

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ  
Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

**Richard Frouz**

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

**SLEDOVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI PŘI NOŠENÍ  
ŠKOLNÍHO BATOHU**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2016



### Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni, dne 11. 3. 2016

---

Vlastnoruční podpis

### Poděkování

Děkuji panu Mgr. Lukášovi Rybovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů. Také děkuji panu Ing. Petrovi Brůhovi za poskytování odborných rad a konzultace. Dále děkuji paní Mgr. Vladimíře Holé za umožnění zpracování praktické části bakalářské práce.

## **Anotace**

Příjmení a jméno: Richard Frouz

Katedra: Fyzioterapie a Ergoterapie

Název práce: Sledování svalové činnosti při nošení školního batohu

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran - číslované: 58

Počet stran – nečíslované: 24

Počet příloh: 3

Počet titulů použité literatury: 63

Klíčová slova: posturální stabilita, svalová činnost, EMG, batoh

### **Souhrn:**

V této práci bylo osloveno a monitorováno 31 žáků prvních tříd, kteří byly sledovány nejen za pomoci elektromyografického měření, ale i za pomoci zjišťujících otázek, či získáváním subjektivních či objektivních pocitů a stavů sledovaných žáků. Vybrány byly svalové partie m. trapezius, m. latissimus dorsi, m. rectus abdominis a mm. erectores spinae, které jsou dle literatury, uvedené jako nejvýznamnější pro měření. Tyto svaly vykazovaly v jiných studiích nejvyšší známky únavy, bolesti, útlaku či kompenzační námahy. Výsledkem této práce, je chování vybraných svalových partií, při jejich postupném zatěžování prostřednictvím školního batohu neseného na zádech. Získané podklady mohou následně pomoci najít nejen ideální váhový limit zavazadel pro děti školou povinné, či vylepšení konstrukcí používaných zavazadel, ale i pochopit, kde vznikají nejčastější potíže, proč vznikají a jak jim lze předcházet.

## **Annotation**

Surname and name: Richard Frouz

Department: Physiotherapy and Ergotherapy

Title of thesis: Monitoring of muscle activity while wearing school bag

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages – numbered: 58

Number of pages – unnumbered: 24

Number of appendices: 3

Number of literature items used: 63

Keywords: postural stability, muscle activity, EMG, backpack

### Summary:

In this work were addressed and monitored 31 pupils from first grade, who were followed for only using electromyographic measurements, but also by using ascertaining questions or obtaining objective or subjective feelings and states of the monitored students. Were selected muscle groups m. trapezius, m. latissimus dorsi, m. rectus abdominis and mm. erectores spinae, which according to the literature, were listed as the most important to measure. These muscles showed in other studies with the highest marks of fatigue, pain, oppression or compensation effort. The result of this work is the behavior of selected muscle groups, in their gradual loading through school bag carried on the back. The acquired documents can help find not only the ideal weight limit of luggage for school children, or improving structures used luggage, but also to understand where problems arise frequently, why do arise and how they can be prevented.

# Obsah

ÚVOD.....	10
<b>TEORETICKÁ ČÁST .....</b>	<b>12</b>
<b>1 ŘÍZENÍ MOTORIKY .....</b>	<b>12</b>
1.1 Míšní úroveň řízení.....	12
1.2 Subkortikální úroveň řízení .....	13
1.3 Kortikální úroveň řízení.....	14
<b>2 POSTURÁLNÍ MOTORIKA .....</b>	<b>15</b>
2.1 Postura .....	15
2.2 Posturální funkce .....	15
2.3 Posturální stabilita.....	15
2.4 Posturální stabilizace .....	16
2.5 Posturální reaktibilita.....	16
2.6 Posturální stabilita u dětí.....	17
2.7 Fyzikální – Biomechanické aspekty .....	17
2.8 Posturální zajištění.....	18
2.9 Posturální kontrola.....	19
2.9.1 Složka senzorická, aferentní .....	19
2.9.2 Složka řídicí, CNS.....	21
2.9.3 Složka výkonná, efektorová.....	22
<b>3 SLEDOVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI POMOCÍ EMG .....</b>	<b>24</b>
3.1 EMG.....	24
3.1.1 Zdroj EMG signálu .....	24
3.1.2 Přenos EMG signálu .....	25
3.1.3 Zpracování EMG signálu .....	25
3.1.4 Hodnocení EMG signálu.....	26
3.2 Vybrané svaly pro měření EMG .....	27

4	ŠKOLNÍ BATOHY .....	29
4.1	Děti a školní batohy .....	30
4.2	Charakteristika školních batohů.....	31
4.3	Biomechanické projevy .....	32
4.4	Váha batohu .....	33
4.5	Bolest při nošení batohu .....	33
4.6	Postura při nošení batohu.....	34
4.7	Posturální rovnováha .....	35
4.8	Dynamické aktivity.....	36
	<b>PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>	<b>37</b>
5	CÍL A ÚKOLY PRÁCE.....	37
6	HYPOTÉZY .....	38
6.1	Otázka 1 .....	38
6.2	Otázka 2 .....	38
6.3	Otázka 3 .....	38
6.4	Otázka 4 .....	39
6.5	Otázka 5 .....	39
7	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU .....	40
8	METODIKA.....	42
8.1	Batoh.....	42
8.2	Vybavení pro praktické měření.....	43
8.3	Vybrané svaly .....	45
8.3.1	M. trapezius.....	45
8.3.2	M. latissimus dorsi .....	45
8.3.3	MM. erectores spinae .....	46
8.3.4	M. rectus abdominis .....	46
8.4	Průběh experimentu .....	46



8.4.1	Příprava měření .....	46
8.4.2	Zapojení povrchových EMG senzorů .....	47
8.4.3	Průběh měření .....	48
8.5	Zpracování a analýza dat .....	49
9	VÝSLEDKY .....	51
9.1	Odpověď na hypotetickou otázku 1 .....	51
9.2	Odpověď na hypotetickou otázku 2 .....	52
9.3	Odpověď na hypotetickou otázku 3 .....	53
9.4	Odpověď na hypotetickou otázku 4 .....	54
9.5	Odpověď na hypotetickou otázku 5 .....	55
10	DISKUZE .....	57
	ZÁVĚR.....	66
	LITERATURA A PRAMENY .....	68
	SEZNAM ZKRATEK .....	75
	SEZNAM TABULEK .....	76
	SEZNAM GRAFŮ .....	77
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	78
	SEZNAM PŘÍLOH .....	79
	PŘÍLOHY .....	80

## ÚVOD

Batohy jsou dnes běžnou formou zavazadla pro nošení školních materiálů. Jsou prokazatelně zdravější než jednostranná zavazadla, neboť při jejich nošení nedochází k jednostrannému přetěžování (Talbot et al., 2009). Avšak s nárůstem učebního nároku na děti se značně zvýšil i nárůst váhový v podobě mnoha učebních knih, sešitů a potřebě vybavenosti žáka, které si školní systém žádá. V době elektronické komunikace elektronickým vybavením, včetně elektronických knih a e-booků je paradoxem, že jsou ještě stále děti obtěžkávány váhově předdimenzovaným nákladem, aby stále dokola, den za dnem přenášeli svá zavazadla z místa na místo. Důležitost prevence zdravotních dopadů již je ve světě i doma zmiňována, ale ještě čeká na své uplatnění.

Z pohledu fyzioterapie je důležité pochopit, jak vznikají patologické procesy v rámci funkčních pohybových vzorů a stereotypů, aby mohlo následně dojít k jejich nápravě, nebo ještě lépe k předcházení takovým stavům. Jednou z možností jak získávat informace, sloužící následně k nápravě funkčních pohybových poruch, je pozorovat a vyšetřovat pohybový aparát nejen za pomoci pohybových metodik a testů, ale i s pomocí přístrojové a počítačové technologie, která dokáže hodnotit i místa latentního charakteru. Vzhledem k tomu, že se dnes v zemích po celém světě setkáváme poměrně pravidelně s dětmi, které si stěžují na bolesti fyzického charakteru při nošení školních zavazadel (Grimmer et al., 2002; Holewijn, 1990; Chow et al., 2009; Iyer, 2001; Karkoska et al., 1997; Pascoe et al., 1997), je třeba odhalit skutečné příčiny. Jedním z přístrojů, který nám v takové situaci může pomoci, je EMG, který je schopen získat informace o svalové činnosti během určitých pohybových úkonů, a který byl použit i v této práci.

V současné době jsou studie takového charakteru, praktikovány především na dospělých jedincích (Whittfield et al., 2005). Z nich následně vznikají určitá stanovení či pravidla, která se následně vztahují na děti, které však mají zcela jiné předpoklady pohybu a zatížení. Mezi nejčastější zdravotní omezení u dětí, při nošení školního batohu, patří bolesti bederní páteře, krční páteře a oblasti ramen (Karkoska et al., 1997).

Cílem této práce, je pouze sledování svalové činnosti, avšak aby toto sledování mělo daný smysl, byly pro měření vybrány určité svalové partie a stupňování přidávané hmotnosti. Výsledkem jsou zjištění o chování partií při určitém váhovém zatížení.

Tato bakalářská práce se zabývá tím, jaký rozdíl nastává ve vybraných svalech při znásobení váhy v batohu, ve stojící neseného na zádech dětmi školního věku. Dnes víme, že

nepřiměřená zátěž batohu a umístění váhy na těle má prokazatelně vliv na držení těla (Goh et al., 1998; Hong et al, 2008) a zde, v této práci je zaměřeno na hodnotu rozdílu, který nastává už přidáním zátěže, kterou můžeme obecně vnímat jako bezpředmětnou.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 ŘÍZENÍ MOTORIKY

Reflex je základní funkční jednotka nervové tkáně. Skládá se z pěti oddílů (receptor, aferentní dráhy, CNS, eferentní dráhy, efektor) a je zprostředkován reflexním obloukem. Receptor přijímá z prostředí signály, které se následně v podobě vzruchu převádí aferentními drahami do CNS, což je nejvyšší oddíl nervového aparátu, jehož úkolem je řízení pohybových programů. Zde jsou vyhodnoceny odpovědi, jež jsou následně odeslány eferentními drahami do svalu, který dle získané informace příslušný příkaz vykoná (Králíček, 2011; Věle, 2006).

Aby tělo provedlo pohyb i zdánlivě jednoduchý, je zapotřebí funkčního propojení a spolupráce mezi několika řídicími úrovněmi, které se na procesu motoriky podílejí. Mezi čtyři základní vzájemně provázané oblasti motoriky řadíme respirační, posturálně lokomoční (hrubou), jemnou a komunikační motoriku, za pomoci pasivní, aktivní, řídicí a logistické složky (vnitřní systémy). Na vlastním řízení motoriky se pak podílejí tři složky CNS. Jedná se o řízení pohybu na úrovni míšni, subkortikální a kortikální (Dylevský, 2009; Pfeiffer, 2007).

### 1.1 Míšní úroveň řízení

Na této úrovni se jedná o řízení reflexní. Podílí se na něm vegetativní neurony, které představují zajištění logistické. V praxi jde o první krok k předpokladu pohybu. Následuje funkce gama a alfa motoneuronů, což jsou motorické nervové buňky, jejichž těla leží v předních rozích míšních a představují výstupní výkonový systém motoriky. Mají funkci nastavení úrovně excitability (gama systém - intrafuzální vlákna) a konečné spuštění systému (alfa systém - extrafuzální vlákna), aby byl proveden aktivní pohyb kontrovaný zpětnovazebnou aferentací z periferie. Dalšími neurony, jež se podílejí na reflexním řízení, jsou interneurony, které díky tomu, že jsou vmezeřené ve všech částech šedé hmoty, mají spojení s oblastí subkortikální, kortikální i periferní. Jejich funkcí je ovládat a aktivovat systém motoneuronů (Jiráček, 2007; Králíček, 2011).

Na tomto principu fungují dva míšní reflexy, jejichž úkolem je regulovat nežádoucí změny v úrovni svalu a vzpřímené držení těla. Jedná se o reflex vlastní proprioceptivní

(napínací a obrácený napínací) a obranný exteroceptivní (flexorový a extenzorový). Proprioceptivní reflex funguje na principu podvojně reciproční inervace, kdy je na začátku drážděno nervosvalové vřeténko a na konci Golgiho šlachové tělísko. V případě exteroceptivního reflexu jde o stimulaci kožních taktilních nebo algických receptorů, což slouží zejména jako obrana před nežádoucími vlivy. Receptory jsou tak dalším článkem, který je nutný pro následné kroky, které na základě informací z těchto receptorů motorický systém získává. (Trojan et al., 2005; Věle, 2006)

## 1.2 Subkortikální úroveň řízení

Subkortikální úroveň představuje mezistupeň mezi míšní a kortikální úrovní řízení pohybu. Jejím úkolem z pohledu motoriky je především cílená mimovolní motorika, synchronizace a strnulé pohybové chování. Funkčními částmi na této úrovni jsou mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, mezimozek a limbický systém (Jiráček, 2007; Pfeiffer, 2007).

Mozkový kmen řídí hrubou motoriku, ovlivňuje svalový tonus a především určuje charakter lokomoce. Důležitou součástí je i funkce retikulární formace, jako reflexního centra motoriky. Do mozkových center subkortexu jsou dále vedeny i informace o nocicepci, na základě kterých je fyziologický průběh pohybu změněn na patologický. Výsledkem je změna napětí poškozeného svalu a ochrana před případným poškozením tkáně (Koukolík, 2002).

Mozeček je další subkortikální oblastí, která se dělí na oblasti, které jsou jinak vývojově staré a mají rozdílnou funkci. *Archicerebellum* se podílí na udržování vzpřímené polohy těla zajištěním vzpřimovacích reakcí a rovnováhy, díky informacím o poloze a pohybech hlavy, které přicházejí společně z kortexu, vestibulu a proprioceptorů. *Paleocerebellum* porovnává zamýšlený pohyb analýzou informací z míchy, optimalizuje svalový tonus souhrou agonistů a antagonistů. *Neocerebellum* se s kortexem a BG účastní řízení volných pohybů a motorického učení. Přijímá signály o plánovaném pohybu, který často inhibičně přizpůsobuje (Kolář, 2009; Trojan, 2003).

Také zmíněná BG lze rozdělit na fylogeneticky odlišné celky. *Paleostriatum* je starší a reguluje svalové napětí, zatímco *neostriatum* se účastní celkových pohybů. Funkčně lze ještě k BG přiřadit nucleus ruber, n. subthalamicus Luysi a substantia nigra, jejichž úlohou je programování úmyslných pohybů, převod do pohybového programu a

tlumení nežádoucí pohybové akce usměrňováním neuronů (Koukolík, 2002).

Mezimozek jako další část, má významnou oblast Thalamus, který spojuje senzitivní informace jdoucí do kůry (vnímání bolesti), (Trojan et al., 2005).

Neopomenutelným článkem je také limbický systém, který představuje emoční motorický systém a právě zde vzniká popud k pohybu, učení na základě zkušeností, zasahuje do smyslových informací a podílí se na krátkodobé paměti (Koukolík, 2002; Véle, 2006).

### **1.3 Kortikální úroveň řízení**

Mozková kůra má především schopnost udržet obsah vědomí a zajistit jej určitou koordinací za pomoci korových oblastí, kterými jsou, přední a zadní parietální oblast, prefrontální korová oblast, suplementární motorická, premotorická a primární motorická korová oblast. Úkolem kortexu z pohledu motoriky je zejména řízení volní motoriky a různá plánování včetně zprostředkování emočních stavů (Dylevský, 2009; Koukolík, 2002; Trojan et al., 2005).

## **2 POSTURÁLNÍ MOTORIKA**

### **2.1 Postura**

Postura je obecný název pro jakékoli stabilní a dynamické polohy a pohyby, protože je součástí jak sedu, tak i třeba lokomoce. Nejedná se tedy jen o schopnost udržení stoje na dolních končetinách. Postura se tak stává nejen základní podmínkou pohybu, ale i součástí všech motorických programů od začátku, až do konce jakéhokoli cíleného pohybu (Vařeka, 2003).

### **2.2 Posturální funkce**

Posturální funkce je důležitá pro správné držení těla, které následně znamená předpoklad pro správný vývoj a zachování kvality pohybového aparátu. Vzhledem k tomu, že však neexistuje norma pro hodnocení posturálních funkcí, bývá největším problémem správné posouzení a závěrečné zhodnocení daného držení těla, které vede k jistému zjednodušení. Znalost alespoň virtuálního předpokladu a zkušenosti jsou tak následně důležité k určování poruch nebo odchylek ve srovnání se správnou činností pohybového systému. Striktní použití jednoho virtuálního standardu je nemožné, neboť každá tělesná konstituce člověka je v mnohých ohledech rozdílná (Véle, 1997). Navíc je důležité posuzovat posturální funkce v souladu s anatomickými, neurofyziologickými a biomechanickými funkcemi (Kolář, 2009).

### **2.3 Posturální stabilita**

Posturální stabilita, posturální stabilizace a posturální reaktibilita, jež jsou dále uvedeny, jsou dělením posturálních funkcí dle Koláře. Stabilita jako taková, je schopnost, se při působení podnětu ustálit v rovnovážném stavu. Pomine-li tento vliv podnětu, pak se soustava vrací do původního stavu. Jde tedy o neustálé nepostřehnutelné mikroaktivní zaujímání stálé polohy, avšak ne statické, protože každá poloha reagující na podněty, obsahuje dynamické děje (Kolář, 2009).

Posturální stabilita je schopnost udržet takovou pozici těla, aby nedošlo k pádu, přičemž základní podmínkou je, aby se těžiště promítlo do opěrné báze. Pokud je opor (opěrných ploch) více, jako například všechny čtyři končetiny, stává se opěrnou bází celá

plocha, která vyplňuje prostor mezi všemi opěrnými končetinami. Čím větší je plocha báze, tím více roste přímá úměra stability. Stabilita je nepřímo úměrná výšce těžiště, které je nad opěrnou bází, což je typické právě u dětí. Jejich chodidla jsou menší a hlava větší a těžší v poměru k celému tělu, což vede k posunutí těžiště směrem vzhůru. Není-li zachována taková stabilita, aby se tíha promítla do báze, pak je zapotřebí vynaložit o to větší sílu pro udržení rovnováhy. Tím je porušena zásada rovnováhy a nastalá zvýšená svalová aktivita později přechází v bolest a ke vzniku strukturálních poruch (Kolář, 2009).

## **2.4 Posturální stabilizace**

Posturální stabilizace je řízena centrálním nervovým systémem. Jde o schopnost aktivně svalovou silou udržet segmenty těla proti vlivu okolních sil. Takové zpevnění pak představuje veškeré zpevněné segmenty těla, jako jeden funkční celek. Posturální stabilizace je obsahem veškerých pohybů a působí proti gravitaci (Kolář, 2009, Vařeka, 2002).

## **2.5 Posturální reaktibilita**

Posturální reaktibilita je aktivování protilehlé svalové síly, potřebné k vyrovnání vychýleného segmentu těla na opačné straně. Tato posturální aktivita chrání tělo před pádem, nežádanou změnou těžiště, polohy či případným zraněním. Vzhledem k tomu, že se aktivuje během náročných silových působení, musí být vynaložena i dostatečná svalová síla na překonání takového odporu. Právě proto, že spouští reakční síly v celém těle vlivem převodu silového působení na momenty sil uplatněné v místě pákové oblasti lidského těla, nazývá se reaktibilitou. A proto, že má zároveň posturální, stabilizační funkci, jedná se o posturální reaktibilitu. Smyslem této reakce je stabilizovat jednu úponovou část tak, aby v druhé úponové části svalu byl umožněn pohyb v kloubu. Je-li aktivita svalů dostatečně koordinovaná, dosáhne tělo potřebné tuhosti spojení a vykonání potřebné akce. Takováto reakce je dále promítána do celé pohybové soustavy, kde dochází k dalšímu řetězení a reakcím těla na nově přichozí síly (Kolář, 2009).



## 2.6 Posturální stabilita u dětí

U dětí je posturální řízení interakcí mezi nervovým systémem, tělem a prostředím. V případě posturální stability se u dětí začíná řízením hlavy, které v prvních třech měsících organizuje m. trapezius a m. deltoideus, na základě organizace svalových vzorů. Tím vzniká primární stabilní základna, na které může následně docházet k aktivitě pohybu. Výběr vhodného vzoru je dán individuálními potřebami a velikostí těla (Thelen et Smith, 1994).

V době, kdy začínají děti sedět samostatně, už posturální kontrola zahrnuje dva segmenty, kterými jsou hlava - trup. Zde se již zapojuje i vizuální a vestibulární řízení (Woollacott et Shumway-Cook, 1989).

Později dítě udržuje posturální stabilitu pomocí co-kontrakce agonistických a antagonistických svalů. Podle provedených studií, dozrává posturální rovnováha kolem 9-12 roku (Hayes et Riach, 1989).

Posturální reakce u dětí kolem 5 let, jsou pomalejší a variabilnější než už u dětí kolem 8 roku života, které jsou podobné reakcím dospělých, což se projevuje minimálními rozdíly v latenci, variabilitě a koordinaci svalové činnosti. V případě dětí kolem 5 roku života je podle odborníků, variabilita odpovědí u těchto dětí, odrazem nepřiměřeného růstu a změn tvaru těla. V případě dětí kolem 8 roku života se již na kinematice pasivních pohybů promítají i vývojové změny v nervovém systému. V každém případě by ve věku kolem 9-12 let, měl být dokončen vývoj posturální kontroly hodnocené ve stoji s otevřenými očima (Woollacott et Shumway-Cook, 1989).

## 2.7 Fyzikální – Biomechanické aspekty

*Atituda* - je takové postavení postury, které následně umožní provedení plánovaného pohybu (Kolář, 2009).

*COM* (centre of mass) - je těžiště, neboli hmotný bod, do kterého se sbíhá tíha celého těla a působí na něj síla váhy těla. Hmotný bod představuje jen hypoteticky. Pro určení těžiště je možné použít různých metod a z pohledu biomechaniky, lze určit těžiště nejen celému tělu, ale i jednotlivým segmentům těla. Z pohledu kineziologie se pouze při zaujetí postury, dá hovořit o společném těžišti těla (Vařeka et Vařeková, 2009).

*COG* (centre of gravity) - je průmět společného těžiště těla do BS. Vychází z roviny BS a jen pro ni má i význam. V praxi to znamená, že se v kvazistatických polohách nachází COG vždy v BS. COG, které se dostane mimo BS, již není možné vrátit svalovou silou, ale pouze přemístěním AC, čímž se BS změní (Vařeka et Vařeková, 2009; Winter, 2005).

*COP* (centre of pressure) - je působiště vektoru reakční síly. Jedná se o průměr jednotlivých tlaků mezi kontaktním místem a podložkou. Je-li těleso zcela tuhé, jsou COP a COG shodné. Lidské tělo v takovémto stavu však nikdy není a proto se na něj toto tvrzení nevztahuje (Vařeka et Vařeková, 2009; Winter, 2005).

*Oporná plocha* (Area of support, AS) - je plocha, která se přímo dotýká podložky a zároveň je využita k vytvoření opěrné báze. Pokud se například dotýká podložky ploska nohy, není AS celá tato plocha chodidla, ale jen body dle tříbodového statického modelu (Vařeka et Dvořák 1999; Vařeka et Vařeková, 2009).

*Oporná báze* (Base of Support, BS) - je veškerá plocha, která je mezi body AS. Původně se vysvětlovala, jako velikost podložky, dle ohraničení nejvzdálenějších bodů AS (Vařeka et Dvořák, 1999; Vařeka et Vařeková, 2009).

*Rovnováha a Balance* - jedná se o uplatňování strategií statických a dynamických k zajištění posturální stability. Jde tedy o neustálé přizpůsobování výkonného aparátu k udržení těžiště nad opěrnou bází. Rovnováha, se dále dělí na tři rovnovážné polohy, kterými jsou poloha stabilní, labilní a indiferentní (Kolář, 2009).

U *stabilní polohy* má těleso nejmenší energii. Tato poloha je nejlépe chápána na modelu závěsného kyvadla. Jedná se tedy o každé závěsné a s ohraničením podložené těleso. Zde těžiště při vychýlení stoupá a následně se vrací zpět. V případě *labilní polohy*, těžiště po vychýlení klesá, nevrací se zpět a energie tělesa se zmenšuje. Navíc po vychýlení vznikají další momenty sil, které těleso tím více vychylují. Jedná se o model obráceného závěsného kyvadla. *Indiferentní* (volná) poloha je taková, že energie zůstává stejná, výška těžiště se nemění a vertikální těžnice probíhá v místě kontaktu tělesa s podložkou (Quesada et al., 2000).

## 2.8 Posturální zajištění

Strategie hlezenní a kyčelní, jsou považovány za hlavní mechanismy zajištění posturální stability. V případě hlezenní strategie se jedná o směr ventrodorzální a v případě

strategie kyčelní se jedná o směr latero-laterální (Winter, 2005).

Tyto strategie jsou strategiemi posturálními. Jejich funkcí je vykonávat takové korekční pohyby, aby byl zachován stabilizovaný vzpřímený stoj, který je polohou labilní vzhledem ke své malé opěrné bázi a vysoce postavenému těžišti (Kolářová, 2012).

Z pohledu motorických strategií se v případě strategie hlezenní, jedná o model obráceného kyvadla, což v praxi znamená, že pro udržení stability při posunu těžiště anteriorně se svalstvo zapojuje kaudo-kraniálně. V tomto řetězení se zapojují svaly v pořadí mm. gastrocnemii, mm. ischiocruralis a mm. erectores spinae, je-li náklon anteriorní a v pořadí m. tibialis anterior, m. quadriceps a mm. abdominales, je-li náklon dorzální (Shumway-Cook et Woollacott, 2012).

Strategie kyčelní se zapojuje spíše sekundárně v případech nedostatečnosti hlezenní strategie, či potřeby rychlého přesunu těžiště (Horak, 2006). V případě kyčelní strategie se svalstvo zapojuje v pořadí směru kranio-kaudálního, přičemž se ve vztahu ke směru náklonu těžiště zapojují stejné svalové skupiny jako u strategie hlezenní, jen s rozdílem opačného pořadí zapojování (Shumway-Cook et Woollacott, 2012).

Schopnost těla zůstat v rovnovážném stavu je dána volními nebo mimovolními automatickými posturálními reakcemi. Je-li kontrola volní, pak tělo využívá anticipační a zpětnovazebné strategie. Anticipace je schopnost aktivace svalů před případnou instabilitou a zpětnovazebná reakce je schopnost aktivace svalů vyrovnávacích ve smyslu zapojení antagonistů. Celkově jde o princip podvojně reciproční inervace, který je řízen na úrovni spinální motoriky (Horak, 2006; Kolářová, 2012; Woollacott et Shumway-Cook, 1989).

## **2.9 Posturální kontrola**

Posturální systém je závislý na vzájemné souhře dalších složek, které posturální kontrolu tvoří a ovlivňují. Jedná se o složku senzoricou, řídicí a výkonnou, jejichž hlavními cíli je udržení posturální stability a orientace těla v prostoru (Horak, 2006).

### **2.9.1 Složka senzoricá, aferentní**

Tato složka obsahuje kombinace informací, které přicházejí z propiocepce, exterocepce, vestibulárního systému a zrakového ústrojí. Tyto receptory a aferentní vlákna,

kterými jsou informace přiváděny, jsou periferní nervovou soustavou aferentního systému. Tato aferentní vlákna se dále dělí na senzitivní a sensorická. Senzitivní vlákna přináší informace o bolesti, teplotě nebo tlaku. Sensorická vlákna pak přináší informace smyslové (Véle, 2006).

Propriocepce je vedení vzruchů hlubokého cití přicházející z hluboko uložených proprioceptorů, jako jsou svalová vřetenka ve svalech, Golgiho tělíska ve šlachách nebo Paciniho tělíska v kloubních pouzdrech. Ty systémem senzitivních vláken periferních nervů přináší informace o svalovém napětí, poloze a pohybech jednotlivých segmentů těla do zadních rohů míšních (Véle, 2006). V těchto místech vzniká spojení s alfa motoneurony v předních rozích, nebo je zde spojení přes interneurony. V případě intrafusálních vláken je eferentní inervace zajištěna motorickými vlákny gama systému. Tedy opačně, než je tomu u extrafusálních vláken, které jsou inervované alfa motoneurony. Nervosvalové vřetenko dokáže porovnávat napětí mezi oběma typy vláken, a jakmile dojde k protažení svalu, dochází i k jeho podráždění. Tento systém se nazývá gama smyčka (Dylevský, 2009). Golgiho šlachové tělísko tvoří spolu s nervosvalovým vřetenkem automatický servomechanismus, který sval chrání před mikrotraumatem z přetažení. K aktivaci Golgiho šlachového tělíska, dochází při svalové kontrakci a protažení svalu (Dylevský, 2007; Véle, 2006). Paciniho tělíska v kloubních pouzdrech hodnotí změny napětí, podávají statické informace o úhlu segmentů kloubu a dynamické informace o rychlosti pohybu v kloubu. Svojí činností tak mají vliv na funkci svalu (Véle, 2006).

Exterocepce narozdíl od propriocepce, přináší informace ze systému povrchového cití. Nejvýznamnější pro udržení stability jsou mechanoreceptory uložené v kůži, které dále dělíme na protopatické a epikritické (taktilní). Protopatické cití zajišťuje informace o teple (Ruffiniho tělísko), chladu (Krauseho tělísko), bolesti (volná nervová zakončení) a tlaku (vater-Paciniho tělísko). Epikritické cití pak přináší informace o doteku, tlaku a vibracích, které zachycují Merkelovy disky a Meissnerova tělíska (Mysliveček, 2003; Silbernagl, 2004).

Vestibulární systém je další důležitou složkou pro udržení stability. Vestibulární aparát je uložen ve vnitřním uchu. Skládá se z kostěného a blanitého labyrintu, které plní funkci sluchovou (kostěný a blanitý hlemýžď) a rovnovážnou (vestibulum a tři polokruhové kanálky). Tyto polokruhové kanálky reagují na pohyb hlavy tak, že zaznamenávají pohyb hlavy v prostoru (Trojan, 2003). Tyto informace jsou prostřednictvím VIII. hlavového nervu vestibulocochlearis dále vedeny do vestibulárních

jader uložených v mozkovém kmeni, odkud se dále šíří do CNS (Silbernagl, 2004). Vestibulární systém se tak podílí na posturální stabilitě těla vlivem vzpřimovacích a postojových reflexů. Jedním z reflexů je také vestibulo-okulo-motorický reflex vyvolaný náhlou změnou polohy hlavy, které zaznamenává statokinetické čidlo. V praxi to znamená, že v takovém případě dojde k vychýlení očí opačným směrem s cílem fixace aktuálního obrazu na sítnici (Králíček, 2011; Silbernagl, 2004).

Zrak je další součástí posturální stability, který zaujímá roli optické kontroly. Receptory zraku informují CNS prostřednictvím obrazu o pozici a pohybech těla ve vnějším prostředí. Na celkové aferentaci se při pevném stoji podílí zraková kontrola z 10% (Horak, 2006).

## **2.9.2 Složka řídicí, CNS**

V nervovém systému je CNS složkou, která zpracovává veškeré procesy přicházející z periferie. Mozek a mícha jsou tedy oblastmi, které motoriku řídí a PNS pak CNS se všemi orgány a tkáněmi spojuje. Schopnost CNS integrovat vstupy a adaptabilně je modifikovat vzhledem k podmínkám a požadavkům, je důležitou vlastností pro řízení posturální stability. Stejně jako u řízení motoriky, i zde u řízení posturální stability platí, že nejdůležitějšími oblastmi této složky jsou mozkový kmen, mícha, vestibulární jádra, mozeček a BG, přičemž nadřazenou oblastí všech uvedených složek je mozková kůra (Mysliveček, 2003; Pfeiffer, 2007).

V oblasti mozkového kmene, je třeba zmínit funkci a vliv retikulární formace, která pracuje na principu vysílání nespecifických kolaterál, které zdánlivě nemají žádný směr, ale neustále prověřují pozornost celého řídicího systému. Z tohoto důvodu, je považována za reflexní centrum motoriky, jejíž neuronová jádra propojují aferentní informace s CNS. Právě aferentace je nepostradatelná pro vznik posturálních reflexů, jejichž podstatou je svalový tonus zajišťovaný gama systémem a propiocepcí. V průběhu posturálních reflexů, záleží na formě, s jakou přicházejí, ať už se jedná o lokální, segmentální či celkové statické reakce. Svalové napětí všech segmentů těla, pak koordinují například tonické šíjové a labyrintové reflexy, které právě do posturálních reakcí patří. Z neurofyziologického pohledu je základem řízení, tvořit vzpřimovací, postojové a polohové reflexy, jejichž význam spočívá v neustálé koordinaci těžiště do stabilní polohy. Na příkladu držení postury ve stoji, jsou vzpřimovací reflexy aktivovány drážděním receptorů na chodidle.

Facilitační oblast retikulární formace a dráždění motoneuronů, napětí antigraavitálních svalů zvyšuje a inhibiční oblast napětí snižuje. Obecně se tedy funkce retikulární formace dělí na řízení svalového napětí, ovlivňování podmíněných reflexů a vegetativních reakcí, převod aferentních informací do CNS, a řízení stavu bdění a spánku. Je součástí gama systému (Myslivoček, 2003; Trojan, 2003; Silbernagl, 2004).

### **2.9.3 Složka výkonná, efektorová**

Efektor a eferentní vlákna jsou periferní nervovou soustavou eferentního systému, jehož vlákna se dále dělí na motorická, jdoucí ke svalům a autonomní, jdoucí ke žlázám, hladké svalovině a srdci. Úkolem efektorové složky, je koordinovat motorické reakce a promítnout je v segmentech hlava, trup, končetiny, pomocí muskuloskeletálního systému, který je tvořen pasivní (kosti, klouby, šlachy, vazy) a aktivní složkou (svaly). Právě tento systém je výkonným orgánem posturální kontroly zajišťující stabilitu a v případě aktivní složky i posturální stabilizaci (Dylevský, 2009).

Podle současné teorie funkční kineziologie je svalový systém uložen tak, že je přímo spojen s vlivy CNS a PNS, což znamená, že nemůžeme za výkonný orgán považovat sval, ale motorickou jednotku (Rybová et al., 2013).

Motorické jednotky rozlišujeme dle druhu funkce na posturální (tonické) a fázické (dynamické). Tonická i fázická svalová vlákna mají své tonické a fázické motoneurony, avšak dojde-li k transpozici tonického motoneuronu na fázická svalová vlákna, změní se tato vlákna na tonická jak funkčně tak i strukturálně. To poukazuje na hlubokou propojenost nervové a svalové soustavy (Véle, 2006).

Motorická jednotka je základní prvek hybnosti. Je tvořena jedním motorickým neuronem, nervosvalovou ploténkou a svalovými vlákny, které tento neuron zásobuje. Protože má neuron hodně nervových zakončení, může inervovat více svalových vláken. Svalový pohyb je tvořen tak, že podnět, který přichází z mozkové kůry, prochází míchou a z motorických buněk předních rohů míšních vedou motorická nervová vlákna ke svalovým vláknům, kterých se dotýká. Toto místo je tzv. nervosvalová ploténka. Čím méně svalových vláken ve svalu inervuje jedna motorická jednotka, tím je schopnost jemných pohybů v daném svalu intenzivnější. Během práce svalu se zapojuje několik motorických jednotek, které se však ve funkci asynchronně střídají, což ve výsledku přináší plynulost pohybu. Motorické jednotky rozlišujeme *velké* - pro svaly s jednoduchou funkcí, vlákna

červená, tonická, pomalu unavitelná, pro statickou činnost, s tendencí ke zkracování a *malé* - pro svaly s přesnou a složitější funkcí, vlákna bílá, fázická, rychle unavitelná, pro dynamickou činnost a přesné, cílené pohyby s tendencí k oslabování. Dle Henemannova pravidla, platí, že podle zvyšování síly svalu se motorické jednotky nabírají postupně od nejmenších k největším (Kralíček, 2011; Trojan, 2003) .

Motorická vlákna dělíme stejně jako motoneurony, na alfa silná vlákna pod vlivem pyramidových drah z mozkové kůry, která končí v místě nervosvalové ploténky a vedou ke stahu inervovaného svalu a gama slabá vlákna pod vlivem podkorových motorických struktur jako jsou například BG, která končí v intrafusálních svalových vláknech nervosvalových vřetének. Dochází tak vlivem vyrovnávání prahu stažlivosti k plynulejšímu pohybu (Druga, 2011; Véle, 2006).

K uvedení principu fungování svalu, je třeba uvést ještě svalové dělení dle typu stabilizace, které Véle (2006) člení na vnější a vnitřní segmentovou stabilizaci. Vnější stabilizaci zajišťují větší a silnější povrchové skupiny, jejichž úkolem je stabilizovat páteř pomocí funkčních svalových smyček a řetězců (Suchomel et Lisický, 2004). Dalším významem je schopnost vyvinout na krátký čas velké úsilí, čímž dokážou chránit tělo před nečekanou destabilizací (Véle, 2006).

Vnitřní segmentovou stabilizaci nezajišťují jen svaly HSSP, ale i ostatní spíše kratší svaly uložené v hlubokých svalových vrstvách. Jejich funkcí, je zajistit neutrální polohu jednotlivých segmentů, čímž je zachováno i neutrální postavení styčných ploch kloubů. Tato funkční centrace kloubu se vytváří v období motorické ontogeneze a není-li respektován přirozený vývoj, dojde k poruše funkčního postavení kloubu a následně k poruše posturálního vývoje (Tlapák, 2014).

## **3 SLEDOVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI POMOCÍ EMG**

### **3.1 EMG**

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která snímá bioelektrické signály svalové aktivity, a to jehlovou nebo povrchovou (SEMG) metodou. Bioelektrický signál je akčním potenciálem z motorických jednotek, snímaných z místa uložení elektrod. Ze signálů, které jsou naměřeny, je možné získat mnoho informací typu aktivity v jednotlivých svalech (jehlová), ale i řazení zapojování motorických jednotek více svalů (SEMG) v časovém pásmu u určitého pohybového stereotypu. Při povrchovém snímání se elektroda přikládá na sval ve směru svalových vláken (Krobot et Kolářová, 2011).

Konfiguraci měření dle uspořádání elektrod se dělí na monopolární a bipolární. EMG měří rozdíl napětí v daném bodě a v případě monopolární konfigurace se jedná o získání rozdílu napětí z jedné elektrody vzhledem k zemnicí elektrodě. Její nevýhodou je, že zaznamená i veškerou elektrickou aktivitu v okolí elektrody, která znamená, že snímání není čisté. V případě bipolární konfigurace je tento problém odstraněn měřením napětí mezi dvěma body s pomocí dvou elektrod. Referenční a aktivní, přičemž aktivní elektroda snímá elektrickou aktivitu a referenční by měla být umístěna v místě, kde je svalová aktivita nejmenší (klouby), (Daniel et Mareš, 2008).

Zpracování signálu je následným krokem po získaných informacích elektrické aktivity měřeného svalu. Protože záznam zpravidla vykazuje známky šumu, či přítomných artefaktů, je třeba získaný signál vyhladit (Krobot et Kolářová, 2011).

Kromě úpravy signálu lze výsledky získané měřením normalizovat k maximální izometrické kontrakci, ke stoji, k chůzi, či nemusí být použita vůbec (Devroey et al., 2007).

#### **3.1.1 Zdroj EMG signálu**

Podstatou bipolárního snímání, je zaznamenání akčního potenciálu za pomocí dvou elektrod. Tento akční potenciál se projevuje změnou elektrického napětí na povrchu kůže daného kontrahovaného svalu a tuto změnu elektrických potenciálů, lze získat právě díky rozdílu mezi aktivní a referenční elektrodou, která je záměrně uložena až v oblasti s minimální elektrickou aktivitou (Krobot et Kolářová, 2011).

Výsledný signál z elektrod je dále vyhodnocen diferenciálním zesilovačem, který



následně rozdíl mezi dvěma elektrodami určí (Daniel et Mareš, 2008).

Veškerý šum z okolí, který je v blízkosti snímané oblasti (například radiové stanice), je tedy tímto způsobem odfiltrován, neboť je zachycen na obou elektrodách ve stejné fázi, tedy je stejný pro obě elektrody, což je známkou, že nepochází ze svalové aktivity. Proto potenciálový rozdíl, který zde vznikl a byl zaznamenán, naopak lze považovat za projev svalové aktivity (Enoka, 2004).

### **3.1.2 Přenos EMG signálu**

Přenos signálu probíhá tak, že ze senzorů, které snímají surový záznam, pokračuje dále zpravidla ve formě analogového signálu do vyhodnocovací jednotky. Zde následně dochází k převodu analogového signálu na signál digitální (Krobot et Kolářová, 2011).

V současné době je navíc přenos signálu realizován spíše telemetricky, což umožňuje volný pohyb sledované osoby do vzdálenosti několika metrů. Telemetrie je výhodou oproti snímání za pomoci kabelů, které pohyb limitují (Soderberg, 2000).

Mezi další výhody povrchového EMG například oproti jehlovému EMG, je neinvazivnost, aplikace, která je rychlá a snadná a nakonec i dostupnost k místům, ze kterých chceme snímat. Navíc získaný signál z povrchových elektrod, umožňuje širší posouzení elektrické aktivity svalu díky větší ploše, ze které je takový signál snímán. Dále se také lépe uplatňuje při různých pohybových situacích. Naopak nevýhodou snímání za pomoci povrchové EMG, je citlivost i mimo oblast, kterou chceme snímat. Tedy elektroda zaznamenává nejen cílenou, ale i okolní aktivitu sousedních svalů. V praxi tedy platí použití tím menší elektrody, čím menší je sval. Navíc povrchová EMG nesnímá jen aktivitu jedné motorické jednotky, což znamená, že výsledný záznam je záznamem více svalových vláken (Daniel et Mareš, 2008).

### **3.1.3 Zpracování EMG signálu**

Základní získaný signál, je nazýváme surovým SEMG záznamem a jedná se o zatím nijak nezpracovaný EMG signál. Surový záznam je souborem akčních potenciálů několika motorických jednotek s nerovnoměrně uspořádanými amplitudami a velikostí frekvence. S pomocí správného nastavení snímacího přístroje a elektrod, by takovýto záznam, měl obsahovat minimum šumů či artefaktů, které by výsledný signál rušily. Již surový záznam,

dokáže zaznamenat míru aktivity svalu, či jeho ztrátu aktivní funkce. Přesto, takovýto surový záznam je třeba dále zpracovávat, aby byla umožněna analýza dalších výstupních hodnot (Winter, 2005).

Do oblasti analýzy a zpracování signálu patří frekvenční a amplitudová analýza. Při frekvenční analýze se pracuje s Fourierovou transformací, která má za úkol převést signál z časové oblasti do oblasti frekvenční (Hagg et al., 2004).

V případě analýzy amplitudy se jedná o postupné zpracování signálu od surového záznamu, až po vyhlazený signál (Krobot et Kolářová, 2011). Offset je prvním krokem, který zajišťuje takové posunutí signálu, aby střídavě a stejnosměrně oscilloval do záporných i kladných hodnot. Rektifikace je následná jednoduchá metoda, která eliminuje negativní hodnoty tak, aby zůstali jen kladné (půlvalnová rektifikace), nebo překlápí záporné hodnoty do hodnot pozitivních (celovlnová rektifikace). Tato metoda je důležitá, aby zprůměrování signálu nevedlo vždy k nule, které je jinak dané charakterem signálu bez ohledu na počet a frekvenci zapojení svalových jednotek. Konečným krokem je pak vyhlazení signálu, které v praxi znamená, že rektifikovaný záznam je zbaven vysokofrekvenčních složek původního signálu a zprůměrováním hodnot amplitudy, kterým následně dosáhneme jejího vyhlazení. Konečný, výsledný záznam, pak označujeme jako lineární obálku (Daniel et Mareš, 2008).

### **3.1.4 Hodnocení EMG signálu**

Získaný EMG signál nám poskytuje možnost, sledovat úroveň frekvence a amplitudy měřeného svalu. Svalové kontrakce jak izometrické tak izotonické, při kterých se zapojují motorické jednotky, jsou znázorněny ukazatelem, kterým je frekvence. Tedy frekvence stahů zapojených motorických jednotek se zvýší, je-li zvýšená svalová síla. Naopak z důvodu nepřesné polohy elektrod vůči motorickým jednotkám je význam amplitudy napětí diskutabilní (Daniel et Mareš, 2008).

Maximum amplitudy signálu je vhodnější počítat z průměru několika nejvyšších hodnot během analyzované periody. Jedná-li se o průměrnou hodnotu amplitudy ve vybraném svaly, pak jde o nejdůležitější výpočet EMG signálu. A nakonec plocha (area), je pod EMG signálem matematickým integrálem pro analyzovanou periodu (Krobot et Kolářová, 2011).

### 3.2 Vybrané svaly pro měření EMG

Oblasti těla, které bývají nejčastěji označovány jako přetížené, jsou v místech, kam se soustředí nejvíce tíhové energie. Tyto body, jsou zároveň nejčastější příčinou bolesti, vyjma *m. rectus abdominis*, který má při chůzi minimální aktivitu (Callaghan et al., 1999), a jehož funkce je při nošení batohu spíše balanční, vzhledem k předpokladu, že zvýšená zátěž nesená na bedrech znamená zvýšenou aktivitu břišních svalů pro vyrovnání zátěže a tím i sníženou aktivitu paravertebrálních svalů (Cook et Neumann 1987).

Vzhledem k tomu, že právě koordinace mezi abdominálními a dorzálními svaly je nutná ke stabilizaci páteře (Goodgold et al., 2003), jsou sledovanými svaly *m. erectores spinae*, *m. rectus abdominis*, *m. latissimus dorsi* a *m. trapezius*, který je ovlivňován podstatnou částí váhy a prokazuje se svou citlivostí na váhové zatížení (Hong et al., 2008).

*M. trapezius* je sval, který se rozpíná se z obou stran obratlů. Tvoří tvar širokého diamantu, který vzniká u týlní kosti lebky (ligamentum nuchae) a rozpažuje se do stran k acromionu a dolů na dvanáctý hrudní obratel. *M. trapezius* inervuje hlavový nerv XI. accessorius a plexus cervicalis. Tento sval je odpovědný za elevaci ramen, pohyb hlavy a fixaci lopatky na místě. Ve spolupráci s jinými svaly se účastní i pohybu paže, kontroluje pohyb lopatky a tím umožňuje i větší rozsah ramenního kloubu (Čihák, 2003).

*M. latissimus dorsi* je největší svalovou skupinou horní části těla, má tvar širokého, plochého svalu, nachází se pod lopatkami a táhne se od pažní kosti k dolním šesti hrudním obratlům a odtud ke třem spodním žebřům a dolu směrem k pánvi až na křížovou kost. *M. latissimus dorsi* je inervován pouze jedním nervem thoracodorsalis, což znamená, že jeho svalová vlákna umožňují pouze stejnou pohybovou akci. *M. latissimus dorsi* je velmi silný a důležitý sval, který kromě toho, že pomáhá na stabilizaci hlavičky humeru a jejím otáčení, tak navíc vytahuje paže směrem dolů a dozadu proti odporu. Spolu s ostatními svaly v okolí, ovládá rameno a lopatku během snížení pohybu ramene (Čihák, 2003; Shin et al., 2013).

Klíčová svalová skupina dolních zad *erectores spinae*, zahrnuje jak hluboké, tak povrchní svalové vrstvy. Svaly vzpřimovače (*iliocostalis*, *longissimus*, *spinalis*) probíhají svisle v párech podél páteře a liší se jak svou velikostí, tak svou strukturou v různých částech páteře. Skupina svalů je složitě provázaná s kostěným aparátem, obratli a žebry, ale zjednodušeně se dá říci, že vzniká od křížové kosti po krční obratle a spánkovou kost. Všechny části vzpřimovače jsou inervovány jedním nervem *rr.dorsalis*, tedy i zde dochází ke stejné a společné svalové akci. Všechny hluboké vzpřimovače jsou primárně odpovědné

za udržení vzpřímeného těla a rovných zad. Mezi funkční pohybovou účast svalů, patří ohyb páteře do všech stran včetně rotace a navíc zachování pevnosti páteře (Čihák, 2003). Tato stabilizace lumbální části páteře souvisí s koordinací a koaktivací zádových a břišních svalů z důvodu ochrany páteře (Anders et al., 2007).

M. rectus abdominis se skládá z páru svalů běžících ve svislé poloze na každé straně přední břišní stěny. Tyto dva paralelní svaly jsou od sebe odděleny pojivovou tkání linea alba, která vede od symfýzy po processus xiphoideus na sternální kosti. Také se rozpíná do stran na dolní žebra. Sval inervují nn. intercostales 7-12. Rectus abdominis je důležitým posturálním svalem, který je odpovědný za ohýbání lumbální části páteře. Je také svalem, který pomáhá při silném vydechování po cvičení a v podmínkách, kdy je výdech obtížný (emfyzém). Pomáhá také udržovat vnitřní orgány neporušené a při vytváření nitrobřišního tlaku, například při namáhavém zvedání těžkých břemen nebo porodu (Čihák, 2003).

## 4 ŠKOLNÍ BATOHY

V současné době jsou školní batohy zcela dominantním přepravním zavazadlem pro děti školního věku. Původní školní aktovka se zdokonalovala s ohledem na bezpečnost, design, kvalitu materiálu, pohodlí a váhu, až vznikl současný školní batoh. Každá doba přináší nové požadavky a na ně společnost svým novým způsobem reaguje. Vzhledem k tomu, že se změnil rozsah učiva, osnovy učení nových školních látek, podmínky za jakých se dnes děti do škol dopravují, tak se vytvořili i nové požadavky rodičů na které výrobní společnosti reagují. Dnes se zdá, že školní batoh jako takový, už není kam vývojově posunout a přesto přetrvávající typické ukazatele nedostatku školních zavazadel, vybízí k potřebě změn, aby přinesli především vymizení stále přetrvávajících vzniklých bolestí zad u dětí, které školní batohy nosí. Právě tyto signály nás informují, že je stále mnoho věcí, které lze vylepšit za předpokladu, že změníme přístup či úhel pohledu na problematiku (Grimmer et al., 2002).

Do současné doby, bylo provedeno několik studií, kde se sledoval vliv batohu a jeho zátěž na lidský organismus (Pascoe et al., 1997; Chow et al., 2009; Hong et al., 2008), či měření svalové asymetrie po zatížení (Swinnen et al., 2012), která se v oblasti trupu lišila až o 20%. Vzhledem k tomu, že však probíhaly především na dospělých jedincích, postrádají pro vývoj dětských batohů jistou validitu. Předchozí studie se zabývali například otázkou metabolických změn, při zvýšené zátěži a byly zaměřeny na rekreační a vojenské podmínky. Tyto aplikace a typy batohů však nejsou identické ani typické pro školáky a výsledné efekty jsou nejasné. Změny u dospělých není možné identifikovat se změnami u dětí, protože vybavenost a komplexnost zralého lidského těla funguje na principech, které se takové tělo již naučilo, zatímco u dítěte se teprve tyto mechanismy budují. Vzhledem k tomu, že u dítěte nejsou veškeré vývojové fáze uzavřeny, může docházet ke kompenzačním mechanismům, které se ve výsledku při hodnocení stejné položky jako u dospělých, budou vybavovat odlišně (Whittfield et al., 2005).

V současné době je v zájmu hodnotit především zdravotní dopady batohu na tělo dítěte, což předpokládá sledování typických vlastností současných školních batohů, vliv na hmotnost a umístění batohu, vznikající bolest, držení těla a posturální rovnováhu (Grimmer et al., 2002).

## 4.1 Děti a školní batohy

Studenti jsou v současné době velkou částí populace, jakožto nositelů nejrůznějších zádoových vaků pro přenášení učebnic, knih a jiných zásob či pomůcek. Mezi ně patří například tradiční školní aktovka, školní batoh nebo bookbag. Odhaduje se, že své školní pomůcky v těchto zavazadlech nosí každé dítě školou povinné, které nemá doprovod, jenž mu může pomoci náklad nést (Pascoe et al, 1997).

Pascoe (1997) a její kolegové zkoumali 61 dětí ve věku od 11 do 13 let a zjistili, že 92,4% z nich nosí jako své prioritní zavazadlo školní batoh, přičemž 73,2% z těchto batohů nesli pouze na jednom rameni, tedy za použití jen jednoho ramenního popruhu.

Průzkum na NZ se 140 žáky středních škol odhalil, že 89,3% žáků používá školní batoh, přičemž 70,7% žáků, jej nosí na obou ramenech (Casey et Dockrell, 1996).

Podle další studie v oblasti Greater Cincinnati, je dokumentováno, že dokonce více než 96% dotázaných používá školní batoh (Forjuoh, 2006).

Z předešlých dvou studií je tedy patrné, že záleží na výchově a přístupu k předávání zkušeností žákům a dětem. Tento přístup je pak rozhodujícím faktorem při aplikování preventivních opatření. Nošení batohu za použití obou ramenních popruhů je jen základním preventivním opatřením a předpokladem k zamezení případných, nebo ke zmírnění již vzniklých potíží, či patologických změn (Talbot et al., 2009).

Dalším typickým problémem, bývá příliš velká zátěž školního batohu. Několik studií sledovalo, jakou zátěž děti nosí v nejrůznějších zemích. Bylo zjištěno, že se v rámci sledování přetěžování žáků při nošení školního batohu, se jedná o stejně rozšířený problém, vzhledem ke stanovení maximálního váhového limitu. Dle mezinárodního institutu pro bezpečnost a ochranu při práci, je maximální váhový limit stanoven na 22 kg při váze 80 kg dospělého člověka. V případě dítěte se jedná o maximální zátěž 10% vlastní tělesné hmotnosti a výjimečně v krátkém intervalu maximálně 15% své tělesné hmotnosti. (White et al., 2002).

V Irském Dublinu byla provedena studie s dětmi ve věku 10 let. Bylo zjištěno, že 100 zkoumaných zdravých a neprofesionálně sportujících studentů neslo zátěž v průměru 15,2% své vlastní hmotnosti. Navíc bylo uvedeno, že 34% žáků, neslo batoh pouze na jednom rameni (Casey et Dockrell, 1996).

Negrini et al., (1999) zjistili, že 34,8% žáků naměřených v Itálii přepravuje více než 30% své vlastní váhy, alespoň jedenkrát do týdne. V průměru se děti ve věku kolem 11,7 let přepravovalo s váhou 9,3 kg, což představuje 22,0% své tělesné hmotnosti. Maximum,

keré bylo naměřeno, bylo 11,5 kg, tedy 36,4% své tělesné hmotnosti. Tato hodnocení potvrdila, že byl překročen doporučený i maximální limit pro nesení váhy dítětem (Negrini, Carabalona, et Sibilla, 1999).

Talbott (2009) svým měřením na studentech gymnázia v Lotyšsku, kterým bylo v průměru 12 let, potvrzuje, že přepravují denně váhu 12,6% tělesné hmotnosti a v extrému i více než 20% tělesné hmotnosti. V celkovém hodnocení se ukázalo, že 56% studentů nosí zátěž větší než je stanovený limit pro daný věk (Talbott et al., 2009).

Ve spojených státech v Ohio, byla u 95% žáků, zjištěna zátěž 17,1% jejich tělesné hmotnosti a z toho 23% žáků překračovalo limit na hranici 20% jejich tělesné hmotnosti. Nejčastější svalové napětí pociťovali žáci v oblasti beder (White et al., 2002).

Také Goodgold et al., (2003) se zabývali sledováním nesené váhy u dětí ve věku 11 – 14 let. Bylo prokázáno, že 55% sledovaných žáků nosí více než 15% své tělesné váhy. Součástí sledování bylo i hodnocení kolik žáků nosí batoh s použitím obou popruhů. V tomto případě nosilo 80% dětí batoh s použitím obou popruhů, ale i přesto si 40% z nich stěžovalo na nepříjemné pocity, pokud zavazadlo nesli delší dobu (Goodgold et al., 2003).

V mezioblastní studii (Forjuoh, 2006) se sledovali podmínky v různých zemích, které se následně porovnávali mezi sebou. Do studie byly zapojeny oblasti, jako jsou Ghana, Guatemala, Spojené státy, přičemž nejzajímavější bylo zjištění, že studenti v Ghaně nesou v průměru pouze 7,7% své tělesné zátěže. V tomto srovnání byla zajímavá i porovnání počtu studentů, kteří musí pěšky překonávat vzdálenost na cestě do školy a zpět. V případě Ghany a Guatemaly se jednalo o 40% žáků, zatímco v případě Spojených států, se jednalo pouze o 7% žáků. Pouze 4,1% dotázaných rodičů v Ghaně, 21,9% v Guatemale, a 7,7% ve Spojených státech, si byli vědomi o nebezpečí zdravotního dopadu vlivem zátěže, kterou dítě musí denně přenášet (Forjuoh, 2006).

## **4.2 Charakteristika školních batohů**

Dnes je na trhu mnoho značkových batohů, které mají společné i rozdílné rysy například ve velikosti, vnitřním rámování, oddělení nákladu, nastavitelnosti ramenních popruhů, popruhů na pas a hrudních popruhů (Grimmer et al., 2002).

Nastavitelné ramenní popruhy jsou v průměru u 93% školních batohů. Bederní pás je přítomen u 46% batohů, přičemž pouze 20% tázaných respondentů potvrdilo, že jej používá. V případě prsních popruhů se jedná o výskyt pouze u 29% školních batohů,

přičemž pouze 15% z těch, kde se objevuje, jej používají (Talbot et al., 2009).

Dalšími aspekty, které různé studie sledují a kterými se zabývají, je i porovnávání komfortu, schopnosti držení těla, možnosti manipulace, konstrukce, typy rámu, umístění zatížení apod. (Whittfield et al. 2005).

### **4.3 Biomechanické projevy**

Ve studii zaměřené na krokový cyklus a držení těla u dětí ve věku 11 – 13 let, bylo prokázáno, že u batohu, který je nesen za oba ramenní popruhy se ukazuje menší vliv na úhel ramen ve srovnání výšky obou ramen a dále, na úhel páteře při ohýbání do stran. Dalším poznatkem z této studie bylo zjištění, že čím kratší jsou popruhy přes ramena, tím se více zvětšuje kroková frekvence, ale zároveň se tím více zkracuje délka kroku. (Pascoe et al, 1997).

Hong et al., (2008) zjistili, že nese-li dítě vyšší hmotnost než 10% své tělesné váhy, dochází k významné změně srdeční frekvence, krevního tlaku, respiračního zatížení a výdajům energie. Tato zjištění ukázala na doporučené nošení maximálních 10% své tělesné zátěže u dětí právě na základě zjištěných poruch v metabolických procesech. Při navýšení zátěže na 15% a 20% své tělesné váhy, bylo navíc nepřehlédnutelné velice zjevné předklonění trupu, které bylo ukazatelem kompenzačního mechanismu při nošení sledované zátěže. Právě použitím takového mechanismu dává tělo najevo, že byly jeho limity překročeny (Hong et al., 2008).

Podobná studie, kde bylo testováno 11 chlapců ve věku 15 let a nošení zátěže 10,15 a 20% tělesné zátěže ukázalo, že váhový limit v tomto věku, by mohl být posunut, až na 15% své tělesné zátěže (Grimmer et al., 2002).

Podle studie (Chow et al., 2009), která se zabývala vlivem při zatížení batohu u dívek ve věku 10 – 15 let, bylo prokázáno, že docházelo ke kritické změně vzoru chůze již při zátěži 10% své vlastní váhy. I když jsou takovéto studie často diskutabilní, dá se říci, že se všichni shodují na maximálním limitu 10 – 15% tělesné váhy člověka s ohledem na zdravotní stav, pohlaví, věk a tělesnou konstituci žáka (Chow et al., 2009).

Obecný odhad a doporučení by mohlo být, že váhový limit zavazadla žáka je tolik procent jeho tělesné váhy, kolik je mu let. Tedy v případě žáků (6 let) nastupujících do první třídy, by se mělo jednat o maximální zátěž 6% jejich tělesné hmotnosti. Při převodu na kilogramy by to v praxi znamenalo, že váží-li žák 20 kg, pak jeho zcela bezpečné a



zdravotně neškodné zatížení školním batohem, je maximálně 1,2 kg. Pokud bychom takovýto závěr srovnali s realitou jaká je především v kapitalistických zemích, jednalo by se až o 6x překročený doporučený limit (Talbot et al., 2009).

#### **4.4 Váha batohu**

Již byly navrženy a doporučeny určité váhové limity batohu, vzhledem k věku či váze uživatele, avšak stále brání nedostatek opodstatněných výsledků z výzkumu a jejich jasná průkaznost jako činitele ovlivňující zdravotní stav žáka v tom, aby byly mnohdy legislativně ukotveny. Některé faktory však ukazují na skutečnost, že riziková je skutečně právě fáze, kdy žák nese svůj náklad do školy a zpět. Guzburg (1999) se svými kolegy uvádí, že právě děti, které se do školy dopravují pěšky si oproti dětem, které do školy přiváží rodiče autem, mnohem častěji stěžují na bolesti zad (Gunzburg et al., 1999).

V rámci testování zátěže batohu byla provedena i studie, která odpovídala na zátěž hodnocenou ve třech bodech. Tyto body tvořila hmotnost lehká, střední a těžká. Ve výsledku byli žáci ve věku 10 – 15 let tázáni, jakou zátěž již považují za lehkou, střední a těžkou, když se jim každý den bez jejich vědomí měnil váhový náklad. Po návratu ze školy hodnotily váhu stávajícího dne do příslušného řazení. Z celkového vyhodnocení bylo zjištěno, že váhu 4,5 kg vnímali žáci jako lehkou, do 9 kg takovou váhu považovali za střední a nad 9 kg byla zátěž označena za těžkou (Voll et Klimt, 1977).

#### **4.5 Bolest při nošení batohu**

Studie, která se jako jedna z mála zabývala vztahem mezi symptomy bolesti zad a používáním školních batohů u adolescentů, kterých se v celkovém počtu hodnotilo 1269, proběhla v jižní Austrálii. V případě dívek se jednalo v průměru o 30% hlášených bolestí zad, zatímco u chlapců se jednalo v průměru pouze o 10% takových hlášení (Grimmer et al., 2002).

Jde-li o delší množství času, stráveného nesením naloženého batohu, pak se zdá, že je zde významné spojení se začínající, prozatím malou bolestí zad jak u chlapců, tak u dívek (Chow et al., 2009).

V průzkumu školáků ve věku 9 – 20 let se posuzoval vliv batohu na bolest zad a výsledkem bylo zjištění, že polovina sledovaných školáků, přestala mít problémy s bolestí

po snížení zátěže v batohu na doporučený limit dle věku a váhy. To bylo signálem, že vazba mezi váhou batohu a bolestí zad, zde existuje. V případě tohoto průzkumu se jednalo o bolest po zatížení lokalizovanou především v oblasti mm. erectores spinae (Iyer, 2001; White et al., 2002).

Podle studie od Pascoe a jejích kolegů, bylo zjištěno, že bolesti a necitlivost byly nejčastěji hlášeny v průběhu páteře, což se týkalo 50,8% studentů a dále také v oblasti ramen (Pascoe et al., 1997).

V další studii, kde bylo hodnoceno 791 studentů, se zjišťovaly příznaky bolesti dvojitým způsobem. Nejprve byli studenti požádáni, aby sdělili veškeré bolesti, které před zahájením průzkumu prožívají. Z dotázaných, zde 34% studentů uvedlo, že prožívají určité bolesti, které přitom souvisí nějakým způsobem právě s batohem. Jednalo se například o zatížení batohem, tvar batohu nebo jeho opotřebení. Druhou otázkou bylo, zda pociťují nějaké příznaky, které prožívají při současném testování nošení zátěže. Více než polovina dotázaných uvedla minimálně jeden příznak, který podle nich jistě souvisel s používáním batohu. Nejčastěji byla uvedena bolest dolní části zad (33%), dále středních zádoových svalů (24%), bolest kolem krku (24%), pak horní část zad (10%), bolest a brnění ramen (6%). O lékařské vyšetření mělo na konci pozorování zájem 6% sledovaných žáků. Vztah mezi bolestí a nošením batohu vychází také z dalších faktorů, kterými jsou hmotnost jedince, doba nesení zátěže, držení těla, věk, pohlaví (Karkoska et al., 1997).

V jiných studiích poukazují studenti i na bolesti spojené se zvýšeným tlakem od popruhů v místě m. trapezius, která také může přispívat k další řetězové bolesti. Pozornost byla věnována i predilekčním místům, kde je velký styk batohu s pokožkou, neboť byla-li tato místa dodatečně polstrovaná, zvláštní bolesti nebyli nalezeny (Holewijn, 1990).

#### **4.6 Postura při nošení batohu**

Grimmerová a její kolektiv zkoumali analýzu stoje na studentech v celkovém počtu 985 a věkové hranici od 12 do 18 let. Předmětem sledování byla analýza polohy kloubů při manipulaci faktorem hmotnosti. Různé zátěže byly umístěny na krk, ramena, kyčle, stehna, kolena a kotníky. Použitá hmotnost zátěže byla 3,5 – 10% z tělesné hmotnosti žáka. Z výsledků vyplývá vztah mezi přidanou hmotností, jejím umístěním a držením těla. Je důležité poznamenat, že k posturálním odchylkám docházelo již při použití nižší váhy, než je doporučovaná 10% nebo 15% váha vlastního těla. Grimmerová a její kolegyně navíc

posuzovali i úhel kraniovertebrální, který se při nošení batohu zvětšoval. Pohyboval se v rozmezí od 2,9-5,7 stupňů do 10-31 stupňů. V případě nejmladších žáků byl tento úhel největší. V případě této studie byli navíc identifikováni žáci, jejichž kraniovertebrální úhel byl větší než 5 stupňů. V jejich případě bylo zjištěno, že pravidelně nesou váhu těžší, než jejich spolužáci (Grimmer et al., 2002).

Posturální faktor byl také sledován ve studii, kde bylo držení těla rozděleno do třech skupin, kterými byly: Žák vždy stojí rovně se zatíženým batohem na zádech, žák stojí rovně střídavě s pohovem ve stoji, žák stojí v předklonu či náklonu s batohem na zádech. V případě, kdy váha překračovala 10% zátěže vlastního těla žáka, bylo patrné pokrčené držení těla u 40% sledovaných žáků. Celkově bylo zhodnoceno, že vztah hmotnosti a oblastí kyčlí a trupu, vyvolává další potřebu postojových změn při různém zatížení batohu (Talbot et al., 2009).

#### **4.7 Posturální rovnováha**

Jen málo studií hodnotí posturální stabilitu ve vztahu ke změnám zátěže v batohu. Jednou z takových byla studie s 50 vysokoškolskými studenty, kteří nesli běžný batoh o váze 7,7 kg s cílem sledovat změny posturální rovnováhy. Stanovené cíle, byly hodnocení reakčního času, rychlost pohybu, koncový bod exkurze, maximum exkurze a směrové řízení. Z výsledků vyplivalo, že s naloženým batohem byla například reakční rychlost značně zpomalena, směrové řízení v rovině sagitální nepřesné, ale v rovině frontální lepší. Závěrem bylo zhodnoceno, že zatížené tělo reaguje posturální kompenzací a mění pohybové vzorce, které se jinak uplatňují, je-li tělo nezatížené. Přesto, že tato studie nevyužila různé úrovně hmotností, je zřejmé, že závaží v batohu může ovlivňovat posturální stabilitu (Palumbo et al., 2001).

Další účinky zatěžkaných batohů, byly sledovány na studentech v Cincinnati, kde se za pomoci sklopné plošiny dosahovalo 4-12 stupňů náklonu. První test byl prováděn bez jakékoli zátěže. U 4% studentů nastával při náklonu plošiny pocit, že se chystají klesat o něco níže k zemi. Dalších 58% studentů prožívalo chvilkový pocit strachu z pádu a 33% studentů takovouto situaci vyhodnotilo bez jakýchkoli pocitů. Druhý test byl proveden se zátěží v batohu neseného na zádech. V případě 56% studentů bylo sníženo těžiště poklesnutím a žádný ze studentů neměl pocit možného pádu. Teoretickým vyhodnocením a úvahou je to proto, že zatěžkané tělo o váze ví a automaticky počítá s jejím možným

vychýlením, na které je tak připraveno dříve než dojde k takovému náklonu, který by tělo vnímalo jako nebezpečné pro pád. Držení těla se ukázalo jako významné ve vztahu ovlivnění stability (Talbot et al., 2009).

#### **4.8 Dynamické aktivity**

Analýzy, které se provádějí ve vztahu účinku batohu na statický postoj, jsou pouze omezenými výsledky, protože teprve hodnocení více funkčních činností se blíží realitě, která zahrnuje dynamický pohyb. Kromě toho, že zátěž ovlivňuje držení těla žáka, tak je součástí běžného školního dne, aby takové břemeno bylo nejen dopraveno na místo, ale také několikrát denně opakovaně položeno, zvednuto. V současné době je však stále nedostatek informací o vlivu batohu na dynamické funkce u dětí (Grimmer et al., 2002).

Chůze je nejtypičtější z dynamických aktivit a ve studii, která se zabývala především srovnáním různých druhů batohu právě při chůzi, nebyly zjištěny žádné zvláštní rozdíly. Patnáct chlapců ve věku 10 let šlo dvacet minut na běžeckém pásu s váhou 15% své tělesné hmotnosti. Během celé doby pochodu, nebyly patrné žádné zvláštní změny mezi počáteční a konečnou dynamikou těla (Talbot et al., 2009).

Jiná studie zkoumala chůzi 61 chlapců ve věku 11 – 13 let nesoucích školní batoh o váze 17% hmotnosti studenta. Kinematická analýza ukázala na významné zvýšení nosného ramene a vychýlení trupu do strany směrem od zavazadla, je-li batoh nesen na jednom ramenním popruhu. V případě použití obou ramenních popruhů se snižovala délka kroku a zvyšovala se frekvence kroku. Při zatížení během krokového cyklu, setrvalo chodidlo delší dobu v kontaktu se zemí, než došlo k další akceleraci a opuštění kontaktu chodidla s podložkou. Tato měření poukazují, na zvýšení stability se zatížením (Pascoe et al., 1997).

Z další studie bylo potvrzeno, že i pohyb kloubů kyčle, kolene a hlezna se dostává do větší exkurze a i tato zvýšená flexe se objevovala až při vyšším váhovém zatížení. Batoh, který byl značně zatěžkán, přesouval těžiště směrem dozadu a tak docházelo ke kompenzačnímu mechanismu, kdy se celý trup naklání vpřed, aby se zátěž vyrovnala (Quesada et al., 2000).

Přesto, že jsou informace v této oblasti omezené, je patrné, že vliv zatížení batohu na držení těla při chůzi je zřejmý. Nejedná se jen o výraznější ohyb v nosných kloubech dolní končetiny, ale i o celou páteř včetně hlavy (Palumbo et al., 2001).

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 5 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je pouze snímání svalové aktivity při zatížení školním batohem ve statické poloze, kterou je v tomto případě stoj. Úkolem probanda je nést na zádech školní batoh s různým závažím a vydržet na místě ve stoji bez lokomoce. Tato metodika testování bude provedena v určitých intervalech a s obměnami váhového zatížení, které budou mít rostoucí tendenci. Teprve v posledním měřeném úseku dojde k pokynu k lokomoci, za účelem zjištění skutečného vnímání poslední přidané hmotnosti. Subjektivně vnímaný pocit bude následně porovnán se svalovou aktivitou vybraných svalových partií.

Snímání, sledování a zjišťování změn akčních biosignálů ve svalech, je umožněno technologií povrchové elektromyografie. EMG použitý v této práci je výrobkem firmy DELSYS. Dílčím cílem této práce je následně odpovědět na hypotetické otázky, které jsou v širším pojetí rozvedeny v kapitole hypotéz.

Úkolem práce je rešerše studií, které byly provedeny se zaměřením na nošení školního batohu. Dále určení cíle práce, určení hypotéz a zvolení svalových partií, které budou vhodné pro měření EMG. Navazujícím úkolem práce, je na základě informovaného souhlasu, získat oficiální souhlas ke spolupráci s probandy dětského věku, vybrat místo pro průběh šetření, zajištění potřebného zařízení a pomůcek. Dalším úkolem je provedení experimentu dle zvolené metodiky, snímání a zpracování EMG záznamu, zjištění výsledků, jejich porovnání a nakonec uvedení diskuze k výsledkům a závěr.

## 6 HYPOTÉZY

Tato bakalářská práce se bude řídit těmito otázkami a hypotézami:

### 6.1 Otázka 1

Dochází ke změně svalové aktivity s EMG měřením ve svalech m. trapezius, m. rectus abdominis, m. erectores spinae a m. latissimus dorsi se zvýšením zátěže?

**Hypotézy:** Předpokládám, že:

*H<sub>0</sub>: Se zvýšením zátěže nenastane změna v EMG aktivitě.*

*H<sub>1</sub>: Se zvýšením zátěže nastane změna v EMG aktivitě.*

### 6.2 Otázka 2

Dochází ke zvyšování svalové aktivity m. rectus abdominis, při trvání jedné desetivteřinové periody se zátěží 6 kg?

**Hypotézy:** Předpokládám, že:

*H<sub>0</sub>: S trváním zátěže 6 kg nedochází ke zvyšování v EMG aktivitě.*

*H<sub>1</sub>: S trváním zátěže 6 kg dochází ke zvyšování v EMG aktivitě.*

### 6.3 Otázka 3

Zdvojnásobí se EMG aktivita m. latissimus dorsi, při zdvojnásobení zátěže z 3 kg na 6 kg?

**Hypotézy:** Předpokládám, že:

*H<sub>0</sub>: Zvýšením z 3kg na 6kg nenastane přímo úměrná změna v EMG aktivitě.*

*H<sub>1</sub>: Zvýšením z 3kg na 6kg nastane přímo úměrná změna v EMG aktivitě.*

## 6.4 Otázka 4

MM. erectores spinae, jsou nejvíce aktivními svaly?

**Hypotézy:** Předpokládám, že:

*H<sub>0</sub>: MM. erectores spinae nejsou nejvíce aktivními svaly.*

*H<sub>1</sub>: MM. erectores spinae jsou nejvíce aktivními svaly.*

## 6.5 Otázka 5

Vnímá subjektivně proband přidanou váhu na 9 kg do školního batohu v oblasti m. trapezius jako těžkou, a potvrzuje tento pocit zvýšená EMG aktivita?

**Hypotézy:** Předpokládám, že:

*H<sub>0</sub>: Navýšení hmotnosti na 9 kg, nebude proband vnímat jako těžkou.*

*H<sub>1</sub>: Navýšení hmotnosti na 9 kg, bude proband vnímat jako těžkou.*

Ve všech otázkách a hypotézách je sledován význam zatížení batohu a jeho vliv na svalovou reakci těla. V prvních čtyřech otázkách se zjišťuje samotný EMG údaj svalové činnosti. V poslední otázce se zjišťuje subjektivní pocit probanda, který je následně porovnán s naměřeným záznamem EMG aktivity vybraných svalových partií.

## 7 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

K šetření se přihlásilo 33 zdravých probandů, přičemž 2 nebyli v den šetření přítomni. Měření se tedy nakonec účastnilo celkem 31 zdravých probandů (17 dívek a 14 chlapců) prvních tříd základní školy ve věku 6-7 let. Tito probandi v tomto věku, byli vybráni proto, aby se získané výsledky co nejvíce přibližovali hodnotám, které vykazují žáci ve věkové kategorii, jež je určitými charakteristickými potížemi nejvíce zasažena. Probandi byli tázáni na bolesti zad a schopnost udržet váhu bez pomoci. Důvodem k vyloučení z šetření, bylo provozování sportovních aktivit s vrcholovým zaměřením, akutní či chronické bolesti a jiná zdravotní nedostatečnost.

Součástí šetření bylo zjišťování hmotnosti a výšky probandů. Hmotnost probanda se zjišťovala pomocí osobní váhy. Váhové rozmezí probandů bylo mezi 19 kg až 35 kg s váhovým průměrem 27 kg a mediánem 24 kg. Výška probandů, byla měřena metrem na zdi. Výškové rozmezí se pohybovalo od 116 cm do 138 s výškovým průměrem 127 cm a mediánem 122 cm.

Žádný z účastníků nebyl nemocen, ani netrpěl žádnou poruchou či nedostatečností. Všichni spolupracovali dle pokynů, se kterými byli seznámeni v rámci informovaného souhlasu a také těsně před zahájením šetření. V rámci pokynů, byli probandi a jejich zástupci také seznámeni nejen s průběhem šetření, ale také s tím, že mohou od šetření bez udání důvodů kdykoli odstoupit. Pro odstoupení z šetření, stačilo pouhé slovní oznámení o nelibosti, nepohodlí či neochotě dále pokračovat, a to i bez udání důvodu. Veškeré další informace, požadavky, podmínky a pravidla, byly uvedeny jako součást informovaného souhlasu (Příloha 1), který všichni zástupci zúčastněných podepsali. Každý informovaný souhlas byl vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdržel zákonný zástupce a druhý řešitel práce.

Před zahájením a po dokončení daného měření, byl vyplněn formulář, který obsahoval informace o měření a informace o měřené osobě před zahájením a po ukončení měření (Příloha 2). Probandům byly na těla připevněny senzory pro snímání biosignálů vybraných svalů a v určitých intervalech se do původně prázdného batohu, který nesli na zádech, přidávala hmotnost v rozmezí 3 x 3 kg.

Praktické šetření bylo provedeno v období od ledna 2016 podáním žádosti o



podepsání informovaných souhlasů, a ukončeno dnem praktického měření. Celková doba trvání této části nepřekročila 7 týdnů.

## 8 METODIKA

### 8.1 Batoh

K této práci byl použit batoh Tiger Family od firmy Bagmaster (Obrázek 1). Jedná se o školní batoh s velkým úložným prostorem, s vnitřními kapsami a členěním. Vnější plochy mají postranní a čelní kapsy. Batoh dle výrobce vyniká především vzhledem, bezpečností v podobě reflexních pásek a odrazek, ale byl vybrán na základě jeho konstrukční jednoduchosti, lehkosti, velkému objemu a držení tvaru. Tento batoh dále obsahuje polstrované, nastavitelné ramenní popruhy a polstrovanou plochu pro záda v celé její délce. Charakteristický tvar batohu určuje rovný střih. Z pohledu tržního, patří mezi batohy se standardními funkcemi a pohodlím. Batoh nevyniká žádnými ergonomickými zvláštnostmi ani bederním či hrudním popruhem. Tento nový batoh byl zapůjčen od firmy Bagmaster.

Obrázek 1 Batoh Bagmaster



Zdroj: *Vlastní*

## Parametry vybraného školního batohu

- Značka: Bagmaster
- Typ: Tiger Family
- Výrobní číslo: A001-A
- Výrobce: Bagmaster
- Kapacita: 0,9 L
- Hmotnost: 0,8 Kg
- Rozměry: V 40 cm, Š 32 cm, H 18 cm

## 8.2 Vybavení pro praktické měření

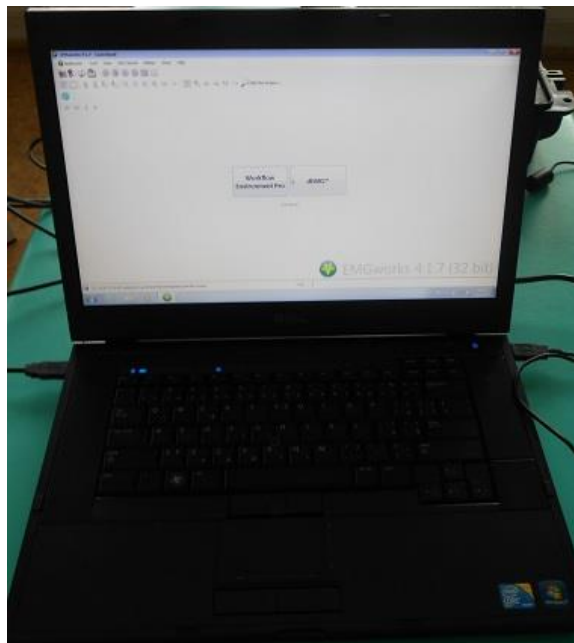
Pro měření v praktické části, byl zvolen přístroj pro snímání povrchové elektromyografie od společnosti DELSYS (Obrázek 2) a signály byly nahrávány softwarem DELSYS EMGworks Analysis 4.1.7 (Obrázek 3) se 16 kanály.

**Obrázek 2** EMG Delsys



Zdroj: *Vlastní*

**Obrázek 3** Software Delsys



Zdroj: *Vlastní*

Senzory tohoto přístroje dokáží snímat data telemetricky, tedy bez jakéhokoli kabelového vedení. Navíc referenční a aktivní elektroda jsou součástí použitého bipolárního senzoru, jako jeden kompaktní celek. Rozměry elektrody jsou 3,5 x 2,5 x 1,0 cm (Obrázek 4) o váze 25 g, což umožňuje takový senzor připevnit na holé tělo, pomocí fixačních pásek (Obrázek 5). Zmíněné senzory jsou navíc vybavené světelnou kontrolkou, která zeleným přerušovaným světlem signalizuje plnou připravenost a světlem červeným nedostatek energie. Pro vyzkoušení funkčnosti senzorů a jejich správného přenosu signálu, byla provedena orientační, zkušební izometrická kontrakce, každého vybraného svalu.

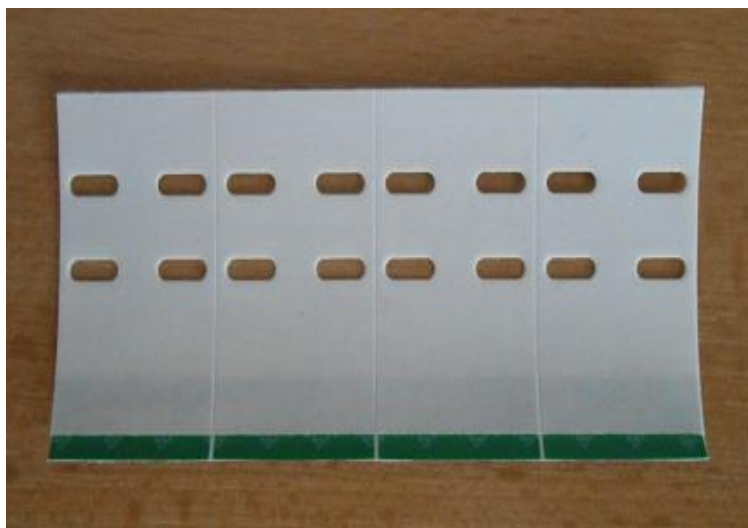
Pro získání fotografií, které nejsou součástí získání materiálních podkladů pro sledovaný soubor, ale pouze obrazovým průvodcem této práce, byl použit fotoaparát Nikon Coolpix.

**Obrázek 4** Senzor



Zdroj: *Vlastní*

**Obrázek 5** Fixační pásky (4 ks)



Zdroj: *Vlastní*

Pro kompletnost vybavení bylo souhrnem potřeba EMG, batoh, závaží 3x3kg, fixační pásky na připevnění senzorů, osobní váha, metr, hodiny, stopky a fotoaparát.

## 8.3 Vybrané svaly

Pro snímání svalové aktivity během stoje při nesení školního batohu, byly vybrány 4 svalové páry, kterými jsou horní část m. trapezius, m. rectus abdominis horní porce, m. latissimus dorsi pod dolním úhlem lopatky a m. erector spinae v úrovni thorakolumbálního přechodu.

### 8.3.1 M. trapezius

Tento sval byl pro měření EMG zvolen z důvodu, že patří mezi svaly se zvýšenou citlivostí při nošení školního batohu. Ramenní oblast je namáhána vlivem umístění popruhů přes tuto oblast. Do této oblasti se promítá největší procento váhy nákladu.

Horní část m. trapezius je pro měření zajímavá právě v důsledku předchozích výzkumů, které ukázaly na citlivost tohoto svalu při změně jeho zatížení. Dospělí batůžkáři často poukazují na únavu a bolestivost v této oblasti (Hong et al., 2008)

M. trapezius, byl vybrán jako sval vhodný ke snímání elektrických potenciálů z důvodu, že se jedná o povrchový sval, který působí na celé horní končetiny a vzhledem k tomu, že je inervován více než jedním nervem, mohou jeho specifické úseky reagovat nezávisle na sobě, což vede k významným rozdílům jak ve směru pohybu nebo ve velikosti svalové síly, tak i v oslabení či zkrácení svalových vláken.

### 8.3.2 M. latissimus dorsi

M. latissimus dorsi je důležitou oblastí pro měření EMG vzhledem ke své poloze a z důvodu, že patří do velké svalové skupiny. Pokrývá velkou část střední až dolní části zad a je svalem umístěným přímo pod batohem. M. latissimus dorsi může být navíc ovlivněn ramenními popruhy, protože jeho funkcí je pomáhat při stabilizaci hlavice humeru.

Tento sval byl vybrán na základě toho, že se jedná o největší svalovou skupinu horní části těla a o velmi silný a důležitý sval, který navíc spolu s ostatními svaly ovládá rameno a lopatku. Je důležitý pro stabilitu, napřímení, rotační pohyby trupu a souhyby horních končetin (Shin et al., 2013). Právě toto je důvodem k jeho EMG snímání, spolu s důvodem, že je svalem, který je v přímém kontaktu s plochou batohu.

### **8.3.3 MM. erectores spinae**

Paravertebrální svaly jsou důležité pro měření EMG především v oblasti thoracolumbálního přechodu. Tento bod bývá označován častým zdrojem bolesti u dětí, které nosí těžké batohy. U dospělých bylo prokázáno, že opakované přetěžování v této oblasti, je rizikovým faktorem pro vznik bolesti dolní části zad (Negrini, Carabalona et Sibilla, 1999), takže je i důvod domnívat se, že tento problém se bude projevovat i u dětí. Jednoznačná souvislost mezi používáním batohu a bolestí v dolní části zad nebyla prokázána, ale objevuje se nejčastěji tehdy, když dochází k manipulaci těžkých břemen dospělými. MM. erectores spinae jsou vybraným svalstvem pro měření EMG, z důvodu jeho významu v mechanickém chování páteře (Hong et al., 2008).

Již v předchozích studiích se sledovala EMG aktivita na mm. erectores spinae a bylo zjištěno, že při zatížení zadní části těla sledované svaly snižují svou aktivitu a naopak, byla-li zátěž na čelní straně trupu, jejich aktivita se zvýšila (Cook et Neumann, 1987). To je důvodem k předpokladu, že nesení batohu na zádech bude mít vliv na aktivitu břišních svalů z důvodu vyrovnání stability a rozložení poměru sil (Hong et al., 2008). Z tohoto důvodu je posledním svalem ke snímání pomocí EMG m. rectus abdominis.

### **8.3.4 M. rectus abdominis**

M. rectus abdominis je zařazen mezi sledované svaly především z důvodu jeho posturální funkce a schopnosti balančního vyrovnávání po přidání zátěže. Je důležitým svalem nejen při obtížném výdechu, ale i při vytváření nitrobřišního tlaku, například při namáhavém zvedání těžkých břemen (Cook et Neumann, 1987). Vzhledem k tomu, že lze považovat naplněný školní batoh za těžké břemeno pro žáky prvních tříd, pak je tento sval důležitý v rámci této práce, pro jeho monitorování.

## **8.4 Průběh experimentu**

### **8.4.1 Příprava měření**

Všichni účastníci byli přijati na základě podepsaného informovaného souhlasu. Na šetření se pracovalo v rozsahu několika měsíců v budovách základní a vysoké školy. Probandi, kteří v současné nebo minulé době trpěli pohybovým zraněním, nebyli pro šetření způsobilí. Vybranými probandy byli jen zdravé děti ve věku 6 - 7 let. Po příchodu probandů a jejich zástupců, bylo zahájeno šetření tím, že byly opakovány veškeré

informace, které byly i součástí informovaného souhlasu. Společně s tím byl vystaven formulář, do kterého se uváděly informace týkající se každého z probandů a které byly potřebné k výsledným vyhodnocením. Dříve než vyšetření začalo, byla formou jednoduchých otázek odebrána anamnéza na základě vylučovacích kritérií. Kritériem k vyloučení z šetření bylo poranění pohybového aparátu, přítomnost bolesti při izometrické kontrakci, neschopnost tolerovat zátěžové postupy, citlivost na lepidlo fixačních pásek pro připevnění senzorů a nakonec probandi provozující sport s vrcholovým zaměřením.

Jakmile byl účastník považován za způsobilého, byl dále opět podrobně seznámen i s průběhem šetření. Součástí formuláře bylo pak už jen zjištění váhy, výšky a věku probanda. Každý z účastníků byl opět o veškerých krocích informován, těsně před aktuálním měřením a následně byl požádán, aby si svlékl svrchní díl oblečení z důvodu připevnění senzorů. Části kůže, na kterou byly senzory připevněny, se předem omyly vodou a do sucha usušily. Senzory byly přiloženy dle doporučení protokolu EMG (Krobot et Kolářová, 2011), tedy ve směru svalových vláken, na střed svalového břicha a s dodržením alespoň dvoucentimetrové vzdálenosti uložených senzorů od sebe. Senzory byly následně připevněny originálními fixačními náplastmi na místa vybraných svalů.

#### 8.4.2 Zapojení povrchových EMG senzorů

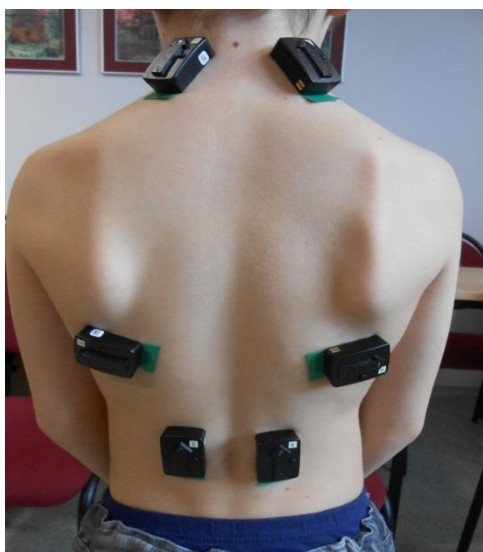
**Tabulka 1** Zapojení senzorů

<b>Senzor 1</b> m. trapezius sin.	<b>Senzor 2</b> m. trapezius dx.
<b>Senzor 3</b> m. latissimus dorsi sin.	<b>Senzor 4</b> m. latissimus dorsi dx.
<b>Senzor 5</b> m. erector spinae sin.	<b>Senzor 6</b> m. erector spinae dx.
<b>Senzor 7</b> m. rectus abdominis sin.	<b>Senzor 8</b> m. rectus abdominis dx.

**Legenda k Tabulce 1:** Číselné označení senzorů pro daný sval

Zdroj: *Vlastní*

**Obrázek 6** Senzory zezadu



Zdroj: *Vlastní*

**Obrázek 7** Senzory zřepředu



Zdroj: *Vlastní*

Na m. trapezius byla hodnocena jeho horní porce se senzory přibližně v úrovni pátého krčního obratle. Sval latissimus dorsi (Obrázek 6), byl snímán z místa dolního úhlu lopatky. V případě paravertebrálního svalstva se jednalo o úroveň thorakolumbálního přechodu páteře a nakonec m. rectus abdominis (Obrázek 7), byl hodnocen z jeho horní porce nad úrovní pupku (Krobot et Kolářová, 2011).

Veškeré zmíněné svaly, byly vyhledány palpačně po orientační izometrické kontrakci. Na vybrané svaly byly senzory připevněny vždy v páru, tedy z levé i z pravé strany.

### **8.4.3 Průběh měření**

První zkouška, byla měřena se školním batohem na zádech, ale bez zatížení. Váha, kterou proband nesl, byla tedy čistě váhou školního batohu. Poté následovalo měření se zatížením 3 kg, 6 kg a 9 kg v tomto rostoucím pořadí, aby byla eliminována svalová únava. Hmotnost, která se přidávala do školního batohu, byla složena z předem připravených závaží. Při maximálním zatížení nesl proband ve stoji celkem 9,8 kg závaží. Závaží do batohu se vkládalo tak, aby bylo stejnoměrně rozloženo na dně batohu. Batoh byl na záda probandovi připevněn tak, aby přiléhal těsně k zádům a přitom nevzniklo žádné nepohodlí.

EMG aktivity svalů trapezius, latissimus dorsi, erectores spinae a rectus abdominis



byly snímány, zatímco probandi pouze stáli. V tomto měření byla pro případ potřeby snímána i aktivita vybraných svalů při krokovém cyklu, která však byla vyhodnocována jen jako ukazatel určitých změn při maximálním zatížení v pohybu. Vyšetření probíhalo v celkovém čase 50 vteřin na jednoho probanda. Prvních 10 vteřin, byl požádán o stání s batohem na zádech bez zatížení. Následujících 10 vteřin se do školního batohu stojícího probanda přidala zátěž 3kg. S touto zátěží proband opět stál dalších 10 vteřin a po jejich uplynutí se do batohu vložila další zátěž o váze 3kg. V tuto chvíli proband nesl celkem 6kg závaží plus váhu školního batohu. S touto váhou se také jednalo o nesení závaží v délce trvání 10 vteřin. Po uběhnutí tohoto limitu se probandovi přidalo posledních 3kg závaží a celková váha tak v tuto chvíli činila 9kg plus váha batohu. I tento časový úsek trval posledních 10 vteřin. Následovala závěrečná lokomoce, která měla prozradit jak skutečně zatěžující je poslední přidaná hmotnost dle následného rozboru naměřených dat. Tímto bylo vyšetření ukončené, probandovi byl sejmут batoh ze zad společně s odebráním senzorů a byl požádán, aby se oblékl. Poslední otázky na probanda se týkaly subjektivních pocitů s ohledem na pocit bolesti, dle formuláře na škálu vnímané bolesti, pocitu převažování vzad a hodnocení váhy (Příloha 3). Celkový čas na vyšetření jednoho nezletilého činil kolem 8 minut, včetně veškerých příprav, seznamování a předvádění chystaného záměru.

## **8.5 Zpracování a analýza dat**

Získaná data byla zpracována softwarem DELSYS EMGworks Analysis 4.1.7 od společnosti DELSYS. Data nebyla dále nijak upravována ani normalizována. Software dále umožňoval získaná data převést do textového či tabulkového programu jako je MS Office Excel. Kompletní data všech účastníků v počtu 31 dětí, byla nejprve dílčím způsobem zprůměrována a následně hodnocena jako kompaktní celek. Výsledky, které z měření vyplývají, jsou tedy hodnocením průměrného výsledku všech zúčastněných probandů. Z naměřeného záznamu byly vyhodnoceny hypotetické otázky číslo 1 až 4 a další hypotetická otázka číslo 5 byla vyhodnocena ze subjektivních pocitů probandů ve srovnání se záznamem EMG.

Pro tuto příležitost byla vybrána metoda povrchové elektromyografie, která nejenže dovoluje snímání akčních potenciálů motorických jednotek, ale navíc umožňuje neinvazivní přístup ke sledovaným svalovým partiím (Krobot et Kolářová, 2011).

Vzhledem k tomu, že všechna měření proběhla úspěšně a žádný ze záznamů měřených probandů nemusel být vyloučen, pak bylo po ukončení sběru dat získáno 248 záznamů EMG ze čtyř svalových partií. Tyto hodnoty byly zaznamenány v mV/s. Svalové napětí monitorované v první desetivteřinové periodě, kdy proband nesl na zádech pouze prázdný batoh bez zátěže o hmotnosti 0,8 kg, je označeno jako fáze klidová.

## 9 VÝSLEDKY

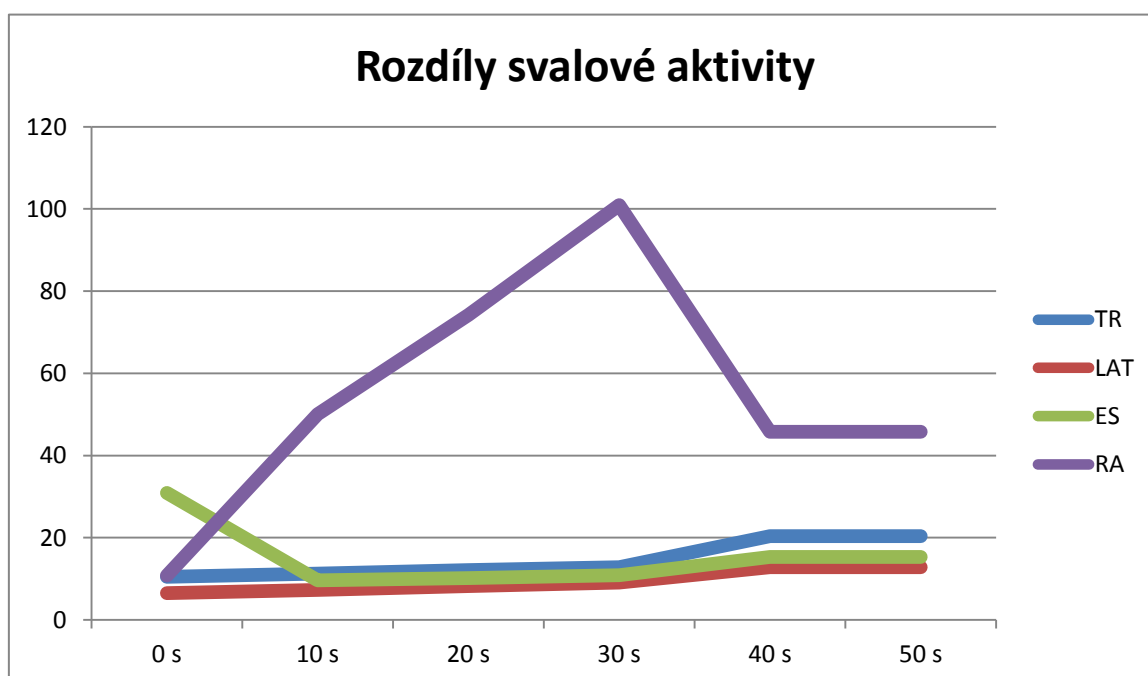
### 9.1 Odpověď na hypotetickou otázku 1

Dochází ke změně svalové aktivity s EMG měřením ve svazech m. trapezius, m. rectus abdominis, m. erectores spinae a m. latissimus dorsi se zvýšením zátěže?

*H<sub>0</sub>: Se zvýšením zátěže nenastane změna v EMG aktivitě.*

Tuto hypotézu lze vyvrátit, protože ke změnám v činnosti svalové aktivity došlo ve všech monitorovaných svalových partiích.

**Graf 1** Rozdíly svalové aktivity během měření vybraných svalů



Zdroj: *Vlastní*

*H<sub>1</sub>: Se zvýšením zátěže nastane změna v EMG aktivitě.*

Tuto hypotézu lze potvrdit, neboť ve všech měřených svalových partiích u všech měřených probandů došlo ke změnám svalové aktivity, a to ihned po vložení prvního závaží. Iyer (2001) také poukazuje na vazbu mezi nesenou hmotností a bolestí, která je předpokladem k domněnce o zvýšení svalové aktivity všech měřených svalů. Na grafu 1, je patrný původní a konečný rozdíl svalové aktivity, každého z měřených svalů.

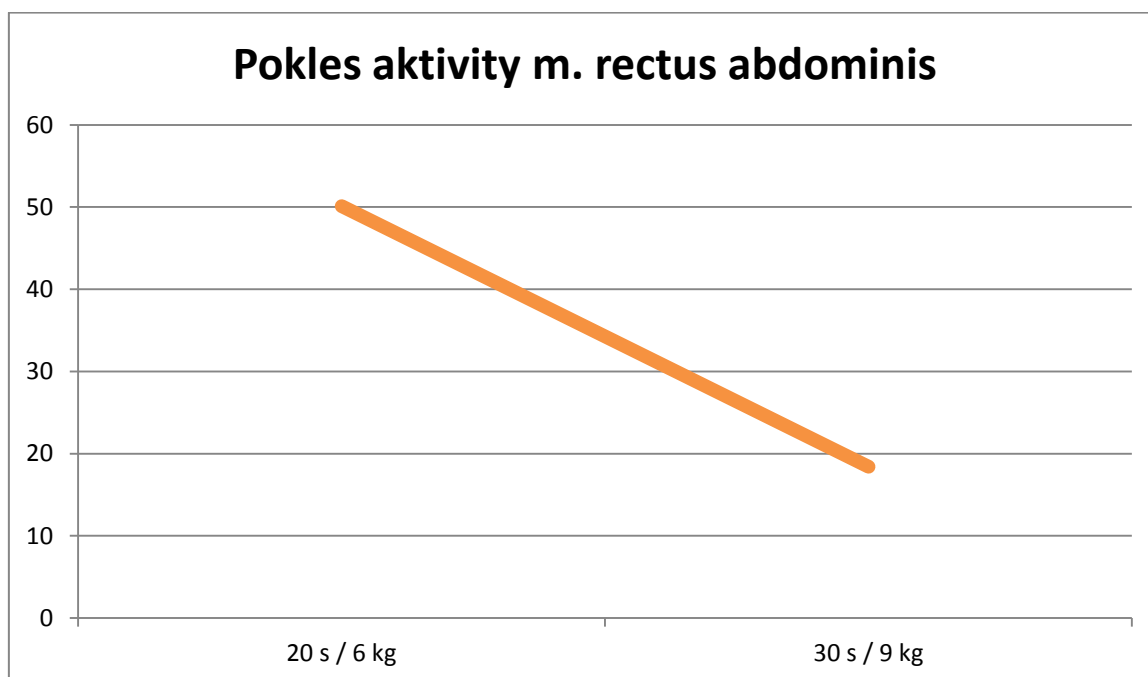
## 9.2 Odpověď na hypotetickou otázku 2

Dochází ke zvyšování svalové aktivity m. rectus abdominis, při trvání jedné desetivteřinové periody se zátěží 6 kg?

*H<sub>0</sub>: S trváním zátěže nedochází ke zvyšování v EMG aktivitě.*

Dle záznamu EMG je patrné, že monitorované svalstvo na aktuálně přidanou zátěž reaguje zvýšenou aktivitou, avšak ihned plynule dochází k posturální normalizaci. Hong et al., (2008), či Palumbo (2001), pozorovali kompenzační předklon již s první podanou zátěží, což vedlo k předpokladu zvyšujícího se napětí m. rectus abdominis, které se však nepotvrdilo, možná právě vlivem kompenzačního předklonu, který na sval působí úlevou. Napětí svalu tedy během periody slábne, čímž nedochází ke zvýšenému napětí, ale naopak k jeho snížení. Tuto hypotézu lze tedy potvrdit. Na grafu 2, je patrný pokles svalové aktivity během periody s hmotností 6 kg.

**Graf 2** Pokles aktivity m. rectus abdominis



Zdroj: *Vlastní*

*H<sub>1</sub>: S trváním zátěže dochází ke zvyšování v EMG aktivitě.*

Po dobu měření svalové aktivity m. rectus abdominis během desetivteřinové periody, kdy je přidaná zátěž plynule posturálně normalizována a slábne, nedochází ke zvýšení svalové aktivity. Proto lze tuto hypotézu vyvrátit.

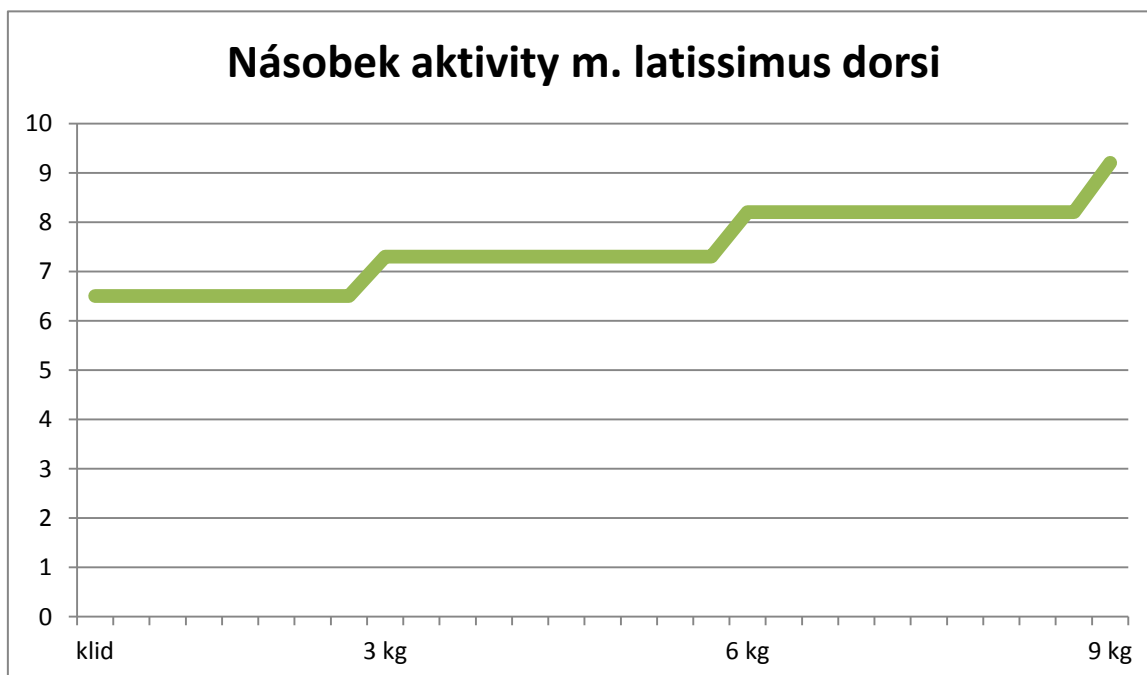
### 9.3 Odpověď na hypotetickou otázku 3

Zdvojnásobí se EMG aktivita m. lat. dorsi, při zdvojnásobení zátěže z 3 kg na 6 kg?

*H<sub>0</sub>: Zvýšením z 3kg na 6kg nenastane přímo úměrná změna v EMG aktivitě.*

Klidová hodnota měřeného svalu ve stoji s prázdným batohem, činila 6,5mV. Po přidání první hmotnosti 3 kg, došlo u měřených probandů ke zvýšení svalové aktivity na 7,1mV. Rozdíl mezi klidovou hodnotou a hodnotou s 3 kg hmotností tak činil 0,8mV. Vzhledem k tomu, že po přidání druhé 3 kg zátěže na celkových 6 kg, se EMG aktivita zvýšila na 9,2mV a rozdíl v této periodě činil 0,9mV, pak lze potvrdit, že v případě této otázky roste přímá úměra svalového napětí s přímou úměrou vložené hmotnosti. EMG aktivita m. latissimus dorsi se při zdvojnásobení zátěže z 3 kg na 6 kg zdvojnásobí, a proto tuto hypotézu lze vyvrátit.

**Graf 3** Přímá úměra zdvojnásobení EMG aktivity m. latissimus. dorsi



Zdroj: *Vlastní*

*H<sub>1</sub>: Zvýšením z 3kg na 6kg nastane přímo úměrná změna v EMG aktivitě.*

Karkoska (1997), zaznamenal, že 24% probandů vnímalo bolest v místech středních zádových svalů. U vybrané svalové partie se tedy v této práci sledovala výše napětí v přímé úměře k vloženému závaží a vzhledem k tomu, že se skutečně svalové napětí zvýšilo, což lze sledovat na grafu 3, pak tuto hypotézu lze potvrdit.

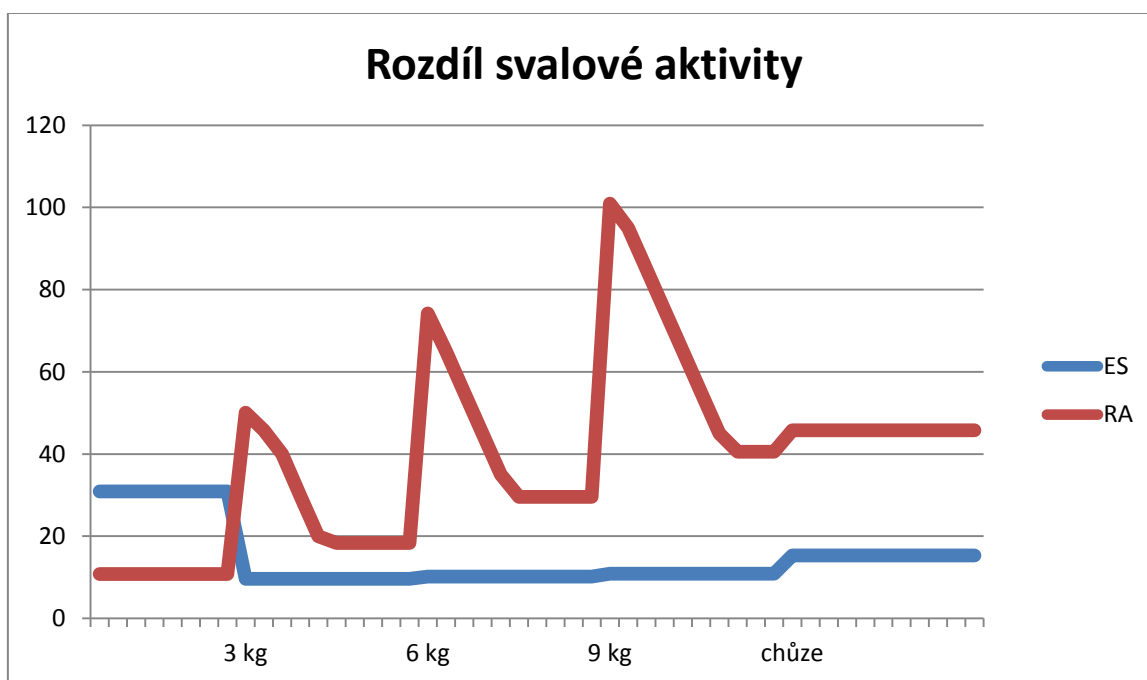
## 9.4 Odpověď na hypotetickou otázku 4

MM. erectores spinae (dále mm. ES), jsou nejvíce aktivními svaly?

$H_0$ : MM. erectores spinae nejsou nejvíce aktivními svaly.

Nejčastějším místem bolesti, při nošení batohu, je oblast mm. ES (Karkoska et al., 1997; Pascoe et al., 1997). Proto vznikl předpoklad, že toto místo bude také vykazovat nejvyšší EMG aktivitu. Průměrný záznam EMG aktivity však potvrdil, že s přidáním závaží naopak aktivita mm. ES významně klesne. K poklesu dochází již po podání základní hmotnosti 3 kg, která je následně i po podání hmotnosti až na 9 kg již téměř neměnná. Vzhledem k tomu, že podle záznamu EMG, nejsou neaktivnějšími svaly mm. ES, ale m. rectus abdominis (dále m. RA), pak tuto hypotézu lze potvrdit. Na grafu 4, je patrné srovnání EMG aktivity zmíněných svalů.

**Graf 4** Srovnání EMG aktivity mm. ES s m. RA



Zdroj: Vlastní

$H_1$ : MM. erectores spinae jsou nejvíce aktivními svaly.

Podle Pascoe et al., (1997), bylo zjištěno, že až 50, 8% probandů vnímá bolesti v oblasti páteře, což vedlo k předpokladu nejvyššího svalového napětí mm. ES, avšak svalem, který byl z vybraných sledovaných partií neaktivnější, byl m. rectus abdominis. Díky tomuto záznamu, lze tuto hypotézu vyvrátit.

## 9.5 Odpověď na hypotetickou otázku 5

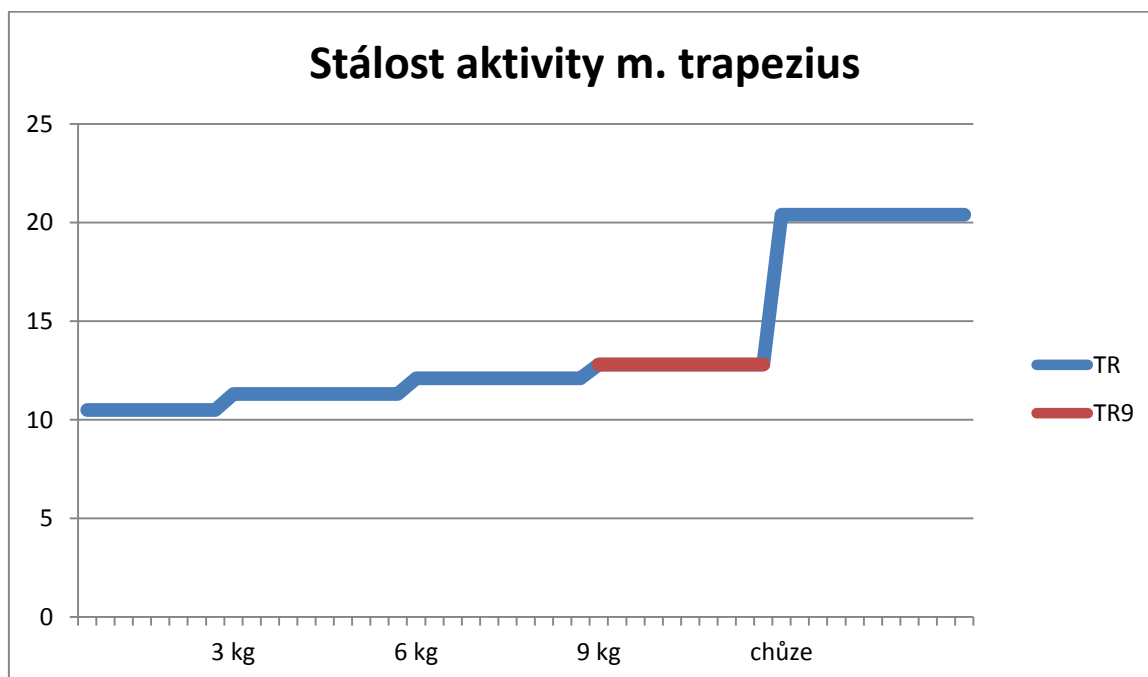
Vnímá subjektivně proband přidanou váhu na 9 kg do školního batohu v oblasti m. trapezius jako těžkou, a potvrzuje tento pocit zvýšená EMG aktivita?

*H<sub>0</sub>: Navýšení hmotnosti na 9 kg, nebude proband vnímat jako těžkou.*

Voll et Klimt (1977), také tuto zátěž nechali hodnotit, avšak dětmi již ve věku 10-15 let. Dle subjektivního hodnocení našich probandů, které se zjišťovalo pomocí otázek ve formuláři ihned po daném měření, které následně potvrdil i záznam EMG aktivity, bylo zjištěno, že 44,8% měřených probandů pociťuje už hmotnost 6kg za těžkou a hmotnost 9 kg za velmi až extrémně těžkou. Dále si 28,8% měřených probandů na váhu nestěžovalo, ale EMG záznam, kompenzační předklon a závěrečná lokomoce, potvrdily i zde značně zvýšené úsilí svalové aktivity.

V případě m. trapezius tuto oblast nikdo nehodnotil během doby měření za bolestivou, jako tomu bylo během studie, kterou vedl Holewijn (1990), ale jen za oblast jistého nepohodlí po přidání zátěže 9 kg. Tuto hypotézu tedy lze potvrdit. Na grafu 5, je EMG aktivita m. trapezius stále téměř vyrovnaná s nepatrnou vzrůstající tendencí, ale bez zvláštních projevů napětí, které by mohlo být reakcí na bolest. Oblast m. trapezius s 9 kg hmotností, je znázorněna červeně.

**Graf 5** Přiměřeně stálá aktivita m. trapezius s hmotností 9 kg



Zdroj: *Vlastní*

*H<sub>1</sub>: Navýšení hmotnosti na 9 kg, bude proband vnímat jako těžkou.*

Pouze 9,6% měřených probandů nevnívalo váhu 9 kg během krátkého úseku měření za těžkou. Pro zjištění jak se proband skutečně cítí s takovou hmotností na zádech, nám posloužil nejen záznam EMG aktivity, ale i lokomoce v časové periodě také deseti vteřin. Zde již docházelo ke zjevným potížím s udržení rovnováhy, či udržení vzpřímeného stoje, aniž by nedocházelo ke kompenzačnímu předklonu. Avšak v případě m. trapezius, nedocházelo k žádnému výraznému projevu svalového napětí po přidání zátěže 9 kg. Tuto hypotézu tedy lze vyvrátit.



## 10 DISKUZE

Cílem této práce, bylo sledovat svalovou aktivitu vybraných svalových partií při nošení školního batohu s různou velikostí zátěže. Do tohoto šetření bylo potřeba získat odpovídající školní batoh, který splňuje požadavky na stejnostranné rozložení váhy (Talbot et al., 2009).

Použitý batoh byl vybaven posuvnými a polstrovanými popruhy, aby nedocházelo k nežádoucímu útlaku, bolesti. Navíc bylo třeba, aby batoh přiléhal těsně na tělo a byl zhruba ve výši ramen (Grimmer et al., 2002).

Šetření se účastnilo 31 dětí z prvních tříd ve věku 6-7 let. Celkem se jednalo o 17 dívek a 14 chlapců. Důvodem k vyloučení byly především zdravotní požadavky a dále provozování sportovních aktivit na vrcholové úrovni podobně jako v případě studie Casey et Dockrell (1996).

Pro měření a následné vyhodnocení zátěže byla zvolena statická pozice, kterou byl stoj, stejně jako u zátěžových testů a posturálního měření u Grimmerové a kolektivu, kteří zkoumali analýzu stoje na studentech v celkovém počtu 985 a ve věku 12 až 18 let (Grimmer et al., 2002).

Zátěž, která se postupně vkládala do batohu, byla stanovena na hmotnost 3 x 3 kg. Tato zátěž, tedy nebyla upravována dle hmotnosti převodem na procenta, jako tomu bylo v jiných studiích. Například Hong et al., (2008) vkládali do batohu závaží o hmotnosti 10%, 15%, a 20% z celkové hmotnosti probanda (Hong et al., 2008).

V zájmu tohoto měření nebyla jen samotná svalová aktivita vybraných svalových partií, ale i svalová aktivita ve vztahu k nesené váze či případné bolesti. Podle studie Casey et Dockrell (1996) byla průměrná váha zavazadel u měřených dětí ve věku 10 let na úrovni 15,2% jejich tělesné hmotnosti (Casey et Dockrell, 1996). Podobnou studii prováděli také například Negrini et al., (1999) kde bylo zjištěno, že 34,8% žáků nese více než 30% své vlastní váhy (Negrini et al., 1999). Takováto zatížení mohou již zaznamenat vysokou svalovou aktivitu a být zdrojem bolesti. I podle studie Pascoe a jejích kolegů, byly při takovém zatížení zjištěny bolesti a necitlivost především v oblasti páteře. To se týkalo 50,8% studentů (Pascoe et al., 1997).

Během měření, které je součástí této práce, byla také zaznamenána hlášení o bolesti. Sledování bolesti, bylo součástí zjišťujících otázek ve formuláři. V zájmu sledování, byla případná bolest nastávající s přibývajícím hmotností v batohu. V případě

41,6% žáků, už při takto krátkém měření v délce trvání 50 vteřin, docházelo k bolestem v oblasti bederní a krční páteře a šikmých břišních svalů. Zaznamenaná bolest se objevovala o hmotnosti v rozmezí 6 až 9 kilogramů. Nepříjemný útlak na m. trapezius nehodnotil nikdo během tohoto krátkého měření jako bolestivé.

V rámci této práce, neproběhla normalizace výsledků podobně jako v jiných studiích, kde vyhodnocení proběhlo bez normalizace výsledků (Devroey et al., 2007).

Vzmemme-li v potaz kompletní přípravu, která zahrnuje i oslovení škol, rozdání informovaných souhlasů a zkušební měření, pak celý experiment probíhal od ledna do března roku 2016 na 11. ZŠ v Plzni a na katedře fyzioterapie Fakulty zdravotnických studií v Plzni.

Tato práce uvádí více zdrojů popisujících mnoho přístupů zkoumané problematiky. Některé byly zaměřeny k pozornosti vytýčených cílů ve stoji při nošení batohu, jiné na sledování změn postury při určitém vychýlení, další například na místa bolesti při nesení zátěže a jiné zase na metabolické ukazatele (Goh et al., 1998; Hong et al., 2008). Týká-li se sledovaná problematika dětí, pak je ideální sledovat svalovou činnost právě u nich, protože zde bývá otázka problematiky zejména váhového limitu zavazadla a bolestí s jeho překročením nejdiskutovanější (Whittfield et al., 2005). Do současné doby se studie s použitím EMG využívali skutečně především u dospělých nebo starších dětí a to navíc spíše v oblasti komerční, která je zaměřena spíše na outdoorová zavazadla (Hong et al., 2008; Whittfield et al., 2005).

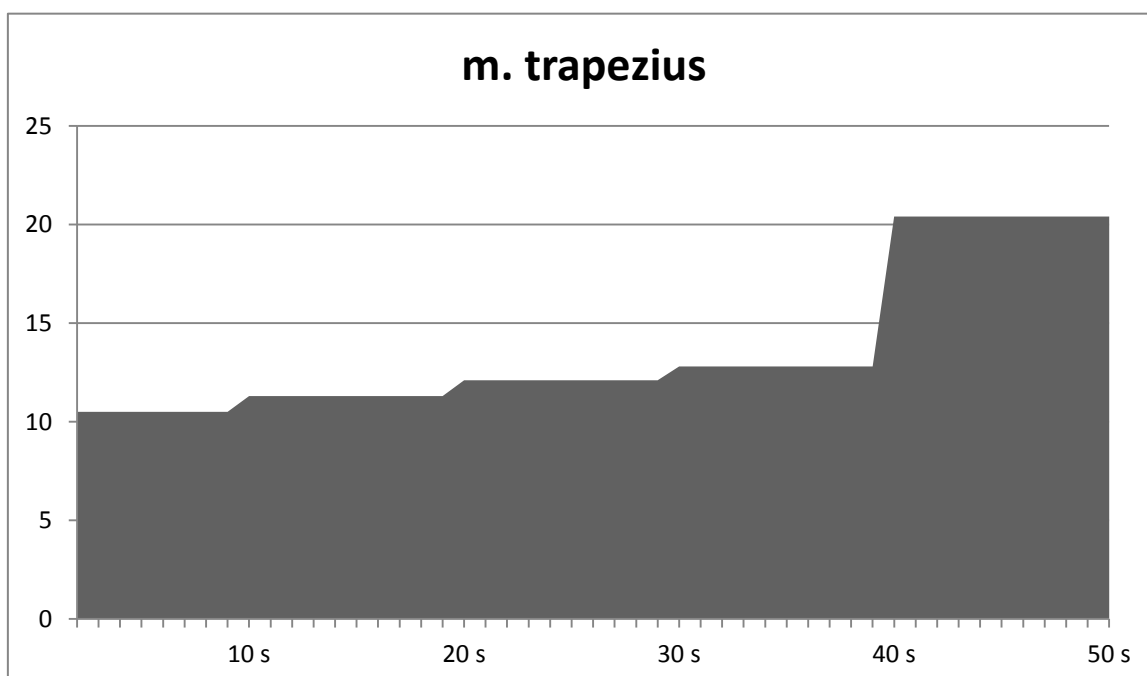
Zájmem této bakalářské práce, bylo pouze sledovat svalovou činnost. Tedy jak se chovají vybrané svalové partie při určitém váhovém zatížení školním batohem. Předmětem této práce tedy nebylo sledování určité problematiky a předkládání návodu k jejímu řešení, ale sledovat pouze základní svalové děje.

V této práci byly mimo odpovědí na hypotetické otázky, také shrnuty výsledky záznamu všech sledovaných svalových skupin, které byly rozděleny do kategorií dle jednotlivých svalových partií. Jedná se o výsledky záznamů, které jsou průměrem všech sledovaných probandů.

Naměřený výsledný průměr aktivity m. trapezius, je získanou hodnotou ze všech naměřených trapézových svalů, od všech zúčastněných probandů. Tento sval nebyl nikým ze sledovaných vnímán jako bolestivý po dobu měření, které trvalo 50 vteřin. Na druhou stranu, ale většina dotázaných považovala zatížení v této oblasti za nepříjemné. Stejně tak i Holewijn (1990), popsal tuto oblast spíše za místo nepříjemného útlaku než bolesti.

Z pohledu měření EMG aktivity, nedocházelo téměř k žádnému aktivnějšímu zapojování svalu během zvyšování zátěže. Klidové rozmezí 10,5mV, které bylo naměřeno během prvních 10 vteřin, zůstalo téměř nezměněné po přidání zátěže 3 kg na 11,3mV. Také po přidání zátěže na 6 kg došlo jen k minimálnímu rozdílu na 12,1mV. Výrazné zvýšení svalové aktivity nenastalo ani přidáním 3 kg hmotnosti na konečných 9 kg, kde došlo ke zvýšení na 12,8mV. V případě závěrečné chůze, již došlo k patrnějšímu zvýšenému zatížení na 20,4mV. Na grafu 6, je znázorněn průměrný rozdíl vzestupu svalové aktivity m. trapezius, všech měřených probandů.

**Graf 6** Průběh EMG aktivity m. trapezius

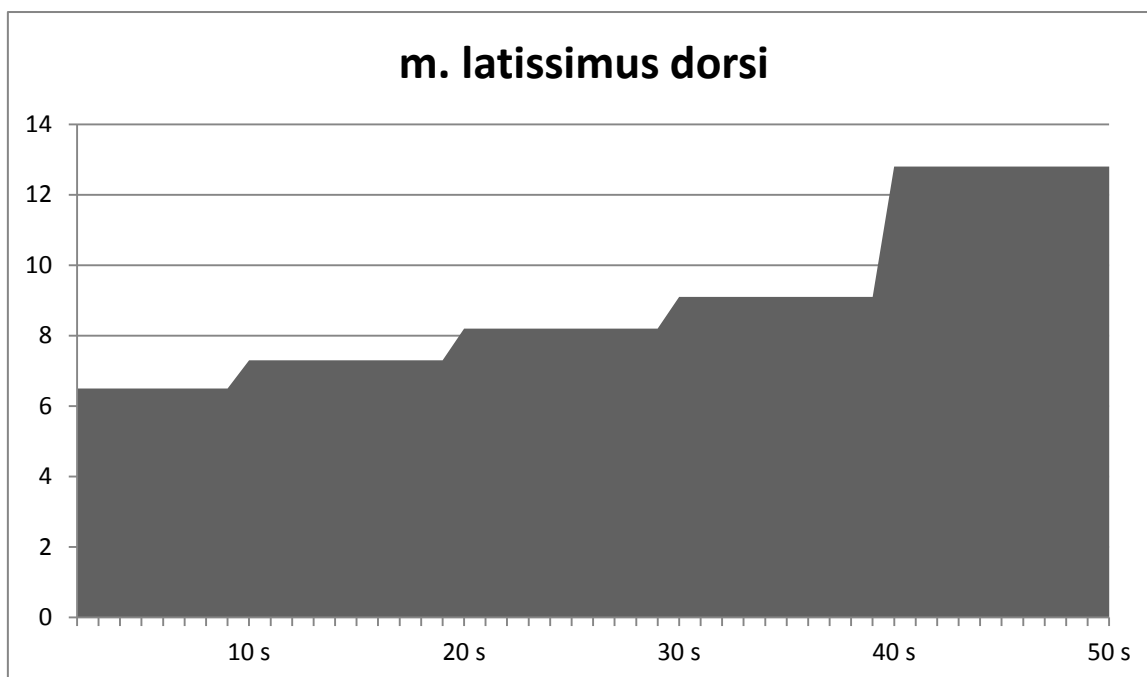


Zdroj: *Vlastní*

M. latissimus dorsi je sval, který při zatížení pracuje bez zvláštní zvýšené aktivity. Tento sval měl klidovou hodnotu bez zátěže 6,5mV. S každým následným závažím se aktivita tohoto svalu přiměřeně zvýšila. Při vložení závaží o hmotnosti 3 kg se zvýšila aktivita svalového napětí na 7,1mV. Po vložení další zátěže na 6 kg se opět aktivita nepatrně zvýšila na 8,3mV. S přidáním nejvyšší zátěže na 9 kg se aktivita svalu zvýšila na 9,2mV a v případě závěrečné chůze na 12,8mV. Udané hodnoty jsou průměrem všech

těchto měřených svalů od všech účastníků. Ani tento sval nebyl u žádného z účastníků vnímán jako bolestivý. Karkoska et al, (1997) také nepopisují bolesti, které by se projevovali laterálně na m. latissimus dorsi, ale mediálně kolem páteře, kde je i mnoho jiných svalových skupin. Na grafu 7, je znázorněn průměrný rozdíl vzestupu svalové aktivity m. latissimus dorsi, všech měřených probandů.

**Graf 7** Průběh EMG aktivity m. latissimus dorsi

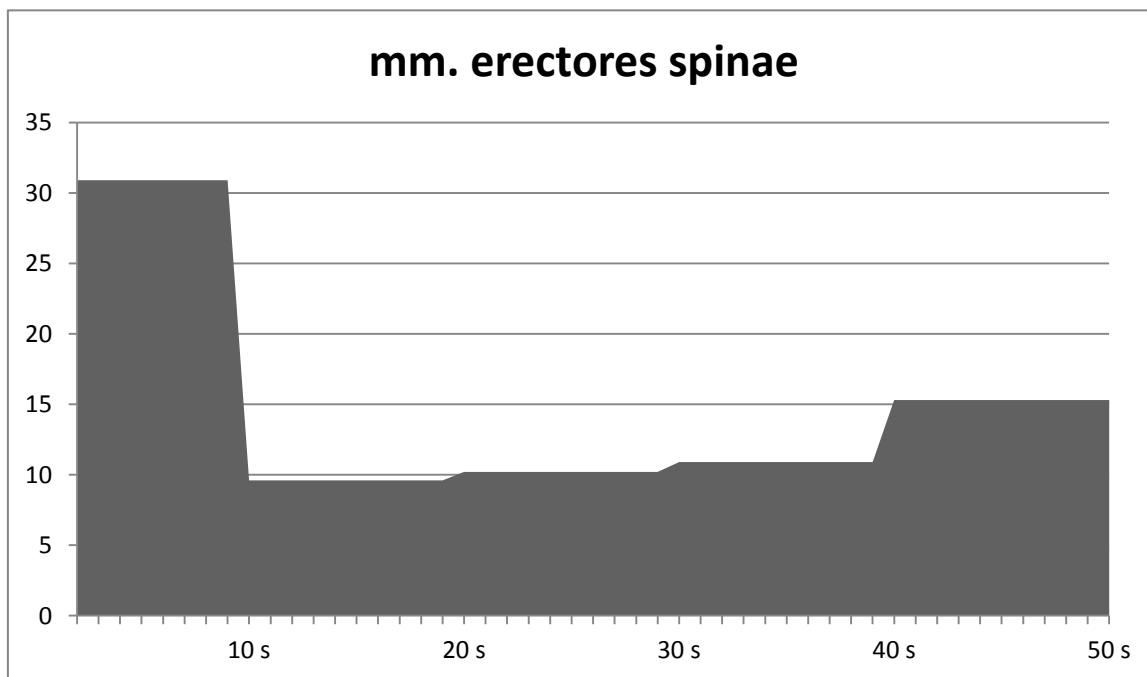


Zdroj: *Vlastní*

Získaná hodnota mm. erectores spinae, je také výsledným průměrem aktivity všech těchto měřených svalů od všech účastníků. V případě mm. erectores spinae došlo k zajímavému poklesu aktivity ihned po podání první zátěže. Klidová aktivita, která činila 30,9mV s přidáním první hmotnosti 3 kg, okamžitě poklesla na úroveň svalové aktivity 9,6mV. V nepatrně zvýšené úrovni 10,2mV, se svalové napětí udrželo v případě vložení hmotnosti na 6 kg. V případě vložení další hmotnosti na 9 kg dosáhlo napětí 10,9mV, a dále při závěrečné chůzi, se svalové napětí zvýšilo na úroveň svalového napětí 15,3mV. V případě šetření, které prováděli White et al., (2002), došlo ke zvýšení svalové aktivity v oblasti thoracolumbálního přechodu. Tento ukazatel se v průběhu našeho šetření neprojevil, tedy nedosáhl vyšší svalové aktivity než ve stavu bez zatížení. Na grafu 8, je

znázorněn průměrný rozdíl vzestupu svalové aktivity m. rectus abdominis, všech měřených probandů.

**Graf 8** Průběh EMG aktivity mm. erectores spinae

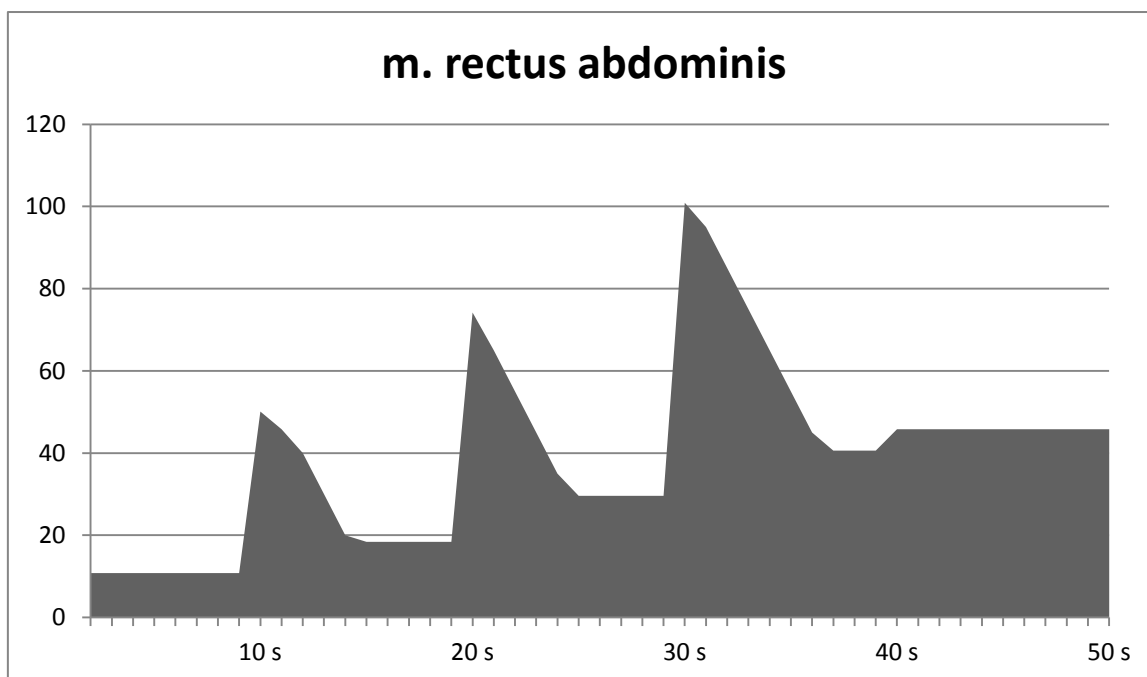


Zdroj: *Vlastní*

M. rectus abdominis byl dle předpokladů svalem plnicím balanční funkci vzhledem k zátěži, která se nacházela na opačné straně těla (Goodgold et Nielsen, 2003). Udaný údaj je opět průměrem získaným ze souhrnu všech těchto naměřených svalových partií. V případě tohoto svalu si někteří účastníci stěžovali na projevy bolesti vlivem námahy. Z pohledu měření EMG aktivity, docházelo ke značnému aktivnímu zapojování svalu během zvyšování zátěže. Klidové rozmezí, které bylo naměřeno během prvních 10 vteřin, zůstalo na úrovni 10,8mV, avšak již po podání první zátěže 3 kg se napětí zvýšilo na 50,1mV, které se v průměru během šesti vteřin normalizovalo na 18,4mV. Po přidání zátěže na 6 kg se napětí opět obdobně zvýšilo až na 74,2mV, a stejně tak i následně opět v průměru v rozmezí šesti vteřin kleslo tentokrát na hodnotu napětí 29,6mV, během této váhové periody. V závěrečné statické periodě se svalové napětí zvýšilo dokonce až na 100,9mV, které během své periody opět plynule pokleslo na úroveň 40,6mV, a to v průměru v délce trvání osm vteřin. V poslední dynamické periodě se svalová aktivita již

na 45,8mV udržela po celou dobu trvání závěrečné desetivteřinové periody. Při chůzi se tento sval stává aktivním konstantně s minimálními hodnotami (Callaghan et al., 1999), avšak ve stoji v průběhu našeho šetření m. rectus abdominis vykazoval nejvyšší naměřené hodnoty. Na grafu 9, je znázorněn průměrný rozdíl vzestupu svalové aktivity m. rectus abdominis všech měřených probandů.

**Graf 9** Průběh EMG aktivity m. rectus abdominis



Zdroj: *Vlastní*

Během měření vybraných svalových partií docházelo k drobným odchylkám svalové aktivity mezi levou a pravou stranou dané svalové partie jako tomu bylo v práci Swinnen et al., (2012).

Tato svalová asymetrie byla patrná u 18 měřených probandů a to v oblasti mm. erectores spinae a m. rectus abdominis. V případě mm. erectores spinae byly rozdíly nejpatrnější, ale nikoli tak významné, aby se nedaly považovat za projev stranové dominance, či fyziologický děj, kdy především tyto svaly v oblasti trupu mají funkci stabilizační. Tento jev byl patrný u 12 probandů a nebyl dále hodnocen. V případě poměru svalové partie m. rectus abdominis sin. a m. rectus abdominis dx., šlo spíše o předbíhání

zapojování svalové aktivity jedné strany před druhou. Tento další jev, byl patrný u 6 probandů a také nebyl dále hodnocen.

Součástí výsledků, jsou i odpovědi probandů, získané na základě dotazování před, v průběhu a po ukončení měření EMG aktivity. V následující tabulce 2, je soubor získaných odpovědí na kladené dotazy.

**Tabulka 2** Výsledky dotazníku

<b>PŘED A PO MĚŘENÍ</b>	<b>ANO</b>	<b>NE</b>
Máte zdravotní potíže?	0x	31x
Sportujete vrcholově?	0x	31x
Máte alergie?	3x (pyl)	28x
Bolelo někde? Kde?	Cp-4x, Thp-7x, OE-2x	18x
Jaká váha byla těžká?	3kg-6x, 6kg-14x, 9kg-8x	3x
Pocit převažování vzad?	Od 6kg-23x	8x

**Legenda k Tabulce 2:** Cp – krční páteř, ThL – thorakolumbální přechod, OE – m. obliquus externus abdominis

Zdroj: *Vlastní*

Možnosti zlepšení experimentu by v průběhu další práce by bylo vhodné studii rozšířit o počet sledovaných probandů, kde by ideální počet byl několik stovek

sledovaných dobrovolníků. Důležité je také přesné rozdělení do stejných kategorií, což při této práci využito nebylo. Vhodné by bylo členění dle věku, pohlaví, fyzické zdatnosti, zdravotních omezení, výšky a váhy. Pokud by další studie byly více zaměřeny na přesný cíl, jistě i to by mělo větší přínos takové práce. Při samotné práci, kde probíhá již sběr dat, by také bylo vhodné získávat informace nejen ze statických pozic, ale také z dynamicky pohybových dějů. Pro další podobné studie by se měli získávat také informace o izometrické síle probandů a jejich fyzických předpokladech, které by se ve výsledku posloužili nejen k zjištění fyzického stavu zkoumaných dětí, ale zároveň by taková informace posloužila k normalizaci získaným výsledkům. Zároveň je vhodné sledovat a měřit pohybové stereotypy a s pomocí nich, následně hodnotit získané výsledky svalové aktivity při nošení školního batohu. Navíc prodloužená časová osa měření v rozmezí až desítek minut, by také jistě přinesla přesnější poznatky, neboť zde už by došlo k projevu únavy, nebo u sledovaných žáků, kteří si na bolest nestěžovali, by došlo až k jejich pocitové hranici. K vybavenosti by také pomohlo, celý takovýto projekt monitorovat kamerami a sledovat i s pomocí záznamu pohybové reakce. Na závěr by příští práce měla mít pro správné zacílení sledované problematiky i informace nejen vlastní profesní, ale také od těch, kteří se stávají objekty měření a těch, kteří jsou v oboru zainteresovaní. V tomto případě se tedy jedná o žáky, kantory, ale i rodiče, jejichž úhel pohledu a vnímání dějství či dané problematiky, může být vhodný pro pochopení a následné získání žádaných výsledků.

Z dosažených výsledků, vyplývají i některá doporučení pro praxi. Je patrné, že pro budoucí posun v této oblasti, je třeba se zaměřit na vývoj zavazadla, které bude mít hmotnost vyrovnanou jak za trupem, tak před ním. Z výsledků dotazníku, by váha zavazadla neměla překročit celkovou hmotnost 3 kg v případě dětí o tělesné hmotnosti 30 kg. Tedy váha zavazadla, by neměla být vyšší než 10% z celkové tělesné hmotnosti v případě, je-li nošení školních batohů skutečně nutné.

V ideálním případě, by tato zavazadla neměla být dětem určena vůbec, neboť žádnou zátěž nelze považovat za zdraví prospěšnou především z důvodu, že může omezovat nejen pohyblivost, ale i reakční spontaneitu dítěte, která je vedle souboru sledovaných svalových partií stále opomíjena. Má-li být skutečně zachován žákův komfort, volná mysl a nesvázanost, pak je třeba tuto výsadu nijak nesvazovat ani na úrovni fyzické, která je ve výsledku zrcadlem uvolněnosti mentální. Dát průchod fyzickým, u dětí často



mimovolním projevům a reakcím těla, je případnou možností prevence a předcházení  
nejrůznějších zdravotních nedostatků či omezení.

## ZÁVĚR

V současné době je nošení školních batohů nejčastějším způsobem přenosu učebních materiálů. Tato zavazadla dnes vynikají kvalitními funkcemi v mnoha ohledech, ať už bezpečnostních, ergonomických, nastavitelných či materiálově odlehčených. Přesto stále existuje problematika s batohy spojená, a tou je především bolest při nošení takových břemen.

Úkolem této práce, tedy bylo získat určité poznatky na základě vytýčených cílů a hypotetických otázek. Pro splnění těchto úkolů, byly sledovány takové cíle, které korelovaly s nejdůležitějšími otázkami dané problematiky. Závěrem lze v celkovém hodnocení považovat vytýčené cíle za splněné, neboť výsledky praktického šetření poskytují žádané odpovědi. Vzhledem k rozsahu této práce, však toto šetření není nijak statisticky významné nejen pro malý počet respondentů, ale také pro charakter práce, kde se jedná především o pilotní průzkum ve sledování svalové činnosti při nošení školního břemene.

V této práci je poukázáno na to, že rozhodující není jen váha, ale také místo těžiště. Po přidání závaží, dochází k vychýlení z rovnováhy a následně v řádu několika vteřin k posturální normalizaci, kdy kosterně svalový aparát najde ideální pozici pro vyrovnání se s nákladem. Dle souboru dat v této práci, tato akce trvá tělu v průměru 4-8 vteřin. Jakmile k tomu dojde, svalová aktivita významně poklesne směrem k normě bez zatížení. Tedy tělo si s přidáním hmotnosti umí za nějaký čas poradit. Obecně však lze potvrdit, že se s přidávaným nákladem stává svalové napětí aktivnějším. Tento jev byl v přímé úměře k zátěži, patrný například u m. latissimus dorsi, kde docházelo k plynulému zvyšování EMG aktivity na dvojnásobek, po vložení dvojnásobné hmotnosti do probandem neseného batohu. Avšak je-li určitý časový úsek neúměrně prodloužen, nebo je-li přidána neúměrná hmotnost, nedochází jen k útlaku m. trapezius, ale také k bolestem v různých lokalizacích a kompenzačním pohybům. S tím také souvisí již zmíněné místo těžiště batohu, které je v tomto případě za osou trupu a nutí svalstvo přední části těla, jako je především m. rectus abdominis, do flekčního postavení trupu. Naměřené hodnoty pak vykazují největší aktivitu právě tohoto svalu ze všech vybraných svalů k měření. Oproti tomu v oblasti mm. erectores spinae, kde je předpoklad nejvyšší svalové aktivity z důvodu nejčastějšího místa bolesti, byla svalová aktivita ihned po zatížení nejpatrněji utlumená. Je možné, že právě naopak tato svalová nedostatečnost, může být právě zdrojem bolestí této oblasti.

Rozsah této práce nestačí pro jasná ustanovení, ale naměřené výsledky, lze vnímat jako doporučení pro praxi.

## LITERATURA A PRAMENY

ANDERS C. et al. (2007). *Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds*. Journal of Electromyography and Kinesiology [on-line]. 2007, no. 17, pp. 245 - 252 [cit. 5. 10. 2015]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.01.002. Dostupné z www: <[http://ac.els-cdn.com/S1050641106000198/1-s2.0-S1050641106000198-main.pdf?\\_tid=215d1ffe-29c4-11e2-94e8-0000aacb360&acdnat=1352393492\\_7d94d57f18841d59fad595a123dc333b](http://ac.els-cdn.com/S1050641106000198/1-s2.0-S1050641106000198-main.pdf?_tid=215d1ffe-29c4-11e2-94e8-0000aacb360&acdnat=1352393492_7d94d57f18841d59fad595a123dc333b)>.

CALLAGHAN, J. P., PATLA, A. E., and McGRILL, S. M. (1999). *Low back three – dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking*. Clinical Biomechanics [on-line]. 1999, no. 14, pp. 203 – 216. [cit. 7. 11. 2015]. PII: S0268-0033(98)00069-2. Dostupné z www: <[http://ac.els-cdn.com/S0268003398000692/1-s2.0-S0268003398000692-main.pdf?\\_tid=1a5ca544-29c4-11e2-9a79-00000aacb360&acdnat=1352393480\\_b61849153c4065ed93ca964d0aa408e9](http://ac.els-cdn.com/S0268003398000692/1-s2.0-S0268003398000692-main.pdf?_tid=1a5ca544-29c4-11e2-9a79-00000aacb360&acdnat=1352393480_b61849153c4065ed93ca964d0aa408e9)>.

CASEY, G. and DOCKRELL, S. (1996). *A pilot study of the weight of schoolbags carried by 10 year old children*. Physiotherapy Ireland, 17(2), 17-22.

COOK, T.M. and D.A. NEUMANN (1987). *The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscles during load carrying by men and women*. Ergonomics. roč. 30, č. 10, s. 1413-1423.

ČIHÁK, R. 2001. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-7169-970-5.

DANIEL, Matej a Tomáš MAREŠ (2008). *Experimentální biomechanika*. Vyd. 1. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 74 s. ISBN 978-80-01-03982-3.

DEVROEY, C., I. JONKERS, A. DE BECKER, G. LENAERTS a A. SPAEPEN (2007). *Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures*. Ergonomics, roč. 50, č. 5, s. 728-742. DOI: 10.1080/00140130701194850.

DRUGA, Rastislav, Miloš GRIM a Petr DUBOVÝ (2011). *Anatomie centrálního nervového systému*. Praha: Galén; Karolinum, 219 s. ISBN 978-80-7262-706-6.

DYLEVSKÝ, Ivan (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

DYLEVSKÝ, Ivan (2007). *Obecná kineziologie*. Praha: Grada, 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

ENOKA, R. M (2002). *Neuromechanics of human movement* (3rd ed.). Champaign: Human Kinetics. ISBN 0-7360-0251-0

FORJUOH, S.N., LITTLE, D., SCHUCHMANN, J.A., and LANE, B.L. (2006). *Parental knowledge of school backpack weight and contents*. Archives of Disease in Childhood, 88, 18-19.

GOH J.H., A. THAMBYAH and K. BOSE (1998). *Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking*. Clinical Biomechanics. roč. 13, č. 1, s. 26-31. ISSN 0268-0033

GOODGOLD, S.A. and NIELSEN, D. (2003). *Effectiveness of a school-based backpack health promotion program: Backpack intelligence*. Work, 21, 113-123.

GRIMMER, K., B. DANSIE, S. MILANESE, U. PIRUNSAN and P. TROTT (2002). *Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study*. BMC Musculoskelet Disord 3(1): 10.

GUNZBURG, R., F. BALAGUE, M. NORDIN, M. SZPALSKI and et al (1999). *Low back pain in a population of school children*. Eur Spine J 8: 439-443.

HAGG, G. M; MELIN, B., KADEFORS, R (2004). *Applications in Ergonomy*. Electromyography: Physiology, Engineering and non-invasive applications. New Jersey: John Wiley and Sons, p. 343-358. ISBN 0-471-67580-6

HAYES, K. C. and C. L. RIACH (1989). *Preparatory postural adjustments and postural sway in young children. Development of posture and gait across the life span*. M. Woollacott and A. Shumway-Cook. Columbia, SC, University of South Carolina: 97-127.

HOLEWIJN, M. (1990). *Physiological strain due to load carrying*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 61(3-4): 237-45.

HONG, Y., J. LI and D.T. FONG (2008). *Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscles activity and fatigue in children*. Journal of Electromyography and Kinesiology. roč. 18, č. 6, s. 990-996.

HORAK, F. B. (2006). *Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?* Age and Ageing. vol. 35. no. 2, 97-111.

CHOW, D.H.K., J.M.L. TING, M.H. POPE and A. LAI (2009). *Effects of backpack load placement on pulmonary capacities of normal school children during upright stance*. International Journal of Industrial Ergonomics. roč. 39, č. 5, s. 703-707. DOI: 10.1016/j.ergon.2009.03.002.

IYER, S.R. (2001). *An ergonomic study of chronic musculoskeletal pain in schoolchildren*. Indian Journal of Pediatrics, 68, 937-941.

JIRÁK, Zdeněk (2007). *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU. 2., přeprac.* vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 249 s. ISBN 978-80-7368-234-7.

KARKOSKA, B., C. FRANZ and D. D. PASCOE (1997). *Influence of book bags on college students*. Med Sci Sports Exerc 29: S348.

KOLÁŘ, Pavel (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén. 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘOVÁ, B. (2012). *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*. Disertační práce, Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. 129 s.

KOUKOLÍK, František (2002). *Lidský mozek. Funkční systémy. Normy a poruchy*. 2. vyd. Praha: Portál. 456 s. ISBN 80-7178-632-2.

KRÁLÍČEK, Petr (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přepracované a rozšířené vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.

KRISTOFIČ, Jaroslav (1996). *Fyzikální aspekty sportovní techniky: kinematická analýza vybraných cvičebních tvarů ze sportovní gymnastiky*. Praha: Karolinum. 92 s. ISBN 8071841307.

KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.

MYSLIVEČEK, Jaromír (2003). *Základy neurověd*. Vyd. 1. Praha: Triton, 346 s. ISBN 80-7254-234-6.

NEGRINI, S., CARABALONA, R., and SIBILLA, P. (1999). *Backpack as a daily load for schoolchildren*. The Lancet, 354, 1974.

PALUMBO, N., B. GEORGE, A. JOHNSON and D. CADE (2001). *The effects of backpack load carrying on dynamic balance as measured by limits of stability*. Work 16(2): 123-129.

PASCOE, D. D., D. E. PASCOE, Y. T. WANG, D. M. SHIM and C. K. KIM (1997). *Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths*. Ergonomics 40(6): 631-41.

PFEIFFER, Jan (2007). *Neurologie v rehabilitaci: Pro studium a praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.

QUESADA, P. M., L. J. MENGELKOCH, R. C. HALE and S. R. SIMON (2000). *Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching*. Ergonomics 43(3): 293-309.

RYBOVÁ, Pavla, Jiří RYBA a Martin JÍLEK (2013). *Některé aspekty prevence funkčních posturálních poruch u sportujících dětí*. Vyd. 1. Hradec Králové: Gaudeamus, 121 s. ISBN 978-80-7435-338-3.

SHIN, S. J., KIM, T. Y. and YOO, W. G. (2013). *Effects of various gait speeds on the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles associated with the posterior oblique sling system*. Journal of Physical Therapy Science [online]. 2013, no. 25, pp. 1391 – 1392. [cit. 21. 9. 2015]. ISSN neuvedeno. Dostupné z www: <<http://europepmc.org/articles/PMC3881462>>.

SHUMWAY-COOK, Anne a Marjorie H WOOLLACOTT (2012). *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 641 s. ISBN 978-1-60831-018-0.

SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS (2004). *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 435 s. ISBN 80-247-0630-x.

SODERBERG, G. L. (2000). *Kinesiology: Application to Pathological Motion*. Baltimore: Williams and Wilkins. ISBN 0-683-07851-1.

SUCHOMEL, T. - LISICKÝ, D. (2004). *Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. roč. 11, č. 3, s. 128-136. ISSN 12112658.

SWINNEN, E. et al. (2012). *Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review*. Journal of Electromyography and Kinesiology [online]. 2012, no. 22, pp. 1-12. [cit. 3. 9. 2015]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.04.005. Dostupné z www: <[http://www.unboundmedicine.com/medl/citation/21622008/full\\_citation/Methodology\\_of\\_electromyographic\\_analysis\\_of\\_the\\_trunk\\_muscles\\_during\\_walking\\_in\\_healthy\\_subjects:\\_a\\_literature\\_review\\_](http://www.unboundmedicine.com/medl/citation/21622008/full_citation/Methodology_of_electromyographic_analysis_of_the_trunk_muscles_during_walking_in_healthy_subjects:_a_literature_review_)>.

TALBOTT, N.R., A. BHATTACHARYA, K.G. DAVIS, R. SHUKLAB and L. LEVIN (2009). *School backpacks: It's more than just a weight problem*. Work. roč. 34, č. 4, s. 481-494. DOI: 10.3233/WOR-2009-0949. 59

THELEN, E. and L. B. SMITH (1994). *A dynamic systems approach to the development of cognition and action*. Cambridge, Mass.: MIT Press, 376 p. ISBN 0262200953.

TLAPÁK, Petr (2014). *Tvarování těla pro muže a ženy*. 10. vydání. Praha: ARSCI, 264 stran. ISBN 978-80-7420-038-0.



TROJAN, Stanislav, Rastislav DRUGA, Jan PFEIFFER a Jiří VOTAVA (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 237 s. ISBN 80-247-1296-2.

TROJAN, Stanislav (2003). *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.

VAŘEKA, I., a DVOŘÁK, R. (1999). *Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště*. Rehabil. fyz. Léč., 6(3), 84-85.

VAŘEKA, I. (2002). *Posturální stabilita (I. Část): Terminologie a biomechanické principy*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 12112658.

VAŘEKA, I. (2002). *Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 12112658.

VAŘEKA, I. (2003). *Dynamický model „třibodové“ opory nohy*. Pohybový systém, 10(3+4), 193-198.

VAŘEKA, I., a R. VAŘEKOVÁ (2009). *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, František (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

VÉLE, František (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 271 s. ISBN 80-7169-256-5.

VÉLE, František (1995). *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 85 s. ISBN 80-7184-100-5.

VOJTA, Václav a Annegret PETERS (2010). *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. české vyd. Praha: Grada, 180 s. ISBN 978-80-247-2710-3.

VOLL, H. and F. KLIMT (1977). *Strain in children caused by carrying schoolbags*. *Offentliche Gesundheitswissen* 39: 367-379.

WHITE, S. G., and McNAIR, P. J. (2002). *Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity*. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, no. 17, pp. 177-184. [cit. 18. 10. 2015]. PII: S 0 2 6 8 - 0 0 3 3 ( 0 2 ) 0 0 0 0 7 - 4. Dostupné z www: <[http://ac.els-cdn.com/S0268003302000074/1-s2.0-S0268003302000074-main.pdf?\\_tid=a3f8ceb4-29c3-11e2-b7ae-00000aacb35e&acdnat=1352393282\\_e1be43f17633c0ad14bf70cb1bf3ddbdf](http://ac.els-cdn.com/S0268003302000074/1-s2.0-S0268003302000074-main.pdf?_tid=a3f8ceb4-29c3-11e2-b7ae-00000aacb35e&acdnat=1352393282_e1be43f17633c0ad14bf70cb1bf3ddbdf)>.

WHITTFIELD, J., S.J. LEGG and D.I. HEDDERLEY (2005). *Schoolbag weight and musculoskeletal symptoms in New Zealand secondary schools*. *Applied Ergonomics*. roč. 36, č. 2, s. 193-198. DOI: 10.1016/j.apergo.2004.10.004.

WINTER, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). New Jersey: John Wiley and Sons, ISBN: 0-471-44989-x.

WOOLLACOTT, Marjorie H a Anne SHUMWAY-COOK (1989). *Development of posture and gait across the life span*. 1st ed. Columbia, S.C.: University of South Carolina Press, 319 p. ISBN 0872496295.

## SEZNAM ZKRATEK

<b>BG</b>	bazální ganglia
<b>CNS</b>	centrální nervová soustava
<b>COG</b>	centre of gravity
<b>COM</b>	centre of mass
<b>COP</b>	centre of pressure
<b>Cp</b>	cervikální páteř
<b>dx.</b>	dexter
<b>EMG</b>	elektromyografie
<b>ES</b>	mm. erectores spinae
<b>HSSP</b>	hluboký stabilizační systém páteře
<b>LAT</b>	m. latissimus dorsi
<b>m., mm.</b>	musculus, musculi
<b>mV</b>	milivolt
<b>OE</b>	m. obliquus externus abdominis
<b>PNS</b>	periferní nervová soustava
<b>RA</b>	m. rectus abdominis
<b>SEMG</b>	povrchová elektromyografie
<b>sin.</b>	sinister
<b>ThL</b>	thorakolumbální přechod
<b>TR</b>	m. trapezius

## **SEZNAM TABULEK**

<b>Tabulka 1</b> Zapojení senzorů	47
<b>Tabulka 2</b> Výsledky dotazníku	63

## SEZNAM GRAFŮ

<b>Graf 1</b> rozdíly svalové aktivity během měření vybraných svalů	51
<b>Graf 2</b> pokles aktivity m. rectus abdominis	52
<b>Graf 3</b> přímá úměra zdvojnásobení EMG aktivity m. latissimus dorsi	53
<b>Graf 4</b> srovnání EMG aktivity m. erectores spinae s m. rectus abdominis	54
<b>Graf 5</b> přiměřeně stálá aktivita m. trapezius s hmotností 9 kg	55
<b>Graf 6</b> průběh EMG aktivity m. trapezius	59
<b>Graf 7</b> průběh EMG aktivity m. latissimus dorsi	60
<b>Graf 8</b> průběh EMG aktivity mm. erectores spinae	61
<b>Graf 9</b> průběh EMG aktivity m. rectus abdominis	62

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Batoh Bagmaster	42
<b>Obrázek 2</b> EMG Delsys	43
<b>Obrázek 3</b> Software Delsys	43
<b>Obrázek 4</b> Senzor	44
<b>Obrázek 5</b> Fixační pásy (4 ks)	44
<b>Obrázek 6</b> Senzory zezadu	48
<b>Obrázek 7</b> Senzory zředu	48

# SEZNAM PŘÍLOH

**Příloha 1** Informovaný souhlas

**Příloha 2** Dotazníkový formulář

**Příloha 3** Škály

# PŘÍLOHY

## Příloha 1

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

**Bakalářská práce:**

SLEDOVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI PŘI NOŠENÍ ŠKOLNÍHO BATOHU

**Období realizace:**

11. 1. 2016 – 29. 2. 2016

**Řešitel práce:**

Richard Frouz

**kontakt:** frouz@students.zcu.cz

**Vedoucí práce:**

Mgr. Lukáš Ryba

### Vážení rodiče,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném šetření pro bakalářskou práci, jejímž cílem je sledování svalové činnosti při nošení školního batohu. Na šetření spolupracují děti ve věku 6–7 let a jsou našimi rovnocennými partnery. Pro posouzení svalové činnosti používáme povrchovou elektromyografii (EMG), což je použití přístroje, který snímá elektrické napětí svalů. Jedná se o neinvazivní, bezbolestné snímání pomocí elektrod, které jsou páskou připevněny na kůži, v místě sledovaného svalu. Z účasti na projektu, pro děti nevyplyvají žádná rizika. Vše je vedeno zábavně-poučnou formou v duchu hry a objevování nových zajímavostí. Pokud s účastí svého dítěte na projektu souhlasíte, připojte prosím podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### Metodika – průběh měření

- Sepsání formuláře (věk, výška, váha apod.), který je součástí přílohy
- Nezletilý si svlékne oděv z horní poloviny těla z důvodu připevnění elektrod na kůži.
- Připevnění senzorů je v označených oblastech dle obrázků (obr. A, B).
- Vyšetřující spustí měření po dobu 40 vteřin, kdy nezletilý pouze stojí na místě s aktovkou.
- Prvních 10 vteřin bez zatížení, dalších 10 vteřin se zatížením 3kg, dalších 10 vteřin se zatížením 6kg, dále 10 vteřin se zatížením 9kg a nakonec 10 vteřin chůze s poslední hmotností. Tímto je vyšetření ukončené. Čas vyšetření 5- 10 minut.

### Umístění senzorů



obr. A



obr. B

### Prohlášení zástupce nezletilého

Prohlašuji, že souhlasím s účastí mého dítěte, které je zcela zdravé na výše uvedeném šetření. Jsem informován o podstatě šetření a seznámen s metodami, které budou používány. Souhlasím s tím, že získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu. Mám možnost se svým dítětem kdykoli od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodů.

V Plzni dne ..... Jméno nezletilého (ho) ..... Podpis zástupce .....

Zdroj: *Vlastní*



**Informace o měřené osobě**

- Jméno (číslo):
- Věk:
- Výška:
- Váha:
- Kontakt:

**Informace o měření**

- Čas - Začátek:
- Konec:
- Datum:
- Komentář:

**Před měřením:**

Máte zdravotní potíže?

Sportujete profesionálně?

Alergie?

**Po měření:**

Měl jste pocit, že něco bolí? Pokud ano, tak kde?

Jakou váhu vnímáte již jako těžkou?

- 3 kg
- 6 kg
- 9 kg
- Žádnou

Zdroj: *Vlastní*

**Příloha 3****ŠKÁLY**

**Subjektivní vjemy: 1 = žádná(é) 5 = střední 10 = neúnosná(é)**

<b>Škály/ proband</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>
Škála bolesti								
Převažování vzad								
Obtížnost chůze								

<b>Škály/ proband</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>11</b>	<b>12</b>	<b>13</b>	<b>14</b>	<b>15</b>	<b>16</b>
Škála bolesti								
Převažování vzad								
Obtížnost chůze								

<b>Škály/ proband</b>	<b>17</b>	<b>18</b>	<b>19</b>	<b>20</b>	<b>21</b>	<b>22</b>	<b>23</b>	<b>24</b>
Škála bolesti								
Převažování vzad								
Obtížnost chůze								

<b>Škály/ proband</b>	<b>25</b>	<b>26</b>	<b>27</b>	<b>28</b>	<b>29</b>	<b>30</b>	<b>31</b>	
Škála bolesti								
Převažování vzad								
Obtížnost chůze								

Zdroj: *Vlastní*