

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

Synergie břišních svalů v SEMG obraze u vybraných posturálních testů

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Autor práce: Bc. Miroslav Fridrich

Vedoucí práce: MUDr. Alois Krobot PhD.

2013

PALACKÝ UNIVERSITY OF OLOMOUC
FACULTY OF HEALTH SCIENCES
DEPARTMENT OF PHYSIOTHERAPY

Abdominal Muscles Synergies in the SEMG Image during Selected Postural Tests

DIPLOMA THESIS

Author: Bc. Miroslav Fridrich

Supervisor: MUDr. Alois Krobot PhD.

2013

ANOTACE

Název práce v ČJ:

Synergie břišních svalů v SEMG obraze u vybraných posturálních testů

Název práce v AJ:

Abdominal Muscles Synergies in the SEMG Image during Selected Postural Tests

Datum zadání: 31. 01. 2012

Datum odevzdání: 24. 05. 2013

Instituce: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Miroslav Fridrich

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

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Rozsah práce: 59 stran, 2 přílohy

ČESTNÁ PROHLÁŠENÍ

Já, níže podepsaný Miroslav Fridrich tímto čestně prohlašuji, že text mnou odevzdané závěrečné práce v písemné podobě a na CD nosiči, je totožný s textem závěrečné práce vloženým v databázi.

Dále prohlašuji, že předložená práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracoval samostatně. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpal, v práci řádně cituji a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Čestně také prohlašuji, že disponuji informovaným souhlasem všech probandů s použitím osobních údajů, výsledků šetření a všech získaných záznamů, jejich zveřejněním v této práci včetně uchování v databázi vysokoškolských prací.

V Ostravě dne 24. 5. 2013

.....

podpis studenta

ABSTRAKT

Cílem diplomové práce bylo odhalit podíl břišních svalů na svalových synergiích při různých posturálních testech. Teoretická část popisuje vývin poznatků o řízení pohybu a svalových synergiích, topografické a funkční vazby břišních svalů a metodu sEMG. Ve výzkumné části byla zaznamenávána svalová aktivita 14 svalů břicha, zad a dolních končetin u 16 zdravých probandů při 20 posturálních testech, z nichž bylo vybráno sedm k vyhodnocení. Prostý stoj byl zvolen jako referenční a hodnoceny byly násobky aktivačních hodnot v unilaterálním stoji s otevřenýma očima, na úseči a se zavřenýma očima. Nejvýznamnější rozdíl byl prokázán v náročnosti testů na břišní svaly oproti musculus tibialis anterior.

Klíčová slova:

Elektromyografie, sEMG, svalová synergie, břišní svaly, postura, posturální aktivita, řízení pohybu

ABSTRACT

The goal of the diploma thesis was to reveal the part of abdominal muscles in muscle synergies during a variety of postural tests. The theoretical part describes an evolution of knowledge about motor control and muscle synergies, spatial and functional connections of the abdominal muscles and a sEMG method. Muscle activity of 14 muscles of abdomen, back and lower limbs was recorded in the research part by 16 healthy participants during 20 postural tests from which seven was chosen for computation. Multiples of the activation values were compared in the single-leg stance with eyes open, on a spherical segment and eyes closed referred to the simple stance. The most significant difference was proven between the tests difficulty for abdominal muscles and this for anterior tibial muscle.

Keywords:

Electromyography, sEMG, muscle synergy, abdominal muscle, posture, postural activity, motor control

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych na tomto místě projevil vděčnost všem, kteří mě v psaní diplomové práce podporovali, bez ohledu na to, jakým způsobem. Velmi děkuji své snoubence Hedvice Moravcové za podporu a pochopení, stejně tak rodině, za prostor čas k tvorbě práce. Stejně vřele děkuji panu primáři MUDr. Aloisi Krobotovi Ph.D. za odborné vedení a předané zkušenosti a RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování výsledků měření. Děkuji probandům za kamarádskou ochotu a věnovaný čas a fyzioterapeutkám z kineziologické laboratoře fakultní nemocnice Olomouc za technickou podporu a zkušené rady. Své díky směřuji také k Bohu za požehnání a schopnosti, které mi dal.

V Ostravě dne 24. 5. 2013

.....

(podpis)

OBSAH

ÚVOD.....	9
1 TEORETICKÉ SHRUTÍ PROBLEMATIKY	10
1.1 Řízení pohybu a posturální reflexy	10
1.1.1 Statické reakce	10
1.1.2 Dynamické reakce.....	10
1.2 Řízení pohybu a svalové synergie.....	11
1.2.1 Eliminace	11
1.2.2 Optimalizace	12
1.2.3 Synergie	12
1.2.4 Uncontrolled manifold	13
1.3 Břišní svaly a svalové řetězce	14
1.3.1 Musculus rectus abdominis.....	14
1.3.1 Musculus obliquus internus abdominis.....	15
1.3.2 Musculus obliquus externus abdominis.....	15
1.3.3 Musculus serratus anterior	15
1.4 Elektromyografie.....	16
1.4.1 Princip elektromyografie	16
1.4.2 Elektromyografie v kineziologii	17
1.4.3 Elektromyografie v klinické praxi	19
2 DEFINOVANÉ CÍLE A HYPOTÉZY	20
2.1 Cíl práce	20
2.1.1 Výzkumná otázka č. 1	20
2.1.2 Výzkumná otázka č. 2.....	21
2.1.3 Výzkumná otázka č. 3.....	21
3 METODIKA PRAKTICKÉHO ZKOUMÁNÍ	22
3.1 Charakteristika testovaného souboru	22
3.1 Průběh měření	22
3.1.1 Postup přípravy k měření	22
3.1.2 Rozmístění elektrod	24
3.1.3 Klidový stav.....	25
3.1.4 Posturální testy.....	25

3.2	Statistické vyhodnocení	26
4	VÝSLEDKY MĚŘENÍ.....	27
4.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	33
4.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2.....	34
4.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3	35
5	DISKUZE	39
5.1	Diskuze k teoretické části práce	39
5.2	Diskuze k praktické části práce.....	40
5.2.1	Diskuze k výzkumné otázce č. 1	40
5.2.2	Diskuze k výzkumné otázce č. 2.....	41
5.2.3	Diskuze k výzkumné otázce č. 3	42
5.3	Diskuze k limitům práce	43
5.4	Diskuze k výsledkům práce a klinické praxi.....	44
6	ZÁVĚR	46
7	REFERENČNÍ SEZNAM.....	47
8	SEZNAM ZKRATEK	52
9	SEZNAM OBRÁZKŮ	54
10	SEZNAM TABULEK.....	55
11	SEZNAM GRAFŮ	56
12	SEZNAM PŘÍLOH.....	57
	PŘÍLOHY.....	58
	Příloha 1: Informovaný souhlas	58
	Příloha 2: Testovaný soubor	59

ÚVOD

Moderní metoda elektromyografie se stává rozšířenější a snad i dostupnější a její diagnostická výtežnost neklesá; schopnost zaznamenat průběh, pořadí i intenzitu zapojování různých svalů a jejich skupin může mít v klinické praxi naopak stoupající význam se stoupajícím množstvím již získaných výsledků.

Tato práce se zabývá hodnocením svalových synergií břišního svalstva a jejich podílu na posturálním zajištění těla v prostoru a toho, jak se mění jejich aktivita při různě ztížených podmínkách pro udržení postury. Břišní svalstvo reprezentuje stabilizující systém centra těla a má blízký vztah například k bederní páteři, ale je esenciální třeba také pro pohyby končetin.

Tato práce je psána s cílem popsat a objektivizovat činnost břišních svalů a jejich synergie ve vazbě k posturální aktivitě v posturálních testech a jednoduchých posturálních situacích. Je v ní zvoleno deset variant stoje na pevném povrchu, měkkém molitanu a kulové úseči a v nich pomocí povrchové elektromyografie hodnocena svalová aktivita.

Praktické i teoretické zkoumání problematiky této práce by mělo směřovat k prohloubení nebo upevnění poznatků o zajišťování postury v běžné klinické praxi a k objasnění jejich neuromuskulárních mechanismů.

1 TEORETICKÉ SHRnutí PROBLEMATIKY

1.1 Řízení pohybu a posturální reflexy

Nesmírně široká škála schopností a možností, která člověka zvýhodňuje a zároveň odlišuje mezi ostatními živočišnými druhy v manipulaci a využití horních končetin, je umožňována mimo jiné bipedálním stojem a chůzí, což umožňuje specializaci rukou na úchop. Vzpřímeným stojem však významně rostou nároky na držení těla v prostoru. Elementárními prvky, které zajišťují udržení postury jsou v určité hierarchii sestavené reflexní děje. Tyto děje „fungují jako zpětnovazebné regulační obvody, jejichž úkolem je směřovat těžnici těla do opěrné plochy vymezené chodidly a současně udržovat tento směr souhlasný s vektorem zemské tíže.“ (Králíček, 2002, s. 138). Tyto prvky stojí na posledních úrovních posturální kontroly a jsou integrovány a ovlivňovány v nadřazených centrech a etážích řízení posturálních reakcí. Základní rozdělení zahrnuje dvě provázané skupiny.

1.1.1 Statické reakce

Statické reakce probíhají reflexním obloukem přímo v daném segmentu nebo se mohou projevit povšechně. Jedná se o tonickou reakci svalů kontralaterálních končetin, která se projeví zkříženě. Na druhé - druhostranné končetině tedy například flexe kolene vyvolá extenzi odpovídajících svalů a relaxaci kolenních flexorů. Tyto reakce jsou nejvýraznější zejména na dolních končetinách a projevují se nárůstem tonu s cílem stabilizovat opornou končetinu. Spouštějícími podněty těchto reakcí mohou být tlak na plantu, poloha šíje a hlavy nebo impulsy rovnovážného ústrojí. Podle hierarchické důležitosti lze statické reakce rozlišovat na místní, segmentální a celkové. (Králíček, 2002, s. 138-141).

1.1.2 Dynamické reakce

Dynamické reakce jsou oproti statickým složitější. Jedná se o souhry reflexů a reakcí podílejících se na udržování rovnováhy i při dynamických aktivitách a během lokomoce, tedy v situacích náročnějších na posturální zajištění. Motorické a tonické výstupy těchto reakcí jsou komplexní odpovědi flexorových a extenzorových

svalových skupin. Na dynamických reakcích se tedy podílejí jednoduchým reflexům hierarchicky nadřazené úrovně a zahrnují celé motorické programy. Patří sem například udržování atitud, kontrola postury při lokomoci nebo vzpřimování. Aferentními vstupy jsou propiocepce, signály vestibulárního aparátu a smyslové vjemy. (Králíček, 2002, s. 138-141).

1.2 Řízení pohybu a svalové synergie

Vyšší úrovně řízení oproti jednoduchým posturálním reflexům, které do jisté míry integrují nebo dokonce potlačují, mohou být vlivem větší délky neurálních okruhů pomalejší a také úměrně složitější. Už Nikolai A. Bernstein popisuje, že základním principem motorické kontroly je zjednodušení nadbytečné variability dané úlohy (pohybu), tedy vyřešení „problému“ stupňů volnosti, jak jej definoval. Žádoucím snížením kognitivní náročnosti řízení pohybu na těchto úrovních lze podle něj dosáhnout zmenšením počtu nezávislých proměnných v provádění (motorických) úloh. (Bernstein, 1967, in Latash, Scholz, Schöner, 2007, pp. 276-277). Z dřívějšího pojetí jako patologické varianty řízení pohybu se postupem poznání naopak do pozice fyziologického řešení tohoto problému posunulo vnímání svalových synergií. (Safavynia, Ting, Torres-Oviedo, 2011, p. 2). Cesta k formulaci a popisu fungování synergií zahrnuje nebo upravuje některé dřívější poznatky o zvládnutí nadbytku stupňů volnosti. Teorie řízení pohybu se, tak jako mnohé vědecké otázky, neustále vyvíjí a tak je i současný pohled pravděpodobně mezistupněm v poznání principů motorické kontroly. Dosavadní přístupy k Bernsteinovu problému shrnují Latash, Scholz a Schöner do tří základních stupňů: Eliminace, optimalizace a synergie. (Latash, Scholz, Schöner, 2007, pp. 277-278).

1.2.1 Eliminace

Eliminace jako nejjednodušší vysvětlení pro řešení nadbytečných stupňů volnosti v řízení pohybu spočívá v představě, že CNS sníží počet stupňů volnosti pouze na ty nezbytně nutné k provedení dané úlohy a v ostatních dojde k „zamrznutí“. Pohyb pak probíhá pouze ve zlomku mechanicky dosažitelného rozsahu. (Vereijken, 1992; Newell, 1991, in Latash, Scholz, Schöner, 2007, pp. 277-278).

1.2.2 Optimalizace

Optimalizace je založena na výběru postupu s nejnižšími nároky nebo náklady, a to v oblastech mechanických, konstrukčních, psychologických i více komplexních. Tento proces ve své nejvíce zjednodušené formě znamená výběr jediného unikátního řešení, které splňuje podmínku co nejjednoduššího provedení z pohledu nároků. (Rossenbaum, 1995, in Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 278; Latash, 2008, pp. 178-179).

1.2.3 Synergie

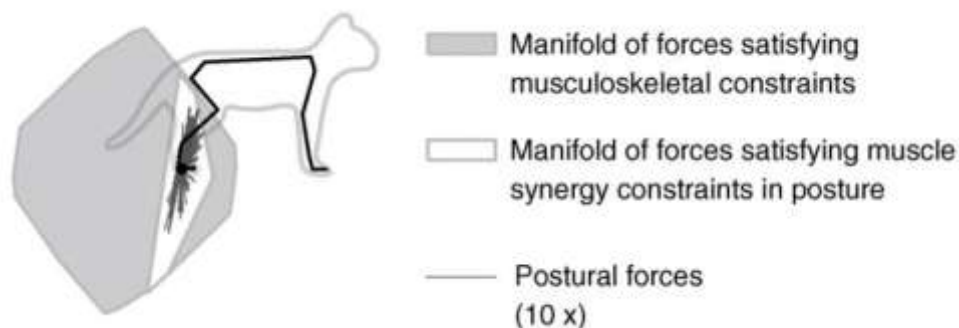
Třetí nabízené vysvětlení Bernsteinova problému na výše zmíněná řešení navazuje teorií svalových synergií. Etymologie slova synergie, řeckého syn-ergeia, nejvíce odpovídá českému výrazu spolu-práce. Významu tohoto slova využívanému v kineziologii se však více blíží překlad sou-činnost, tedy souhra různých činností vedoucí ke společnému cíli a nikoliv společná aktivita na jediné činnosti. Některé současné teorie řízení pohybu hovoří místo synergií o tzv. motorickém programování na základě centrálních generátorů pohybu „Central pattern generators“ (CPGs). Ty mohou být chápány ve smyslu neurálních matic, centrálně uložených vzorů časově-prostorového zapojení množiny svalů nebo svalových skupin, (Schumway-Cook, Woollacott, 2007, pp. 12-13) díky kterým CNS k uskutečnění motorické úlohy využívá jediného signálu namísto dílčích signálů ke každému aktivovanému svalu. Už J. Hughlings Jackson před více než sto lety poznamenal, že centrální nervový systém nemá ponětí o svalech, ale pouze rozeznává pohyby. (Hughlings Jackson, 1989, in Latash Scholz, Schöner, 2007, p. 276). Australští neurofyzikové Neilsenovi ve svojí práci považují synergie za set vztahů mezi proměnnými, přesně vymezující jejich závislost tak, že takto pevně propojené (četné) proměnné mají pouze jediný stupeň volnosti. (Neilsen, Neilsen, 2010, p. 657). Latash et al. ve svém pojetí svalových synergií proti výše zmíněnému chápání Bernsteinova problému eliminací a optimalizací namítají, že snížení počtu stupňů volnosti nezajišťuje zjednodušení řídicího vstupu, a že jejich „zamrznutí“ vyžaduje také vysoký stupeň aktivního řízení. Označují naopak přebytek proměnných jako luxus umožňující stabilní provedení, avšak zároveň flexibilní v měnících se podmínkách. Definují tedy synergii jako neurální uspořádání mnohaprvkového systému, které na jedné straně řídí sdílení

(motorické) úlohy skupinou proměnných (klouby; svaly a jejich skupinami), a na straně druhé zajišťuje souhru ve variabilitě jednotlivých proměnných za účelem dosažení přesného provedení úlohy. (Latash, Scholz, Schöner, 2007, p. 279; Latash, Anson, 2006, p. 1157).

1.2.4 Uncontrolled manifold

Poslední vývoj ve zkoumání řízení pohybu a s ním související vnímání synergií dokonce zpochybňuje, že CNS výhradně usiluje o snížení počtu stupňů volnosti a pouze o jediné unikátní řešení. Jako podstatné pro úspěšné a ekonomické provedení se ukazuje spíše zhodnocení, které stupně volnosti jsou relevantní k dosažení cíle a které jsou nepodstatné. (Newell et al, 2003, p. 385; Tresch, Jarc, 2009, p. 603; Latash, Anson, 2006, pp. 1152-1158). Omezování proměnných, jejichž variabilita neovlivňuje přímo provedení úlohy, by totiž znamenalo zbytečné plýtvání prostředky. (Tresch, Jarc, 2009, pp. 601-603). Proto se jeví jako dostačující vytvořit pouze širší rámec vymezující pouze ty proměnné, které přímo ovlivňují splnění úlohy. CNS tímto k řízení stačí pouze minimální kontrola a udržování jednotlivých proměnných v tomto „rámcu volnosti“. Odtud tedy Latash a Anson užívají termín „Uncontrolled manifold“, který nemá přesný překlad do češtiny, ale znamená právě množinu možných provedení, v rámci které není potřeba zasahovat dalším řízením. (Latash, Anson, 2006, pp. 1152-1159; Tresch, Jarc, 2009, p. 603). Obrázek 1 ukazuje příklad rámce volnosti na studii posturálních výchylek kočky z práce Leny Ting a Lucase McKaye.

Obrázek 1 Uncontrolled manifold



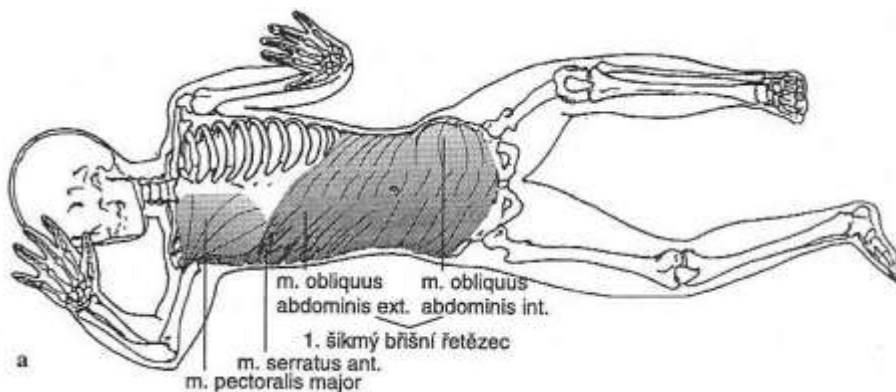
Legenda: šedé pole: rámec odpovídající myoskeletálním možnostem; bílé pole: „rámec volnosti“ odpovídající posturálním synergiím; tmavě šedé čáry: silové působení v rámci uncontrolled manifold. (upraveno dle Ting, McKay, 2007, p. 625).

1.3 Břišní svaly a svalové řetězce

Povrchové svalové skupiny břicha pochopitelně nejsou izolovanou svalovou skupinou, naopak mají úzký vztah nejen k celému trupu, ale prostřednictvím pletenců také ke končetinám. Svaly s topograficky blízkými úpony a začátky nepůsobí jako samostatné jednotky, nýbrž se propojují ve smyčky (ze dvou) a řetězce (z většího počtu) svalů. (Obrázek 2). Jednotlivé prvky svalových smyček a řetězců se vzájemně mohou ovlivňovat a spolupracovat a jejich funkce je také v určité míře ovlivněna stavem ostatních prvků. (Véle, 2006, s. 313-314, Page, Frank, Lardner, 2010, p. 37).

Různé svalové řetězce zahrnují také svalstvo břicha, na které se kraniálně zapojují prostřednictvím dolní hrudní apertury a kaudálně přes cristu illiacu a tříselný vaz. S horní končetinou jsou břišní svalové řetězce propojeny skrze musculus pectoralis a odtud přechodem fascie přední plochy hrudníku ve vazivový obal musculus rectus abdominis: (Véle, 2006, s. 318; Vojta, Peters, 1995 s. 101-102).

Obrázek 2 Příklad řetězení svalových smyček



Příklad řetězení svalových smyček podle konceptu reflexní lokomoce. (upraveno dle Vojta, Peters, 1995 s. 162).

1.3.1 Musculus rectus abdominis

Začíná na chrupavkách 5. Až 7. žebra a mečovitém výběžku sternu, odkud probíhá až na stydkou kost. Samostatně provádí flexi trupu, v souhře se svaly stabilizujícími trup tahem za pánev zmenšuje lordózu bederní páteře. (Dylevský, 2009, s. 97). Podélně jej rozděluje linea alba, odkud svalový řetězec pokračuje šikmými břišními svaly: (Véle, 2006, s. 318).

1.3.1 Musculus obliquus internus abdominis

Oba šikmé břišní svaly zakrývají velkou plochu boční břišní stěny. Vnitřní šikmý břišní sval začíná v hlubokém listu torakolumbální fascie, skrze kterou je propojen se zádovými svalovými řetězci a dále na crista iliaca a ligamentum inguinale, kudy se propojuje stehenní fascií a skrze fascia lata na dolní končetinu. Upíná se na spodní žebra, do linea alba a do vnitřní části ligamentum inguinale vytvořeného aponeurózou msculus obliquus externus abdominis, se kterým je funkčně velmi úzce provázán: (Dylevský, 2009, s. 97; Véle, 2006, s. 318).

1.3.2 Musculus obliquus externus abdominis

Je povrchovějším ze šikmých břišních svalů a do společné fascie s musculus obliquus internus plynule přechází z pátého až dvanáctého žebra. Jeho funkce je při jednostranné aktivitě (spolu s vnitřním šikmým svalem opačné strany břicha) flexe s rotací trupu kontralaterálně, avšak v rámci posturální aktivity je jejich důležitější společnou úlohou fixace a elevace pánve. (Dylevský, 2009, s. 97). Velmi se podílejí zároveň na udržení intraabdominálního tlaku a tím na stabilizaci páteře a zejména vytváření opory pro posturální funkci bránice. (Kolář et al., 2010, p. 1070; Kolář et al., 2012, pp. 360-361). Široký a zploštělý sval inzerující do linea alba začíná na posledních sedmi žebrech v podobě bříšek, která se zasouvají mezi zuby širokého zádového a pilovitého svalu: (Page, Frank, Lardner, 2010, p. 37; Vojta, Peters, 1995 s. 154).

1.3.3 Musculus serratus anterior

Nepatří přímo do skupiny břišních svalů, avšak z hlediska posturální aktivity k nim má blízký vztah, protože představuje spojující prvek řetězců lopatky a přední strany trupu. Začíná na vnitřní hraně lopatky, odkud ji podbíhá laterálním směrem a kopíruje žeberní oblouky až na ventrální stranu, kam se upíná na žebra a pilovitě nasedá na obliquus externus, se kterým se může funkčně podílet na dechové i posturální mechanice, je-li dobře fixována lopatka. (Platzer, Werner, 2004, p. 144; Vojta, Peters, 1995 s. 161).

1.4 Elektromyografie

Současné trendy nejen v medicíně a fyzioterapii vyžadují tzv. „evidence based“, tedy na důkazech založený přístup, a to nejen v teoretickém zkoumání, ale v co největší míře také v praxi vyšetření, terapie a zhodnocení jejich výsledků. Přestože je v české fyzioterapii velmi dobře propracovaná škola klinického přístupu k pacientům, pod tlakem tohoto světového trendu „léčby založené na důkazech“ je nutné vedle sebelepšího kvalitativního poznání hledat metody co nejpřesněji hodnotící klinický stav kvantitativně. Číselné nebo jiné exaktní vyjádření je důležité, aby bylo možné v širokém měřítku výsledky porovnávat a co nejlépe tak popsat například účinnost různých přístupů, což při subjektivně vyjádřeném kvalitativním hodnocení není dost dobře možné. Elektromyografie díky výpočetní technice částečně umožňuje při vhodném využití kvantifikovat individuální neuromuskulární projevy jedinců a v tom je její perspektiva nejen pro tuto práci, ale také pro zmíněný moderní přístup založený na důkazech.

1.4.1 Princip elektromyografie

Povrchová elektromyografie využívá toho, že vedení informace na neuromuskulární úrovni probíhá elektrochemickou cestou a svalová kontrakce je spouštěna změnou elektrického napětí na membránách svalových buněk, kterou je možné snímat. Z klidového záporného napětí až -90mV se při kontrakci vlákna sarkolema v krátkém okamžiku přepolarizuje na kladných 20 až 30mV a interferenci těchto potenciálů z mnoha vláken a motorických jednotek vzniká signál dostatečné amplitudy, aby mohl být snímán. (Konrad, 2005, pp. 6-8; Silbernagel, 2004, s. 46).

Z výše uvedeného vyplývá, že by změny napětí měly být registrovány pouze při kontrakci svalu. Za normálních podmínek však při měření vzniká elektrický šum přibližně 10 až 15mV , navíc při měření mohou vznikat i další nežádoucí artefakty o vyšších amplitudách, což negativně ovlivňuje získaná data. (Konrad, 2005, p. 22).

Nejčastěji pomocí dvojice elektrod, ať už jehlových, zavedených přímo do svalu nebo povrchových na kůži, zaznamenává polyelektromyograf změny elektrického napětí jednotlivých svalů. Díky umístění obou elektrod ve směru průběhu akčního potenciálu je zaznamenán ve stejném okamžiku rozdílný potenciál na každé z nich. Tento rozdíl je pak amplifikován v předzesilovači a porovnáním s referenční

elektrodou na elektricky neaktivním místě je odstraněn jiný elektrický šum a artefakty a výsledkem je záznam aktivity motorických jednotek měřeného svalu pod elektrodami. (Krobot, Kolářová, 2011, s. 16-18).

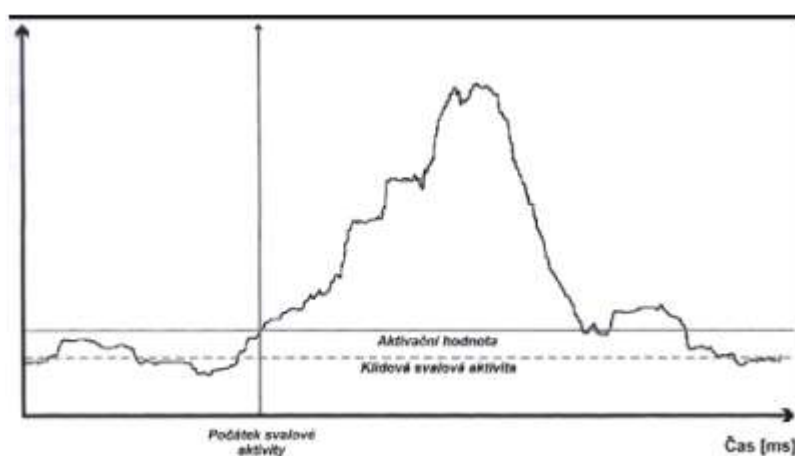
1.4.2 Elektromyografie v kineziologii

Při současné úrovni zaznamenávání a vyhodnocení elektromyogramu jsou z kineziologického pohledu nejvýtečnější tři základní a v dnešní době běžná využití EMG záznamu.

- Timing zapojení svalů
- Stanovení velikosti síly kontrakce
- Hodnocení únavy svalu

Při vhodně zvoleném prahu napětí dostatečně překračujícím klidový šum je z sEMG záznamu možné vyhodnocovat přesný moment aktivace daného svalu. Tento práh se nazývá aktivační hodnota (Obrázek 3) a většinou se určuje na úrovni o dvě, řidčeji pět směrodatných odchylek nad linií klidové aktivity. Signál musí být pro hodnocení timingu rektifikován a vyhlazen. Při takto standardizovaných podmínkách lze sledovat, v jaké sekvenci se všechny měřené svaly zapojují a podobně také relaxují a jestli existuje nějaký intraindividuální nebo interindividuální trend. Tedy zdali se mezi jednotlivými opakováními pohybu jednotlivce nebo mezi prováděním pohybu různými jednotlivci objevuje opakovaně stejný timing. (Konrad, 2005, p. 48; Krobot, Kolářová, 2011, s. 30-31).

Obrázek 3 Určení aktivační hodnoty

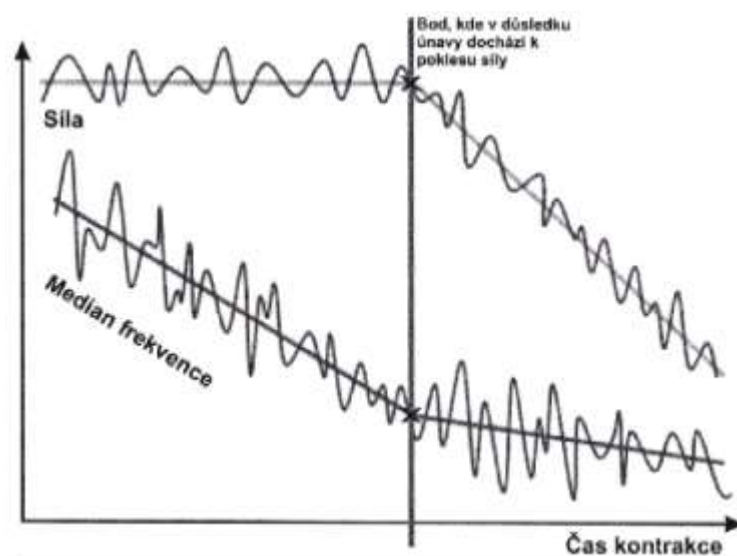


Určení aktivační hodnoty na dvě směrodatné odchylky nad průměrnou amplitudu klidové svalové aktivity. (Upraveno dle Krobot, Kolářová, 2011, s. 31).

Na již upraveném elektromyogramu lze pozorovat také rozdíly ve vynakládané síle při kontrakci, k tomu je však potřeba další úprava, normalizace, která představuje možnost vztažení velikosti amplitudy ke zvolené základní hodnotě. Bez normalizace by nebylo možné sílu na SEMG porovnávat, protože amplitudy signálu mohou být ovlivněny vnějšími faktory mnohem více, než reálnými vnitřními faktory a mohlo by nepředvídatelně vznikat zkreslení i v rámci řádů. Normalizovat signál lze procentuálním vyjádřením amplitudy například ve vztahu k maximální volní kontrakci (při testovaném pohybu se sval zapojí v určitém procentu své maximální síly) nebo ve vztahu ke klidové hodnotě (při daném posturálním testu je svalová aktivita určitým násobkem klidové aktivity svalu). První způsob je výhodnější pro hodnocení dynamických a silových aktivit, při statických aktivitách nebo k hodnocení svalů, u nichž je obtížné izolovaně dosáhnout maximální volní kontrakce je výhodnější vztah ke klidové aktivitě. Absolutní hodnocení svalové síly pomocí sEMG je však velmi obtížné. Skutečná svalová síla totiž nemusí odpovídat elektromyografické aktivitě, protože sval například k dosažení i menší síly může potřebovat aktivitu více motorických jednotek než jiný sval nebo sval jiného jedince a tím bude jeho sEMG aktivita paradoxně větší. Proto je v kineziologii využitelné spíše relativní hodnocení svalové síly při různých podmínkách. (Krobot, Kolářová, 2011, s. 33-35; Konrad, 2005, p. 49; De Luca, 2002, p. 10).

Svalová únava se na sEMG hodnotí podle toho, jakou strategii souhry motorických jednotek sval, respektive CNS, využívá. S nastupující únavou se postupně vyčerpávají látkové rezervy pro svalovou kontrakci, které jsou zpočátku kompenzovány synchronizací náboru motorických jednotek, z čehož pramení možnost zjistit svalovou únavu pomocí elektromyografie dříve, než se projeví i klinicky, jak ukazuje Obrázek 4 na straně 19. Aby bylo možné dosáhnout stejné síly kontrakce při klesající síle jednotlivých motorických jednotek, ty postupně začínají více a více využívat časové i prostorové sumace, což se na záznamu projevuje jako téměř lineární, progredující snižování frekvence a zároveň zvyšování amplitud. S využitím těchto poznatků lze svalovou únavu částečně předvídat i kvantifikovat. (Krobot, Kolářová, 2011, s. 31-32; De Luca, 2002, p. 10; Konrad, 2005, p. 50).

Obrázek 4 Vztah frekvence elektrické aktivity svalu a únavy



Vyjádření vztahu frekvence elektrické aktivity svalu a jeho únavy. (upraveno dle Krobot, Kolářová, 2011, s. 33).

1.4.3 Elektromyografie v klinické praxi

V dnešní klinické praxi je u nás neblahým fenoménem často minimalizovaný čas i prostředky na pacienta, což příliš nepřeje využívání povrchové elektromyografie u běžných pacientů. Přesto však by mohla najít využití alespoň v zařízeních, která disponují přístrojovým vybavením k sEMG. V dobře indikovaných případech a s využitím dostatečně známých až rutinních postupů by bylo možné těžit ze záznamu v relativně krátkém čase hodnotné informace zejména o progresi funkčních poruch svalů nebo naopak výsledcích rehabilitace a ještě snáze je snímání aktivity svalů využitelné jako zpětná vazba pacientu i terapeutovi při nácviku aktivace svalu v reálném čase. Stejně jako v kineziologickém výzkumu, může povrchová elektromyografie sloužit i v kineziologické praxi k hodnocení svalové únavy, čímž by se předcházelo negativním dopadům přetrénování. (Krobot, Kolářová, 2011, s. 6; De Luca, 2002, p. 10; Konrad, 2005, p. 5).

2 DEFINOVANÉ CÍLE A HYPOTÉZY

Tato práce je zaměřena na svalové synergie břišních svalů a jejím záměrem je především odhalit souvislosti v jejich spouštění s náročností požadavků na řídicí a výkonný systém stabilizace těla v prostoru. Vedle cílů výzkumných v podobě výsledků měření je tato práce psána také s cílem získat zkušenosti s měřením a vyhodnocováním elektromyografického signálu a vyhledáváním a zpracováváním vědecké literatury.

2.1 Cíl práce

Jedním ze základních výzkumných cílů této práce je zkoumat, jak se liší svalová aktivita a zapojování svalových synergií břišních svalů, skupin a svalových řetězců při různých úrovních náročnosti na posturální stabilizaci. Pomocí povrchové elektromyografie bude tato práce hledat kvantitativní nebo kvalitativní rozdíly v zapojených svalech v rámci provádění různých posturálních testů nejen z klinické praxe. Zaměřovat se bude zejména na to, které svaly se v těchto situacích zapojují, dále v jaké intenzitě a v neposlední řadě v jakém vzájemném vztahu k jiným svalům. Tyto cíle mohou být definovány následujícími výzkumnými otázkami a nulovými hypotézami:

2.1.1 Výzkumná otázka č. 1

Primárním dílčím cílem práce je hodnotit elektrickou aktivitu břišních svalů ve spolupráci - synergii mezi sebou a s dalšími svaly ve zvolených posturách. Výzkumná otázka a její čtyři nulové hypotézy jsou formulovány takto:

„Jaký je vztah břišních svalů k posturální náročnosti různých variant stoje v obraze povrchové elektromyografie.“

H₀₁: Intenzita zapojení zevních šikmých břišních svalů se nemění mezi prostým stojem a testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.

H₀₂: Intenzita elektrické svalové aktivity zevních šikmých břišních svalů se neliší mezi různými testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.

H₀₃: Intenzita zapojení přímých břišních svalů se nemění mezi prostým stojem a testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.

H₀4: Intenzita elektrické svalové aktivity přímých břišních svalů se neliší mezi různými testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.

2.1.2 Výzkumná otázka č. 2

Dalším dílčím cílem práce bude zhodnotit rozdíly ve výsledcích měření při vyřazení zrakové kontroly z celkové strategie udržení postury a objektivizovat případné rozdíly v nárocích na břišní svaly. Pro tuto oblast byla stanovena nulová hypotéza a výzkumná otázka:

„Jak se liší elektrická aktivita břišních svalů v různých variantách stoje při vyloučení zrakové kontroly.“

H₀5: Posturální náročnost z pohledu intenzity elektrické aktivity jednotlivých břišních svalů se v udržování postury nemění v závislosti na dostupnosti zrakové kontroly.

2.1.3 Výzkumná otázka č. 3

Záznamy sEMG testovaných variant stoje zahrnovaly také vybrané svaly dolních končetin a vzpřimovače trupu v místě největší lordózy. Byly také hodnoceny rozdíly v nárocích vybraných posturálních pozic na břišní svaly a svaly dolních končetin a vzpřimovačů trupu. Další výzkumná otázka a její dvě nulové hypotézy jsou tedy ve znění:

„Jaké existují rozdíly v elektrické aktivitě břišních svalů a svalů stojné dolní končetiny při vybraných posturálních situacích.“

H₀6: Nároky na svalovou aktivitu pro udržení postury se mění stejně pro břišní svaly i svaly dolních končetin.

H₀7: Nároky na svalovou aktivitu pro udržení postury se mění stejně pro břišní svaly i vzpřimovače páteře.

3 METODIKA PRAKTICKÉHO ZKOUMÁNÍ

3.1 Charakteristika testovaného souboru

V praktické části studie bylo naměřeno 16 probandů. Ve vzorku bylo zastoupeno 8 osob mužského pohlaví a 8 pohlaví ženského. Věkový průměr testovaných mužů byl $23,3 \pm 2,8$ let; tělesná výška $177,8 \pm 8,3$ cm; a hmotnost $73,6 \pm 16,4$ kg. Testované ženy byly v průměrném věku $24,5 \pm 2,5$ let; výšky $169,0 \pm 5,0$ cm; a hmotnosti $61,3 \pm 5,8$ kg. Viz Příloha 2. Do celkového souboru byly vybírány osoby bez žádné známé závažné diagnózy, zvláště v oblasti neurologické a myoskeletální, jaká by mohla ovlivnit výsledky. Současně bez žádné akutní infekce nebo porušení kožního krytu v místech měření.

3.1 Průběh měření

Měření probíhalo v prostředí kineziologické laboratoře na rehabilitačním oddělení fakultní nemocnice Olomouc. Podmínky byly optimalizovány na minimum rušivých vlivů ve standardním klimatickém prostředí místnosti. Každý proband byl vždy poučen o způsobu měření, typech prováděných testů, které si vyzkoušel i před zahájením měření. Všechny osoby ze vzorku byly testovány jednou, v předem definovaném pořadí testů. Podle dále popsaného způsobu byli vybaveni elektrodami a absolvovali nejprve měření aktivity v klidu a dále od jednoduchých posturálních testů k obtížnějším.

3.1.1 Postup přípravy k měření

V experimentální části diplomové práce bylo použito standardní povrchové elektromyografie. U všech probandů byl použit stejný přístroj, šestnáctikanálový polyelektromyograf výrobce Noraxon a software TeleMyo Research.

I. Proband byl poučen o způsobu a průběhu měření a byl mu k podpisu předložen informovaný souhlas s měřením, vyhodnocením a anonymním využitím výsledků pro tuto diplomovou práci. Viz příloha 1.

II. Byl spuštěn počítač a pomocí USB připojen přijímač signálu a videokamera. Byl zkontrolován stav jejich baterií a případně připojen příslušný napájecí kabel.

III. Pomocí cílené selektivní aktivace byla určena místa k aplikaci elektrod na povrchu kůže nad středem, respektive nejširším místem svalového břicha všech testovaných svalů.

IV. Všechna určená místa, včetně kostěného výstupku na spina iliaca anterior superior vlevo (SIAS), byla očištěna, odmaštěna a osušena pomocí bavlněného ručníku, abrazivní pasty a vody.

V. Byly použity vždy dosud nepoužité kulaté elektrody H92SG o rozměrech 57 mm x 34 mm pro všechny měřené svaly s výjimkou musculus serratus anterior a elektrody H124SG o průměru 24 mm pro serratus anterior a pro referenční svod. Elektrody měly shodnou velikost snímačů o ploše 80mm² a byly z výroby pokryty vodivým a adhezivním hydrogelem, ze kterého byla stržena ochranná fólie vždy až těsně před aplikací. Nad svalová břicha hodnocených svalů byla podle níže popsané lokalizace přiložena vždy dvojice samoadhezivních elektrod paralelně k průběhu vláken, cca 2cm od sebe, tedy tak, aby se vzájemně dotýkaly oválné nevodivé lemy elektrod svými delšími stranami. Na předem zvolený kostěný výstupek SIAS vlevo byla přiložena svodná elektroda pro uzemnění.

VI. Vysílač EMG signálu byl připevněn popruhem kolem pasu a postupně shora dolů byly k elektrodám připojovány kabely jednotlivých svodů.

VII. Přístroj a program byly spuštěny a selektivní aktivací jednotlivých svalů byla ozřejměna správnost zapojení a shoda popisků jednotlivých svodů.

VIII. Zdravotnickou lepicí páskou byly připevněny pevně k tělu a v dostatečné vzdálenosti od sebe předzesilovače signálu jednotlivých svodů a také volně visící kabely, aby se zabránilo vzniku artefaktů.

IX. V klidovém stoji byl orientačně zhodnocen průběh křivky sEMG signálu s cílem omezit na minimum případné vznikající rušení. Byly vypnuty mobilní telefony a jiná nepoužívaná elektrická zařízení a proband se nachystal k provádění testů v největší možné vzdálenosti od PC, kamery a kovových konstrukcí lehátek apod.

3.1.2 Rozmístění elektrod

Ke snímání svalové aktivity byly zvoleny dobře dostupné svaly ve svém pokud možno nejširším průřezu nebo v průběhu vláken v nejsnáze měřitelném místě. Pokud nebylo svalové břicho a jeho nejširší část zřejmě už z pouhé aspekce, bylo umístění elektrod vybráno palpací svalových bříšek při pohybu přibližně odpovídajícímu svalovému testu podle Jandy. Podobným způsobem byla provedena selektivní aktivace svalů za účelem kontroly signálu na monitoru po zapojení svodů. Rozmístění snímačů bylo prováděno následujícím způsobem:

Musculus serratus anterior na anterolaterální ploše hrudníku, na bříšku svalu 7-9 žebra. Selektivní aktivace svalu pro výběr vhodného umístění elektrod byla prováděna vleže na zádech s flektovanými dolními končetinami, s testovanou horní končetinou v 90° flexi v ramenním kloubu a plné flexi v lokti. Pohybem paže směrem ke stropu (za loktem) byla ozřejměna bříska svalu.

Musculus rectus abdominis, dolní svazky, ve výši umbilicu. Svalové břicho bylo palpováno vleže na zádech s mírně podloženými koleny při plynulé obloukovité flexi trupu.

Musculus obliquus externus abdominis ve výši umbilicu. Místo k aplikaci elektrod bylo vybráno ve stejné výchozí pozici jako u musculus rectus abdominis, při plynulé obloukovité flexi s rotací trupu k opačné straně.

Musculus tibialis anterior těsně pod úrovní hlavičky fibuly. Aktivita svalu byla palpována při dorzální flexi v hleznu se supinací.

Musculi erectorae spinae ve výši největší lordózy. Paravertebrální valy byly ve všech případech zřetelně viditelné pouhým okem.

Musculus biceps femoris, střední část. Umístění elektrod bylo ověřeno pohybem do flexe v koleni při zevní rotaci v kyčli.

Musculus gastrocnemius lateralis, nejširší část bříska. Konfigurace svalu většinou umožňuje určit střed svalu pouhým pohledem, pro ověření proband prováděl unilaterální stoj na špičce testované dolní končetiny s extendovaným kolenem. (Janda, 2004, s. 46-235).

3.1.3 Klidový stav

Neuromuskulární systém je ve své fyziologické podstatě aktivní za všech, i sebevíce klidových podmínek, protože je na membránách jeho buněk neustále vytvářen a udržován elektrochemický gradient. Ve skutečnosti je právě naopak změna v podobě akčního potenciálu prakticky pasivním dějem a energie ve formě ATP je spotřebovávána k udržování klidového napětí, které akční potenciál umožňuje. (Silbernagel, 2004, s. 46-63). Stejně tak, jako není pasivním dějem, není klidový stav svalů ani dějem zcela statickým a i nejméně posturálně náročná situace je udržována alespoň minimálními oscilacemi kolem požadované pozice. (Véle, 2006, s. 97-98).

Klidová aktivita v této práci byla hodnocena v pětivteřinovém intervalu prostého stoje, aby bylo možné porovnávat v jednotlivých posturálních testech jejich náročnost procentuálním vztahem.

3.1.4 Posturální testy

Byly vybrány testy z klinické praxe, zejména Rombergovy zkoušky včetně jejich obtížnějších modifikací (Kolář, 2010b, s. 47-48), jako například unilaterální stoj, tedy zúžení opěrné báze a dále obdoba těchto testů na měkké podložce (standardizovaná molitanová podložka k Long Forceplate společnosti Neurocom, cca 10 cm) a kulové úseči (rovněž standardní pomůcka z klinické praxe, cca 40 cm široká, 10 cm vysoká). Testy byly doplněny vždy variantou s otevřenýma očima i vyloučením zrakové kontroly, takže vznikla baterie dvakrát deseti posturálních situací.

Probandům byly předneseny instrukce pokusit se v každé poloze vydržet celých pět vteřin s pažemi připaženými k tělu, pokud možno. Neudržel-li proband pozici požadovanou dobu, byly provedeny vždy maximálně dva další opravné pokusy daného testu. V případě, že testovaná osoba test nezvládla ani opakovaně, byl ukončen a vyhodnocen z nejdelšího naměřeného úseku.

Všechny vybrané testy a pozice byly prováděny v předem zvoleném pořadí, jak ukazuje Tabulka 1 (str. 26) nejprve s otevřenýma očima, a poté znovu všech deset testů bez zrakové kontroly. V přestávkách mezi jednotlivými testy měli probandi možnost oči otevřít.

Tabulka 1 Baterie testů praktické části práce

Otevřené oči	Bez zrakové kontroly
Prostý stoj, chodidla na šířku pánve	Prostý stoj, chodidla na šířku pánve, zavřené oči
Stoj spojný	Stoj spojný, zavřené oči
Z prostého stoje stoj na PDK	Z prostého stoje stoj na PDK, zavřené oči
Z prostého stoje stoj na LDK	Z prostého stoje stoj na LDK, zavřené oči
Stoj na molitanu, chodidla na šířku pánve	Stoj na molitanu, chodidla na šířku pánve, zavřené oči
Ze stoje na molitanu, stoj na PDK	Ze stoje na molitanu, stoj na PDK, zavřené oči
Ze stoje na molitanu, stoj na LDK	Ze stoje na molitanu, stoj na LDK, zavřené oči
Stoj na kulové úseči, chodidla na šířku pánve	Stoj na kulové úseči, chodidla na šířku pánve, zavřené oči
Ze stoje na kulové úseči s PDK ve středu plochy, zdvih LDK nad podložku	Ze stoje na kulové úseči s PDK ve středu plochy, zdvih LDK nad podložku, zavřené oči
Ze stoje na kulové úseči s LDK ve středu plochy, zdvih PDK nad podložku	Ze stoje na kulové úseči s LDK ve středu plochy, zdvih PDK nad podložku, zavřené oči

3.2 Statistické vyhodnocení

Data získaná z programy TeleMyo Research byla statisticky zpracována s použitím programu Statistica CZ. Byly určeny základní statistické veličiny – aritmetický průměr a směrodatné odchylky, medián, maximální a minimální hodnoty sledovaných souborů hodnot. Hypotézy byly testovány na hladině statistické významnosti $p=0,05$. K porovnání výsledků testů mezi sebou byl používán dvouvýběrový T-test. Dále byly provedeny analýzy rozptylů hodnot podle Friedmannovy metody; korelace dvou nezávisle proměnných byly prováděny Wilcoxonovým párovým testem, kde za vysokou závislost byly považovány koeficienty korelace nad 0,7; závisle proměnné byly hodnoceny Scheffého testem. Následně byly vybírány výsledky testů nejlépe odpovídajících kladeným hypotézám.

4 VÝSLEDKY MĚŘENÍ

Při vyhodnocování sEMG signálu v programu TeleMyo Research se porovnáním s videozáznamem ukázalo, že v obtížnějších posturálních situacích většina probandu není schopna dodržet podmínku připažení. Z toho důvodu není možné hodnotit posturální aktivitu předních pilovitých svalů, protože je značně zkreslována fazickou aktivitou při kompenzačních pohybech horních končetin, a proto byly jejich signály z hodnocení vyřazeny.

Na základě provedených měření byla vyhodnocena pětivteřinová klidová aktivita ve stoji a z průměru amplitudy elektrického signálu každého svalu byla připočtením dvou směrodatných odchylek stanovena aktivační hodnota pro každý sval. Viz Tabulka 2.

Tabulka 2 Aktivační hodnoty

Klidová aktivita v prostém stoji	Aktivační hodnoty												
		LT EXT.OBLIQUE	RT EXT.OBLIQUE	LT RECT.ABDOM.LO.	RT RECT.ABDOM.LO.	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	LT BICEPS FEM.	RT BICEPS FEM.	LT LAT. GASTRO	RT LAT. GASTRO	LT TIB.ANT.	RT TIB.ANT.
M1	Klidová hodnota + 2SD v μV	5,99	11,94	2,94	3,27	3,65	6,38	30,70	8,32	20,88	4,15	3,14	3,44
M2		5,82	3,78	5,25	10,38	3,26	2,84	3,05	21,43	1,33	4,28	12,72	3,56
M3		5,75	28,90	18,89	6,55	5,13	2,46	3,16	22,66	18,91	11,55	3,49	5,79
M4		6,05	10,87	10,11	8,83	2,02	15,59	10,91	30,83	33,61	8,90	5,68	1,96
M5		5,68	17,89	16,48	4,42	8,94	6,12	11,53	15,46	18,83	8,14	4,37	7,91
M6		5,71	9,36	9,59	4,41	7,53	9,34	16,04	27,49	5,67	7,47	3,28	32,68
M7		5,82	7,64	11,85	1,94	3,25	3,33	3,35	2,59	1,05	8,03	2,82	3,62
M8		5,66	6,60	4,40	2,68	2,04	6,23	23,96	1,96	8,38	10,27	1,76	3,32
W1	Klidová hodnota + 2SD v μV	6,04	20,56	14,36	4,04	3,68	4,08	10,36	5,33	2,46	7,11	4,92	28,45
W2		5,56	18,39	15,20	3,33	6,09	8,24	21,33	6,17	10,95	6,54	3,66	5,14
W3		4,78	5,50	4,54	1,95	2,95	2,48	4,64	18,02	2,14	5,42	1,95	7,15
W4		5,59	6,88	10,17	3,09	4,18	2,60	2,71	13,81	2,20	3,55	3,48	10,98
W5		5,69	18,23	20,25	4,18	6,43	5,11	8,69	1,42	44,17	6,59	4,19	7,28
W6		5,85	11,72	15,73	2,96	4,64	2,38	2,42	1,70	4,38	3,93	2,56	3,98
W7		5,85	6,45	14,32	2,49	3,90	4,78	5,17	5,78	1,95	8,31	3,03	23,66
W8		5,97	7,43	6,99	1,88	40,25	6,63	2,65	5,07	8,97	3,86	1,96	9,63

Legenda: M1-M8 - probandi muži; W1-W8 - probandi ženy; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní bříško musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior; SD – směrodatná odchylka.

Následně byly vypočteny průměrné amplitudy všech signálů také ve třech vybraných testech, a to v unilaterálním stoji na PDK i LDK s otevřenýma očima, v unilaterálním stoji na PDK i LDK s vyloučením zrakové kontroly a v unilaterálním stoji na PDK i LDK na kulové úseči s otevřenýma očima. Výsledné průměry byly vyděleny aktivačními hodnotami příslušnými k daným měřeným svalům a tím byla hodnocena náročnost dané posturální pozice v násobcích aktivačních hodnot.

Tabulka 3 hodnotí elektrickou aktivitu vybraných svalů při podmínce unilaterálního stoje na PDK s otevřenýma očima.

Tabulka 3 Stoj na PDK

		LT EXT.OBLIQUE	RT EXT.OBLIQUE	LT RECT.ABDOM.LO	RT RECT.ABDOM.LO.	RT TIB.ANT	LT THORACICES	RT THORACICES	RT BICEPS FEM.	RT LAT. GASTRO
M1	násobky aktivační hodnoty	2,35	0,68	1,37	1,25	16,70	2,70	1,44	0,87	5,50
M2		0,87	1,58	1,83	0,79	21,14	1,00	1,36	0,35	4,79
M3		4,45	0,55	0,69	1,42	16,75	1,17	2,66	0,64	2,91
M4		1,43	0,75	0,29	0,26	19,18	5,40	0,30	0,10	3,58
M5		3,03	0,60	0,16	0,51	8,52	0,63	1,06	1,02	4,01
M6		1,16	0,77	0,29	0,56	1,91	2,51	1,03	0,19	3,24
M7		2,49	1,16	0,17	1,56	16,34	3,66	0,88	1,96	2,27
M8		1,08	0,68	0,89	0,97	6,84	5,05	4,23	4,78	2,85
W1	násobky aktivační hodnoty	2,12	0,45	0,24	0,96	2,06	1,81	1,97	1,26	3,44
W2		1,41	0,57	0,15	0,90	5,77	2,14	1,86	0,49	3,66
W3		0,92	0,84	0,51	1,52	4,99	2,36	2,08	0,34	2,24
W4		1,07	1,57	0,25	1,08	5,33	1,12	3,46	0,34	11,88
W5		3,75	0,69	0,21	0,82	6,31	0,76	0,65	12,26	4,69
W6		1,58	0,95	0,28	1,20	25,16	0,66	1,62	16,03	5,15
W7		0,96	1,75	0,16	0,96	2,04	0,53	0,66	1,70	0,44
W8		2,22	1,04	0,54	1,74	5,80	0,18	1,14	1,44	8,58

Legenda: M1-M8 - probandi muži; W1-W8 - probandi ženy; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní břicho musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior; SD – směrodatná odchylka.

Stejnou podmínku na levé dolní končetině, tedy stoj na LDK s otevřenýma očima hodnotí Tabulka 4.

Tabulka 4 Stoj na LDK

		LT EXT.OBLIQUE	RT EXT.OBLIQUE	LT RECT.ABDOM.LO	RT RECT.ABDOM.LO.	LT TIB.ANT.	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	LT BICEPS FEM.	LT LAT. GASTRO
M1	násobky aktivací hodnoty	4,98	0,50	2,33	2,20	18,77	2,00	2,09	0,12	0,71
M2		1,53	0,82	1,22	0,52	4,66	1,14	1,74	4,49	17,00
M3		3,17	0,48	0,43	1,25	10,21	0,64	1,01	3,28	1,70
M4		1,63	0,93	0,37	0,33	9,18	5,92	0,57	1,98	0,72
M5		2,31	0,72	0,24	0,78	19,23	0,79	2,78	0,40	1,44
M6		1,07	0,68	0,26	0,49	17,26	0,41	2,20	0,16	4,79
M7		2,31	3,06	0,21	3,08	16,11	1,52	1,23	3,58	27,85
M8		0,99	0,68	0,56	0,65	28,70	4,61	2,55	0,12	3,06
W1	násobky aktivací hodnoty	2,45	0,44	0,29	0,95	10,07	1,28	5,17	0,72	8,83
W2		1,76	0,73	0,19	1,03	15,19	2,40	3,43	0,45	1,88
W3		1,09	0,83	0,56	1,37	20,14	1,97	4,99	0,64	6,22
W4		2,14	2,18	0,45	2,28	19,97	1,40	3,56	2,48	8,70
W5		3,09	0,87	0,19	0,90	9,69	0,63	0,93	4,19	0,47
W6		1,48	0,72	0,18	1,59	27,21	0,47	1,20	4,19	4,36
W7		1,03	1,70	0,18	1,09	33,07	0,59	0,68	2,01	9,10
W8		1,09	0,77	0,39	1,11	13,80	0,12	0,92	0,60	2,05

Legenda: M1-M8 - probandi muži; W1-W8 - probandi ženy; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní břicho musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior.

Tabulka 5 ukazuje násobky aktivačních hodnot ve stoji na PDK bez zrakové kontroly.

Tabulka 5 Stoj na PDK, zavřené oči

		LT EXT.OBLIQUE	RT EXT.OBLIQUE	LT RECT.ABDOM.LO	RT RECT.ABDOM.LO.	RT TIB.ANT	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	RT BICEPS FEM.	RT LAT. GASTRO
M1	násobky aktivační hodnoty	2,78	0,94	1,93	2,61	25,13	3,75	1,33	1,16	7,49
M2		1,06	1,34	1,20	0,33	39,32	1,24	1,34	0,45	8,42
M3		1,85	0,25	0,23	0,53	10,70	3,42	3,16	0,56	2,10
M4		1,06	0,59	0,21	0,23	27,06	3,37	0,16	0,13	5,44
M5		4,09	0,72	0,22	0,66	17,52	1,04	1,51	0,75	8,26
M6		1,07	0,54	0,24	0,43	2,23	2,57	0,94	0,17	5,13
M7		1,80	1,14	0,15	1,93	14,87	4,07	0,93	2,68	2,21
M8		0,68	0,57	0,38	0,56	9,56	3,73	1,43	4,37	2,34
W1		1,96	0,33	0,20	0,79	3,15	2,34	2,15	1,58	5,99
W2		1,73	0,56	0,17	0,91	7,08	4,62	1,71	0,61	4,59
W3		4,78	2,01	1,02	2,71	13,63	4,76	3,46	1,66	5,63
W4		1,07	1,65	0,29	1,15	6,97	1,95	4,09	0,52	11,65
W5		4,27	0,55	0,55	0,92	10,13	2,99	1,06	14,73	5,45
W6		2,03	1,30	0,56	1,75	48,31	1,84	3,43	29,54	8,64
W7		1,44	1,91	0,20	1,02	4,10	0,54	0,67	2,08	0,46
W8		2,46	0,95	0,37	1,30	8,01	0,12	0,86	1,23	13,84

Legenda: M1-M8 - probandi muži; W1-W8 - probandi ženy; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní bříško musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior.

Tutéž podmínku na LDK vyjadřuje Tabulka 6.

Tabulka 6 Stoj na LDK, zavřené oči

		LT EXT.OBLIQUE	RT EXT.OBLIQUE	LT RECT.ABDOM.LO	RT RECT.ABDOM.LO.	LT TIB.ANT.	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	LT BICEPS FEM.	LT LAT. GASTRO
M1	násobky aktivací hodnoty	6,78	0,76	1,42	1,19	38,62	1,90	3,27	0,30	1,04
M2		1,19	1,16	0,97	0,32	7,39	1,15	1,48	5,03	19,90
M3		2,63	0,41	0,28	0,98	29,55	1,74	5,27	11,69	2,28
M4		1,24	1,00	0,26	0,27	9,96	3,42	0,37	1,88	0,73
M5		1,95	1,03	0,17	0,61	20,39	0,68	1,84	1,66	1,72
M6		1,01	0,73	0,23	0,43	22,05	0,63	1,46	1,62	4,48
M7		3,43	2,62	0,39	6,23	31,04	2,98	6,98	9,95	32,19
M8		0,72	0,58	0,49	0,52	37,45	3,59	1,60	0,16	2,89
W1	násobky aktivací hodnoty	2,80	0,41	0,28	0,88	18,28	4,80	6,75	1,65	13,98
W2		1,95	1,26	0,28	2,13	22,69	5,81	6,68	0,97	2,64
W3		1,12	1,20	0,59	1,45	39,42	1,94	3,62	1,33	12,81
W4		1,18	1,22	0,29	1,06	13,47	1,40	4,90	4,97	7,62
W5		5,74	1,27	0,29	1,52	19,76	2,34	2,69	5,70	0,61
W6		1,37	0,76	0,23	1,65	55,84	0,88	4,05	11,44	7,98
W7		1,15	2,55	0,16	0,91	61,29	0,58	0,78	1,98	12,90
W8		1,47	0,89	0,39	1,20	22,61	0,11	0,73	1,60	3,52

Legenda: M1-M8 - probandi muži; W1-W8 - probandi ženy; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní břicho musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior.

Tabulka 7 ukazuje hodnoty naměřené ve stoji na pravé dolní končetině na kulové úseči.

Tabulka 7 Stoj na PDK na úseči

		LT EXT.OBLIQUE	RT EXT.OBLIQUE	LT RECT.ABDOM.LO	RT RECT.ABDOM.LO.	RT TIB.ANT	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	RT BICEPS FEM.	RT LAT. GASTRO
M1	násobky aktivací hodnoty	2,12	0,81	1,06	1,43	20,71	3,14	1,46	1,91	6,57
M2		1,63	1,25	0,71	0,29	40,79	1,27	2,00	0,38	7,97
M3		3,54	0,36	0,30	0,84	9,00	2,86	3,43	0,54	2,18
M4		1,70	0,78	0,34	0,25	44,74	10,12	0,44	0,13	7,97
M5		6,06	1,03	0,28	0,79	16,47	3,30	3,31	3,37	11,13
M6		1,13	0,89	0,23	0,44	2,58	2,20	0,88	0,19	3,85
M7		2,68	1,11	0,18	2,12	12,25	4,51	1,93	2,35	2,28
M8		0,70	0,61	0,41	0,52	8,76	3,68	2,21	2,26	1,58
W1	násobky aktivací hodnoty	1,75	0,33	0,16	0,78	1,48	2,82	2,20	1,00	4,68
W2		2,10	0,54	0,20	0,95	6,85	9,89	2,39	1,04	3,74
W3		0,94	0,76	0,51	1,26	3,02	1,93	2,45	0,38	2,27
W4		1,75	1,62	0,29	1,15	7,11	2,51	6,69	1,03	9,94
W5		2,54	0,35	0,19	0,84	5,88	1,39	1,52	20,52	2,57
W6		1,43	0,73	0,31	1,23	37,09	0,81	1,80	21,90	8,34
W7		1,90	3,30	0,22	1,32	5,35	1,07	1,04	1,77	0,90
W8		2,12	0,86	0,34	1,26	6,93	0,14	1,06	1,43	12,73

Legenda: M1-M8 - probandi muži; W1-W8 - probandi ženy; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní bříško musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior.

Totéž na druhostranné končetině vyjadřuje Tabulka 8.

Tabulka 8 Stoj na LDK na úseči

		LT EXT.OBLIQUE	RT EXT.OBLIQUE	LT RECT.ABDOM.LO	RT RECT.ABDOM.LO.	LT TIB.ANT.	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	LT BICEPS FEM.	LT LAT. GASTRO
M1	násobky aktivizační hodnoty	9,64	3,16	2,80	3,09	73,17	4,53	4,52	0,98	2,00
M2		1,40	2,63	0,93	0,33	5,06	0,95	1,08	4,32	16,35
M3		2,41	0,25	0,37	1,20	24,85	1,39	2,30	9,25	2,34
M4		1,94	0,88	0,37	0,26	9,54	5,73	0,56	1,97	1,01
M5		2,90	1,29	0,25	1,05	32,29	2,12	4,36	2,95	2,76
M6		1,07	1,14	0,25	0,48	24,60	0,79	1,67	0,38	3,89
M7		2,74	2,08	0,25	2,36	15,73	5,09	3,09	9,79	18,23
M8		0,85	0,80	0,41	0,54	46,15	4,41	1,28	0,22	2,51
W1		2,02	0,33	0,21	0,63	19,18	2,15	5,83	0,75	15,90
W2		2,10	0,64	0,26	1,47	22,11	5,59	5,88	0,83	3,92
W3		1,11	1,22	0,56	1,37	30,66	1,56	2,44	1,38	8,82
W4		1,57	1,88	0,41	1,84	29,27	2,73	5,32	7,90	12,15
W5		2,70	0,53	0,18	0,74	11,72	1,07	2,23	3,97	0,37
W6		1,34	0,86	0,18	1,27	13,74	0,60	1,49	4,51	3,74
W7		1,06	3,84	0,17	1,34	59,23	0,58	1,23	0,78	26,53
W8		1,38	0,91	0,36	1,25	25,29	0,17	0,92	3,57	5,13

Legenda: M1-M8 - probandi muži; W1-W8 - probandi ženy; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní břicho musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior.

4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

První výzkumná otázka ve formulaci: „*Jaký je vztah břišních svalů k posturální náročnosti různých variant stoje v obraze povrchové elektromyografie.*“ zahrnovala čtyři hypotézy.

Hypotézu **H₀₁** ve znění: „Intenzita zapojení zevních šikmých břišních svalů se nemění mezi prostým stojem a testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.“ zamítáme.

Elektrická aktivita šikmých břišních svalů je oproti klidové aktivitě v prostém stoji oboustranně statisticky významně vyšší ve všech sledovaných testech, a to dokonce na hladině $p=0,001$.

Hypotézu **H₀₂**: „Intenzita elektrické svalové aktivity zevních šikmých břišních svalů se neliší mezi různými testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.“ nelze zamítnout.

Rozdíl v intenzitě jejich aktivity mezi stojem na jedné dolní končetině s otevřenýma očima a stojem na kulové úseči se na statisticky významné hladině $p=0,05$ neprokázal.

Hypotézu **H₀₃**: „Intenzita zapojení přímých břišních svalů se nemění mezi prostým stojem a testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.“ a zároveň

Hypotézu **H₀₄**: „Intenzita elektrické svalové aktivity přímých břišních svalů se neliší mezi různými testovanými variantami stoje na jedné dolní končetině.“ Nelze zamítnout.

Statisticky významný rozdíl v aktivitě přímých břišních svalů se prokázal pouze v jediné podmínce na straně nestojné dolní končetiny.

Hladiny statistické významnosti všech testovaných nulových hypotéz výzkumné otázky č. 1 ukazuje Tabulka 9.

Tabulka 9 Statistická významnost otázky č. 1

Statistická významnost otázky č. 1	Stojná strana EXT.OBLIQUE	Nestojná strana EXT.OBLIQUE	Stojná strana RECT.ABDOM.LO.	Nestojná strana RECT.ABDOM.LO.
1a2	0,000	0,000	0,087	0,046
1a3	0,000	0,000	0,161	0,127
1a4	0,001	0,000	0,216	0,163
2a4	0,362	0,087	0,434	0,184

Legenda: EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; řádky – porovnávané testy; 1 – prostý stoj; 2 – stoj na jedné DK; 3 – stoj na jedné DK bez zrakové kontroly; 4 – stoj na jedné DK na úseči; zvýrazněná pole – statisticky významný rozdíl

4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Druhá výzkumná otázka „*Jak se liší elektrická aktivita břišních svalů v různých variantách stoje při vyloučení zrakové kontroly.*“ Byla definována jednou hypotézou.

Hypotézu **H₀₅**: „Posturální náročnost z pohledu intenzity elektrické aktivity jednotlivých břišních svalů se v udržování postury nemění v závislosti na dostupnosti zrakové kontroly.“ Nelze zamítnout.

Jak ukazuje Tabulka 10, rozdíl v elektrické aktivitě břišních svalů při unilaterálním stoji s otevřenýma očima a s vyloučením zrakové kontroly není statisticky významný.

Tabulka 10 Statistická významnost otázky č. 2

Statistická významnost otázky č. 2	Stojná strana EXT.OBLIQUE	Nestojná strana EXT.OBLIQUE	Stojná strana RECT.ABDOM.LO.	Nestojná strana RECT.ABDOM.LO.
3a2	0,274	0,347	0,997	0,694
3a4	0,928	0,476	0,654	0,374

Legenda: EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; řádky – porovnávané testy; 1 – prostý stoj; 2 – stoj na jedné DK; 3 – stoj na jedné DK bez zrakové kontroly; 4 – stoj na jedné DK na úseči; zvýrazněná pole – statisticky významný rozdíl

4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

„Jaké existují rozdíly v elektrické aktivitě břišních svalů a svalů stojné dolní končetiny při vybraných posturálních situacích.“

Hypotézu **H₀₆**: „Nároky na svalovou aktivitu pro udržení postury se mění stejně pro břišní svaly i svaly dolních končetin.“ zamítáme.

Hypotézu **H₀₇**: „Nároky na svalovou aktivitu pro udržení postury se mění stejně pro břišní svaly i vzpřimovače páteře.“ taktéž zamítáme.

Hodnoty Spearmanovy korelace na hladině statistické významnosti $p=0,05$ mezi břišními svaly a svaly DKK a trupu ukazuje Tabulka 11 na straně 36, kde žádná dvojice svalů nevykazuje vysokou závislost, což vede k zamítnutí nulových hypotéz **H₀₆** a **H₀₇**. Oproti břišním svalům svaly dolních končetin a vzpřimovače páteře vykazují statisticky významný rozdíl mezi intenzitou zapojení v různých variantách stoje, jak ukazuje Graf 1 na straně 37 a Tabulka 12 na straně 36.

Tabulka 11 Spearmanovy korelace

	LT TIB.ANT.	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	LT BICEPS FEM.	LT LAT. GASTRO		LT TIB.ANT.	LT THORACIC ES	RT THORACIC ES	LT BICEPS FEM.	LT LAT. GASTRO
Stoje na PDK						Stoje na LDK					
RT EXT. OBLIQUE	0,36	-0,04	0,15	0,13	0,33	LT EXT. OBLIQUE	0,49	0,51	0,69	0,54	0,37
LT EXT. OBLIQUE	0,65	0,37	0,54	0,47	0,62	RT EXT. OBLIQUE	0,46	0,19	0,24	0,44	0,52
RT RECT. ABDOM.LO	0,27	0,11	0,51	0,55	0,29	LT RECT. ABDOM.LO	-0,41	0,02	-0,29	-0,38	-0,32
LT RECT. ABDOM.LO	-0,07	-0,19	-0,14	-0,17	-0,09	RT RECT. ABDOM.LO	0,56	0,18	0,59	0,41	0,36

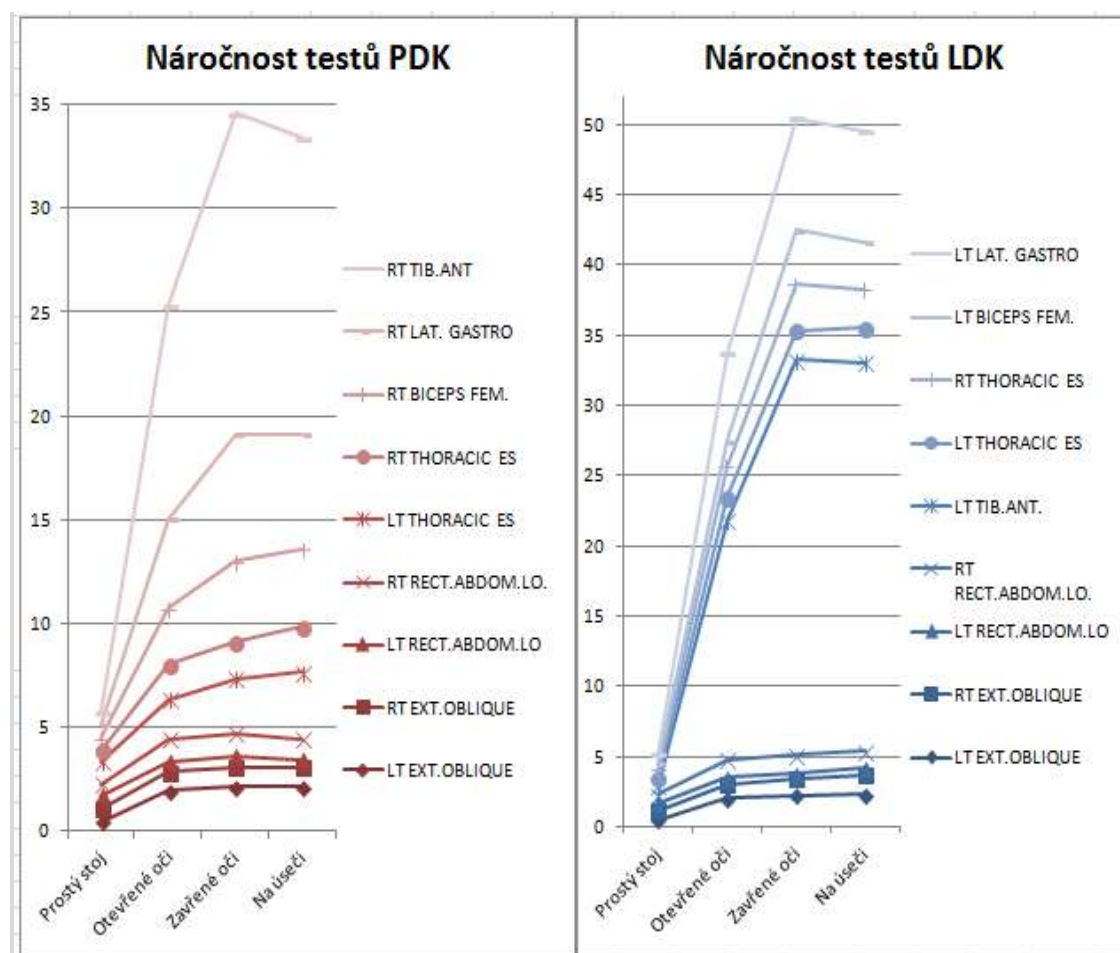
Legenda: LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní břicho musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior; tučně vyznačené jsou středně závislé proměnné.

Tabulka 12 Statistická významnost u otázky č. 3

Statistická významnost u otázky č. 3	Stojná strana EXT.OBLIQUE	Nestojná strana EXT.OBLIQUE	Stojná strana RECT.ABDOM.LO.	Nestojná strana RECT.ABDOM.LO.	Stojná strana THORACIC ES	Nestojná strana THORACIC ES	Stojná DK BICEPS FEM.	Stojná DK LAT. GASTRO	Stojná DK TIB.ANT
1a2	0,000	0,000	0,087	0,046	0,017	0,000	0,008	0,000	0,000
1a3	0,000	0,000	0,161	0,127	0,003	0,000	0,004	0,000	0,000
1a4	0,001	0,000	0,216	0,163	0,001	0,000	0,003	0,000	0,000
2a3	0,274	0,347	0,997	0,694	0,170	0,007	0,006	0,000	0,000
2a4	0,362	0,087	0,434	0,184	0,002	0,009	0,006	0,059	0,002
3a4	0,928	0,476	0,654	0,374	0,078	0,932	0,451	0,645	0,704

Legenda: EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. - biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní břicho musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior; Řádky – porovnávané testy; 1 – prostý stoj; 2 – stoj na jedné DK; 3 – stoj na jedné DK bez zrakové kontroly; 4 stoj na jedné DK na úseči; zvýrazněná pole – statisticky významný rozdíl.

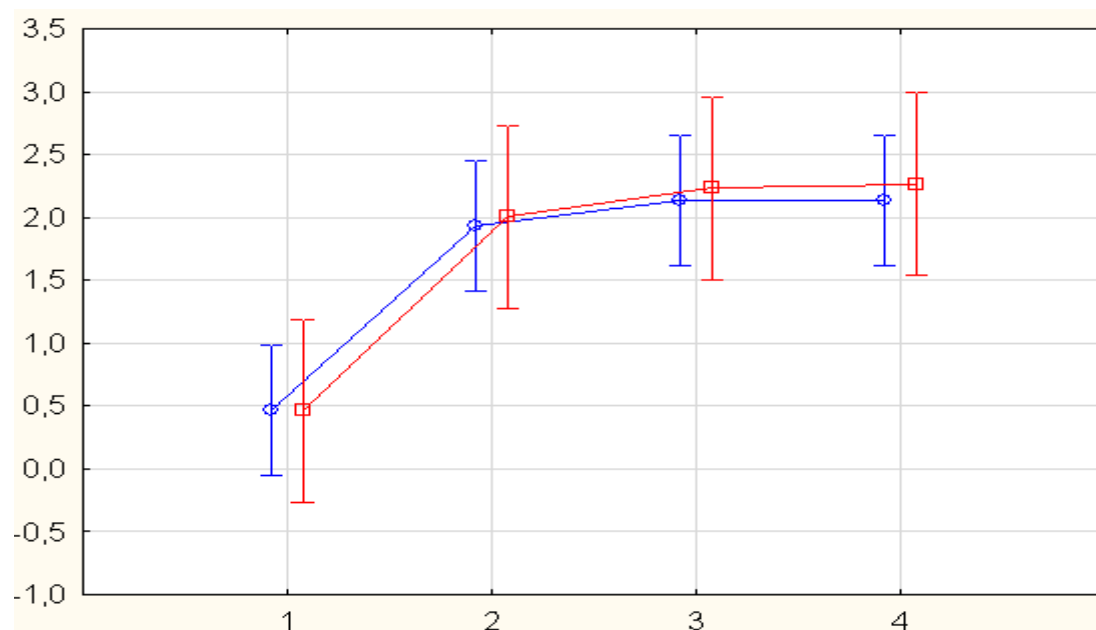
Graf 1 Náročnost testů



Legenda: Osa X – varianty stoje; Osa Y – násobky aktivačních hodnot; LT – levý; RT – pravý; EXT.OBLIQUE – zevní šikmý břišní sval; RECT.ABDOM.LO. – přímý břišní sval; THORACIC ES – vzpřimovače páteře v místě největší lordózy; BICEPS FEM. – biceps femoris; LAT. GASTRO – zevní bříško musculus gastrocnemius; TIB.ANT. – musculus tibialis anterior.

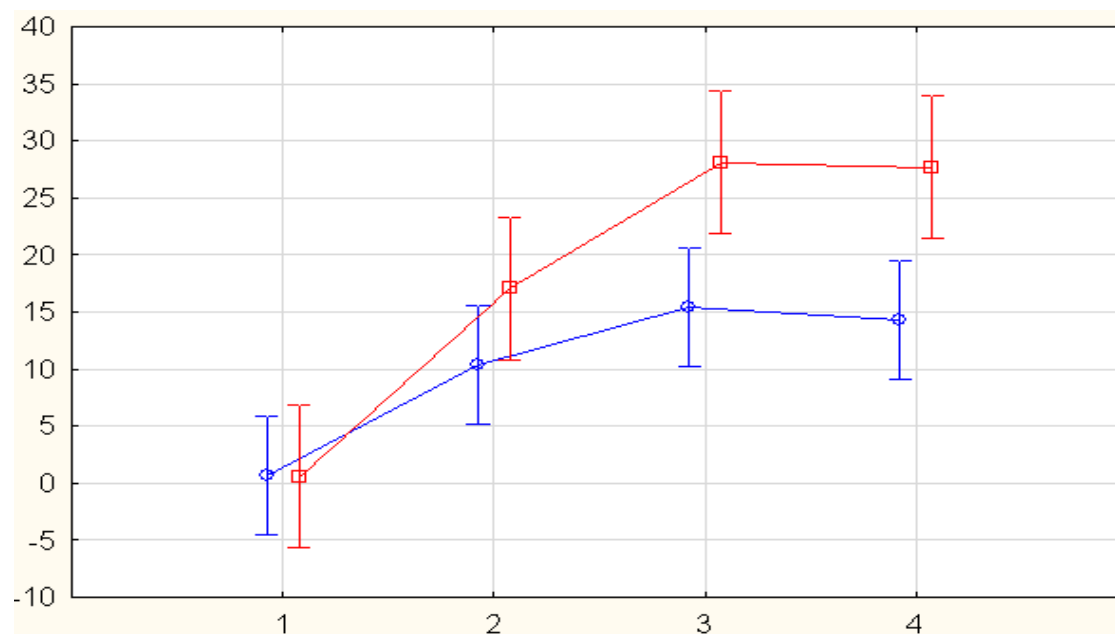
Graf 2 a Graf 3 na straně 38 na příkladu musculus externus obliquus a tibialis anterior ukazují rozdíl ve zvyšování náročnosti testů mezi svaly břicha a DKK včetně intervalu spolehlivosti podle Scheffého testu z Friedmanovy analýzy rozptylu.

Graf 2 Musculus obliquus externus abdominis



Legenda: Aktivita musculus obliquus externus ve stoji na stejnostranné DK; červená – stoj na levé; modrá – stoj na pravé; Osa X – jednotlivé testy; 1 – prostý stoj; 2 – stoj na jedné DK; 3 – stoj na jedné DK bez zrakové kontroly; 4 stoj na jedné DK na úseči; Osa Y – násobky aktivačních hodnot; vertikální sloupce označují intervaly spolehlivosti podle Scheffého testu.

Graf 3 Musculus tibialis anterior



Legenda: Aktivita musculus tibialis anterior ve stoji na stejnostranné DK; červená – stoj na levé; modrá – stoj na pravé; Osa X – jednotlivé testy; 1 – prostý stoj; 2 – stoj na jedné DK; 3 – stoj na jedné DK bez zrakové kontroly; 4 stoj na jedné DK na úseči; Osa Y – násobky aktivačních hodnot; vertikální sloupce označují intervaly spolehlivosti podle Scheffého testu.

5 DISKUZE

Smyslem této kapitoly je shrnout poznatky vyplývající z výsledků praktické části práce s jejími teoretickými podklady a porovnávat je s výstupy vědeckých publikací dalších autorů s podobnými a souvisejícími tématy.

V diplomové práci jsme se zaměřili na sEMG sledování svalových synergií břišních svalů (ve smyslu sdílení úlohy skupinou nebo skupinami svalů) při různých posturálních testech. Aktivitu jsme snímali ze 14 svalů, a to vždy bilaterálně musculus obliquus externus abdominis; dolní část musculus rectus abdominis; musculus serratus anterior; muscoli erectorae spinae; musculus biceps femoris; laterální část musculus gastrocnemius a musculus tibialis anterior. Pro měření bylo vybráno 10 variant stoje proveditelných bez náročnosti na přístrojové vybavení a vycházejících z klinicky běžných testů, které byly prováděny nejprve s otevřenýma očima a následně znovu s vyloučením zrakové kontroly. Pro vyhodnocení byl vybrán jako referenční prostý stoj a dále byly vybrány tři podmínky stoje na každé dolní končetině, a to s otevřenýma očima, na úseči a se zavřenýma očima, tedy celkem sedm podmínek.

5.1 Diskuze k teoretické části práce

V teoretické části práce jsme se snažili nabídnout náhled do současných poznatků o řízení motoriky a to zejména posturální. Jak postupně tyto poznatky pronikají k hierarchicky stále vyšším a komplikovanějším etážím, jejich popis je více a více abstraktní a virtuální (Schumway-Cook, Woollacott, 2007, p. 4) a nesnadným úkolem v této oblasti se stává i pouhé sjednocení pojmů. (Latash, 2010, p. 6). To se nejvíce projevuje ve vnímání svalových synergií, protože se zejména díky téměř celoživotní dosavadní práci a výzkumu Marka Latashe staly dominantní teorií řízení pohybu, avšak různé skupiny autorů je vnímají různým způsobem a vznikají různé směry jejich hodnocení.

Současné studie věnující se svalovým synergiím jsou (snad také z výše popsaného důvodu) často zaměřeny na definování a matematický popis synergií a hledání různých výpočetních metod. Jejich praktický význam tak směřuje spíše k teorii, než ke klinice a ke konkrétním svalovým souhrám jednotlivých svalů se nevyjadřují. (Latash, Anson, 2006, pp. 1151-1160; Latash, Scholz, Schöner, 2007, pp.

276-308; Safavynia, Torres-Ovideo, Ting, 2011, pp. 16-24; Ting, McKay, 2007, pp. 622-628; Neilson, Neilson, 2010, pp. 655-683; Tresch, Jarc, 2009, pp. 601-607).

V této práci jsme zvolili náhled na synergie ve smyslu uncontrolled manifold, jako na souhru jednotlivých svalů vedoucí nikoliv k jedinému přesně vymezenému řešení, ale k vymezení rámce umožňujícího co nejméně náročné provedení. (Latash, Anson, 2006, pp. 1152-1159; Tresch, Jarc, 2009, p. 603).

Jak už bylo zmíněno v předchozích odstavcích, autoři se v současné době často problematice synergií věnují z obecného pohledu a prostor pro jejich konkrétní vymezování se teprve vytváří. V jiných případech jsou popisovány konkrétní svalové synergie, avšak pouze na zvířatech s cílem prezentovat metodiku k využití u člověka. (D'Avella, Saltiel, Bizzi, 2003, pp. 300-308; Cheung, et al, 2005, pp. 6419-6434). Ze zbývajících studií se řada věnuje popisování vazeb mezi svaly v dynamických aktivitách, a to zejména končetin, nejčastěji svalů dolních končetin při chůzi (například Chvatal, Ting, 2013, pp. 1-12) nebo horních končetin při manipulaci. (například D'Avella, Portone, Fernandez, Lacquaniti, 2006, pp. 7791-7810; D'Avella, Lacquaniti, 2013, pp. 1-7). Z těchto důvodů jsme našli pouze malé množství studií zabývajících se problematikou posturálních svalových synergií břišních svalů. (Chvatal, Torres-Ovideo, Safavynia, Ting, 2011, pp. 999-1015; Torres-Ovideo, Ting, 2007, pp. 2144-2156; Latash, Krishnamoorthy, Scholz, Zatsiorsky, 2005, pp. 119-128; Ting, McKay, 2007, pp. 622-628). Tím je mírně znesnadněno propojení teoretické části práce se zadáním porovnávat svalové synergie ve statických posturálních situacích.

5.2 Diskuze k praktické části práce

5.2.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

První výzkumná otázka měla za cíl zhodnotit, zdali se břišní svaly podílejí na synergiích pro udržování postury závisle na různých variantách stoje. Je nesporné, že posturu ve stoji mimo jiné zajišťují také břišní svaly, a to nejen povrchové. Například Eriksson Crommert, Ekblom a Thorstensson potvrdili závislost na posturální situaci i u musculus transversus abdominis, (Eriksson, Ekblom, Thorstensson, 2010, p. 475-476), Kolář a kolektiv popisují posturální funkci bránice. (Kolář et al, 2010, pp. 1064-1071; Kolář et al, 2012, pp. 352-361).

Z výchozích hodnot v naší práci v tabulkách 3 - 8 na stranách 28 – 33 provedený dvouvýběrový T-test prokázal statistickou významnost zvýšení elektrické aktivity zevních šikmých břišních svalů, avšak nikoliv přímých břišních svalů, jak ukazuje tabulka 9 na straně 34. Podle předpokladu, se tedy břišní svaly zapojují při unilaterálním stoji intenzivněji, než při referenčním prostém stoji, ale pouze v případě musculi obliqui externi. To může být způsobeno biomechanickými vlivy, protože opěrná báze se mezi prostým stojem a stojem na jedné DK neliší v předozadním směru, který odpovídá směru pohybu musculus rectus abdominis. (Dylevský, 2009, s. 97)

Při zmenšení opěrné báze se zvyšují nároky na udržení těžiště nad ní podobně jako při vychýlení těžiště nad okraj opěrné báze podtržením podložky, jak se posturální reakce vyvolávají v laboratorních podmínkách. (Chvatal, Ting, 2013, p. 3; Ting, McKay, 2007, pp. 622-626; Torres-Ovideo, Ting, 2007, pp. 2145-2146). Odlišnosti v posturálním zapojení břišních svalů mezi různě náročnými pozicemi našli například Urquhart, Hodges a Story: pomocí intramuskulární elektromyografie porovnávali aktivitu v sedu a stoji v reakci na vychýlení těžiště prudkou flexí paže. (Urquhart, Hodges, Story, 2005, p. 298). Tsao, Galea a Hodges také popisují posturální aktivitu břišních svalů i v rámci feedforward při pohybech měnících polohu těžiště, (Tsao, Galea, Hodges, 2009, pp. 690-692), z čehož lze usuzovat o přednastavení aktivity břišních svalů k očekávaným posturálním výchylkám v námi testovaných variantách stoje, což by také mohlo vysvětlovat nárůst elektrické aktivity v obtížnějších variantách stoje.

5.2.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Ve druhé výzkumné otázce jsme zkoumali význam zrakové kontroly v udržování postury porovnáváním obdobných variant stoje s otevřenýma očima, tedy při dostupné zrakové kontrole s jejich ekvivalentními variantami se zavřenýma očima, tedy s vyloučením zrakové kontroly. Předpokládali jsme, že vyřazení senzorické kontroly se projeví kompenzačním zvětšením svalové aktivity. Newell a kolektiv například prokázali signifikantní snížení schopnosti dávkovat izometrickou svalovou aktivitu při vyřazení vizuálního feedbacku. (Newell et al, 2003, pp. 380-385). Rovněž Cheung a kolektiv předpokládají význam feedbacku v modulaci spouštění synergií a ve studii

svalových synergií žab prokázali zvýšení svalové aktivity při vyřazení feedbacku. (Cheung et al, 2005, pp. 6424-6432). Přestože se neprokázala statisticky významná odlišnost mezi intenzitou svalové aktivity břišních svalů ve stejných pozicích s otevřenýma a zavřenýma očima, z tabulek 3 - 6 na stranách 28 - 31 je možné vypočítat pod hladinou významnosti trend zvyšování aktivity šikmých břišních svalů při vyloučení zrakové kontroly. K potvrzení této domněnky by bylo potřeba větší testovací soubor, aby i menší rozdíly dosahovaly statistické významnosti. Avšak přímé břišní svaly nevykazují žádný trend ani při vizuálním porovnání výsledků bez ohledu na statistickou významnost. To částečně odpovídá výsledkům studie Ting a McKaye, kteří uvádějí, že vzory posturálních svalových synergií se nemění ani při ztrátě senzorických vstupů, i když připouštějí možné zvětšení amplitud signálu. (Ting, McKay, 2007, p. 623). Vzhledem k tomu, že jsme při měření prokázali zvýšení aktivity svalů dolních končetin, (Tabulka 12 na straně 36, řádek 2a3 a 2a4), je možné vyslovit domněnku, že změnu posturální náročnosti byli probandi schopni kompenzovat pouze dolními končetinami bez nutnosti zvýšit aktivitu břišních svalů, což odpovídá tradičnímu popisu balančních strategií, že se na udržení postury při výchylných první zapojí kotníková strategie (Nashner, 1977, in Schumway-Cook, Woollacott, 2007, p. 167).

5.2.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

V poslední výzkumné otázce jsme se snažili porovnat, jestli se svalová aktivita zvyšuje se zvyšujícími se posturálními nároky stejně na svalech břicha a dolních končetin, respektive zádočných svalech. Zjistili jsme, že aktivita břišních svalů se relativně zvýší oproti prostému stoji při různých variantách stoje na jedné dolní končetině, avšak neexistují velké rozdíly v její intenzitě mezi různými unilaterálními stoji. Naproti tomu musculus tibialis anterior a musculus gastrocnemius je aktivován ve statisticky významně odlišné intenzitě i mezi odlišnými unilaterálními stoji. Odlišnost ve zvyšování posturální náročnosti na mezi DKK a břišními svaly je ukázána v tabulce 12 na straně 36 a demonstrována grafem 1 na straně 37. Grafy 2 a 3 na straně 38 ilustrují tento rozdíl na konkrétních svalech.

Podobně jako v naší práci, Chvatal a kolektiv pomocí sEMG změřili, že při reakci na podtrhnutí podložky beze změny opěrné báze se v rámci synergií více

zapojují svaly bérce. Konkrétně musculus tibialis anterior se zapojoval ve větší intenzitě, než při krokové strategii, při které se naopak více než při zachované bázi aktivuje musculus rectus abdominis. Musculi obliqui externi reaguji při obou strategiích stejným zvýšením. (Chvatal, Torres-Ovideo, Safavynia, Ting, 2011, pp. 1005-1006). Jak bylo zmíněno v předchozí kapitole, zvyšování aktivity svalů bérce by mohlo svědčit o kotníkové balanční strategii, jak ji popisuje Nashner. (in Schumway-Cook, Woollacott, 2007, p. 167). Toto ve světle výše popsanych měření Stacie Chvatal a kolektivu vede k zamyšlení, jestli by při posturálně ještě více náročných situacích zůstal platný námi popsany divergentní trend v aktivitě svalů bérce a břicha nebo by se objevovala kyčelní nebo kroková balanční strategie a tím i jiné svalové synergie. (Horak, Nashner, 1986, in Schumway-Cook, Woollacott, 2007, p. 168-169).

5.3 Diskuze k limitům práce

Naším původním záměrem při volbě metodiky práce bylo hodnotit i konkrétní časoprostorové korelace jednotlivých svalů v průběhu zajištění postury unilaterálního stoje z pozice prostého stoje. Při snaze převést takto naměřená data do číselných hodnot a v průběhu statistického zpracování se však ukázalo, že rozdíly v elektrické aktivitě svalů dolních končetin a břišních svalů způsobují, že nelze najít pro obě skupiny jednotný parametr výpočtu aktivační hodnoty tak, aby pravdivě zachytil nástup aktivity svalu. Při určení dostatečně nízkého počtu směrodatných odchylek pro břišní svaly byl za aktivitu na DKK považován i elektrický šum a opačně při výpočtu aktivační hodnoty například na tři směrodatné odchylky průměrné hodnoty nebyl zachycen nástup aktivity břišních svalů. Největším limitem práce se tak stala možnost hodnotit pouze statické parametry vybraných testů v násobcích aktivačních hodnot, (v tabulce 2), což znamená podstatně nižší výpovědní hodnotu výsledků pro klinickou praxi. Z toho vyplývá závěr, že k hodnocení sekvence zapojování svalů by bylo třeba do metodiky zahrnout několikeré opakování pohybu z prostého stoje do stoje unilaterálního a ještě zvýšit náročnost konečné pozice například přidáním kognitivního nebo jiného double-task úkolu. Krobot a Kolářová uvádí, že sEMG má v diagnostice význam zejména v blízkosti individuálních funkčních limitů. (Krobot, Kolářová, 2011, s. 7).

Již bylo zmíněno, že byly z výsledků měření vyřazeny kanály musculi serratores z důvodu zkreslení jejich záznamu pohyby paží. Přestože jsme se snažili co nejvíce standardizovat podmínky a probandi byli pečlivě instruováni k co nejmenšímu zapojování horních končetin, v rámci pohybových strategií udržování postury byly kompenzační pohyby nevyhnutelné. Tento limit se však projevoval nejen na horních končetinách, ale v rámci interindividuální variability vznikaly i další rozdíly mezi probandy například v podobě laterálního shiftu nebo rotace pánve, které nebyly zachyceny do celkového hodnocení naměřené posturální aktivity. Vzhledem k tomu, že omezení variability by mohlo zapříčinit rozdíly ve výsledcích stejně jako nestejné provedení, je sporné, zdali by v tomto případě měla být do metodiky zahrnuta podrobnější a přísnější standardizace.

Dalším limitem práce je obligátní velikost souboru, protože v malém počtu měření i viditelné rozdíly nemusí dosahovat statistické významnosti. Takto velký soubor probandů z tohoto pohledu slouží spíše k seznámení se s principy práce s povrchovou elektromyografií a k získávání cenných zkušeností pro další praxi.

5.4 Diskuze k výsledkům práce a klinické praxi

Koncepty svalových synergií jsou jedním z nejdiskutovanějších témat moderní kineziologie a někteří autoři se snaží prezentovat možnosti využití jejich sledování a hodnocení pomocí výpočetní techniky v klinické praxi jako možnost hodnocení progresu funkčních změn, hodnocení výsledků rehabilitace a měřítko k nastavení terapie. (například Safavynia, Torres-Ovideo, Ting, 2011, pp. 1-5). Pravidelné měření povrchovou elektromyografií však je časově, přístrojově i materiálně náročné alespoň do doby, kdy vyhodnocení bude více automatizované a budou (nejen) finančně dostupné bezdrátové elektrody pro rychlejší aplikaci a větší komfort. Proto jsme se v této práci snažili najít objektivní, kvantitativní výstupy jinak pouze subjektivně hodnocených klinických testů.

Celá výzkumná část této diplomové práce má v první řadě svůj velký praktický význam zejména pro svého autora v podobě zkušeností a poučení z chyb při práci s povrchovou elektromyografií a vyhodnocovacím softwarem.

Z nemnoha dosažených výsledků práce vyplývá, že většina zkoumaných posturálních testů u zdravých jedinců nevyžaduje výraznou aktivitu břišních svalů, ale

nároky se projevují zejména na periferních svalech. Pro klinickou praxi je možné vyvodit, že je v posturálních testech klíčová akrální aktivita, což podporuje přístup k hodnocení stoje centripetálně od opěrné báze hned po zhodnocení globální symetrie a rozložení tonu. (Kolář, 2010b, s. 42)

Jedním ze zaznamenání hodných výsledků práce je, že náročnost stoje na v praxi velmi hojně využívané kulové úseči se neliší nebo je jen velmi nepatrně rozdílná od náročnosti stejného stoje s vyloučením zrakové kontroly. Nejen pro testování, ale také v rámci terapie by toto zjištění mohlo mít význam, protože naznačuje, že by jednoduché zavření očí mohlo mít stejný terapeutický efekt jako trénink na balanční ploše. Zároveň vyloučení zrakové kontroly zesílí vnímání percepce a propriocepce z dolních končetin, zatímco alterovaná proprioceptivní a percepční informace při stoji na balanční ploše zvětšuje preferenci zraku, a tím se stává méně výhodnou pro nácvik balance. (Véle, 2006, s. 100).

6 ZÁVĚR

Úkolem diplomové práce bylo shrnout poznatky z dostupné literatury a evidence based zdrojů na téma svalové synergie břišních svalů při různých posturálních testech, vytvořit metodiku praktického výzkumu, provést a vyhodnotit měření a výsledky porovnat s pracemi jiných autorů.

Cíle této práce, tedy objasnit, jak se liší svalová aktivita a synergie břišních svalů při různých úrovních náročnosti na posturální stabilizaci bylo částečně dosaženo. Vztah mezi svalovou aktivitou břišních svalů a posturální náročností zvolených testů byl popsán, ale metodika práce neumožnila dosáhnout limitů náročnosti na aktivaci břišních svalů.

Prokázalo se, že šikmé břišní svaly se zapojují intenzivněji při unilaterálním stoji oproti stoji na obou dolních končetinách, avšak neprokázal se podobný vztah pro přímé břišní svaly. Zároveň se u břišních svalů statisticky významně neprokázala odlišnost nároků mezi stožením na jedné DK na pevné podložce a na kulové úseči.

Překvapivě se neprokázal ani vliv dostupnosti zrakové kontroly jako faktor zvyšující posturální náročnost různých variant stoje na aktivitu břišních svalů. Stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima byl pouze nevýznamně náročnější a ani statisticky nevýznamná tendence se neprojevila při porovnání stoje na jedné DK se zavřenýma očima a stoje na jedné dolní končetině na kulové úseči.

Ukázala se významná odlišnost v nárocích různých posturálních testů na svaly dolních končetin oproti svalům břicha. Musculus tibialis anterior a zevní porce musculus gastrocnemius se při stojích na jedné DK bez zrakové kontroly nebo na úseči aktivují více, než při stoji na jedné DK s otevřenýma očima a v tomto parametru i podle Spearmanovy korelace nevykazují závislost na břišních svalech.

K důkladnějšímu prozkoumání zůstává hodnocení aktivity břišních svalů v posturálně krajně obtížných situacích, při double-task podmínkách a případně časová závislost aktivace měřených svalů, která však vyžaduje kombinaci s další přístrojovou metodou, jako v jiných studiích (Chvatal, Ting, 2013, p. 3; Ting, McKay, 2007, pp. 622-626; Torres-Ovideo, Ting, 2007, pp. 2145-2146) a v podmínkách klinických testů je velmi obtížně hodnotitelná.

7 REFERENČNÍ SEZNAM

D'AVELLA, Andrea. SALTIEL, Philippe. BIZZI, Emilio. 2003. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience* [online]. 2003, vol. 6, no. 3, p. 300-308 [cit. 09. 05. 2013]. ISSN: 1546-1726. Dostupné z: <http://www.nature.com/neuro/journal/v6/n3/full/nn1010.html>.

D'AVELLA, Andrea. LACQUANITI, Francesco. 2013. Control of fast-reaching movements by muscle synergy. *Frontiers in Computational Neuroscience* [online]. 2013, vol. 7, no. 42. 7 pp. [cit. 20. 05. 2013]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: [combinations.http://www.frontiersin.org/Computational_Neuroscience/10.3389/fncom.2013.00042/full](http://www.frontiersin.org/Computational_Neuroscience/10.3389/fncom.2013.00042/full)

D'AVELLA, Andrea. PORTONE, Alessandro. FERNANDEZ, Laure. LACQUANITI, Francesco. 2006. Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2006, vol. 26, no. 30, pp. 7791-7810. [cit. 17. 5. 2013]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/26/30/7791.long>.

DE LUCA, Carlo, J. 2002. *Surface Electromyography: Detection and Recording*. [online]. 2002, výukový materiál fitmy DelSys. [cit. 04. 03. 2013]. Bez ISSN. Dostupné z: http://www.delsys.com/attachements_pdf/WP_SEMGintro.pdf.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2009. *Speciální kineziologie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2009. S. 184. ISBN: 918-80-247-1648-0.

ERIKSSON, Cromert, M. EKBLOM, Maria, M. THORSTENSSON, Alf. 2010. Activation of transversus abdominis varies with postural demand in standing. *Gait and Posture* [online]. 2011, vol. 33, pp. 473-477, [cit. 20. 05. 2013]. ISSN: 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210004583>.

CHEUNG, Vincent, C. K. D'AVELLA, Andrea. TRESCH, Matheww. C. BIZZI, Emilio. Central and Sensory Contributions to the Activation and Organization of Muscle Synergies during Natural Motor Behaviors. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2005, vol. 25, no. 27, p. 6419-6434 [cit. 20. 5. 2012]. ISSN 1529-2401. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/25/27/6419.full.pdf+html>.

CHVATAL, Stacie, A. TING, Lena, H. 2013. Common muscle synergies for balance and walking. *Frontiers in Computational Neuroscience* [online]. 2013. Vol. 7, no. 48. 14 pp. [cit. 20. 05. 2013]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: http://www.frontiersin.org/Computational_Neuroscience/10.3389/fncom.2013.00048/abstract

CHVATAL, Stacie, A. TORRES-OVIEDO, Gelsy. SAFAVYNIA, Sayed, A. TING, Lena, H. 2011. Common muscle synergies for control of center of mass and force in non-stepping and stepping postural behaviors. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2011, vol. 106, pp. 999–1015, [cit. 20. 05. 2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/early/2011/05/27/jn.00549.2010>.

JANDA, Vladimír. HERBENOVÁ, Alena. JANDOVÁ, Jana. PAVLŮ, Dagmar. 2004. *Svalové funkční testy*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2004. s. 328. ISBN: 80-247-0722-5.

KOLÁŘ, Pavel. ŠULC, Jan. KYNČL, Martin. ŠANDA, Jan. NEUWIRTH, Jiří. BOKARIUS, Andrew, V. KŘÍŽ, Jiří. KOBESOVÁ, Alena. 2010. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2010, vol. 109, pp. 1064-1071, [cit. 03. 05. 2013]. ISSN: 1522-1601. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/109/4/1064.full.pdf+html>.

KOLÁŘ, Pavel. ŠULC, Jan. KYNČL, Martin. ŠANDA, Jan. ČAKRT, Ondřej. ANDEL, Ross. KUMAGAI, Kathryn. KOBESOVÁ, Alena. 2012. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. [online]. 2012, vol. 42, pp. 352-362, [cit. 03. 05. 2013]. ISSN 2012-3830. Dostupné z: http://www.jospt.org/issues/id.2683/article_detail.asp.

KOLÁŘ, PAVEL. et al. 2010b. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. Vyd. Praha: Galén, 2010. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONRAD, Peter. 2005. *Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. [online]. 2005, výukový materiál fitmy Noraxon. [cit. cit. 03. 04. 2013]. Bez ISSN. Dostupné z: <http://www.yumpu.com/de/document/view/4323045/emg-fibel-velamed-gmbh>

- KRÁLÍČEK, Petr.** 2002. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. 230 s. ISBN: 80-246-0350-0.
- KROBOT, Alois. KOLÁŘOVÁ, Barbora.** 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 82 s. ISBN 978-80-224-2762-1.
- LATASH, Mark. L.** 2010. Two archetypes of motor control research. *Motor control* [online]. 2010, vol. 14, no. 3, pp. 41-53. [cit. 17. 5. 2013]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3071624/>.
- LATASH, Mark, L. ANSON, Greg, J.** 2006. Synergies in Health and Disease: Relations to Adaptive Changes in Motor Coordination. *Physical therapy* [online]. 2006, vol. 86, pp. 1151-1160, [cit. 21. 1. 2013]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://www.physther.org/content/86/8/1151.full.pdf+html>.
- LATASH, Mark, L. KRISHNAMOORTHY, Vijaya. SCHOLZ, John, P. ZATSIORSKY, Vladimir, M.** 2005. Postural Synergies and their Development. *Neural plasticity* [online]. 2005, vol. 12, no. 2-3, pp. 119–130. [cit. 20. 05. 2013]. ISSN 1687-5443. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2565460/>.
- LATASH, Mark, L. SCHOLZ, John, P. SCHÖNER, Grägor.** 2007. Toward a New Theory of Motor Synergies. *Motor Control* [online]. 2007, vol. 11, pp. 276-308, [cit. 03. 03. 2013]. ISSN 1543-2696. Dostupné z: <http://www.dsnv.univr.it/documenti/Seminario/documenti/documenti596036.pdf>.
- LATASH, Mark, L.** 2008. *Synergy*. 1st ed. New York: Oxford University Press, 2008. 412 pp. ISBN 978-0-19-533316-9.
- NEILSON, Peter, D. NEILSON, Megan, D.** 2010. On Theory of Motor Synergies. *Human Movement Science*. [online]. 2010, vol. 29, pp. 655-683, [cit. 03. 03. 2013]. ISSN: 0167-9457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945709001195>.

- NEWELL, Karl, M. BRODERICK, Michael, P. DEUTSCH, Katherine, M. SLIFKIN, Andrew, B.** 2003. Task Goals and Change in Dynamical Degrees of Freedom with Motor Learning. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. [online]. 2003, vol. 29, pp. 379-387, [cit. 01. 03. 2013]. ISSN: 0096-1523. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12760622>.
- PAGE, Philip. FRANK, Clare, C. LARDNER, Robert.** 2010. *Assessment and treatment of muscle imbalance. The janda Approach*. [online] Champaign: Human Kinetics, 2010. 291s. [cit. 04. 04. 2013]. ISBN: 0-7360-7400-7. Dostupné z: http://books.google.cz/books?id=TkMyMb_z6HkC&pg=PA35&dq=diagonal+muscle+chain&hl=cs&sa=X&ei=SI7-T_QjrdrhBMDMpMQG&ved=0CEAQ6AEwAg#v=onepage&q=diagonal%20muscle%20chain&f=false.
- PLATZER, Werner.** 2004. *Color Atlas of Human Anatomy. Vol. 1: Locomotor System*. 5th ed. Michigan: Thieme, 2004. 462 pp. ISBN: 3-13-533305-1.
- SAFAVYNIA, Sayed, A. TORRES-OVIEDO, Gelsy. TING, Lena, H.** 2011. Muscle Synergies: Implications for Clinical Evaluation and Rehabilitation of Movement. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, [online]. 2011, vol. 17, pp. 16-24, [cit. 25. 01. 2013]. ISSN: 1082-0744. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3143193/?tool=pubmed>.
- SHUMWAY - COOK, Anne. WOOLLACOTT, Marjorie, H.** 2007. *Motor Control; Translating Research into Clinical Practice*. 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. 612 pp. ISBN: 0-7817-6691-5.
- SILBERNAGL, Stefan. DESPOPOULOS, Agamemnon.** 2004. *Atlas fyziologie člověka*. 6. Vyd. Praha: Grada, 2004. 435 s. ISBN: 80-247-0630-X.
- VÉLE, František.** 2006. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. Vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN: 80-7254-837-9.
- VOJTA, Václav. PETERS, Anegret.** 1995. *Vojtův princip. Svalové souhry v lokomoci*. 1. Vyd. Praha: Grada, 1995. 200 s. ISBN: 978-80-247-2710-3.

- TING, Lena, H. McKAY, Lucas, J.** 2007. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2007, vol. 17, no. 6, pp. 622-628 [cit. 20. 04. 2012]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438808000044>>. ISSN 0959-4388.
- TORRES-OVIEDO, Gelsy. TING, Lena, H.** 2007. Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2007, vol. 98, no. 4, pp. 2144-2156 [cit. 20. 05. 2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/98/4/2144.full.pdf+html>.
- TRESCH, Matthew, C. JARC, Anthony.** 2009. The Case for and Against Muscle Synergies. *Current Opinion in Neurobiology*. [online]. 2009, vol. 19, pp. 601-607, [cit. 28. 02. 2013]. ISSN: 0959-4388. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S095943880900124X>
- TSAO, Henry. GALEA, Mary, P. HODGES, Paul, W.** 2009. How fast are feedforward postural adjustments of the abdominal muscles. *Behavioral Neuroscience*. [online]. 2009, vol. 123, pp. 687-693, [cit. 21. 05. 2013], dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19485575>
- URQUHART, Donna, M. HODGES, Paul, W. STORY, Ian, H.** 2005. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait and Posture*. [online]. 2005, vol. 22, pp. 295-301. [cit. 20. 05. 2013], dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(04\)00258-9/fulltext](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(04)00258-9/fulltext)

8 SEZNAM ZKRATEK

ATP	adenosin triphosphate (z angličtiny „adenosin trifosfát“)
ANT.	anterior (z latiny „přední“)
Bc.	Baccalaureatus (z latiny „vavřínem ověnčený“, akademický titul)
CD	compact disc (z angličtiny „kompaktní disk“)
cm, mm	centimetr, milimetr
CNS	centrální nervová soustava
CPGs	central pattern generators (z angličtiny „centrální generátory pohybových vzorů“)
DK, DKK	dolní končetina, dolní končetiny
Ed.	eddition (z angličtiny „vydání“)
ES	erectoraes spinae (z latiny „vzpřimovače páteře“)
Et al.	et alli (z latiny „a jiní“)
EXT.	externus (z latiny „zevní“)
FEM.	femoris (z latiny „stehenní“)
ISBN	International Standard Book Number (z angličtiny „mezinárodní standardní číslo knihy“)
ISSN	International Standard Serial Number (z angličtiny „mezinárodní standardní číslo seriálové publikace“)
kg	kilogram
LAT.	lateralis (z latiny „postranní“)
LDK	levá dolní končetina
LO	lower part (z angličtiny „nižší část“)
LT	left (z angličtiny „levý“)
MUDr.	Medicinae Universae Doctor (z latiny „doktor všeobecné medicíny“, akademický titul)
mV, μ V	milivolt, mikrovolt
p., pp.	page, pages (z angličtiny „strana, strany“)
PC	personal computer (z angličtiny „osobní počítač“)
PDK	pravá dolní končetina
Ph.D.	Philosophiae Doctor (z latiny „doktor filozofie“, akademický titul)
RECT.	rectus (z latiny „přímý“)

RNDr. Rerum Naturalium Doctor (z latiny „doktor přírodních věd“, akademický titul)

RT right (z angličtiny „pravý“)

s. strana, strany

SD standard deviation (z angličtiny „směrodatná odchylka“)

sEMG surface electromyography (z angličtiny „povrchová elektromyografie“)

SIAS spina iliaca anterior superior (z latiny „přední horní hřeben kyčelní“)

TIB. tibialis (z latiny „holenní“)

USB Universal Serial Bus (z angličtiny „univerzální sériová sběrnice“)

Vyd. vydání

9 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1	Uncontrolled manifold	s. 13
Obrázek 2	Příklad řetězení svalových smyček	s. 14
Obrázek 3	Určení aktivační hodnoty	s. 17
Obrázek 4	Vztah frekvence elektrické aktivity svalu a únavy	s. 19

10 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1	Baterie testů praktické části práce	s. 26
Tabulka 2	Aktivační hodnota	s. 27
Tabulka 3	Stoj na PDK	s. 28
Tabulka 4	Stoj na LDK	s. 29
Tabulka 5	Stoj na PDK bez zrakové kontroly	s. 30
Tabulka 6	Stoj na LDK bez zrakové kontroly	s. 31
Tabulka 7	Stoj na PDK na kulové úseči	s. 32
Tabulka 8	Stoj na LDK na kulové úseči	s. 33
Tabulka 9	Statistická významnost otázky č. 1	s. 34
Tabulka 10	Statistická významnost otázky č. 2	s. 35
Tabulka 11	Spearmanovy korelace břišních svalů a svalů DKK a trupu	s. 36
Tabulka 12	Rozdíl statistické významnosti u otázky č. 3	s. 36

11 SEZNAM GRAFŮ

Graf 1	Náročnost testů v násobcích aktivačních hodnot	s. 37
Graf 2	Musculus obliquus externus abdominis	s. 38
Graf 3	Musculus tibialis anterior	s. 38

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Informovaný souhlas	s. 58
Příloha 2	Testovaný soubor	s. 59

PŘÍLOHY

Příloha 1: Informovaný souhlas

Já, níže podepsaný (jméno a příjmení) souhlasím s použitím svých osobních údajů, výsledků měření a všech získaných záznamů pro účely vypracování diplomové práce Miroslava Fridricha, jejich zveřejněním v této práci včetně uchování v databázi vysokoškolských prací.

Datum:

Podpis:

Vytvořeno autorem práce

Příloha 2: Testovaný soubor

označení	věk	váha	výška	označení	věk	váha	výška
Proband M1	24	70	173	Proband W1	25	64	168
Proband M2	24	75	182	Proband W2	26	60	171
Proband M3	21	58	173	Proband W3	23	61	171
Proband M4	23	90	180	Proband W4	23	62	173
Proband M5	21	75	173	Proband W5	24	60	174
Proband M6	26	76	174	Proband W6	24	60	160
Proband M7	23	65	186	Proband W7	27	67	168
Proband M8	24	80	181	Proband W8	24	56	167
průměr	23,3	73,6	177,8	průměr	24,5	61,3	169,0
rozptyl	2,8	16,4	8,3	rozptyl	2,5	5,8	5,0