS, A. 2010. *Vojtův princip*. překlad 3., zcela přepracované vydání. Praha: Grada Publishing, 2010, 200 s. ISBN 978-80-247-2710-3.

WILLETT, G. M., HYDE, J. E., UHRLAUB, M. B., WENDEL, C. L., KARST, G. M. 2001. Relative activity of abdominal muscles during commonly prescribed strengthening exercises. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2001, vol. 15, no. 4, s. 480-485. ISSN 1064-8011.

WORKMAN, J. C., DOCHERTY, D., PARFREY, K. C., BEHM, D. G. 2008. Influence of pelvis position on the activation of abdominal and hip flexor muscles. *Journal of Strength Conditioning Research*. 2008, vol. 22, no. 5, pp. 1563-1569. ISSN 1064-8011.

SEZNAM ZKRATEK

CNS	centrální nervová soustava
COP	center of pressure (centrum tlaku)
DOF	degrees of freedom (stupně volnosti)
Dx.	dexter (pravý)
EMG	elektromyografie
FFT	Fast Fourierova transformace
IAP	intra abdominal pressure (nitrobřišní tlak)
Lig.	ligamentum
M – módy	svalové módy (režimy)
M.	musculus
MM.	musculi
MVC	maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
OEA	obliquus externus abdominis
OIA	obliquus internus abdominis
QL	quadratus lumborum
RA	rectus abdominis
SA	serratus anterior
SEMG	povrchová elektromyografie
Sin.	sinister (levý)
TrA	transversus abdominis
UCM	uncontrolled manifold (hypotéza nekontrolované rozmanitosti)

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Svalové synergie k transformaci účelově zaměřeného pohybu (Ting, McKay, 2007, p. 623).....	14
Obrázek 2. Ilustrace UCM hypotézy (Latash et al., 2005, p. 124).....	16
Obrázek 3. Pás tvořící mm. obliqui abdominis (Kapandji, 2008, p. 113).....	23
Obrázek 4. Sklon vláken mm. obliqui abdominis A, B (Kapandji, 2008, p. 113)....	23
Obrázek 5. Nábor břišních svalů během elevace paže a translaci plošiny (Tokuno et al., 2011, p. 3).....	29
Obrázek 6. Srovnání symetrie náboru břišních svalů během elevace paže (Allison, Morris, 2008, p. 233).....	30
Obrázek 7. Výchozí poloha klasického sed – lehu.....	43
Obrázek 8. Konečná poloha klasického sed – lehu.....	43
Obrázek 9. Výchozí poloha sed – lehu se zvednutými nohami.....	44
Obrázek 10. Konečná poloha sed – lehu se zvednutými nohami.....	44
Obrázek 11. Výchozí pozice „sportovní svíčky“.....	45
Obrázek 12. Konečná pozice „sportovní svíčky“.....	45
Obrázek 13. Výchozí pozice sed – lehu na gymnastickém míči	46
Obrázek 14. Konečná pozice sed – lehu na gymnastickém míči.....	46

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Hodnoty hladiny statistické významnosti (p) hypotéz 1. vědecké otázky.....	51
Tabulka 2. Hodnoty hladiny statistické významnosti (p) hypotéz 2. vědecké otázky.....	55

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1.	Levostranná svalová aktivita (Mean amplitude) u různých typů sed – lehu.....	48
Graf 2.	Pravostranná svalová aktivita (Mean amplitude) u různých typů sed – lehu.....	49
Graf 3.	Levostranný svalový výkon (Total power) u různých typů sed – lehu.....	50
Graf 4.	Pravostranný svalový výkon (Total power) u různých typů sed – lehu.....	50
Graf 5.	Svalová aktivita (Mean amplitude) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem se zvednutými nohama (sed – leh 90st.).....	52
Graf 6.	Svalová aktivita (Mean amplitude) mezi klasickým sed – lehem a „sportovní svíčkou“.....	53
Graf 7.	Svalová aktivita (Mean amplitude) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem na gymnastickém míči.....	54
Graf 8.	Svalový výkon (Total power) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem se zvednutými nohama (sed – leh 90st.).....	56
Graf 9.	Svalový výkon (Total power) mezi klasickým sed – lehem a „sportovní svíčkou“.....	57
Graf 10.	Svalový výkon (Total power) mezi klasickým sed – lehem a sed – lehem na gymnastickém míči.....	58
Graf 11.	Aktivita m. serratus anterior sin. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – leh (Mean amplitude).....	59
Graf 12.	Aktivita m. serratus anterior dx. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Mean amplitude).....	60
Graf 13.	Aktivita m. rectus abdominis sin. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Mean amplitude).....	61
Graf 14.	Aktivita m. rectus abdominis dx. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Mean amplitude).....	61
Graf 15.	Aktivita m. obliquus externus abdominis sin. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Mean amplitude).....	62

Graf 16.	Aktivita m. obliquus externus abdominis dx. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Mean amplitude).....	63
Graf 17.	Aktivita m. serratus anterior sin. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power).....	64
Graf 18.	Aktivita m. serratus anterior dx. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power).....	65
Graf 19.	Aktivita m. rectus abdominis sin. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power).....	66
Graf 20.	Aktivita m. rectus abdominis dx. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power).....	66
Graf 21.	Aktivita m. obliquus externus abdominis sin. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power).....	67
Graf 22.	Aktivita m. obliquus externus abdominis dx. u mužů a žen v rámci jednotlivých sed – lehů (Total power).....	68

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Poučení a informovaný souhlas pacienta.....	107
Příloha 2	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u všech.....	109
Příloha 3	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude) vybraných svalů během různých variant sed – lehu všech.....	110
Příloha 4	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u mužů.....	111
Příloha 5	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Total power) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u mužů.....	112
Příloha 6	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u žen.....	113
Příloha 7	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Total power) vybraných svalů během různých variant sed - lehu u žen.....	114
Příloha 8	Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 1 (Mean amplitude).....	115
Příloha 9	Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 2 (Total power).....	117
Příloha 10	Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 3 (Mean amplitude).....	119
Příloha 11	Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 4 (Total power).....	122

PŘÍLOHY

Příloha 1. Poučení a informovaný souhlas pacienta

Poučení a souhlas klienta

Diplomová práce: Synergie břišních svalů v SEMG obraze u vybraných posturálních testů

Období realizace: září 2012 – březen 2013

Autor diplomové práce: Bc. Markéta Niemiecová

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Vážená paní, vážený pane,

Obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na diplomové práci, u které je cílem zjistit, jakým způsobem jsou zapojovány břišní svaly u vybraných posturálních testů. Pro hodnocení svalové aktivity bude použita povrchová elektromyografie, což je neinvazivní, nebolestivá výzkumná metoda spočívající v nalepení samolepících elektrod na kůži a snímání elektrického potenciálu svalů pomocí počítače. Měření bude provedeno v Kineziologické laboratoři ve Fakultní nemocnici Olomouc. Rizikem je zřídka se vyskytující kožní reakce po odlepení elektrody (jako u lékařské náplasti), jejíž výskyt se snažíme maximálně eliminovat důkladným očištěním kůže před nalepením elektrody, aby nedošlo k interakci s potem a dále šetrným odstraňováním elektrod.

Pokud s účastí na diplomové práci souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedené diplomové práci. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě měření a seznámil/a mne s cíli, metodami a postupy, které budou při měření používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na diplomové práci vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané

údaje budou použity jen pro účely diplomové práce a že výsledky měření mohou být anonymně publikovány.

Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na diplomové práci odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V Olomouci dne:

Podpis klienta:

Příloha 2. Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u všech

násobky klidové hodnoty* (Mean amplitude)						
proměnná	klasický sed-leh					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	30	82,8099	60,4586	12,32A22	233,843	73,00891
SA dx.	30	73,5997	54,6745	6,17409	252,11	74,28624
RA sin.	30	128,3152	108,245	5,40829	468,69	84,35865
RA dx.	30	120,2481	94,5779	31,4492	523,212	78,65229
OEA sin.	30	102,7272	71,9837	8,81535	404,028	70,07265
OEA dx.	30	106,5658	88,7343	4,65864	465,194	83,26716
"sed-leh 90st."						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	30	99,0056	63,4782	12,99603	269,229	64,1157
SA dx.	30	96,4669	69,3738	6,85955	262,937	71,91462
RA sin.	30	181,4609	144,4561	7,37807	659,678	79,60729
RA dx.	30	160,5875	120,6024	38,39002	654,718	75,10073
OEA sin.	30	156,852	96,4181	9,32748	519,663	61,47076
OEA dx.	30	166,9469	121,5523	4,99479	518,743	72,80897
"sportovní svíčka"						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	30	68,9776	56,0888	6,3473	208,527	81,31454
SA dx.	30	53,635	39,1384	4,43924	149,665	72,97184
RA sin.	30	142,804	120,921	6,4347	637,195	84,67618
RA dx.	30	144,6513	105,5026	36,41007	501,975	72,93576
OEA sin.	30	177,3539	138,1489	9,84436	773,75	77,89445
OEA dx.	30	195,5316	194,145	7,28816	1009,253	99,29083
sed-leh na míči						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	30	52,7274	41,4603	5,61734	200,652	78,6313
SA dx.	30	45,2856	30,5194	3,98476	114,575	67,39328
RA sin.	30	146,0274	124,8324	5,44805	533,704	85,48557
RA dx.	30	125,3284	99,7917	34,66785	485,504	79,62416
OEA sin.	30	87,2526	70,0955	9,16798	374,941	80,33636
OEA dx.	30	92,2762	83,4501	5,08847	394,818	90,43512

Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (mean parametr) vztažené k aktivační hodnotě (klidová aktivita + 2 směrodatné odchylky), ze kterých byly následně vypočítáno minimum, maximum, směrodatná odchylka a koeficient proměnlivosti

Legenda: **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **min.** – minimum, **max.** – maximum, **koef. prom.** – koeficient proměnlivosti, **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis

Příloha 3. Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Total power) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u všech

násobky klidové hodnoty* (Total power)						
proměnná	klasický sed-leh					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	30	262,079	13,6642	1732	414,39	158,1186
SA dx.	30	1271,583	34,2404	7793,89	1751,04	137,7053
RA sin.	30	913,413	5,214	5732,11	1333,22	145,96
RA dx.	30	1038,152	8,1974	7754,54	1655,14	159,4316
OEA sin.	30	1109,545	63,4546	4644,16	1323,96	119,325
OEA dx.	30	1715,593	27,0552	8669,67	2316,06	135,0008
proměnná	"sed-leh 90st."					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	30	334,687	14,5314	1542,48	428,27	127,9607
SA dx.	30	1964,903	51,0229	12725,47	2714,8	138,1644
RA sin.	30	1644,296	17,1811	11207,84	2456,11	149,3716
RA dx.	30	1967,765	23,9253	19359,33	3753,72	190,7607
OEA sin.	30	2058,593	76,1498	8706,22	2431,09	118,0946
OEA dx.	30	3285,057	27,0848	18533,6	4275,13	130,1387
proměnná	"sportovní svíčka"					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	30	165,628	2,8476	1134,58	271	163,6192
SA dx.	30	655,406	20,5801	4523,7	1132,85	172,8469
RA sin.	30	932,263	12,5176	7018,7	1340,09	143,746
RA dx.	30	1390,86	11,8484	12090,45	2452,23	176,3105
OEA sin.	30	2444,399	112,5928	13633,69	2930,33	119,8794
OEA dx.	30	5697,73	72,4286	51247,19	11124,52	195,2448
proměnná	sed-leh na míči					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	30	93,303	3,928	490,73	120,13	128,7536
SA dx.	30	417,796	22,7322	2287,17	502,01	120,1567
RA sin.	30	1449,958	8,7402	7760,28	1981,16	136,6354
RA dx.	30	1375,262	16,3758	9886,52	2128,17	154,7468
OEA sin.	30	760,961	30,9484	3810,08	935,86	122,984
OEA dx.	30	1341,854	49,5711	6473,02	1909,7	142,3179

Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (spectrum parametr) vztažené ke klidové hodnotě, ze kterých byly následně vypočítáno minimum, maximum, směrodatná odchylka a koeficient proměnlivosti

Legenda: **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **min.** – minimum, **max.** – maximum, **koef. prom.** – koeficient proměnlivosti, **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis

Příloha 4. Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u mužů

násobky klidové hodnoty* (Mean amplitude)						
proměnná	klasický sed-leh					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	15	68,4158	12,32122	160,166	45,9902	67,2215
SA dx.	15	69,9683	6,17409	166,635	49,0885	70,1581
RA sin.	15	160,663	22,85872	468,69	133,6061	83,1592
RA dx.	15	139,215	31,4492	523,212	117,7169	84,5576
OEA sin.	15	108,5273	48,91438	404,028	89,5709	82,533
OEA dx.	15	119,6422	32,09226	465,194	116,081	97,0235
proměnná	"sed-leh 90st."					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	15	88,7394	14,46368	203,4	58,5266	65,9533
SA dx.	15	101,1459	6,85955	262,937	75,9073	75,0473
RA sin.	15	229,4985	39,93965	659,678	174,0687	75,8474
RA dx.	15	191,8646	59,6686	654,718	148,666	77,4849
OEA sin.	15	173,8937	64,78749	519,663	111,5798	64,1655
OEA dx.	15	193,4491	48,85108	518,743	148,7392	76,888
proměnná	"sportovní svíčka"					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	15	68,7444	12,38616	208,527	60,8376	88,4982
SA dx.	15	51,2601	4,43924	103,906	31,7354	61,9106
RA sin.	15	177,9842	35,37317	637,195	144,8124	81,3625
RA dx.	15	169,7999	36,41007	501,975	123,6424	72,8165
OEA sin.	15	196,0367	74,63311	773,75	175,538	89,5434
OEA dx.	15	232,0645	32,3449	1009,253	250,3719	107,8889
proměnná	sed-leh na míči					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	15	46,2393	10,07491	134,576	35,4129	76,5863
SA dx.	15	43,418	4,59983	80,051	29,0263	66,8531
RA sin.	15	169,5039	27,46097	533,704	141,4758	83,4646
RA dx.	15	139,747	41,01673	485,504	116,2433	83,1813
OEA sin.	15	103,3341	26,52183	374,941	86,0987	83,3207
OEA dx.	15	110,7898	17,63023	394,818	103,7806	93,6734

Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (mean parametr) vztažené k aktivační hodnotě (klidová aktivita + 2 směrodatné odchylky), ze kterých byly následně vypočítáno minimum, maximum, směrodatná odchylka a koeficient proměnlivosti

Legenda: **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **min.** – minimum, **max.** – maximum, **koef. prom.** – koeficient proměnlivosti, **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis

Příloha 5. Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Total power) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u mužů

násobky klidové hodnoty* (spectrum report)						
proměnná	klasický sed-leh					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	15	116,464	16,2828	620,09	163,671	140,5335
SA dx.	15	1157,494	34,2404	5163,2	1590,739	137,4297
RA sin.	15	1084,119	5,214	5732,11	1728,628	159,4501
RA dx.	15	1357,322	8,1974	7754,54	2049,998	151,0326
OEA sin.	15	1084,357	63,4546	4644,16	1493,397	137,7218
OEA dx.	15	1721,741	33,3625	7555,57	2319,424	134,7139
proměnná	"sed-leh 90st."					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	15	176,767	14,5314	500,5	176,778	100,0061
SA dx.	15	2101,452	51,0229	12725,47	3249,46	154,6292
RA sin.	15	2034,211	17,1811	11207,84	3301,506	162,2991
RA dx.	15	2740,488	23,9253	19359,33	4893,459	178,5616
OEA sin.	15	2167,236	102,1404	8671,29	2695,954	124,396
OEA dx.	15	3484,703	186,819	13910,82	3975,592	114,0869
proměnná	"sportovní svíčka"					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. prom.
SA sin.	15	118,611	2,8476	677,3	181,906	153,3634
SA dx.	15	578,572	25,8099	4523,7	1141,188	197,2424
RA sin.	15	984,651	12,5176	7018,7	1747,343	177,458
RA dx.	15	1466,595	11,8484	7094,25	1826,143	124,5158
OEA sin.	15	2428,302	116,6059	13633,69	3452,717	142,1865
OEA dx.	15	5502,355	153,313	31174,4	9454,98	171,8352
proměnná	sed-leh na míči					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	15	47,737	3,928	161,83	48,154	100,8738
SA dx.	15	296,96	22,7322	1185,72	330,57	111,3179
RA sin.	15	1402,241	8,7402	7760,28	2339,958	166,8728
RA dx.	15	1705,933	16,3758	9886,52	2730,003	160,0299
OEA sin.	15	820,224	30,9484	3810,08	1018,778	124,2072
OEA dx.	15	1571,855	58,6772	6473,02	2189,086	139,2676

Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (spectrum parametr) vztažené ke klidové hodnotě, ze kterých byly následně vypočítáno minimum, maximum, směrodatná odchylka a koeficient proměnlivosti

Legenda: **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **min.** – minimum, **max.** – maximum, **koef. prom.** – koeficient proměnlivosti, **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis

Příloha 6. Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Mean amplitude) vybraných svalů během různých variant sed – lehu u žen

násobky klidové hodnoty* (Mean amplitude)						
proměnná	klasický sed-leh					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef.prom.
SA sin.	15	97,204	12,64276	233,8431	70,799	72,83551
SA dx.	15	77,2311	8,98969	252,1096	61,2713	79,33508
RA sin.	15	95,9675	5,40829	242,9664	64,638	67,3541
RA dx.	15	101,2811	31,76888	211,2047	62,4557	61,66571
OEA sin.	15	96,9271	8,81535	200,896	51,3652	52,99367
OEA dx.	15	93,4895	4,65864	158,7218	49,6868	53,14691
"sed-leh 90st."						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	15	109,2718	12,99603	269,2288	68,5242	62,70983
SA dx.	15	91,7879	9,46851	246,4565	64,5011	70,27188
RA sin.	15	133,4234	7,37807	323,3384	89,336	66,95681
RA dx.	15	129,3105	38,39002	298,5756	77,0127	59,55644
OEA sin.	15	139,8102	9,32748	342,8862	78,6419	56,24904
OEA dx.	15	140,4447	4,99479	333,5013	83,5276	59,47365
"sportovní svíčka"						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef.prom.
SA sin.	15	69,2108	6,3473	197,7755	53,0593	76,66341
SA dx.	15	56,0099	5,42101	149,665	46,4093	82,85918
RA sin.	15	107,6239	6,4347	289,0609	81,6423	75,85896
RA dx.	15	119,5027	40,34319	297,631	80,0871	67,01698
OEA sin.	15	158,6712	9,84436	373,5761	89,2855	56,27077
OEA dx.	15	158,9987	7,28816	399,5394	111,9409	70,40368
sed-leh na míči						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	15	59,2156	5,61734	200,6522	47,0787	79,50398
SA dx.	15	47,1531	3,98476	114,5747	32,8543	69,67572
RA sin.	15	122,5509	5,44805	428,8977	105,2754	85,90336
RA dx.	15	110,9098	34,66785	303,008	81,6705	73,63685
OEA sin.	15	71,1711	9,16798	203,6879	47,0166	66,06147
OEA dx.	15	73,7627	5,08847	227,5847	54,0407	73,26298

Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (mean parametr) vztažené k aktivační hodnotě (klidová aktivita + 2 směrodatné odchylky), ze kterých byly následně vypočítáno minimum, maximum, směrodatná odchylka a koeficient proměnlivosti

Legenda: **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **min.** – minimum, **max.** – maximum, **koef. prom.** – koeficient proměnlivosti, **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis

Příloha 7. Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity (Total power) vybraných svalů během různých variant sed - lehu u žen

násobky klidové hodnoty* (Total power)						
proměnná	klasický sed-leh					
	N platných	X	SD	min.	max.	koef.prom.
SA sin.	15	407,693	13,6642	1732	532,44	130,5973
SA dx.	15	1385,672	131,2705	7793,89	1947,54	140,5486
RA sin.	15	742,707	24,1188	2755,51	794,54	106,9795
RA dx.	15	718,982	17,4	4389,45	1119,77	155,7439
OEA sin.	15	1134,734	90,3209	3776,1	1182,95	104,2494
OEA dx.	15	1709,445	27,0552	8669,67	2394,09	140,0505
"sed-leh 90st."						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	15	492,607	30,5573	1542,48	543,36	110,3023
SA dx.	15	1828,353	145,9722	7494,38	2160,49	118,1659
RA sin.	15	1254,381	52,1192	4352,02	1127	89,8451
RA dx.	15	1195,041	32,5727	7879,49	1990,44	166,5586
OEA sin.	15	1949,95	76,1498	8706,22	2224,65	114,0876
OEA dx.	15	3085,41	27,0848	18533,6	4687,03	151,9094
"sportovní svíčka"						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef.prom.
SA sin.	15	212,646	13,9123	1134,58	338,08	158,9894
SA dx.	15	732,239	20,5801	4220,41	1159,05	158,2883
RA sin.	15	879,874	45,9996	2488,53	812,94	92,3926
RA dx.	15	1315,125	57,3082	12090,45	3018,17	229,4966
OEA sin.	15	2460,495	112,5928	8655,11	2421,82	98,4281
OEA dx.	15	5893,106	72,4286	51247,19	12917,87	219,203
sed-leh na míči						
proměnná	N platných	X	SD	min.	max.	koef. Prom.
SA sin.	15	138,869	6,0423	490,73	152,07	109,5073
SA dx.	15	538,633	28,9398	2287,17	617,63	114,6659
RA sin.	15	1497,675	41,5171	5078,61	1627,89	108,6945
RA dx.	15	1044,59	39,4943	4518,79	1301,74	124,6174
OEA sin.	15	701,698	48,8574	3367,38	876,81	124,9553
OEA dx.	15	1111,852	49,5711	6055,91	1627,56	146,3823

Pozn.: * průměrné hodnoty násobků svalové aktivity (spectrum parametr) vztažené ke klidové hodnotě, ze kterých byly následně vypočítáno minimum, maximum, směrodatná odchylka a koeficient proměnlivosti

Legenda: **X** – průměr, **SD** – směrodatná odchylka, **min.** – minimum, **max.** – maximum, **koef. prom.** – koeficient proměnlivosti, **SA sin.** – levostranný m. serratus anterior, **SA dx.** – pravostranný m. serratus anterior, **RA sin.** – levostranný m. rectus abdominis, **RA dx.** – pravostranný m. rectus abdominis, **OEA sin.** – levostranný m. obliquus externus abdominis, **OEA dx.** – pravostranný m. obliquus externus abdominis

Příloha 8. Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 1 (Mean amplitude)

Tabulka 1. Scheffeho test pro levostranný m. serratus anterior

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 635,72, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehSA sin.		0,111276	0,219232	0,000256
2	sed-leh 90st.SA sin.	0,111276		0,000264	0
3	svíčkaSA sin.	0,219232	0,000264		0,109398
4	míčSA sin.	0,000256	0	0,109398	

Tabulka 2. Scheffeho test pro pravostranný m. serratus anterior

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 687,94, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehSA dx.		0,013133	0,039865	0,001149
2	sed-leh 90st.SA dx.	0,013133		0	0
3	svíčkaSA dx.	0,039865	0		0,678732
4	míčSA dx.	0,001149	0	0,678732	

Tabulka 3. Scheffeho test pro levostranný m. rectus abdominis

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 1293,2, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehRA sin.		0,000004	0,490936	0,310112
2	sed-leh 90st.RA sin.	0,000004		0,001217	0,003656
3	svíčkaRA sin.	0,490936	0,001217		0,989184
4	míčRA sin.	0,310112	0,003656	0,989184	

Tabulka 4. Scheffeho test pro pravostranný m. rectus abdominis

		Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 1394,5, sv = 84,000			
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehRA dx.		0,001138	0,101853	0,963965
2	sed-leh 90st.RA dx.	0,001138		0,439528	0,005903
3	svíčkaRA dx.	0,101853	0,439528		0,267326
4	míčRA dx.	0,963965	0,005903	0,267326	

Tabulka 5. Scheffeho test pro levostranný m. obliquus externus abdominis

		Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 1465,7, sv = 84,000			
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehOEA sin.		0,000011	0	0,488086
2	sed-leh 90st.OEA sin.	0,000011		0,238668	0
3	svíčkaOEA sin.	0	0,238668		0
4	míčOEA sin.	0,488086	0	0	

Tabulka 6. Scheffeho test pro pravostranný m. obliquus externus abdominis

		Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 3552,4, sv = 84,000			
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehOEA dx.		0,002623	0,000003	0,834374
2	sed-leh 90st.OEA dx.	0,002623		0,333811	0,000112
3	svíčkaOEA dx.	0,000003	0,333811		0
4	míčOEA dx.	0,834374	0,000112	0	

Příloha 9. Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 2 (Total power)

Tabulka 1. Scheffeho test pro levostranný m. serratus anterior

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 40097,, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehSA sin.		0,580553	0,329955	0,017807
2	sed-leh 90st.SA sin.	0,580553		0,017548	0,000216
3	svíčkaSA sin.	0,329955	0,017548		0,583726
4	míčSA sin.	0,017807	0,000216	0,583726	

Tabulka 2. Scheffeho test pro pravostranný m. serratus anterior

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 1496E3, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehSA dx.		0,194062	0,29045	0,070391
2	sed-leh 90st.SA dx.	0,194062		0,001288	0,000094
3	svíčkaSA dx.	0,29045	0,001288		0,903858
4	míčSA dx.	0,070391	0,000094	0,903858	

Tabulka 3. Scheffeho test pro levostranný m. rectus abdominis

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 7577E2, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehRA sin.		0,018403	0,999842	0,135873
2	sed-leh 90st.RA sin.	0,018403		0,022943	0,861674
3	svíčkaRA sin.	0,999842	0,022943		0,159402
4	míčRA sin.	0,135873	0,861674	0,159402	

Tabulka 4. Scheffeho test pro pravostranný m. rectus abdominis

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 1764E3, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehRA dx.		0,069249	0,787405	0,809401
2	sed-leh 90st.RA dx.	0,069249		0,423613	0,399385
3	svíčkaRA dx.	0,787405	0,423613		0,999975
4	míčRA dx.	0,809401	0,399385	0,999975	

Tabulka 5. Scheffeho test pro levostranný m. obliquus externus abdominis

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 1374E3, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehOEA sin.		0,024921	0,000531	0,723375
2	sed-leh 90st.OEA sin.	0,024921		0,65501	0,000805
3	svíčkaOEA sin.	0,000531	0,65501		0,000008
4	míčOEA sin.	0,723375	0,000805	0,000008	

Tabulka 6. Scheffeho test pro pravostranný m. obliquus externus abdominis

Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: vnitřní PČ = 2060E4, sv = 84,000					
Č. buňky	R1	{1}	{2}	{3}	{4}
1	k. sed-lehOEA dx.		0,618213	0,012387	0,991568
2	sed-leh 90st.OEA dx.	0,618213		0,244807	0,436655
3	svíčkaOEA dx.	0,012387	0,244807		0,004941
4	míčOEA dx.	0,991568	0,436655	0,004941	

Příloha 10. Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 3 (Mean amplitude)

Tabulka 1. Scheffeho tets pro levostranný m. serratus anterior

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 3154,4, sv = 38,453									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehSA sin.		0,675 09	1	0,566 246	0,957 379	0,777 927	1	0,999 969
2	muž	sed-leh 90st.SA sin.	0,675 09		0,693 625	0,006 651	0,999 982	0,993 936	0,995 547	0,951 271
3	muž	svíčkaSA sin.	1	0,693 625		0,546 576	0,959 924	0,784 975	1	0,999 96
4	muž	míčSA sin.	0,566 246	0,006 651	0,546 576		0,529 512	0,254 389	0,988 083	0,999 681
5	žena	k. sed-lehSA sin.	0,957 379	0,999 982	0,959 924	0,529 512		0,972 334	0,250 714	0,025 55
6	žena	sed-leh 90st.SA sin.	0,777 927	0,993 936	0,784 975	0,254 389	0,972 334		0,014 069	0,000 492
7	žena	svíčkaSA sin.	1	0,995 547	1	0,988 083	0,250 714	0,014 069		0,990 813
8	žena	míčSA sin.	0,999 969	0,951 271	0,999 96	0,999 681	0,025 55	0,000 492	0,990 813	

Tabulka 2. Scheffeho test pro pravostranný m. serratus anterior

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 2646,1, sv = 42,378									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehSA dx.		0,173 694	0,797 869	0,372 132	0,999 989	0,985 411	0,999 095	0,981 104
2	muž	sed-leh 90st.SA dx.	0,173 694		0,001 056	0,000 061	0,975 301	0,999 937	0,572 331	0,334 371
3	muž	svíčkaSA dx.	0,797 869	0,001 056		0,998 43	0,961 052	0,700 046	0,999 999	1
4	muž	míčSA dx.	0,372 132	0,000 061	0,998 43		0,855 667	0,481 176	0,999 54	1
5	žena	k. sed-lehSA dx.	0,999 989	0,975 301	0,961 052	0,855 667		0,938 237	0,670 749	0,212 512
6	žena	sed-leh 90st.SA dx.	0,985 411	0,999 937	0,700 046	0,481 176	0,938 237		0,065 431	0,005 842
7	žena	svíčkaSA dx.	0,999 095	0,572 331	0,999 999	0,999 54	0,670 749	0,065 431		0,996 589
8	žena	míčSA dx.	0,981 104	0,334 371	1	1	0,212 512	0,005 842	0,996 589	

Tabulka 3. Scheffeho test pro levostranný m. rectus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 14880,, sv = 31,989									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehRA sin.		0,000 946	0,971 332	0,999 563	0,948 058	0,999 736	0,982 55	0,997 652
2	muž	sed-leh 90st.RA sin.	0,000 946		0,042 32	0,007 631	0,289 541	0,699 943	0,405 145	0,575 194
3	muž	svíčkaRA sin.	0,971 332	0,042 32		0,999 669	0,838 738	0,993 791	0,920 55	0,977 561
4	muž	míčRA sin.	0,999 563	0,007 631	0,999 669		0,901 644	0,998 343	0,958 92	0,991 479
5	žena	k. sed-lehRA sin.	0,948 058	0,289 541	0,838 738	0,901 644		0,333 162	0,997 367	0,765 948
6	žena	sed-leh 90st.RA sin.	0,999 736	0,699 943	0,993 791	0,998 343	0,333 162		0,792 903	0,998 313
7	žena	svíčkaRA sin.	0,982 55	0,405 145	0,920 55	0,958 92	0,997 367	0,792 903		0,987 891
8	žena	míčRA sin.	0,997 652	0,575 194	0,977 561	0,991 479	0,765 948	0,998 313	0,987 891	

Tabulka 4. Scheffeho test pro pravostranný m. rectus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 10959,, sv = 34,093									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehRA dx.		0,049 039	0,656 364		0,994 151	0,999 999	0,999 917	0,999 083
2	muž	sed-leh 90st.RA dx.	0,049 039		0,915 04	0,053 717	0,591 158	0,906 123	0,819 094	0,719 149
3	muž	svíčkaRA dx.	0,656 364	0,915 04		0,676 936	0,857 019	0,991 315	0,969 627	0,930 209
4	muž	míčRA dx.		0,053 717	0,676 936		0,993 631	0,999 999	0,999 901	0,998 965
5	žena	k. sed-lehRA dx.	0,994 151	0,591 158	0,857 019	0,993 631		0,751 328	0,969 175	0,999 402
6	žena	sed-leh 90st.RA dx.	0,999 999	0,906 123	0,991 315	0,999 999	0,751 328		0,999 325	0,967 449
7	žena	svíčkaRA dx.	0,999 917	0,819 094	0,969 627	0,999 901	0,969 175	0,999 325		0,999 719
8	žena	míčRA dx.	0,999 083	0,719 149	0,930 209	0,998 965	0,999 402	0,967 449	0,999 719	

Tabulka 5. Scheffeho test pro levostranný m. obliquus externus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 9713,1, sv = 35,410									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehOEA sin.		0,005 581	0,000 026	0,999 992	0,999 997	0,997 451	0,958 705	0,992 353
2	muž	sed-leh 90st.OEA sin.	0,005 581		0,923 67	0,001 779	0,709 066	0,995 639	0,999 979	0,347 67
3	muž	svíčkaOEA sin.	0,000 026	0,923 67		0,000 006	0,394 343	0,925 351	0,992 341	0,135 919
4	muž	míčOEA sin.	0,999 992	0,001 779	0,000 006		1	0,993 383	0,931 078	0,996 964
5	žena	k. sed-lehOEA sin.	0,999 997	0,709 066	0,394 343	1		0,239 971	0,011 744	0,843 039
6	žena	sed-leh 90st.OEA sin.	0,997 451	0,995 639	0,925 351	0,993 383	0,239 971		0,967 481	0,002 743
7	žena	svíčkaOEA sin.	0,958 705	0,999 979	0,992 341	0,931 078	0,011 744	0,967 481		0,000 026
8	žena	míčOEA sin.	0,992 353	0,347 67	0,135 919	0,996 964	0,843 039	0,002 743	0,000 026	

Tabulka 6. Scheffeho test pro pravostranný m. obliquus externus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 16744,, sv = 39,132									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehOEA dx.		0,134 595	0,001 215	0,999 986	0,999 87	0,999 972	0,998 088	0,994 988
2	muž	sed-leh 90st.OEA dx.	0,134 595		0,867 715	0,056 784	0,720 59	0,988 003	0,999 191	0,504 103
3	muž	svíčkaOEA dx.	0,001 215	0,867 715		0,000 309	0,310 663	0,800 981	0,929 639	0,163 233
4	muž	míčOEA dx.	0,999 986	0,056 784	0,000 309		0,999 992	0,999 698	0,993 21	0,998 707
5	žena	k. sed-lehOEA dx.	0,999 87	0,720 59	0,310 663	0,999 992		0,700 947	0,263 167	0,996 995
6	žena	sed-leh 90st.OEA dx.	0,999 972	0,988 003	0,800 981	0,999 698	0,700 947		0,997 965	0,241 414
7	žena	svíčkaOEA dx.	0,998 088	0,999 191	0,929 639	0,993 21	0,263 167	0,997 965		0,042 999
8	žena	míčOEA dx.	0,994 988	0,504 103	0,163 233	0,998 707	0,996 995	0,241 414	0,042 999	

Příloha 11. Tabulky statistických dat pro výsledky vědecké otázky č. 4 (Total power)

Tabulka 1. Scheffeho test pro levostranný m. serratus anterior

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 1012E2, sv = 53,495									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehSA sin.		0,998 356	1	0,996 222	0,514 951	0,188 016	0,998 237	1
2	muž	sed-leh 90st.SA sin.	0,998 356		0,998 699	0,871 014	0,781 198	0,404 272	0,999 998	0,999 997
3	muž	svíčkaSA sin.	1	0,998 699		0,995 42	0,524 89	0,193 993	0,998 475	1
4	muž	míčSA sin.	0,996 222	0,871 014	0,995 42		0,236 353	0,059 843	0,955 904	0,998 754
5	žena	k. sed-lehSA sin.	0,514 951	0,781 198	0,524 89	0,236 353		0,986 254	0,425 7	0,074 613
6	žena	sed-leh 90st.SA sin.	0,188 016	0,404 272	0,193 993	0,059 843	0,986 254		0,052 878	0,003 427
7	žena	svíčkaSA sin.	0,998 237	0,999 998	0,998 475	0,955 904	0,425 7	0,052 878		0,994 126
8	žena	míčSA sin.	1	0,999 997	1	0,998 754	0,074 613	0,003 427	0,994 126	

Tabulka 2. Scheffeho test pro pravostranný m. serratus anterior

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 3086E3, sv = 62,364									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehSA dx.		0,723 226	0,974 043	0,809 345	0,999 994	0,992 506	0,999 594	0,995 44
2	muž	sed-leh 90st.SA dx.	0,723 226		0,129 946	0,031 793	0,988 922	0,999 98	0,712 156	0,552 253
3	muž	svíčkaSA dx.	0,974 043	0,129 946		0,999 718	0,977 652	0,799 078	1	1
4	muž	míčSA dx.	0,809 345	0,031 793	0,999 718		0,891 633	0,578 913	0,999 527	0,999 991
5	žena	k. sed-lehSA dx.	0,999 994	0,988 922	0,977 652	0,891 633		0,994 743	0,949 497	0,821 848
6	žena	sed-leh 90st.SA dx.	0,992 506	0,999 98	0,799 078	0,578 913	0,994 743		0,541 349	0,316 877
7	žena	svíčkaSA dx.	0,999 594	0,712 156	1	0,999 527	0,949 497	0,541 349		0,999 978
8	žena	míčSA dx.	0,995 44	0,552 253	1	0,999 991	0,821 848	0,316 877	0,999 978	

Tabulka 3. Scheffeho test pro levostranný m. rectus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 3454E3, sv = 39,603									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehRA sin.		0,271 896	0,999 998	0,994 412	0,999 932	0,999 999	0,999 998	0,999 753
2	muž	sed-leh 90st.RA sin.	0,271 896		0,159 413	0,782 459	0,815 881	0,986 193	0,888 224	0,998 634
3	muž	svíčkaRA sin.	0,999 998	0,159 413		0,971 971	0,999 994	0,999 986	1	0,998 977
4	muž	míčRA sin.	0,994 412	0,782 459	0,971 971		0,994 968	1	0,998 85	1
5	žena	k. sed-lehRA sin.	0,999 932	0,815 881	0,999 994	0,994 968		0,917 195	0,999 978	0,584 656
6	žena	sed-leh 90st.RA sin.	0,999 999	0,986 193	0,999 986	1	0,917 195		0,985 028	0,998 986
7	žena	svíčkaRA sin.	0,999 998	0,888 224	1	0,998 85	0,999 978	0,985 028		0,802 032
8	žena	míčRA sin.	0,999 753	0,998 634	0,998 977	1	0,584 656	0,998 986	0,802 032	

Tabulka 4. Scheffeho test pro pravostranný m. rectus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 6869E3, sv = 42,155									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehRA dx.		0,333 505	1	0,999 328	0,999 554	1	1	0,999 996
2	muž	sed-leh 90st.RA dx.	0,333 505		0,447 446	0,713 378	0,722 392	0,913 195	0,942 248	0,865 499
3	muž	svíčkaRA dx.	1	0,447 446		0,999 946	0,998 748	0,999 999	1	0,999 972
4	muž	míčRA dx.	0,999 328	0,713 378	0,999 946		0,992 826	0,999 899	0,999 984	0,999 437
5	žena	k. sed-lehRA dx.	0,999 554	0,722 392	0,998 748	0,992 826		0,995 049	0,980 843	0,999 572
6	žena	sed-leh 90st.RA dx.	1	0,913 195	0,999 999	0,999 899	0,995 049		1	0,999 998
7	žena	svíčkaRA dx.	1	0,942 248	1	0,999 984	0,980 843	1		0,999 876
8	žena	míčRA dx.	0,999 996	0,865 499	0,999 972	0,999 437	0,999 572	0,999 998	0,999 876	

Tabulka 5. Scheffeho test pro levostranný m. obliquus externus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 4430E3, sv = 46,129									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehOEA sin.		0,499 412	0,212 595	0,999 755		0,987 952	0,859 546	0,999 938
2	muž	sed-leh 90st.OEA sin.	0,499 412		0,999 774	0,210 013	0,966 953	0,999 999	0,999 99	0,815 195
3	muž	svíčkaOEA sin.	0,212 595	0,999 774		0,062 292	0,894 515	0,999 722		0,654 722
4	muž	míčOEA sin.	0,999 755	0,210 013	0,062 292		0,999 984	0,946 416	0,711 808	
5	žena	k. sed-lehOEA sin.		0,966 953	0,894 515	0,999 984		0,818 356	0,228 334	0,994 023
6	žena	sed-leh 90st.OEA sin.	0,987 952	0,999 999	0,999 722	0,946 416	0,818 356		0,983 899	0,303 523
7	žena	svíčkaOEA sin.	0,859 546	0,999 99		0,711 808	0,228 334	0,983 899		0,026 653
8	žena	míčOEA sin.	0,999 938	0,815 195	0,654 722		0,994 023	0,303 523	0,026 653	

Tabulka 6. Scheffeho test pro pravostranný m. obliquus externus abdominis

č. buňky	Scheffeho test; proměnná ZP_1 (Výsledky statistika) Pravděpodobnosti pro post-hoc testy Chyba: meziskup.; vnitřní; celkový PČ = 3907E4, sv = 67,050									
	pohlaví	R1	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}
1	muž	k. sed-lehOEA dx.		0,991 884	0,636 006		1	0,999 799	0,847 865	0,999 999
2	muž	sed-leh 90st.OEA dx.	0,991 884		0,981 882	0,986 752	0,998 852		0,992 141	0,992 822
3	muž	svíčkaOEA dx.	0,636 006	0,981 882		0,586 763	0,902 399	0,991 97		0,809 884
4	muž	míčOEA dx.		0,986 752	0,586 763			0,999 597	0,822 369	
5	žena	k. sed-lehOEA dx.		0,998 852	0,902 399	1		0,998 284	0,502 747	0,999 994
6	žena	sed-leh 90st.OEA dx.	0,999 799		0,991 97	0,999 597	0,998 284		0,893 671	0,984 074
7	žena	svíčkaOEA dx.	0,847 865	0,992 141		0,822 369	0,502 747	0,893 671		0,318 087
8	žena	míčOEA dx.	0,999 999	0,992 822	0,809 884		0,999 994	0,984 074	0,318 087	