

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Změny elektrické aktivity vybraných svalů při různém
nastavení popruhů batohu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Miloslav Vilímek, PhD.

Vypracovala:

Bc. Hana Strejcová

Praha, červenec 2014

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu diplomové práce za cenné rady a připomínky k této práci, za pomoc při získávání i vyhodnocování dat a za čas, který věnoval konzultacím k této práci. Dále bych chtěla poděkovat všem probandům, díky kterým bylo možné tento výzkum uskutečnit.

Abstrakt

Název: Změny elektrické aktivity vybraných svalů při různém nastavení popruhů batohu.

Cíle: Cílem této práce je porovnat elektrickou aktivitu u vybraných svalů při chůzi s batohem studentského typu při různém umístění batohu na zádech ve vertikální rovině. Dalším cílem bude stanovit nejvhodnější typ umístění batohu na základě elektrické aktivity vybraných svalů.

Metody: Tato práce má podobu analyticko-experimentální studie. V teoretické části byla provedena rešerše dostupných zdrojů týkajících se dosavadních výzkumů v oblasti nošení zátěže, zejména nošení batohu na zádech. Je přednostně zaměřena na typ školního nebo městského batohu, na doporučený váhový limit batohu, na způsob umístění batohu na zádech a na způsob umístění zátěže v batohu. V druhé části je popsán průběh experimentu, který probíhal u 13 probandů. Jako výzkumná metoda byla vybrána povrchová elektromyografie. Byly měřeny svaly m. trapezius pars descendens, m. erector spinae a m. rectus abdominis. Měření probíhalo během chůze s batohem o 10% tělesné hmotnosti probanda při 3 typech umístění batohu. Horní typ umístění byl středem batohu umístěn v úrovni obratle Th7, střední typ umístění v úrovni obratle Th12 a spodní typ umístění v úrovni obratle L3.

Výsledky: Bylo zjištěno, že svalová aktivita u vybraných svalů a jednotlivých typu umístění batohu se liší. Spodní typ umístění batohu má nejnižší svalovou aktivitu m. trapezius pars descendens. Dále byla zjištěna asymetrie svalové aktivity u m. rectus abdominis a u m. erector spinae zejména u horního a spodního typu umístění. Z tohoto důvodu bylo jako nejvhodnější typ umístění batohu vybráno střední umístění batohu, i když pro jednoznačné výsledky by bylo vhodné provést výzkum znovu s větším počtem probandů.

Klíčová slova: EMG, batoh, nošení břemen

Abstract

Title: EMGs of Back Muscles in Relation with Different Settings of the Straps of Backpacks

Objectives: The aim of this study is to compare the electrical activity of chosen muscles during the gait with student backpack and during the different types of placing the backpack on the back in the vertical plane. The second aim is to find what is the best type of the backpack placement on the back based on the electrical activity.

Methods: This thesis is an analytical-experimental research. In the theoretical part, there is a review of available sources relating to existing studies about load carriage, especially backpack carrying. It is preferentially about school type of backpacks, the recommended load limit, the way of placing a backpack on the back and the way of placing a load in the backpack. In the experimental part, there are methods used during experiment. The surface electromyography was chosen as an experimental method. M. trapezius pars descendens, m. erector spinae and m. rectus abdominis were chosen for recording the EMG signal. The data were recorded during the gait with the backpack of 10% of proband's weight and during 3 different types of backpack placement. The upper type of placement was placed with the centre of the backpack in the level of seventh thoracic vertebra (T7), the middle type of placement was placed in the level of the twelfth thoracic vertebra (T12) and the low type of placement was placed in the level of the third lumbar vertebra (L3).

Results: The result of this study is that the electrical activity of chosen muscles is different among the types of the backpack placement. In the low type of placement, there is the lowest electrical activity of m. trapezius pars descendens. There is also the asymmetry of electrical activity of m. rectus abdominis and m. erector spinae especially in the upper and low type of placement. According to that, the middle type of backpack placement was chosen as the best one, though it would be better to do one more research with the larger group of probands.

Keywords: EMG, backpacks, load carriage

Obsah

1. Úvod	10
2. Teoretická východiska práce.....	11
2.1. Vliv nošení zátěže na pohybový aparát	11
2.1.1. Vliv nošení batohu na stoj a chůzi člověka.....	11
2.1.2. Vliv nošení batohu na bolest pohybového aparátu.....	14
2.1.3. Vliv nesení batohu na svalovou aktivitu.....	16
2.1.4. Rozdíly v nošení zátěže u dětí a dospělých	18
2.2. Parametry batohu.....	19
2.2.1. Typ batohu	19
2.2.2. Doporučený váhový limit batohu	22
2.2.3. Umístění zátěže v rámci batohu	24
2.2.4. Umístění batohu na zádech	25
3. Cíle, úkoly práce a hypotézy.....	29
3.1. Vymezení zkoumaného problému	29
3.2. Cíl práce.....	30
3.3. Úkoly práce.....	30
3.4. Hypotézy.....	30
4. Metodika práce.....	31
4.1. Výběr výzkumného souboru.....	31
4.2. Typ batohu a umístění batohu na zádech.....	31
4.3. Použité metody měření	32
4.4. Výběr svalů pro měření elektrické aktivity pomocí povrchové elektromyografie	33
4.5. Průběh experimentu.....	33

4.5.1. Stanovení váhy batohu.....	34
4.5.2. Aplikace elektrod	34
4.5.3. Měření maximální izometrické kontrakce	34
4.5.4. Chůze s batohem	35
4.6. Analýza a zpracování dat	36
5. Výsledky	37
5.1. Povrchová elektromyografie	37
5.2. Subjektivní hodnocení	42
6. Diskuze	43
6.1. Velikost naměřené svalové aktivity.....	43
6.2. Asymetrie svalové aktivity	44
6.3. Diskuze k hypotézám.....	46
6.3.1. Hypotéza č.1.....	46
6.3.2. Hypotéza č.2.....	47
6.3.3. Hypotéza č.3.....	48
6.4. Diskuze k možnosti zkrácení výsledků.....	49
7. Závěr	50
Zdroje	52
Přílohy	59

Seznam zkratk

Th7 – sedmý hrudní obratel

Th12 – dvanáctý hrudní obratel

L3 – třetí bederní obratel

L4 – čtvrtý bederní obratel

1. ÚVOD

Batohy jsou běžně užívány pro přepravu předmětů školními dětmi, studenty i dospělými. Jsou nejvhodnější z dostupných možností, protože na rozdíl od kabelek, tašek přes rameno nebo kufrů dovolují rovnoměrné rozložení váhy na obě ramena. Pokud jsou ale batohy nevhodně nošeny, nebo jsou příliš těžké, mohou vést k přetížení pohybového aparátu, způsobit pocit nepohodlí nebo bolest. Protože je jakékoliv břemeno vnější zátěží, dochází k adaptaci pohybového aparátu změnou těžiště a také změnou postury. Dle dosavadních výzkumů má nošení batohu také vliv na bolest pohybového aparátu, zejména v oblasti krční a bederní páteře a v oblasti ramen.

V dosud publikovaných studiích jsou velké rozdíly ve výběru probandů a v podmínkách experimentu. Při výzkumech byly také používány různé typy batohů a nastavení jejich parametrů. Obvykle byla stanovena váha, ale ne nastavení délky popruhů batohu, tj. umístění batohu na zádech, které bude mít vliv na přenos působících sil na tělo probanda a vliv na svalovou aktivitu. Názory na umístění batohů na zádech se ve studiích liší, navíc umístění často není přesně specifikováno a výsledky studií jsou rozdílné, je tedy vhodné provést v tomto směru další výzkumy.

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1. Vliv nošení zátěže na pohybový aparát

2.1.1. Vliv nošení batohu na stoj a chůzi člověka

Postura je definována jako klidová poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním (konfigurací) pohyblivých segmentů (Véle, 2006). Pokud budeme uvažovat o základní postuře jako o klidovém stoju, tak ten je pak charakterizován minimální svalovou aktivitou a optimální zátěží statických i dynamických struktur pohybového aparátu. Pro stabilní stoj je potřeba, aby projekce těžiště směřovala do podložky v oblasti opěrné báze. Nerovnovážený stav je pak korigován vyšší svalovou aktivitou s doprovodnou hypertonií (Kolář et al., 2009). Při nošení břemene dochází ke změně těžiště a tedy k nutnosti upravit rovnovážný stav. Stoj a chůze s batohem mění těžiště těla. Těžiště se posunuje nahoru a z toho důvodu může vyvolávat nestabilitu při statických i dynamických podmínkách (Singh a Koh, 2009a). Pro nošení tedy bude nejvhodnější takový batoh, který bude způsobovat co nejmenší posturální změny a bude pak docházet k co nejmenšímu zvýšení svalové aktivity.

Pro udržení stability při chůzi s batohem jsou potřebné určité posturální změny. Posturální změny v důsledku nošení batohu zahrnují předsun hlavy a předklon trupu a stejně tak změny v pozici pánve a stereotypu chůze (Kistner et al., 2011).

Na změnu postury při nošení batohu se zaměřuje značné množství studií. Jedním z často sledovaných parametrů je kraniovertebrální úhel. Ten je definován jako úhel mezi horizontální linií procházející spinózním výběžkem C7 a linií procházející tragem ucha (Abrahams et al., 2011, Lau et al., 2009, Kistner et al., 2011). Autoři snížení kraniovertebrálního úhlu označují vedle váhy batohu jako predispoziční faktor pro vznik bolestí pohybového aparátu zapříčiněných nošením batohu (Abrahams et al., 2011). Kistner (Kistner et al., 2011) zmiňuje, že změny v kraniovertebrálním u školních dětí při nošení batohu se dají srovnávat s velikostí změn v kraniovertebrálním úhlu u žen s bolestmi hlavy. Přehnaná flexe krční páteře je muskuloskeletální adaptací na vyvážení zátěže batohu u nezralé páteře dospívajících (Trevelyan et al., 2006).

Změna v postavení krční páteře může vést k nekoordinovanému využití svalů spolu s napětím kloubů krční páteře a měkkých tkání. Vede to také ke zvýšení zátěže

v horní i dolní krční páteři. Někteří autoři také poukazují na souvislost mezi malým kraniovertebrálním úhlem a sklonem k bolestem hlavy (Brackley et al., 2008; Kistner et al., 2011; Yip et al., 2006).

Změny v uspořádání krční páteře, způsobené nošením batohu, mohou znamenat zátěž pro klouby krční páteře a měkké tkáně. Těžký batoh také způsobuje vychýlení těžiště těla dopředu a mění tak pozici hlavy a obratlů dolní i horní krční páteře výrazně a proto zvyšuje riziko bolestí krční páteře. Postoj hlavy, který mají osoby s batohem, připomíná postavení hlavy u osob s bolestí krční páteře a tudíž s chabou posturou. Vzhledem ke špatné motorické kontrole pak dochází ke zvětšené paraspinální aktivitě, aby byla krční páteř chráněná (Lee et al., 2011).

Aby došlo ke kompenzaci zvýšeného úhlu krční páteře, dochází k hyperextenzi v oblasti bederní páteře a anteverzi pánve a v důsledku toho se mění i délka svalů na dolních končetinách. Zvýšená anteverze pánve způsobuje zvýšenou kompresi bederních meziobratlových disků (Abrahams et al., 2011). V roce 2010 proběhla studie, při níž byly děti ve věku 9-14 let vyšetřovány pomocí statické magnetické rezonance při zatížení batohem o váze 4, 8 a 12kg. Na MRI se ukázalo, že se zvyšující se zátěží docházelo k větší kompresi meziobratlových destiček i ke zvyšování bederní lordózy (Neuschwander et al., 2010).

Při studii prováděné na 30 ženách ve věku od 18-30 let byl zjišťován vliv na sklon a rotaci pánve. Anteverze pánve byla největší při nesení batohu přes obě ramena v porovnání s ostatními způsoby. Došlo tak k vyrovnání těžiště těla. K lateroflexi ani rotaci pánve ani trupu nedocházelo, ale celkově došlo ke snížení rozsahu pohybu pánve při chůzi s batohem. Při nesení batohu na jednom rameni došlo ke zvýšení anteverze pánve také, ale ne tak výrazně jako při nesení batohu na obou ramenech. Batohy nesené jednostranně způsobují úklon páteře a elevaci ramene. Obě polohy batohu zvyšují předklon trupu oproti stoji a chůzi bez batohu (Smith et al., 2006). Při chůzi s batohem o 40% tělesné váhy dochází ke snížení rotace pánve při chůzi a také ke sníženým pohybům hrudníku v transverzální rovině (La Fiandra et al, 2002).

Předklon trupu může vést ke zvětšené lordóze v bederní páteři způsobující kompresi bederních obratlových těl a facetových kloubů, zvyšování tlaku na meziobratlové ploténky a zúžení meziobratlových foramin, což jsou změny, které souvisí s chronickými bolestmi bederní páteře. Kompenzační křivka se může objevit v hrudní páteři v podobě zvětšené hrudní kyfózy. Další kompenzace se může projevit

v předsmu hlavy a vést k dysfunkci temporomandibulárního kloubu, krční páteře, k thoracic outlet syndromu a dalším patologiím krční páteře (Smith et al., 2011).

Změny postury se mění i se zvyšující se zátěží. Při zvyšování váhy batohu dochází také ke zvýšení mechanického zatížení páteřního segmentu L5/S1 (Goh et al., 1998). Při vyšší váze totiž dochází k většímu kompenzujícímu předklonu, který zvyšuje stabilitu. Rychlost ani délka kroku se při chůzi nemění. Místo toho, aby se zvýšila se zvyšující se zátěží aktivita břišních svalů pro udržení vzpřímené postury, dojde k předklonu, což vyváží vnější zátěž batohu (Goh et al., 1998).

Při nošení břemene na zádech nebo na břicho má být předmět umístěn co nejbliže osy těla a má být vyrovnán tak, aby nedocházelo ke kompenzačnímu předklonu při nesení břemene na zádech. Zabrání se tak flekčnímu postavení páteře, které není vhodné pro chůzi ani pro stání. Nesení předmětu v rukách namáhá pouzdro ramenního kloubu a bývá příčinou bolestí v oblasti krční páteře a na horním úponu lopatky kvůli podráždění m. levator scapulae (Véle 2006).

Další studie se zabývá celkovými výchylkami v postuře. Srovnává kabelku, kufřík, tašku přes jedno rameno a batoh. Dle autora jsou asymetrické situace v životě běžné, ale je otázka, jak se s nimi tělo vyrovná. Tato studie byla prováděna při zátěži 10 a 20% tělesné váhy při stoji s bosýma nohama u sebe nebo na šířku ramen po dobu 45 sekund. Věk probandů se pohyboval mezi 23 až 33 roky. Při nesení batohu se změni těžiště těla – posunuje se dozadu, a aby se těžiště dostalo nad opornou plochu těla, musí dojít k náklonu dopředu. Čím je váha batohu těžší, tím je větší předklon těla. Dle výzkumu je stabilita ovlivněna v předozadním i laterálním směru, ale u batohu ne tak významně jako u ostatních břemen. Nošení jednostranné zátěže je spojeno s výrazným zvednutím ramene, které zátěž podepírá, a lateroflexí páteře, proto nošení tašky s jedním popruhem není spojeno pouze s předklonem těla ale i s posunem páteře do strany, takový posun může vyvolat větší nestabilitu v laterálním směru. K největšímu vychýlení došlo u nesení kufříků, které jsou nejdále od těla. Větší výkyvy v postuře byly pozorovány při zúžené oporné bazi oproti stoji s nohama rozkročenýma na šíři ramen (Zultowski et al., 2008).

Výchylky v postuře byly sledovány i u dětí školního věku. Pomocí dotazníkového šetření byly dotazovány děti a dospívající ve věku 10-18 let na vychýlení v postuře, kterým u nich dochází při nošení batohu (Talbot et al., 2009). Na otázku „Jak

často stojí rovně, když mají na zádech batoh?“ 26% dotázaných uvedlo, že rovně stojí velice málo, nebo jsou často v ohnuté pozici, 26% stojí občas rovně a 48% stojí rovně vždy a nebo většinou. Dále 68,2% studentů uvedlo, že svůj stoj s batohem vnímají jako shrbený nebo nakloněný dopředu, 3,5% se naklání do strany i dopředu, 2,9% pouze dopředu a 25,3% stojí vždy rovně.

Při edukaci o správném nošení batohu se neukázal žádný vliv na posturu, ale probandi uváděli, že edukace pro ně byla přínosná. Došlo se snížení bolestí, snížení pocitu napětí a pocitu tlaku na ramenou (Feingold et al., 2001).

Vychýlení těla při nošení batohu na zádech pozoroval i Filaire (Filaire et al., 2000). Studie probíhala na dospělých mužích s průměrným věkem 26,42 let. Zátěž byla 16 a byla nesená v levé ruce, v pravé ruce, symetricky v obou rukách, na hlavě, na zádech a na přední straně těla. Byly zjišťovány reakční síly s podložkou, centrum tlaku a výchylky pánevního pletence a segmentů na páteři bederní a hrudní. K vychýlením v sagitální rovině docházelo i při nesení zátěže na přední straně těla, ale k menším v porovnání s pozicí na zádech. Z hlediska vychýlení postury autoři nejvíce doporučují nošení břemen na hlavě, protože pak došlo pouze k mírnému posunu v oblasti pánevního pletence a mírnému zvětšení zakřivení páteře.

Se zvyšující se zátěží batohu dochází k většímu naklonění trupu dopředu, protože je snaha vyrovnat těžiště těla s batohem dohromady (Devroey et al., 2007). V některých studiích nebyly pozorovány signifikantní změny v postavení hlavy a krku se zvyšující se zátěží během stoje a chůze (Devroey et al., 2007).

2.1.2. Vliv nošení batohu na bolest pohybového aparátu

Výskyt bolestí zad mezi dospělými a dospívajícími a mladými dospělými se ukázal být jako srovnatelný (Heuscher et al., 2007). Bolesti zad, zejména u dětí a dospívajících, jsou často spojovány s opakovaným nošením zátěže na zádech v batohu. Etiologické rizikové faktory pro bolest pohybového aparátu související s nošením batohu zahrnují kombinaci vlivu váhy batohu na nevyvinutou páteř dospívajících, tvar a velikost batohu, dobu nošení batohu a umístění batohu na zádech dospívajícího (Abrahams et al., 2011). Přenášení školních tašek je úkol, který opakovaně zatěžuje muskuloskeletální systém a nošení této zátěže může souviset se vznikem bolestí v populaci školních dětí (Whittfield et al., 2004).

Mezi 187 žáky ve studii, 118 poznalo bolest pohybového aparátu spojenou s nošením batohu, zejména v oblasti páteře a ramen, dále v oblasti dolních končetin, kolen, paží a nohou (Abrahams et al., 2011). Váha batohu může tlačit popruhy proti ramenům a může docházet ke stlačení brachiálního plexu, což může vést k pocitu jehliček nebo vystřelování bolesti do paží (Abrahams et al., 2011). Nošení batohu souvisí s bolestmi v oblasti páteře a ramen, více u dívek než u chlapců ve věkové skupině 11-14 let (Puckree et al., 2004). Nošení batohu souvisí s bolestmi krční a bederní páteře u dospívajících. Závisí na vnímané zátěži, délce nošení a způsobu nošení. Nošení batohu více než 30 minut denně a transport do školy autobusem nebo autem zvyšuje riziko bolestí (Haselgrove et al., 2008).

Obvykle jsou při výzkumech zjištěny rozdíly v bolestech mezi chlapci a dívkami. U dívek dochází k výskytu bolestí častěji. Zmiňovaná rešerže byla zaměřena na věkovou skupinu 8-18 let (Moore et al. 2007). Vyšší výskyt bolestí zad u dívek se vyskytuje i u univerzitních studentů (Heuscher et al., 2007). S vyšším výskytem bolesti bylo také spojeno to, jestli studenti vedle školy vykonávali nějaké zaměstnání či brigádu (Heuscher et al., 2007).

Dle autorů nejvíce souvisí s výskytem bolestí pohybového aparátu váha nošených batohů. Váha batohu souvisí hlavně s bolestmi horní a střední části páteře (Moore et al, 2007). Děti, které říkaly, že nemají bolesti pohybového aparátu (výskyt bolestí menší než 25%), měly lehčí batohy než děti, které měly větší výskyt bolesti (25-100% výskytu). Nejvíce si na bolesti u chlapců ztěžovala věková skupina okolo 12 let, u dívek okolo 17 let. Váha batohu souvisela s výskytem bolestí v oblasti krku a střední části zad, ale ne s výskytem bolesti v oblasti dolních zad a ramen (Moore et al., 2007). Dle Golrize (Golriz et al., 2011) má nošení batohu má vliv na bolesti bederní páteře, krku, ramen a hrudníku. Váha batohu ovlivňuje vnímanou bolest, i když je potřeba zahrnout i další faktory. Výzkumy tvrdí, že váha batohů má vliv na přetrvávání bolestí zad (Devroey et al., 2007).

Při zatížení batohem dochází také k ovlivnění cévního průtoku v horních končetinách. Při zátěži 12 kg v batohu po 10 minutách dojde oproti nezatíženému stojí k poklesu citlivosti v horních končetinách (7 z 10 probandů udávalo parestézii, která po odstranění zátěže hned zmizela) a taky k poklesu makrovaskulárních i mikrovaskulárních hemodynamických hodnot (pokles brachiálního arteriálního toku o

43%). To může časem vést k neurologickým dysfunkcím a pravděpodobně také ke změně motorické kontroly horních končetin (Kim et al., 2013).

Dle jiných autorů (Reneman et al., 2006) je na základě prováděné rešerše pravděpodobné, že pokud dítě má batoh do 15% váhy, nemá to velký vliv na jeho pohybový aparát a ani nebylo zjištěno žádné poškození, úraz způsobený nošením batohu a proto se autoři domnívají, že uvažovaný mechanický dopad batohů na bolesti zad je menší než předpokládají jiní autoři. Vliv na výskyt bolesti mají i biopsychosociální faktory. Batoh by samozřejmě neměl být extrémně přetěžován, ale není žádný důkaz, že batohy jako takové mají negativní vliv na vývoj bolesti zad u dětí, jak se udává. Pro podporu biomedicínského úhlu pohledu je málo důkazů a bolesti zad u dětí by měly být brány spíše z biopsychosociálního pohledu (Reneman et al., 2006).

2.1.3. Vliv nesení batohu na svalovou aktivitu

Na základě předchozích studií je jisté, že nošení batohu má vliv na změnu klidového stoje i držení těla při chůzi. Z tohoto důvodu by mělo docházet také ke změnám svalové aktivity, která je potřebná pro udržení vzpřímeného stoje nebo chůze.

Dle Al-Khabbaze (Al-Khabbaz et al., 2008) dochází při zvyšování váhy zátěže ke vzrůstajícímu záklonu. Z toho důvodu se také více zapojuje m. rectus abdominis. Při tomto výzkumu docházelo k větší aktivitě v pravé části m. rectus abdominis oproti levé, naopak v m. erector spinae byla větší elektrická aktivita v jeho levé části. Ve svalové aktivitě dolních končetin nebyly nalezeny žádné výrazné změny. Výzkum probíhal na studentech ve věkovém průměru 21 let, s váhou batohu 0, 10, 15 a 20% tělesné váhy, měření probíhalo pouze ve stoji. Dle autorů s větší váhou batohu dochází k přesunutí těžiště dozadu a dochází proto k větší aktivitě m. rectus abdominis, aby tento záklon byl vyrovnán. Zvýšená aktivace m. erector spinae byla z důvodu posturální stabilizace (Al-Khabbaz et al., 2008).

U batohu bez bederního pásu a se zátěží 15% tělesné váhy dochází ke zvýšené aktivitě m. rectus abdominis oproti stoji bez zátěže, a to vždy asymetricky, větší zvýšení je u pravé části svalu. Zároveň docházelo ke snížení aktivity m. erectors spinae, také asymetricky, i když ne tak výrazně. Všichni probandi byli praváci. Při nesení tašky přes rameno docházelo ke zvýšení svalové aktivity na kontralaterální straně a snížení na ipsilaterální straně těla. Převažovala aktivita zádových svalů nad svaly břišními. Batoh

nesený na přední straně těla výrazně zvyšuje svalovou aktivitu m. erectors spinae a svalovou aktivitu břišních svalů snižuje jen minimálně. Podle autorů je na nošení nejuvhodnější kombinace batohu vepředu na hrudníku i vzadu na zádech. V tomto případě docházelo pouze k nevýrazným změnám svalové aktivity (Motmans et al., 2007). Obdobné výsledky pozoroval i Cook a Neumann, kteří sledovaly pouze svalovou aktivitu paraspinálními elektrodami v oblasti L2 (druhý bederní obratel) u nesení zátěže o 10% a 20% tělesné hmotnosti na zádech v batohu a v rukách po obou stranách a vepředu před tělem. Vyšší svalovou aktivitu pozorovali obecně u žen oproti mužům (Cook a Neumann, 1984).

Při studii prováděné v roce 2007 Devroey et al. nebyly zjištěny významné rozdíly v aktivitě m. trapezius, což může souviset s tím, že nebyly zjištěny významné rozdíly v postavení hlavy a krku při zvyšující se zátěži. Obě umístění batohu (horní a spodní typ) vykazovaly snížení aktivity m. erector spinae oproti zvýšení aktivity m. rectus abdominis. I když se zvyšující se zátěží by se dalo spíše očekávat zvýšení aktivity zádových svalů důležitých pro spinální stabilizaci. Snížení svalové aktivity zádových svalů bylo ale pozorováno již při starších výzkumech (Bobet a Norman, 1984). Studenti, se kterými výzkum probíhal, pocítovali nepohodlí v oblastech krku a ramen, i když žádné objektivní změny nebyly viditelné, pravděpodobně to souvisí se zvyšujícím se tlakem pod popruhy batohu více než se svalovým napětím nebo posturálními změnami (Devroey et al., 2007).

Výzkum využívající EMG proběhl i u školních dětí ve věku 11-14 let. Cílem autorů bylo stanovit váhový limit batohu pro tuto věkovou kategorii. Děti měly batohy o váze 0, 5, 10, 15 a 20% své tělesné hmotnosti a měření probíhalo během stoje a chůze. Se zvyšující zátěží docházelo k poklesu elektrické aktivity a to v oblasti levého m. erector spinae, i když autoři spíše očekávali zvyšování aktivity. U pravého m. erector spinae došlo ke snížení elektrické aktivity také, ale nebylo to tak výrazné. Ke snížení aktivity došlo také u levého m. trapezius. Zde byl také očekáván opak, protože batohy jsou konstruovány tak, aby byly nošeny na ramenech (Bauer et al., 2008).

Jiná studie uvádí, že zátěž nad 15% tělesné hmotnosti způsobuje zvýšení svalové aktivity ve spodní části m. trapezius po 15 minutách chůze, ale významné změny ve svalové aktivitě horní části m. trapezius nebyly zjištěny, i když po 10 minutách chůze s batohem o 20% tělesné hmotnosti byla pocítoována svalová únava v horní části m.

trapezius. Na základě těchto výsledků navrhuji autoři jako maximální doporučenou hmotnost batohu 15% tělesné hmotnosti (Hong et al., 2008).

Při zvýšené zátěži došlo k výrazné změně v EMG pouze u levého m. erector spinae a to ve smyslu snížení aktivity. To by podporovalo myšlenku, že se zvyšující se zátěží nemusí m. erector spinae tolik pracovat, aby způsobil extenzi trupu. Místo toho se zapojí také břišní svaly, které zabraňují záklonu trupu z důvodu změny těžiště (Bauer et al., 2008, Devroey et al., 2007).

Svalová aktivita m. erector spinae je vyšší při nezatížené chůzi než při chůzi se zátěží do 30-40kg. Se zvýšením váhy batohu nad 30-40kg je pak aktivita svalů naopak vyšší než při chůzi bez zátěže. Autoři to vysvětlují změnou těžiště těla s batohem a bez batohu a svalovou aktivitou držící tělo v rovnováze (Knapik et al., 1996).

Také byl zjišťován vliv na svalovou aktivitu dolních končetin při chůzi s batohem. K výrazné změně svalové aktivity dolních končetin nedocházelo při zátěžích do 15% tělesné váhy (Devroey et al., 2007) ani při zátěži 30% tělesné váhy (Simpson et al., 2011).

2.1.4. Rozdíly v nošení zátěže u dětí a dospělých

Studie prováděné u dětí nejde příliš porovnávat s výsledky studií prováděných u dospělých, protože děti se během růstu neustále mění a jejich pohybový aparát reaguje jiným způsobem (Bauer et al., 2008). U školních dětí dochází k růstu a vývoji kostí i měkkých tkání a proto jsou páteřní struktury odlišné od dospělých (Daneshmandi et al., 2008). Vnější síly jako je zátěž batohu mohou mít vliv na správný vývoj postavení páteře (Kistner et al., 2011). Důležitá fáze je věk 11-14, kdy dochází k růstovému skoku a dítě vstupuje do puberty. V tomto věku váha batohu často překračuje doporučený limit (Bauer et al., 2008, Abrahams et al., 2011). Dle jiných autorů je kritická fáze růstu ohraničená věkem 12-14 let (Puckree et al., 2004, Daneschmandi et al., 2008). O této fázi se tvrdí, že je méně odolná vůči vnější zátěži než páteř dospělého, protože páteř v té době roste do výšky a přibývá na objemu, ale bez nárůstu hmoty. Dále se uvádí, že pokud dítě bolí záda, je pravděpodobnější, že bude mít bolesti i v dospělém věku (Bauer et al., 2008, Kistner et al., 2011). Dětská páteř dospívá a během dospívání prochází různými fázemi růstu, střídají se fáze růstu rychlého a pomalého. Kompletní vývoj páteře bývá ukončen až ve 24 letech. Během růstu se páteř dospívajícího považuje za

náchylnější na zátěž než u dospělého (Grimmer et al., 2000). Dospívání je kritický čas pro růst kostí, autoři se domnívají, že během fáze rychlého růstu je páteř dospívajícího méně schopná ustát stres, který páteř dospělého ještě toleruje (Feingold et al., 2001). Páteř dítěte a dospívajícího se stále vyvíjí a má odlišné páteřní struktury než dospělí. Vnější síly, jako je nesení zátěže na zádech, mohou mít vliv na správný a normální vývoj páteře. Svaly a vazy páteře nejsou plně vyvinuty do 16 roku života (Kistner et al., 2011).

Bolesti zad u dospělých jsou spojovány s nošením těžkých zátěží, délkou sezení, vyšší vahou a nízkou úrovní fyzické aktivity. U dospívajících dle dotazníkového šetření mělo na bolesti zad také vliv nošení zátěže, zejména délka doby nesení batohu, váha batohu byla podstatnější u mladších žáků. Body mass index neměl souvislost s bolestí zad. Delší doba strávená sezením měla vliv na zvýšení výskytu bolestí zad, kdežto sportovní aktivity riziko snižovaly. Dívky si ztěžovaly na bolesti zad více než chlapci. Tyto genderové rozdíly v bolesti jsou dávány do souvislosti s rozdílným růstem u dívek a chlapců a s rozdílným věkem dospívání (Grimmer et al., 2000).

2.2. Parametry batohu

2.2.1. Typ batohu

Batohy jsou vhodnější než tašky přes rameno, nebo kabelky, protože dochází k lepšímu rozložení váhy batohu (ConkinDale 2004).

Na našem trhu jsou k dispozici batohy různých typů podle zaměření a způsobu použití. Asi nejběžnější typ je tzv. městský nebo školní batoh – má z přídatných prvků obvykle pouze přídatné stahovací pásy po stranách. Mívá velké množství kapes a jeho obsah se tedy dá rovnoměrně rozložit. Může obsahovat i kapsu na notebook. Oproti tomu outdoorové nebo turistické batohy mají obvykle větší objem a jsou vybaveny bederním pásem. Jejich konstrukce bývá pevnější, část batohu, která leží na zádech uživatele, je vyztužená.

Talbott (Talbot et al., 2009) prováděl dotazníkové šetření mezi 807 školními dětmi a studenty ve věku 10-18 let a zjišťoval, které přídatné prvky batohu používají – mezi přídatné prvky zařadil také nastavitelnou délku popruhů (používané 90% dotázaných) a polstrované popruhy (používané 88%) dotázaných. 17% dotázaných mělo

batoh s kolečky, ale pouze 2,9% tento prvek používali. Bederní popruhy mělo 46% batohů, ale pouze čtvrtina studentů je používala.

ConkinDale (ConkinDale 2004) pro výběr batohu doporučuje široké polstrované popruhy, polstrovaná záda batohu, bederní popruh a celkově lehčí batoh. Vhodné jsou také přihrádky, které pomáhají zabránit pohybu obsahu batohu, stahovací postranní popruhy, aby bylo možné zátěž přitáhnout co nejbližší tělu, a speciální tvarovaná bederní část, takže část nákladu je nesena na horní části hýždí (Mackie et al., 2003).

Obecně je doporučováno nosit batoh na obou ramenech pro správné rozložení váhy, ale v roce 2004 uvedli Puckree et al., že bolesti v oblasti krční páteře a ramen pociťovalo větší procento žáků mezi 11 a 14 lety, kteří nosili batoh na obou ramenech, než na jednom rameni. Batoh s jedním popruhem také ale způsobuje více respiračních dysfunkcí a více posturálních změn než batoh se dvěma popruhy (Gorliz et al., 2010; Chow et al., 2009). Zapnutí hrudního popruhu také obdobně omezuje dechové funkce (Chow et al., 2009).

Ve studii z roku 2003 dvanáctiletí studenti hodnotili subjektivně 4 typy batohů (tři z nich přímo navržené pro nošení do školy, ten poslední byl populární outdoorový batoh, který jeho výrobce označil jako nejvhodnější na nošení do školy ze svojí nabídky). Studenti si batohy nejprve vyzkoušeli a pak s nimi chodili na běžeckém pásu – nejprve byl kladně ohodnocen outdoorový batoh s kompresivními popruhy a bederním pásem, ale poté, co probandi s batohem chodili na pásu, byl nejlépe hodnocen ten, který měl postranní stahovací popruhy a pevná záda a který byl přímo navržen jako školní batoh. Dle subjektivního hodnocení probandů dovozoval největší stabilitu a snadnou chůzi. Autoři poukazují na to, že výběr batohu se může změnit od prvního dojmu až po praktické vyzkoušení (Mackie et al., 2003).

Rozdíly mezi outdoorovým a školním batohem, konkrétně systém popruhů, porovnává i následující studie. Srovnávání probíhalo při předklonu těla při váze batohu 18,2kg a porovnávaly se různé úhly předklonu. Pro hodnocení byla použita povrchová EMG m. trapezius, m. rectus abdominis a m. erector spinae. Systém popruhů outdoorového batohu se ukázal jako výhodnější, ale jen do předklonu o úhlu 30°, potom byly rozdíly minimální (Southard et al. 2006).

Důležité pro dobré vlastnosti batohu jsou také viskoelastické vlastnosti závěsného systému. Pružné popruhy snižují energetický výdej při nošení batohu oproti

popruhům pevným. Záleží ale na rychlosti chůze, při rychlosti nad 6km/h jsou vlastnosti obou typů popruhů srovnatelné (Foissac et al., 2008). Vyšší pružnost popruhů má sice vliv na energetický výdej potřebný pro lokomoci, ale snížení tuhosti popruhů může vést ke snížení tlaku ramenních popruhů a tedy ke snížení rizika poškození při nošení těžkých břemen (Ren et al., 2004).

Batohy se také liší šířkou prostoru mezi popruhy v oblasti ramen. V roce 2013 proběhl výzkum ve věkové kategorii mužů 20-32 let. Byl posuzován rozdíl mezi úzkou (20cm) a širokou (30cm) vzdáleností mezi popruhy batohu pomocí EMG v oblasti obratle C4 (čtvrtý krční obratel). Dále bylo zjišťováno, jaký je úhel mezi horizontální linií procházející sedmým krčním obratlem a linií akromionu, vzdálenost mezi dolním úhlem lopatky a spinózními výběžky obratlů a tlaková bolest m. trapezius. Měření probíhalo po 15 minutách chůze na běhacím pásu, váha batohu byla 10kg. Širší umístění popruhů způsobovalo větší stlačení lopatky směrem dolů, nižší svalovou aktivitu, došlo ke snížení tlakové bolesti, ale také ke zvýšení úhlu mezi horizontální linií C7 a akromionem a zmenšení vzdálenosti mezi dolním úhlem lopatky a spinózními výběžky obratlů. Široké popruhy dovolují nižší zapojení krčního svalstva, ale způsobují depresi a rotaci lopatek. Snížením postavení lopatky může dojít k protažení m. trapezius, což může vést k chronické bolesti m. trapezius (Kim et al., 2013).

Batohy s bederním pásem dovolují přenesení části váhy na oblast pánve a jsou proto využívány spíše jako outdoorové batohy, u kterých se očekává vyšší váha. Na oblast beder je přeneseno okolo 30% váhy batohu, nezávisle na celkové váze batohu, na horní části trupu a ramenech zůstává 70% (LaFiandra et al., 2004). Také kůže na bocích je méně citlivá na tlak než kůže ramen. Přenos části váhy na pas snižuje celkový diskomfort a také snižuje aktivitu svalů ramenního pletence (Southard et al., 2006). Svalová aktivita m. trapezius se snižuje při použití bederního pásu. Pravděpodobně je to z toho důvodu, že se váha batohu přenesou z ramen na boky (Knapik et al., 1996).

Při použití bederního pásu dochází k větší rotaci pánve a hrudníku při chůzi než bez bederního pásu a také dovoluje lepší koordinaci pohybového vzoru (Sharpe et al., 2008). Pohyb je pak také lépe koordinovaný než u batohu bez bederního pásu. Výzkum probíhal ve věkové kategorii 18-40 let s použitím batohů okolo 40% tělesné váhy jedince. Použití bederního popruhu nemělo vliv na výkyvy v postavení hlavy, ale pouze na hrudník a pánev. Největší výkyvy v postavení segmentů těla byly při chůzi bez zátěže (Sharpe et al., 2008).

2.2.2. Doporučený váhový limit batohu

Batohy umožňují přepravu většího množství zátěže. Z biomechanického hlediska může nadměrná zátěž vést ke kompresi intervertebrálních disků a to může dále vést k funkčním obtížím páteře (Feingold et al. 2001). Váhové limity je vhodné stanovit zejména u dětí, které jsou odkázány na předpis školních osnov a požadovaných pomůcek. Stanovení limitů pro váhu školních batohu je potřeba, protože podle zjištění některých autorů až 30% školních dětí nosí zátěž dosahující až 30% jejich váhy (Negrini et al, 1999). Podobná situace je i v České republice, kde doporučenou váhu 10% tělesné hmotnosti dodržuje pouze 17,5% žáků 1. a 2. třídy. 18,3% žáků nosí batohy dokonce těžší než 20% své tělesné hmotnosti (Kabátová et al., 2012). Různé studie prokázaly efekt zvyšující se váhy batohu u dospívajících a mladých dospělých na posturální změny a změny svalové aktivity a také subjektivní ohodnocení bolesti pohybového aparátu (Heuscher et al., 2007). Při hodnocení výkyvů průmětu těžiště do podložky u věkové skupiny 8-14 let se ukázalo, že největší výchyly jsou u dětí s nejtěžšími batohy v rozmezí 14-21% tělesné váhy (Politti et al., 2012).

Doporučená maximální hmotnost školního batohu je 10% tělesné hmotnosti (Devroey et al., 2007), autoři této studie ale doporučují se takto velké zátěži vyhnout, protože byly zjištěny významné výchyly při měření EMG i změny postury při dosažení váhy batohu 10% tělesné hmotnosti. 10% váhy, nebo váhu menší než 15%, doporučují také další autoři např. na základě pozorování změn kraniovertebrálního úhlu, postury, pulzu, EMG a hodnocení bolesti (Whittfield et al, 2004; Moore et al, 2007; Bauer et al., 2008; Abrahams et al., 2011; Kistner et al., 2011; Chansirinurok et al., 2001). Pokud je batoh těžší než 10% váhy má to restriktivní vliv na dechové funkce u dětí (Lai et al., 2001). Jiná studie uvádí, že zátěž nad 15% tělesné hmotnosti způsobuje zvýšení svalové aktivity ve spodní části m. trapezius po 15 minutách chůze, ale významné změny ve svalové aktivitě horní části m. trapezius nebyly zjištěny, i když po 10 minutách chůze s batohem o 20% tělesné hmotnosti byla pocíťována svalová únava v horní části m. trapezius. Na základě těchto výsledků doporučují autoři maximální doporučenou hmotnost batohu 15% tělesné hmotnosti (Hong et al., 2002; Hong et al., 2008). 15% váhy batohu doporučuje také Conkin Dale (Conkin Dale 2004).

Další výzkum se soustředil na vysokoškolské a univerzitní studenty a zjišťoval váhu jejich batohů a výskyt bolestí zad (Heuscher et al., 2007). Dle závěrů je bolest zad častější, čím je batoh těžší. Autoři ale nechtějí potvrdit limit 10% tělesné váhy, protože nebyl prokázán jasný předěl a rozdíl od vyšší zátěže.

Odborníci se zatím neshodli na maximální váze batohu pro děti tak, aby nošení batohu nezpůsobovalo žádné poškození nebo zranění, ale obvykle doporučovaná váha je 10-15% (Goodgold et al., 2003). To ale nebere v úvahu výšku jedince, jeho tukovou hmotu a svalovou sílu. Z toho vyplývá, že riziko nošení stejně těžkého batohu pro dvě děti se stejnou tělesnou hmotností může být různé (Goodgold et al., 2003). Doporučení na základě procentuální váhy batohu spočítané z váhy jeho nositele nemusí být objektivní, protože na základě tohoto výpočtu by obézní děti měly unést více. To ale nemusí být pravda, protože takového děti mají spíše horší fyzickou kondici oproti svým vrstevníkům. Bylo by tedy lepší, dělat doporučení na základě BMI, nebo podle jiných kritérií (Bauer et al., 2008).

Většina studií ukazuje na změny různých fyziologických parametrů při dosažení váhy 10% tělesné hmotnosti (Goodgold et al., 2003), proto je limit 10% tělesné hmotnosti vhodný. Ve větším riziku ohledně bolestí zad jsou mladší studenti a dívky, protože nosí stejně těžké batohy, jako starší studenti a chlapci, ale procentuální váha batohu oproti tělesné váze je pak vyšší (Moore et al., 2007).

V jedné ze studií byla zjišťována souvislost mezi váhou batohu a výskytem bolestí zad. Studenti, kteří mají větší dispozici k bolestem zad, mají batohy o relativní váze 11-12% tělesné hmotnosti, kdežto s výhodou jsou studenti s váhou batohu 8-10% tělesné hmotnosti, kteří mají k bolestem zad dispozici menší. Váha batohu, která byla spojená s bolestmi horní a střední části zad se pohybovala kolem 11,4-11,8% tělesné hmotnosti, u studentů bez bolesti byla průměrná váha batohu 9,9% tělesné hmotnosti. Výzkum probíhal u věkové kategorie 8-18 let (Moore et al., 2007).

Váha batohů má vliv také na velikost kraniovertebrálního úhlu. U batohů o váze 20% tělesné hmotnosti dochází k poklesu kraniovertebrálního úhlu hned po zatížení. Po šestiminutové chůzi s batohem o váze 10% tělesné hmotnosti ale dochází ke stejnému zmenšení kraniovertebrálního úhlu jako u 20% váhy batohu. Věk probandů byl 8 – 11 let (Kistner et al., 2011).

Nošení batohu nemá vliv jen na pohybový aparát, ale může docházet i ke snížení funkce plic a zvýšené metabolické zátěži (Daneshmandi et al, 2008). Zvyšující se váha batohu má vliv také na některé respirační funkce u dospělých i u dětí. U dospělých okolo 28 let věku během chůze na běhacím pásu docházelo ke snížení usilovné vitální kapacity (FVC). K omezení mohlo dojít buď z důvodu snížení celkové vitální kapacity, nebo kvůli zvětšení reziduálního objemu plic. Váha batohů byla 15, 25 a 35% tělesné hmotnosti jedince. Prázdný nenaložený batoh žádné omezení nezpůsobil (Dominelli et al., 2011). U dětí ve věku 12,5 let došlo při váze batohu nad 10% tělesné hmotnosti ke zvýšení energetické spotřeby a minutové ventilace. Nedošlo ale ke zvýšení dechové ani tepové frekvence. Pro výzkum byl použit batoh s bederním popruhem (Daneshmandi et al., 2011).

2.2.3. Umístění zátěže v rámci batohu

Dalším parametrem pro optimální nošení batohu je umístění zátěže v rámci batohu. Týká se zejména velkých outdoorových batohů se zátěží nad 20kg, ale vliv má i u lehčích batohů do 15%. Spodní umístění zátěže batohu způsobuje menší změnu v kraniovertebrálním úhlu ze základního postavení než horní a střední umístění zátěže v batohu u desetiletých dětí. Spodní umístění také způsobovalo menší změny v zakřivení páteře. Pro změnu postury ve smyslu předklonu trupu nebyly změny signifikantní u žádného z typů umístění zátěže v batohu. K výrazným posturálním změnám docházelo ale hlavně při váze batohu 15% tělesné hmotnosti nezávisle na umístění zátěže (Brackley et al., 2008).

Při zátěži 19,5kg a umístění zátěže do úrovně processus xiphoideus nebo do úrovně uší byla zjišťována svalová aktivita m. erector spinae a m. trapezius. U horního typu umístění byla obecně sledována vyšší elektrická aktivita. U m. erector spinae byla i tato aktivita nižší než při nezátěžené chůzi (Bobet a Norman, 1984).

V dalších studiích byly sledovány 3 typy umístění zátěže. Umístění zátěže bylo definováno jako horní (obratle Th1-Th6), střední (obratle Th7-Th12) a spodní (obratle L1-L5). Studie probíhala u žen studujících na vysoké škole, zátěž batohu byla 25% tělesné váhy a po 10 minutách chůze byla zjištěna menší spotřeba kyslíku (VO_2), nižší minutová ventilace a větší pohodlí u horního umístění oproti spodnímu (Stuempfle et al., 2004). Při stejných typech umístění bylo sledováno 30% tělesné váhy v batohu po

2km chůze. Batoh měl bederní pás i ramenní popruhy nastavené podle pohodlí nositele. Cílem bylo zjistit, jestli vyšší pozice zátěže v batohu nepovede k větší nestabilitě chůze, nebyly ale zjištěny žádné signifikantní změny, pouze u vyššího umístění byla nižší svalová aktivita m. gastrocnemius a toto umístění bylo vnímáno jako pohodlnější (Simpson et al., 2011).

2.2.4. Umístění batohu na zádech

Dalším z faktorů způsobu nošení batohu, který má vliv na pohybový aparát a tj. i na posturální změny a bolesti pohybového aparátu, je umístění batohu na zádech (Devroey et al., 2007; Golriz et al., 2011). Umístění batohu na zádech se dá upravovat především pomocí nastavení délky popruhů. Předchozí studie ukázaly, že ne pouze váha zátěže, ale i umístění na zádech může mít vliv na efektivní nošení zátěže na zádech. Efektivní nošení zátěže je spojováno s minimálním energetickým výdejem a minimálním zatížením páteřních struktur. Zatížení páteřních struktur je spojeno se změnami postury (Grimmer et al., 2002; Devroey et al., 2007). Dle obecných doporučení by měly být popruhy batohu utaženy tak, aby byl batoh co nejtěsněji k tělu (ConkinDale, 2004; Goodgold et al., 2003), což je tvrzení, které je celkem nepřesné. Southard (Southard et al., 2004) alespoň přidává vysvětlení, že batoh by měl být umístěn co nejbližší zádům, aby se zmenšil pohyb zátěže v laterálním směru. Studie se shodují v tom, že batoh při nošení batohu by měly být používány oba ramenní popruhy (Goodgold et al., 2003; Conkin Dale, 2004).

V horizontální linii je doporučeno mít batoh co nejbližší středu těžiště těla (Cook a Neumann, 1987; Devroey et al., 2007). Ve vertikální rovině zůstává nejasné, jestli je optimální umístění na páteři vyšší nebo nižší (Devroey et al., 2007). Batoh je doporučované nosit výše na páteři (Devroey et al., 2007). Podle Grimmerové (Grimmer et al., 2002) batoh umístěný svým centrem na oblast sedmého hrudního obratle (Th7) způsobuje větší vychýlení ve stoji v horizontální rovině než batoh umístěný centrem na oblast dvanáctého hrudního obratle (Th12) nebo třetího bederního obratle (L3). Dále uvádí, že toto vychýlení se zvyšuje se vzrůstající zátěží v batohu. Preferovaná pozice nošení batohu u dospívajících je také dole na kosti křížové a horní části hýždí, u chlapců i u dívek (Grimmer et al., 2000). To by mohlo odpovídat pozici na L3 dle Grimmerové (Grimmer at al., 2002). Otázkou je, zda je toho umístění nejvhodnější i u dospělých.

Devroey porovnáává hrudní a bederní umístění a vzrůstající procentuální zátěž od 0% do 15% tělesné hmotnosti během stoje a chůze po dobu 5 minut (Devroey et al., 2007). Hrudní umístění batohu bylo definováno horním okrajem batohu na linii ramen a bederní umístění batohu je definováno umístěním spodního okraje batohu nad spina iliaca posterior superior. Studie probíhala na 20 studentech vysokých škol. Zjištěné změny nebyly signifikantní, proto na jejich základě nelze vytvořit obecné doporučení, ale u jednotlivých umístění byly pozorovány stejné tendence ke změnám. U bederního umístění batohu bylo zjištěno zvyšování extenze krku a hlavy flexe hrudní páteře a snížení antevertze pánve. U hrudního umístění byla tendence k extenzi hrudní páteře a zvyšování antevertze pánve a flexe v kyčelních kloubech. Při chůzi bylo nejvíce změn v bederním umístění batohu, při stoje v hrudním. U obou umístění docházelo při zvyšující se zátěži ke zvýšení svalové aktivity m. rectus abdominis (zejména u hrudního umístění) a ke snižování aktivity m. erector spinae. Podle subjektivního hodnocení na základě Borgova skóre bylo pohodlnější bederní umístění batohu.

Předpokládá se, že batoh by měl být umístěn co nejbližší tělu pro zlepšení stability. Ale pokud bude příliš těžká zátěž blízko tělu, bude to ovlivňovat dechové funkce, protože zádová opěra bude bránit zvětšování objemu hrudníku při nádechu (Chow et al., 2009). Vliv na dechové funkce potvrzují také další studie. U mužů ve věku 25 let byl batoh s bederním i hrudním popruhem o zátěži 15% tělesné váhy umístěn pohodlně na záda a pak byly upraveny dvě polohy na utažený batoh (popruhy zkráceny o 3cm) nebo povolený batoh (popruhy povoleny o 3cm). Při obou umístěních došlo ke snížení usilovného výdechového objemu i vitální kapacity, více u utaženého batohu. Volněji nošený batoh je tedy z hlediska respiračních funkcí lepší, ale může vést ke snížení stability a k riziku zvýšení energetické spotřeby (Bygrave et al., 2004).

Studie prováděné u dospělých i dětí tvrdí, že typ umístění batohu na zádech nemá vliv na vnímané úsilí (Devroey et al., 2007; Brackley et al., 2004). U žen ale může být horní umístění batohu pohodlnější než střední a spodní (Gorliz et al., 2010). Batohy, které distribuují váhu i na boky, ne jen na ramena, jsou pohodlnější (Devroey et al., 2007). Menší energetický výdaj byl zjištěn, když byla zátěž nesena na horní pozici oproti spodní (Abe et al., 2007).

Při předklonu je výhodné, aby batoh byl výše na těle, protože je pak nutno vyvinout menší svalovou sílu při předklánění se, než když je batoh umístěn níže na těle.

To je vhodné u osob, které vykonávají svojí práci se zátěží umístěnou na zádech (Southard et al., 2006).

Moore (Moore et al., 2007) doporučuje používat batoh s bederním pásem, aby se zmenšil tlak váhy batohu na horní páteřní struktury, nebo nosit batoh níže na zádech, protože batoh má nejvíce vliv na uspořádání horní a střední části zad. Dochází tam k největším změnám v postuře, které vedou ve vzniku kyfózy a mohou vést k ochrannému spasmu v této části zad. Uvádí také, že k nejčastějším ortopedickým zraněním v souvislosti s nošením batohu dochází v horní a střední části zad (Moore et al., 2007).

Dva typy umístění batohu s měnící se velikostí zátěže byly pozorovány také u dětí. Jako reakce na zátěž byly pozorovány změny při chůzi - rychlost chůze, kadence chůze a doba dvojité opory. Spodní umístění batohu způsobovalo větší odchylky ve sledovaných parametrech než horní umístění, oproti chůzi bez zátěže. K větším výchylkám také docházelo při těžší zátěži (Singh a Koh, 2009a). Další studie doporučuje, že při zátěži nad 15% tělesné váhy by nemělo být užíváno spodní umístění batohu (Singh a Koh, 2009b).

Výzkumy probíhaly také na simulátoru (Mackie et al., 2004). Bylo zjišťováno napětí ramenních popruhů a tlak na ramena při změnách rychlosti chůze, váhy batohu, délky popruhů (rozdíl v délce 17cm), rozmístění zátěže v batohu a použití bederní pásu. Ukázalo se, že na sledované parametry má největší vliv váha batohu, potom použití bederního pásu a pak nastavení ramenních popruhů. Tyto dva poslední parametry spolu spíše souvisí – pokud je volnější nastavení ramenních popruhů, jejich účinek se zvýší použitím bederního pásu a naopak. Změna umístění zátěže v batohu (blíže zádům a od zad) měla na tlak na ramena pouze malý vliv (Mackie et al., 2004).

Spodní umístění batohu má větší vliv na časoprostorové parametry (jako je rychlost chůze, doba dvojité opory a předklon trupu) než umístění batohu v horní části zad. Při spodním umístění batohu dochází ke snížení rychlosti chůze u dětí a stejně tak i u netréovaných dospělých. Při chůzi dochází ještě k většímu předklonu trupu než při statické pozici, což ukazuje na rozdílné strategie získávání rovnováhy při statických a dynamických podmínkách a potřebu získání stability při nestabilních podmínkách z důvodu pohybu. Významně vyšší předklon trupu je zejména při váze batohu 15% tělesné váhy (Singh a Koh, 2009b).

Názory na správné umístění batohu se tedy různí a bylo by vhodné provést další výzkum, protože některé práce zahrnují pouze statické pozice a posturální změny. Také se liší způsob definování konkrétní polohy batohu na zádech jedince. Některé studie také pracují pouze s umístěním zátěže v rámci batohu, ale ne s umístěním batohu na zádech jako takového. Je tedy potřeba vzít v úvahu i chůzi a svalovou aktivitu, případně další parametry, aby bylo možné vhodnou polohu batohu lépe určit.

3. CÍLE, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1. Vymezení zkoumaného problému

V teoretické části byl shrnut dosavadní výzkum v oblasti nošení batohů se zaměřením na nošení batohů školního nebo městského typu, váhového limitu batohu a umístění batohu na zádech. V názoru na umístění batohu na zádech se jednotlivé studie liší ohledně výsledků i různých parametrů měření, ať už je to věk probandů, typ batohu, umístění zátěže v rámci batohu nebo umístění batohu samotného, případně zaměření výzkumu pouze na stoj nebo i na chůzi. Mnoho studií se zaměřuje na změnu postury nebo určení váhového limitu, méně studií sledovalo vliv na aktivitu svalových skupin, které jsou důležité pro postavení jednotlivých segmentů páteře a jejich zatížení má také vliv na bolesti pohybového aparátu v těchto oblastech. Studie zabývající se elektrickou svalovou aktivitou byly spíše využívány u nošení outdoorových batohů a zátěží nad 30% tělesné hmotnosti.

Grimmerová v roce 2002 prováděla výzkum na dětech školního věku s umístěním centra batohu v oblasti obratlů Th7, Th12 a L3 a zjišťovala, jaký vliv má umístění batohu na posturální změny ve stoji dětí. Podle výsledků této studie způsobuje horní umístění batohu největší změny v postuře. Obecné doporučení pro nošení batohu je ale co nejvýše na páteři a co nejbliže středu těla (Grimmer et al., 2002). Studii s využitím různých umístění batohu na zádech prováděli v roce 2007 Devroey et al. (2007), měření probíhalo ale pouze při dvou typech umístění batohu, hrudním a bederním, které svým postavením odpovídají umístění v oblasti Th7 a Th12, s umístěním v oblasti L3 nebylo pracováno. K měření byla použita povrchová elektromyografie, ale autoři na základě výsledků nemohou doporučit ani jedno z umístění, protože rozdíly nebyly signifikantní.

Doporučení jednotlivých autorů se liší, i když se shodují, že umístění batohu má vliv na pohybový aparát (Golriz et al., 2010). Je tedy vhodné provést další výzkum.

Pro tuto práci byla vybrána metoda povrchové elektromyografie, protože dovoluje snímání bioelektrických potenciálů z motorických jednotek v blízkosti snímacích senzorů (Krobot a Kolářová, 2011), a tak poskytuje informace o činnosti

celého svalu nebo jeho podstatné části a můžeme tak sledovat míru aktivace svalu při pohybu (Kolář et al., 2009).

3.2. Cíl práce

Cílem této práce je porovnat elektrickou aktivitu u vybraných svalů při chůzi s batohem studentského typu při různém umístění batohu na zádech. Dalším cílem bude stanovit nejvhodnější typ umístění batohu na základě elektrické aktivity vybraných svalů.

3.3. Úkoly práce

1. Provést rešerši dostupných studií na téma nošení batohu u běžné populace. Rešerše bude přednostně zaměřena na typ školního nebo městského batohu, na doporučený váhový limit batohu, na způsob umístění batohu na zádech a na způsob umístění zátěže v batohu.
2. Stanovit hypotézy a cíl práce.
3. Vybrat vhodné svaly pro měření pomocí povrchové elektromyografie.
4. Najít vhodné probandy a zajistit zařízení, materiál a prostory k provedení experimentu.
5. Provedení experimentu – měření hodnot maximální izometrické kontrakce a chůze s batohem při 3 různých typech umístění na zádech.
6. Zpracování EMG signálu a normalizace s využitím maximální izometrické kontrakce svalu.
7. Vyhodnocení a porovnání získaných dat.
8. Diskuze, závěr práce.

3.4. Hypotézy

Hypotéza č. 1: Horní typ umístění batohu bude mít nejvyšší elektrickou aktivitu m. trapezius pars descendens v porovnání s ostatními umístěními.

Hypotéza č. 2: Spodní umístění batohu bude mít nejvyšší elektrickou aktivitu m. erector spinae v porovnání s ostatními umístěními.

Hypotéza č. 3: Nejvhodnějším typem umístění batohu z hlediska elektrické aktivity vybraných svalů bude střední umístění.

4. METODIKA PRÁCE

Tato práce má podobu analyticko-experimentální studie. V první, teoretické části, byla provedena rešerše dostupných zdrojů týkajících se dosavadních výzkumů v oblasti nošení zátěže, zejména nošení batohu na zádech. Je přednostně zaměřena na typ školního nebo městského batohu, na doporučený váhový limit batohu, na způsob umístění batohu na zádech a na způsob umístění zátěže v batohu. V druhé části je popsán průběh experimentu a vyhodnocení výsledků.

4.1. Výběr výzkumného souboru

Experimentu se zúčastnilo celkem 13 osob, z toho 3 muži a 10 žen. Probandi byli ve věku 21 až 26 let, z toho ženy ve věku ve věku 21 až 26 let a muži ve věku 24 až 26let. Cílem bylo vybrat zdravé osoby bez akutních nebo chronických bolestí pohybového aparátu, zvyklé nosit batoh o váze 10% jejich tělesné hmotnosti.

Hmotnost probandů byla zjišťována na digitální váze. Minimální váha byla 55kg a maximální 75,4 kg. Průměrná váha probandů byla 66,5kg.

4.2. Typ batohu a umístění batohu na zádech

Pro experiment byl použit batoh AMIS BD 8418 od firmy Loap. Je to studentský batoh s kapsou na notebook, s nastavitelnými popruhy a postranními stahovacími pásky. Váha batohu byla stanovena na základě váhy probanda a to jako 10% jeho tělesné hmotnosti. Zátěž v batohu představovaly knihy a případně láhev s vodou, podle požadované váhy.



Obr. č.1: Batoh používaný při měření

Umístění batohu na zádech bylo rozděleno na tři typy podle výšky umístění. Pro nejvyšší umístění byl střed batohu umístěn do úrovně výšky Th7 – sedmého hrudního obratle, pro střední umístění to byla výška Th12 – dvanáctého hrudního obratle a pro spodní umístění výška L3 - třetího bederního obratle (Grimmer et al., 2002).



Obr. č.2: Horní umístění batohu, úroveň Th7



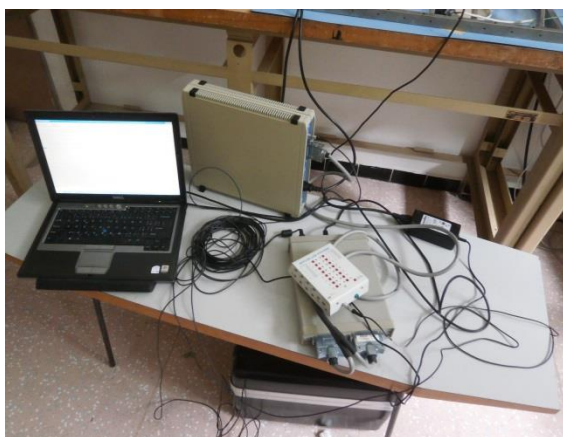
Obr. č.3: Střední umístění batohu, úroveň Th12



Obr. č.4: Spodní umístění batohu, úroveň L3

4.3. Použité metody měření

Pro měření byla zvolena metoda povrchové elektromyografie. Byl použit přístroj společnosti Motion Lab Systems, MA300-28 system se 16 kanály. Použity byly bipolární elektrody se zabudovanou referenční elektrodou.



Obr.č.5: Měřicí přístroj



Obr.č.6: Elektrody

4.4. Výběr svalů pro měření elektrické aktivity pomocí povrchové elektromyografie

Pro snímání svalové aktivity během chůze byly vybrány 3 svaly - m. trapezius pars descendens, m. rectus abdominis a m. erector spinae v bederní části. M. trapezius se ukázal být citlivý na změny v nošení zátěže (Bobet et al., 1984; Hong et al., 2008). Koordinace zádových a břišních svalů souvisí se stabilizací bederní páteře a jejich koaktivace je důležitá pro její ochranu (Goodgold et al., 2003). Elektrická aktivita paravertebrálních svalů byla sledována již v předchozích studiích. Při nesení zátěže na zadní straně těla se sníží aktivita paravertebrálních svalů a více se tyto svaly aktivují, když je zátěž na přední straně těla (Cook and Neumann 1987). Proto další autoři předpokládají, že to musí mít vliv na aktivitu břišních svalů a že při větší zátěži se bude zvyšovat svalová aktivita břišních svalů, aby zátěž vyrovнала (Hong et al., 2008).

4.5. Průběh experimentu

Probandi byli měřeni po dobu několika dní od 9.00 do 18.00 dle jejich časových možností. Doba měření byla i s přípravou okolo 45 minut. Měření probíhalo v budově strojní fakulty ČVUT.

4.5.1. Stanovení váhy batohu

Pro stanovení váhy batohu proběhlo vážení probanda bez obuvi na digitální váze s přesností na jedno desetinné místo. 10% z tělesné hmotnosti probanda se rovnalo váze batohu se zátěží. Zátěž v batohu se skládala z knih a láhve s vodou tak, aby celkově dosahovala požadované hmotnosti.

4.5.2. Aplikace elektrod

Na pokožku odmaštěnou pomocí lihobenzínu byla aplikovány elektrody na předem stanovená místa a byly připevněny pomocí textilní fixační náplasti.

Pro umístění EMG byl zjištěn začátek a úpon svalu a elektroda byla umístěna doprostřed svalového břicha u m. trapezius pars descendes (Hong et al., 2008). Na m. erector spinae byly elektrody umístěny ve výšce obratle L4 2cm od spinózních výběžků (Motmans et al., 2006, Al-Khabbaz et al., 2008). Pro m. rectus abdominis bylo umístění ve výšce předních horních spin 2 cm od středové linie (Motmans et al., 2006, Al-Khabbaz et al., 2008).

Umístění elektrod se v průběhu experimentu neměnilo. Mezi jednotlivými měřeními bylo umístění elektrod kontrolováno, aby bylo zjištěno, zda se elektrody neodlepují, případně byly zajištěny přidáním další textilní pásky.

4.5.3. Měření maximální izometrické kontrakce

Pro normalizaci EMG signálu byla zvolena metoda normalizace k maximální izometrické kontrakci. Pro zjišťování maximální izometrické kontrakce byly využity testovací polohy ze svalového testu (Janda et al., 2004). Doba kontrakce byla 10 sekund (Hong et al., 2008).

Pro zjištění maximální izometrické kontrakce m. trapezius pars descendens seděl proband na židli a na pokyn zvedal maximální silou ramena oproti odporu po dobu 10 sekund. Pro udržení hladiny maximální izometrické kontrakce byly průběžně udělovány povely. Pro m. rectus abdominis byla zvolena poloha vleže na zádech s pokrčenými dolními končetinami a horními končetinami zkříženými na prsou s rukama na ramenou. Odpor byl dáván na ramena proti pohybu trupu do flexe. Pro m. erector spinae byla zvolena poloha vleže na břiše na lehátku s přesahem horní části trupu. Odpor byl dáván nejprve na oblast hrudní páteře a poté thorakolumbálního přechodu. Mezi jednotlivými izometrickými kontrakcemi byla pauza 2 minuty.

4.5.4. Chůze s batohem

Po provedení měření maximálních izometrických kontrakcí byl zahájen vlastní experiment. Chůze s batohem probíhala na magneticky brzděném běžeckém pásu PTM 500 firmy Proteus. Doba chůze byla 5 minut, rychlost byla zvolena probandem, tak aby odpovídala přibližně běžné rychlosti chůze probanda. Chůze probíhala ve venkovní obuvi, ve které proband přišel. Obuv byla spíše sportovního typu, žádný z probandů neměl obuv s podpatky.

Pomocí povrchové elektromyografie byla snímána elektrická aktivity posledních 30 vteřin na konci každého cyklu. Mezi jednotlivými cykly byla doba odpočinku tři minuty. Před začátkem měření proběhla zkouška chůze po běhacím pásu, aby si proband zvykl na tento způsob chůze. Poté proběhly tři měření s batohem.

Umístění středu batohu do výšky obratle Th7 bylo stanoveno podle dolního úhlu lopatek, umístění do výšky obratle Th12 podle výšky spodních žeber a umístění do výšky L3 podle umístění elektrod ve výšce L4.

Po proběhnutí všech tří měření bylo zjišťováno, kterou polohu batohu proband považoval za nejlepší.



Obr.č.9: Průběh měření

4.6. Analýza a zpracování dat

Naměřená data byla zpracována v softwaru EMG Graphing a EMG Analysis od společnosti Motion Labs. Data byla odfiltrována (low pass filter 500Hz, high pass filter 20Hz) vyhlazena a normalizována oproti maximální amplitudě izometrické kontrakce daného svalu. Data byla převedena do programu MS Office Excel a dále byla zjištěna průměrná hodnota na jednotlivý snímací kanál u každého probanda a u každého typu umístění batohu. Následně byla zjištěna průměrná hodnota elektrické aktivity svalu při jednom typu umístění batohu u všech probandů. Výsledné hodnoty byly mezi sebou porovnány.

5. VÝSLEDKY

5.1. Povrchová elektromyografie

Měření proběhlo celkem u 13 probandů, z toho u 3 mužů a 10 žen. Při zpracování výsledků došlo k vyřazení 2 probandů z důvodu chybného naměření maximální izometrické kontrakce m. trapezius pars descendens, která byla zjištěna až v průběhu zpracování výsledků. Zpracována byla tedy data od 11 probandů, z toho 3 mužů a 9 žen.

Tabulka č. 1: Průměrné hodnoty elektrické aktivity vybraných svalů ve všech typech umístění batohu na zádech.

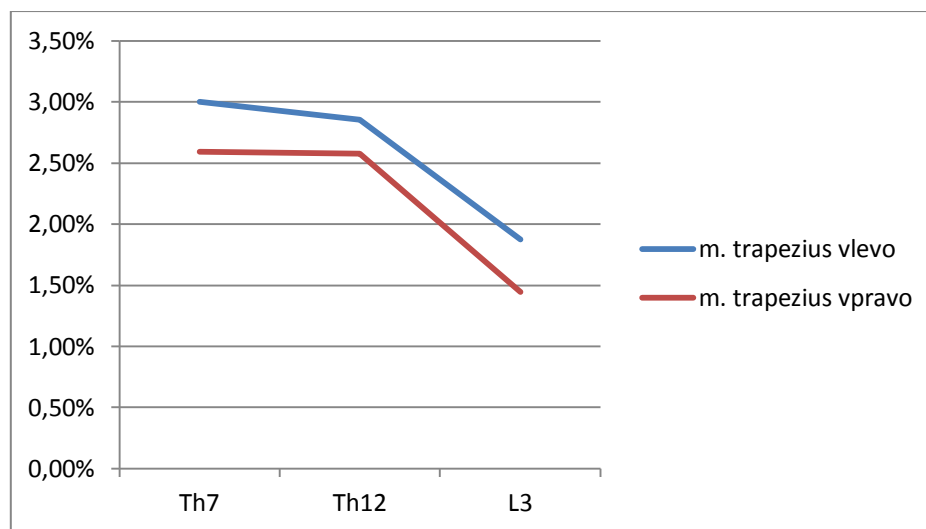
umístění batohu	Th7	Th12	L3
sval			
m. trapezisu pars descendens (levá část)	3,00%	2,86%	1,88%
m. trapezius pars descendens (pravá část)	2,59%	2,58%	1,45%
m. erector spinae (levá část)	8,08%	3,75%	3,36%
m. erector spinae (pravá část)	3,22%	3,96%	4,46%
m. rectus abdominis (levá část)	2,55%	1,94%	1,33%
m. rectus abdominis (pravá část)	1,81%	2,38%	1,85%

Po zpracování naměřených dat bylo získáno celkem 18 hodnot, pro každý sval 3 hodnoty podle typu umístění. V tabulce č.1 jsou tyto hodnoty zaznamenány. Protože tyto hodnot vznikly normalizací vzhledem k maximální izometrické kontrakci daného svalu, jsou vyjádřeny v procentech, tj. vyjadřují kolik procent z maximální izometrické kontrakce svalu bylo využito při chůzi s batohem při určeném typu umístění batohu na zádech.

Naměřené hodnoty ukazují na poměrně malou svalovou aktivitu do 4,46% při chůzi s batohem o zátěži 10% váhy probanda ve všech typech měřených umístění a u všech svalů. Jediná vyšší svalová aktivita se ukázala u levé části m. erector spinae při umístění batohu v oblasti sedmého hrudního obratle, a to 8,08%. Tabulka s průměrnými hodnotami u jednotlivých probandů je obsažena v přílohách.

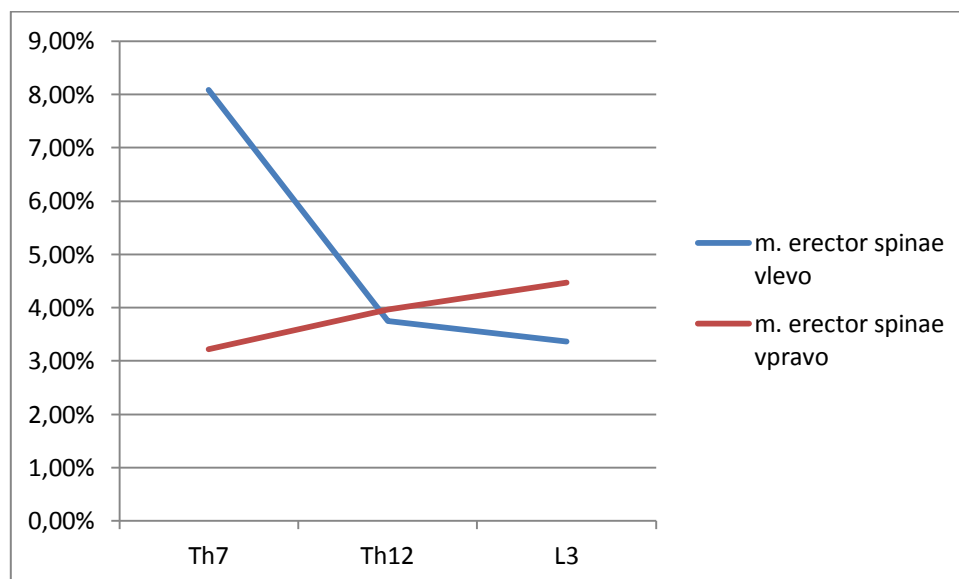
Procentuální aktivita m. trapezius byla nejvyšší u horního umístění batohu, tj. v oblasti sedmého hrudního obratle. S nižším typem umístění batohu procentuální zátěž klesá. Nejnižší naměřené hodnoty u m. trapezius pars descendes jsou u spodního typu umístění, tj. oblast třetího bederního obratle. Tyto hodnoty jsou 1,88% vlevo a 1,45% vpravo. Porovnání naměřených hodnot u m. trapezius je zobrazen v následujícím grafu.

Graf č.1.: Svalová aktivita m. trapezius při jednotlivých typech umístění batohu



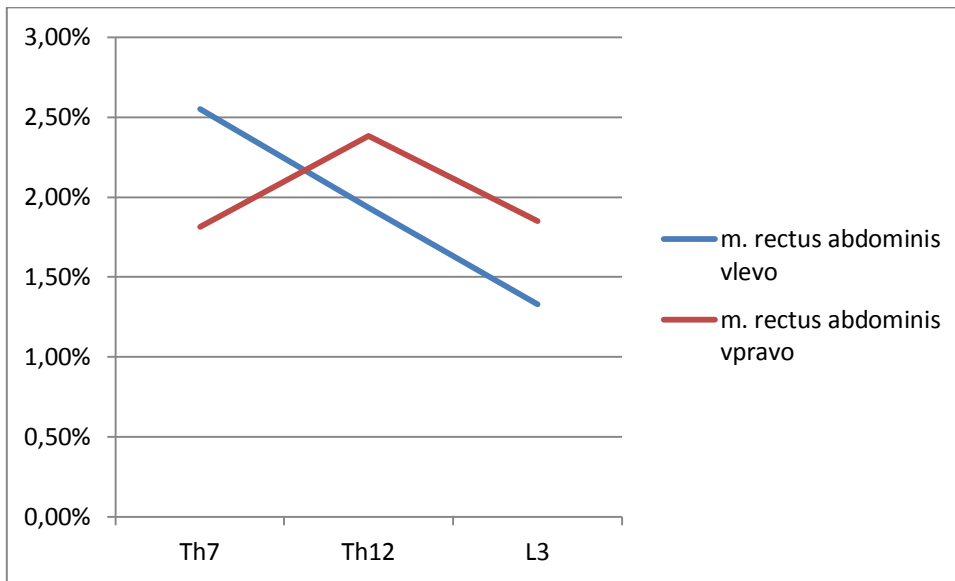
U výsledků elektrické aktivity m. erector spinae nelze říci, ve které poloze dochází k nejnižší aktivitě. Aktivita m. erector spinae je ale obecně vyšší než aktivita m. trapezius pars descendens. Hodnoty naměřené u jednotlivých poloh batohu porovnává následující graf. Elektrická aktivita m. erector spinae ukazuje rozdílné trendy na levé a pravé polovině těla. U levého m. erector spinae byla výrazná svalová aktivita zejména při umístění batohu v oblasti sedmého bederního obratle a v obou dalších typech umístění batohu je tato aktivita nižší. U pravého m. erectoru spinae naopak dochází k vzestupu elektrické aktivity svalu spolu s nižším typem umístění batohu. Tyto změny nejsou tak strmé jako v případě pravé části svalu.

Graf č.2.: Svalová aktivita m. erector spinae při jednotlivých typech umístění batohu



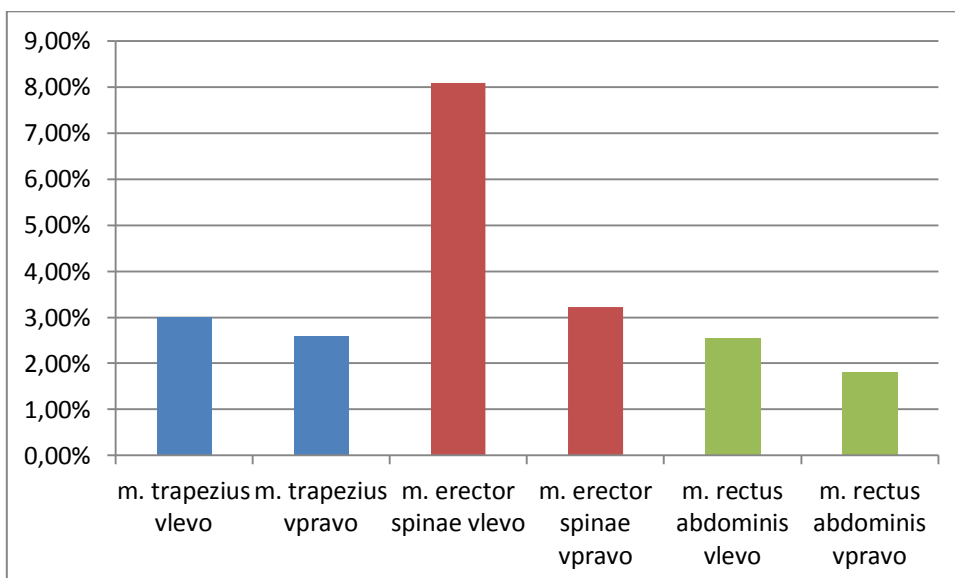
U hodnot elektrické aktivity u m. rectus abdominis nelze opět učinit jednoznačný závěr, ve kterém z typů umístění batohu dochází k nejnižší elektrické aktivitě. Svalová aktivita levé části m. rectus abdominis klesá společně s typem umístění batohu a je tedy nejnižší při nejnižším typu umístění batohu tj. v oblasti třetího bederního obratle. U pravé části m. rectus abdominis je naopak nejnižší svalová aktivita u nejvyššího typu umístění batohu tj. v oblasti sedmého hrudního obratle. Nejvyšší je pak u středního typu umístění batohu tj. v oblasti dvanáctého hrudního obratle.

Graf č. 3: Svalová aktivita m. rectus abdominis při jednotlivých typech umístění batohu



Následující tři grafy ukazují zastoupení svalové aktivity jednotlivých svalů u všech tří typů umístění batohu. Vždy se ukázala svalová aktivita m. erector spinae jako nejvyšší.

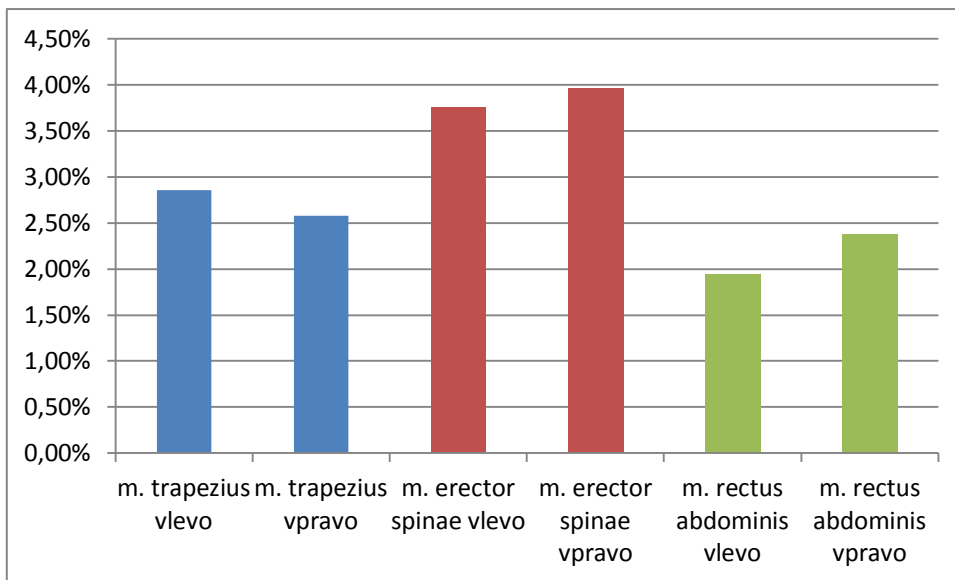
Graf č.4: Svalová aktivita při horním typu umístění batohu (Th7)



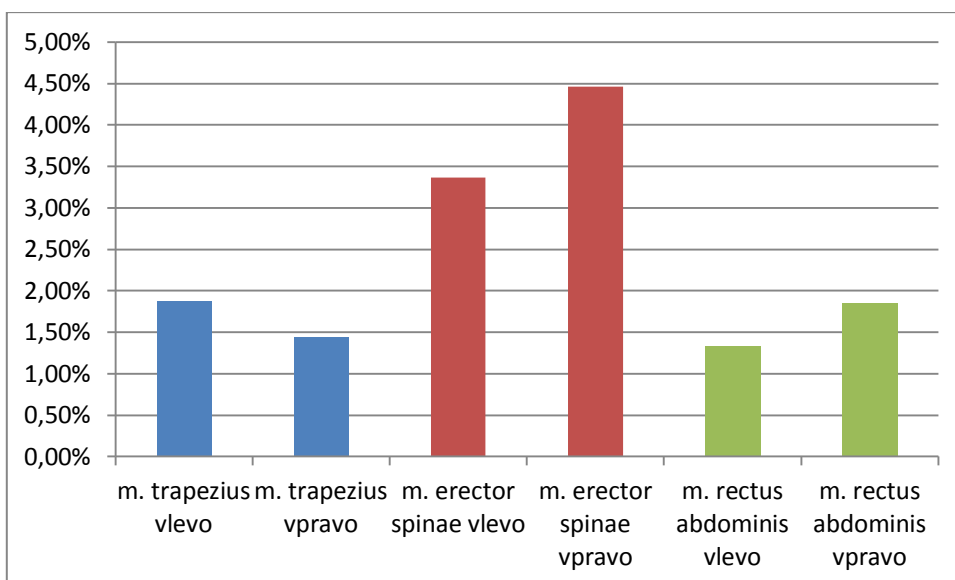
Jako nevyváženější, tj. že v procentuálním zastoupení jednotlivých svalů jsou nejnižší rozdíly, se ukazuje střední typ umístění batohu (oblast dvanáctého hrudního

obratle). U horního typu umístění (oblast sedmého hrudního obratle) je výrazně vyšší svalová aktivita oproti pravé části m. erector spinae i oproti ostatním svalům. Naopak pravá část m. erector spinae se svojí procentuální aktivitou přibližuje procentuální aktivitě ostatních svalů při tomto typu umístění batohu (Th7).

Graf č.5: Svalová aktivita při středním typu umístění batohu (Th12)



Graf č.6: Svalová aktivita při spodním typu umístění batohu (L3)



5.2. Subjektivní hodnocení

Po skončení všech měření byli probandi dotázáni, který typ umístění batohu pro ně byl nejpohodlnější. Odpovědi jsou znázorněny v následující tabulce. Protože 2 probandi byli při zpracování výsledků vyřazeni z důvodu špatného snímání maximální izometrické kontrakce m. trapezius, je jejich subjektivní hodnocení nejpohodlnějšího umístění batohu zahrnuto v čísle v závorce.

Tabulka č. 2: Subjektivní hodnocení umístění batohu na zádech

Typ umístění batohu	Počet probandů
Th7	6
Th12	5 (7)
L3	0

Podle subjektivního hodnocení pozice batohu na zádech jsou nejpohodlnější pozice Th7 a Th12. Nejméně pohodlná byla pozice batohu v oblasti třetího bederního obratle, kterou si nevybral žádný z probandů. Na dotaz, která pozice batohu byla nejpohodlnější, probandi obvykle odpovídali, že by zvolili ještě jinou pozici, a to pozici mezi sedmým a dvanáctým hrudním obratlem, až po dalším dotaze, aby si vybrali jednu z nabízených, zvolili buď spíše Th7 nebo spíše Th12.

6. DISKUZE

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda se liší elektrická aktivita u svalů m. trapezius pars descendens, m. erector spinae a m. rectus abdominis při různých typech umístění batohu se zátěží 10% váhy probanda. Výzkum probíhal na 13 probandech, z toho 3 mužích a 10 ženách ve věku 21 až 26 let. Probandi byli vybíráni mezi studenty vysokých škol, kteří obvykle nosí batoh každý den. Další kritérium pro výběr bylo, aby probandi netrpěli akutními ani chronickými bolestmi pohybového aparátu, protože to by mohlo ovlivnit snímání elektrických potenciálů z vybraných svalů.

Měření probíhalo v časovém rozmezí mezi 9 a 18 hodinou po několik pracovních dní dle časových možností probandů.

Při zpracovávání výsledků bylo zjištěno, že dva probandy je nutno vyřadit z důvodu chybného snímání během měření izometrické kontrakce m. trapezius, a proto byly výsledky zpracovány na základě celkem 11 probandů, z toho 3 mužů a 9 žen.

6.1. Velikost naměřené svalové aktivity

Při zpracování výsledků byla zjištěna svalová aktivita m. trapezius pars descendens v rozmezí 1,45% až 3,00%, svalová aktivita m. erector spinae v rozmezí 3,22% až 8,08% a svalová aktivita m. rectus abdominis v rozmezí 1,33% až 2,55%. U m. trapezius i u m. rectus abdominis byly rozdíly v naměřených hodnotách mezi jednotlivými umístěními batohu do 1,5% svalové aktivity. Větší rozdíl je u m. erector spinae, konkrétně u jeho levé části. Při umístění batohu v oblasti sedmého hrudního obratle byla zjištěna průměrná svalová aktivita u všech probandů 8,08% svalové aktivity. Hodnoty v ostatních typech umístění batohu jsou v rozmezí 3,22% až 4,46%, tj. rozdíly jsou obdobně jako u dvou ostatních svalů. Průměrná hodnota v aktivitě levého m. erector spinae při horním typu umístění je způsobena nejspíše hodnotami u tří probandů, u kterých byla tato svalová aktivita naměřena nad 10%, u jednoho z nich bylo dokonce naměřeno 32,46%. Medián všech hodnot svalové aktivity levého m. erector spinae při horním typu umístění batohu je 4,05%, což se tolik neliší od ostatních průměrných hodnot. Průměrné hodnoty ze všech kanálů u jednotlivých probandů jsou obsaženy v přílohách.

Průměr naměřených hodnot u *m. erector spinae* také odpovídá hodnotám, které zjistili ve své studii Cook a Neumann (1987). Výzkum probíhal na 24 probandech ve věkové skupině 21-36 let. Zjištěná průměrná hodnota elektrických potenciálů *m. erector spinae* při nošení batohu o váze 10 a 20% probanda byla 3,36%. Tato hodnota byla naměřena v úrovni druhého bederního obratle. V této práci byla hodnota elektrické aktivity snímána v oblasti čtvrtého bederního obratle. *M. erector spinae* byl jediným snímaným svalem v práci Cooka a Neumanna, proto není možné výsledky ostatních svalů porovnat. Vyšší svalová aktivita vede ke dřívější únavě a způsobuje vyšší kompresivní síly na páteřní struktury (Cook a Neumann, 1987).

Se snímáním elektrické aktivity pomocí povrchové EMG pracovali i jiní autoři, ale normalizace výsledků neprobíhala obvykle k maximální izometrické kontrakci. Normalizováno bylo např. k nezatíženému stoji (Motmans et al., 2006), k nezatížené chůzi (Bobet a Norman, 1984), případně normalizace neproběhla vůbec (Devroey et al., 2007).

Normalizaci vzhledem k maximální izometrické kontrakci prováděli také Hong et al. (2007). Tato studie probíhala u patnácti 6-letých chlapců, výsledky se tedy nedají odpovědně porovnat se studii prováděnými u dospělých. U těchto dětí byla zjištěna větší aktivita *m. trapezius pars descendens* i *m. rectus abdominis* než v této studii prováděné ve věkové kategorii 21-26 let. Svalová aktivita *m. trapezius pars descendens* při zátěži 10% váhy probanda byla po 5 minutách chůze 44,7% a aktivita *m. rectus abdominis* při stejné zátěži a opět po 5 minutách chůze 36%. Je tedy pravděpodobné, že děti k nošení procentuálně stejné zátěže musí vynaložit více svalové aktivity než dospělé osoby.

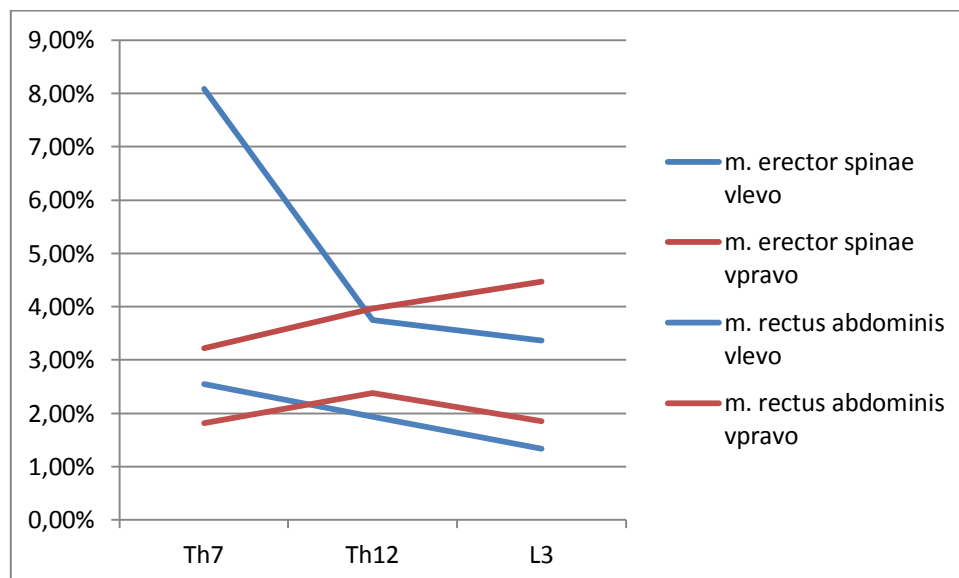
6.2. Asymetrie svalové aktivity

Aktivita *m. trapezius pars descendens* byla ve stranovém porovnání téměř symetrická, největší rozdíl ve svalové aktivitě byl u horního typu umístění batohu a to 0,41%. U *m. erector spinae* a *m. rectus abdominis* byla zjištěna větší asymetrie svalové aktivity mezi levou a pravou částí svalu. U levé části *m. erector spinae* je svalová aktivita nejvyšší při horním typu umístění batohu a nejnižší při spodním typu umístění batohu, naopak pravá část svalu má nejnižší aktivitu při horním typu umístění batohu a nejvyšší při spodním. U *m. rectus abdominis* je situace obdobná. U levé části svalu je

aktivita nejvyšší při horním typu umístění batohu a nejnižší při spodním typu umístění batohu. U pravé části svalu je aktivita nejnižší při horním typu umístění, ale nejvyšší není u spodního typu umístění jako u stejnostranného m. erector spinae, ale ve střední pozici.

Následující graf ukazuje porovnání svalové aktivity u m. erector spinae a m. rectus abdominis. Levostranné části svalů jsou znázorněny modrou barvou a pravostranné části svalů barvou červenou. Nejmenší asymetrie mezi levými a pravými částmi u obou svalů jsou tedy při umístění batohu v oblasti T12.

Graf č.7: Porovnání asymetrické svalové aktivity u m. rectus abdominis a m. erector spinae.



Svalovou asymetrii uvádějí ve své studii i Motmans et al. (2007). Elektrody byly umístěny na svalech na stejných pozicích jako v této práci, i když výzkum probíhal pouze ve stoji. Batoh byl umístěn na zádech a popruhy byly nastaveny probandem podle pohodlí. Motmans et al. uvádí výrazně vyšší svalovou aktivitu pravé části m. rectus abdominis oproti levé části. Normalizace v jejich studii probíhala vzhledem ke klidovému stoji bez zatížení a proto aktivitu pravé části m. rectus abdominis uvádějí jako 199%, u levé části je to 154%. Asymetrii našli také u m. erector spinae a to 72% pro pravou část a 77% pro levou část. Bohužel nelze více výsledky této studie porovnat s výsledky této diplomové práce, protože podmínky výzkumu se značně lišily.

Asymetrická svalová aktivita může ukazovat na selhání trupové stabilizace a může vést k rozvoji bolestí zad. Vybrané svaly (m. rectus abdominis a m. erector spinae) kontrolují hrubé pohyby trupu a zajišťují celkovou stabilitu trupu (Motmans et al., 2007).

Jiné výsledky měli Devroey et al. (2007). Byla také snímána oboustranná aktivita u vybraných svalů m. rectus abdominis i m. erector spinae (na úrovni obratle L1), ale žádné výrazné stranové rozdíly nalezeny nebyly. V dalších studiích využívajících povrchovou elektromyografii (Cook a Neumann, 1984; Bobet a Norman, 1984; Hong et al., 2008) byla snímána pouze jedna strana těla, protože autoři předpokládali, že svalová aktivita svalů je symetrická, a není proto možné provést srovnání.

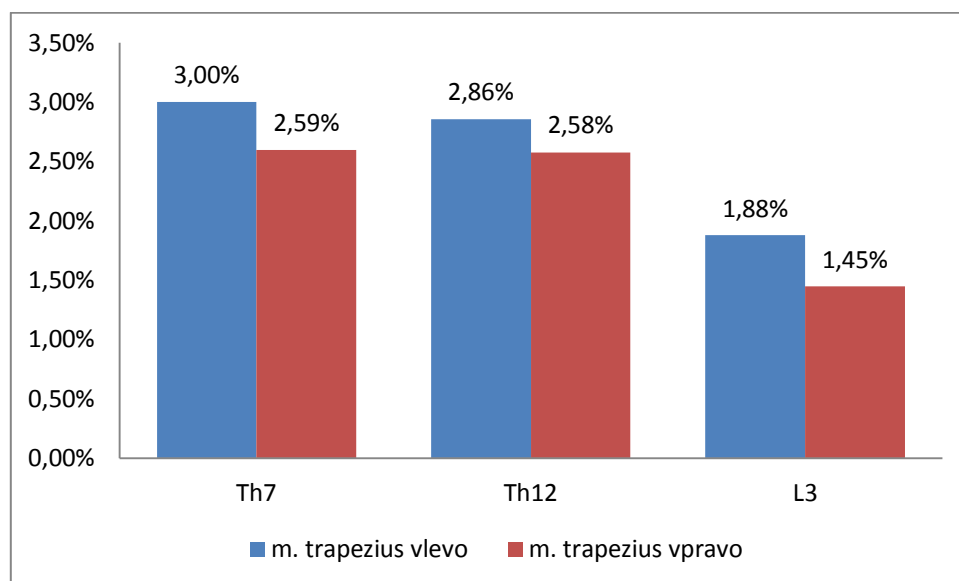
6.3. Diskuze k hypotézám

6.3.1. Hypotéza č. 1

Hypotéza č. 1: Horní umístění batohu bude mít nejvyšší elektrickou aktivitu m. trapezius pars descendens v porovnání s ostatními umístěními.

Tato hypotéza se potvrdila, i když rozdíly mezi průměrnými hodnotami nejsou výrazné. Hodnoty ukazuje následující graf.

Graf. č. 8: Svalová aktivita m. trapezius pars descendens – porovnání



Na m. trapezius pars descendens byly naměřeny nejvyšší hodnoty při horním typu umístění batohu, tj. oblast Th7 a tyto hodnoty klesaly s typem umístění batohu. Toto srovnání lze provádět pouze mezi všemi levostrannými a všemi pravostrannými částmi svalu, protože levá část svalu vykazovala vždy větší svalovou aktivitu než část pravá. Levá část m. trapezius ve středním typu umístění také vykazuje vyšší svalovou aktivitu než pravá část m. trapezius při horním typu umístění.

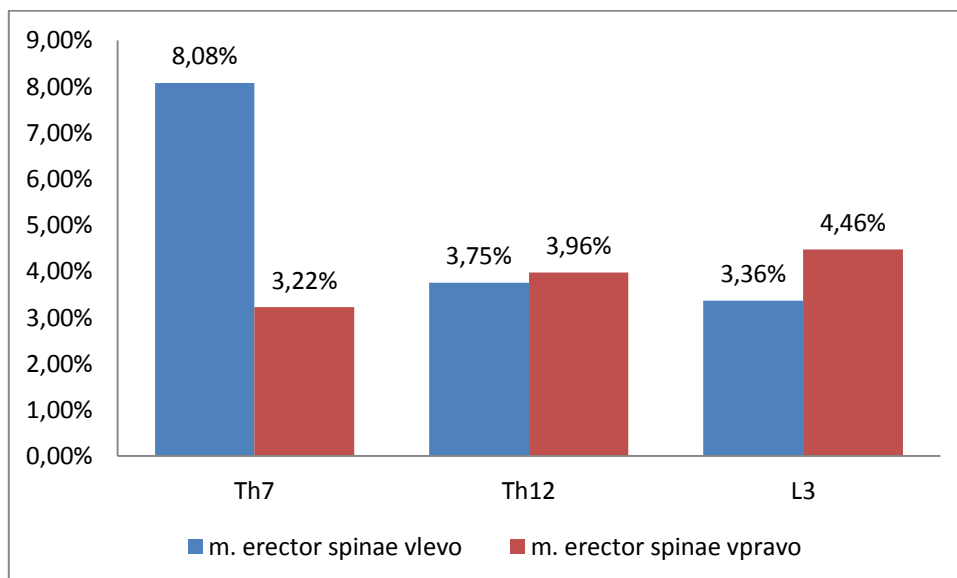
Rozdíly mezi naměřenou svalovou aktivitou byly 0,14% a 0,01% mezi horním a středním typem umístění. Tento rozdíl je téměř zanedbatelný. Mezi horním a spodním umístěním batohu byl rozdíl mezi naměřenou svalovou aktivitou 1,12% a 1,44%. Mezi středním a spodním typem umístění batohu byl rozdíl 0,98% a 1,13%.

6.3.2. Hypotéza č.2

Hypotéza č. 2: Spodní umístění batohu bude mít nejvyšší elektrickou aktivitu m. erector spinae v porovnání s ostatními umístěními.

Tato hypotéza se nepotvrdila. Naměřené hodnoty se liší stranově a jsou asymetrické. Hodnoty ukazuje následující graf.

Graf č.19: Svalová aktivita m. erector spinae - porovnání



U pravostranného m. erector spinae byla zjištěna nejvyšší svalová aktivita u spodního umístění batohu (L3) a nejnižší svalová aktivita u horního typu umístění batohu (Th7). U levostranné části svalu je situace zcela opačná. Nejvyšší průměrná svalová aktivita byla zjištěna u horního typu umístění (Th7) a výrazně se liší od ostatních hodnot. Nejnižší svalová aktivita byla naopak naměřena při dolním typu umístění batohu (L3). Tato hypotéza se tedy potvrdila pouze u pravostranných částí svalu m. erector spinae, nikoliv u levostranných.

6.3.3. Hypotéza č. 3

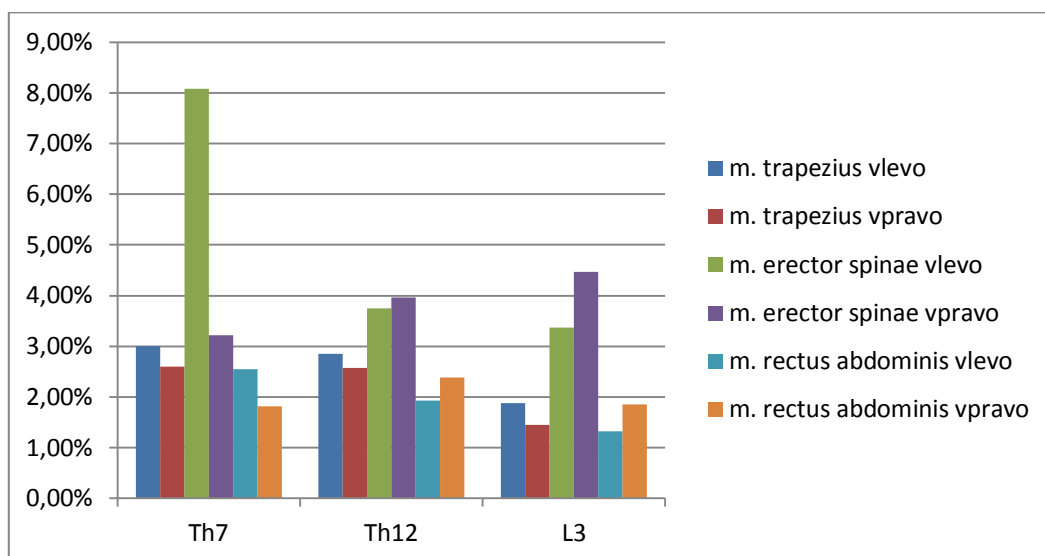
Hypotéza č. 3: Nejvhodnějším typem umístění batohu z hlediska elektrické aktivity vybraných svalů bude střední umístění.

Naměřené hodnoty svalové aktivity ve středním typu umístění batohu (Th12) ukazují nejmenší výkyvy v procentuálním zatížení jednotlivých svalů a proto se dá říci, že tak dochází k nejlepšímu rozložení zátěže na batohu mezi tři vybrané svaly. Střední typ umístění batohu nevykazuje převažující svalovou aktivitu některého ze svalů oproti ostatním.

Dalším důvodem pro zvolení středního typu umístění batohu jako nejvhodnějšího je porovnání svalové aktivity m. erector spinae a m. rectus abdominis z hlediska stranové symetrie. U tohoto typu umístění batohu je aktivita těchto svalů s nejmenším stranovým rozdílem 0,21%. U horního typu umístění batohu je tento rozdíl 4,86% a u spodního typu umístění batohu 1,10%.

Spodní typ umístění batohu vykazuje nejnižší svalovou aktivitu m. trapezius pars descendens. Aktivita m. trapezius může mít souvislost vzhledem k riziku bolestí krční páteře a z tohoto úhlu pohledu by se mohlo zdát spodní umístění batohu jako nejvhodnější. U tohoto umístění je ale také větší rozdíl mezi průměrnými hodnotami svalové aktivity u m. erector spinae a u stejnostranného m. rectus abdominis. Mezi levostrannými částmi svalů je při středním typu umístění batohu rozdíl 1,82%, u spodního typu umístění batohu je tento rozdíl 2,03%. U pravostranných částí svalu je při středním typu umístění batohu rozdíl 1,58%, u spodního typu umístění batohu je to 2,11%. Nedostatek kokontrakce mezi břišními a zádovými svaly je důležitý znak toho, že zátěž je nesena pasivně, což zvyšuje riziko poškození těchto tkání (Devroey et al., 2007).

Graf č.10: Souhrn svalové aktivity ve všech typech umístění batohu



6.4. Diskuze k možnosti zkreslení výsledků

V průběhu měření a vyhodnocení výsledků se mohly vyskytnout některé okolnosti, které by mohly vést ke zkreslení výsledků dat nebo k jejich ovlivnění. Patří mezi ně:

- malý počet osob ve sledované skupině
- změna stereotypu chůze na běžeckém pásu oproti normální chůzi
- probandi měli jeden typ batohu – tento typ batohu nemusel vyhovovat osobním preferencím všem probandům
- změna stereotypu chůze z důvodu nalepení elektrod
- chybné nalepení snímacích elektrod
- posun a pohyb snímacích elektrod pod batohem způsobený pohybem při chůzi
- změny snímání elektrod v důsledku potivosti kůže
- chyba ve vážení probanda nebo batohu
- chyba při měření izometrické kontrakce

7. ZÁVĚR

Nošení batohu je běžné ve všech věkových kategoriích. Je vhodný pro přepravu zátěže a předmětů a je vhodnější než např. kabelka, taška přes rameno nebo kufřík, protože ty dovolují pouze jednostrannou zátěž. Batoh dovoluje symetrickou zátěž a zároveň dovoluje přenést i velké množství váhy.

Batoh je nejvíce používán u dětí školního věku a u studentů. Zvláště ti přepravují každý den množství knih a předmětů váha jejich batohu pak může dosáhnout až 10 nebo 20% jejich tělesné hmotnosti. Proto se mnoho výzkumů zaměřilo na stanovení váhového limitu batohů u školních dětí, protože příliš těžký batoh může mít nežádoucí vliv na vývoj pohybového aparátu u dětí a bolesti zad.

Nošením batohů se zabývalo již mnoho výzkumů. Předmětem zkoumání byla například maximální váha batohu, použití bederního pásu, šířka popruhů, umístění zátěže v rámci batohu a design batohu. Dále bylo zjišťováno, co všechno nošení batohu ovlivňuje – např. respirační funkce, vliv na tepovou frekvenci, svalovou aktivitu, nebo vliv na postavení jednotlivých segmentů těla. Přesto, že výsledky studií ukazují, že nošení batohu s bederním pásem je výhodnější z hlediska svalové aktivity, většina batohů školního nebo městského typu bederní pás buď nemají, nebo není uživatelem používán, a proto je vhodné pokračovat ve výzkumech s batohy bez bederních pásů.

Tato práce ukazuje, že i umístění batohu na zádech, tj. nastavení délky popruhů, má vliv na svalovou aktivitu a na komfort uživatele. Výzkum probíhal ve věkové kategorii 21-26 let, u vysokoškolských studentů. Batoh městského typu obsahoval zátěž rovnající se 10% váhy probanda a byl umístěn ve třech různých polohách na zádech podle délky popruhů. Při horním typu umístění bylo centrum batohu v úrovni sedmého hrudního obratle (Th7), při středním typu umístění v úrovni dvanáctého hrudního obratle (Th12) a při spodním typu umístění batohu v úrovni třetího bederního obratle (L3). Snímány byly svaly m. trapezius pars descendens, m. erector spinae a m. rectus abdominis. Měření probíhalo během chůze a to pod dobu 30 vteřin po 5 minutách chůze. Rychlost chůze byla zvolena probandem. Normalizace výsledků byla vzhledem k maximální izometrické kontrakci.

Závěry práce nemohou být úplně jednoznačné, protože výzkum probíhal pouze na skupině 11 osob a při měření nebyly zjištěny velké rozdíly při jednotlivých typech umístění batohu. Podle zjištěných výsledků se dá říci, že nejvhodnějším typem umístění

batohu je umístění ve střední části, tj. oblast dvanáctého hrudního obratle. Tento typ umístění byl vybrán z toho důvodu, že ukazuje nejrovnoměrnější svalovou aktivitu vybraných svalů a také dochází k nejsymetričtější zátěži na svalech m. erector spinae a m. rectus abdominis. Podle subjektivního hodnocení probandů bylo také toto umístění preferováno spolu s horním typem umístění batohu (úroveň sedmého hrudního obratle). V případě horního typu umístění batohu byla zjištěna nejvyšší svalová aktivita m. trapezius a také nejvyšší svalová aktivita levé části m. erector spinae a z toho důvod je jako nejvhodnější doporučeno střední umístění batohu.

Vzhledem k tomu, že tato práce probíhala pouze u 11 probandů a výsledky neukazují v naměřených hodnotách příliš velké rozdíly, není možné na základě těchto výsledků udělat jednoznačné závěry. Bylo by vhodné provést výzkum na větším množství probandů, aby bylo možné jednoznačně určit nejvhodnější typu umístění batohu.

Zdroje

ABE, D., S. MURAKI a A. YASUKOUCHI. Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. *Applied Ergonomics*. 2008, roč. 39, č. 3, s. 392-398. DOI: 10.1016/j.apergo.2007.07.001.

ABRAHAMAS, S., T. J. ELLAPEN, H. J. VAN HEERDEN a R. VANKER. The impact of habitual school bag carriage on the health of pubescent scholars. *African Journal for Physical, Health Education, Recreation & Dance*. 2011, roč. 17, č. 4, s. 762-771.

AL-KHABBAZ, Y.S.S.M., T. SHIMADA a M. HASEGAWA. The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait & Posture*. 2008, roč. 28, č. 2, s. 297-302.

BAUER, D.H. a A. FREIVALDS. Backpack load limit recommendation for middle school students based on physiological and psychophysical measurements. *Work*. 2009, roč. 32, č. 3, s. 339-350. DOI: 10.3233/WOR-2009-0832.

BOBET J. a R.W. NORMAN. Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1984, roč. 53, č. 1, s. 71-75.

BRACKLEY, H.M., J.M. STEVENSON a J.C. SELINGER. Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children. *Work*. 2009, roč. 32, č. 3, s. 351-360. DOI: 10.3233/WOR-2009-0833.

BYGRAVE S., S.J. LEGG, S. MYERS a M. LLEWELLYN. Effect of backpack fit on lung function. *Ergonomics*. 2004, roč. 47, č. 3, s. 324-329.

CONKIN DALE, J. School backpacks: preventing injuries. *Journal of pediatric health care : official publication of National Association of Pediatric Nurse Associates & Practitioners*. 2005, roč. 18, č. 5, s. 264-266.

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

DANESHMANDI, H., F. RAHMANI-NIA a S. H. HOSSEINI. Effect of carrying school backpacks on cardio-respiratory changes in adolescent students. *Sport Sciences for Health*. 2008, roč. 4, č.1-2, s. 7-14.

- DANESHMANDI, H., F. RAHMANI-NIA a S. H. HOSSEINI. Influence of backpack carriage on physiological function of school students. *International Journal of Fitness*. 2011, roč. 7, č. 1, s. 59-67.
- DEVROEY, C., I. JONKERS, A. DE BECKER, G. LENAERTS a A. SPAEPEN. Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics*. 2007, roč. 50, č. 5, s. 728-742. DOI: 10.1080/00140130701194850.
- DOMINELLI, P., A. SHEEL a G. FOSTER. Effect of carrying a weighted backpack on lung mechanics during treadmill walking in healthy men. *European Journal of Applied Physiology*. 2012, roč. 112, č. 6, s. 2001-2012.
- FEINGOLD, A.J. a K. JACOBS. The effect of education on backpack wearing and posture in a middle school population. *Work*. 2002, roč. 18, č. 3, s. 287-294.
- FILAIRE M., J.J. VACHERON, G. VANNEUVILLE, G. POUMARAT, J.M. GARCIER, Y. HAROUNA, M. GUILLOT, S. TERVER, H. TOUMI a C. THIERRY. Influence of the mode of load carriage on the static posture of the pelvic girdle and the thoracic and lumbar spine in vivo. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2001, roč. 23, č. 1, s. 27-31.
- FOISSAC M., G.Y. MILLET, A. GEYSSANT, P. FREYCHAT a A. BELLI. Characterization of the mechanical properties of backpacks and their influence on the energetics of walking. *Journal of Biomechanics*. 2009, roč. 42, č. 2, s. 125-130.
- GOH J.H., A. THAMBYAH a K. BOSE. Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clinical Biomechanics*. 1998, roč. 13, č. 1, s. 26-31. ISSN 0268-0033, [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00071-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00071-5).
- GOLRIZ, S. a B. WALKER. Can load carriage system weight, design and placement affect pain and discomfort? A systematic review. *Journal of Back & Musculoskeletal Rehabilitation*. 2011, roč. 24, č. 1, s. 1-16.
- GOLRIZ, S. a B. WALKER. Backpacks. Several factors likely to influence design and usage: A systematic literature review. *Work*. 2012, roč. 42, č. 4, s. 519-531.
- GOODGOLD, S.A. a D. NIELSEN. Effectiveness of a school-based backpack health promotion program: Backpack Intelligence. *Work*. 2003, roč. 21, č. 2, s. 113-123.

- GRIMMER, K. a M. WILLIAMS. Gender-age environmental associates of adolescent low back pain. *Applied Ergonomics*. 2000, roč. 31, č. 4, s. 343-360. DOI: 10.1016/S0003-6870(00)00002-8.
- GRIMMER, K., B. DANSIE, S. MILANESE, U. PIRUNSAN a P. TROTT. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2002, roč. 3, č. 3, s. 10-19.
- HASELGROVE, C., L. STRAKER, A. SMITH, P. O'SULLIVAN, M. PERRY a N. SLOAN. Perceived school bag load, duration of carriage, and method of transport to school are associated with spinal pain in adolescents: an observational study. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2008, roč. 54, č. 3, s. 193-200.
- HEUSCHER, Z., D.P. GILKEY, J.L. PEEL a C.A. KENNEDY. The association of self-reported backpack use and backpack weight with low back pain among college students. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2010, roč. 33, č. 6, s. 432-437.
- HONG, Y. a CH. CHEUNG. Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait & Posture*. 2003, roč. 17, č. 1, s. 28-33.
- HONG, Y., J. LI a D.T. FONG. Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscles activity and fatigue in children. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008, roč. 18, č. 6, s. 990-996.
- CHANSIRINUKOR W., D. WILSON, K. GRIMMER, B. DANSIE. Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2001, roč. 47, č. 2, s. 110-116. ISSN 0004-9514, [http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60302-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60302-0).
- CHEUNG, C.H., S.T. SHUM, S.F. TANG, P.C. YAU a T.T.W. CHIU. The correlation between craniovertebral angle, backpack weights, and disability due to neck pain in adolescents. *Journal of Back & Musculoskeletal Rehabilitation*. 2010, roč. 23, č. 3, s. 129-136.
- CHOW, D.H.K., J.M.L. TING, M.H. POPE a A. LAI. Effects of backpack load placement on pulmonary capacities of normal school children during upright stance. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2009, roč. 39, č. 5, s. 703-707. DOI: 10.1016/j.ergon.2009.03.002.
- JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. 1.vyd. Praha: Grada, 2004. 325 s. ISBN 80-247-0722-5.

KABÁTOVÁ, H., M. KOPECKÝ, D. STRNISKOVÁ a J. TOMANOVÁ. Těžké školní aktovky jako další možný faktor ovlivňující výskyt vadného držení těla. *Hygiena*. 2012, roč. 57, č. 3. s. 89-93.

KIM, S.H., T.B. NEUSCHWANDER, B.R. MACIAS, L. BACHMAN a A.R. HARGENS. Upper extremity hemodynamics and sensation with backpack loads. *Applied Ergonomics*. 2014, roč. 45, č. 3, s. 608-612. DOI: 10.1016/j.apergo.2013.08.005.

KIM, M.H. a W.G. YOO. Effect of the spacing of backpack shoulder straps on cervical muscle activity, acromion and scapular position, and upper trapezius pain. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013, roč. 25, č. 6, s. 685-686.

KISTNER, F., I. FIEBERT a K. ROACH. Effect of backpack load carriage on cervical posture in primary schoolchildren. *Work: Journal of Prevention, Assessment & Rehabilitation*. 2012, roč. 41, č. 1, s. 99-108.

KNAPIK, J., E. HARMAN a K. REYNOLDS. Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Applied Ergonomics*. 1996, roč. 27, č. 3, s. 207-16.

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

KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 82 s. ISBN 978-802-4427-621.

LAFIANDRA, M. a E. HARMAN. The distribution of forces between the upper and lower back during load carriage. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, roč. 36, č. 3, s. 460-467.

LAI, J.P., A.Y. JONES. The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children. *Early Human Development*. 2001, roč. 62, č. 1, s. 79-86.

LEE, M.R., W.G. YOO, D.H. AN, M.H. KIM a J.S. OH. The effect of backpack loads on FRR (flexion-relaxation ratio) in the cervical spine. *Journal of Physical Therapy Science*. 2011, roč. 23, č. 4, s. 599-601.

- MACKIE, H.W., S.J. LEGG, J. BEADLE a D. HEDDERLEY. Comparison of four different backpacks intended for school use. *Applied Ergonomics*. 2003, roč. 34, č. 3, s. 257-264. DOI: 10.1016/S0003-6870(03)00034-6.
- MACKIE, H.W., J.M. STEVENSON, S.A. REID a S.J. LEGG. The effect of simulated school load carriage configurations on shoulder strap tension forces and shoulder interface pressure. *Applied Ergonomics*. 2005, roč. 36, č. 2, s. 199-206. DOI: 10.1016/j.apergo.2004.10.007.
- MOORE, M.J., G.L. WHITE a D.L. MOORE. Association of relative backpack weight with reported pain, pain sites, medical utilization and lost school time in children and adolescents. *Journal of School Health*. 2007, roč. 77, č. 5, s. 232-239.
- MOTMANS R.R.E.E., S. TOMLOW a D. VISSERS. Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags. *Ergonomics*. 2006, roč. 49, č. 2, s. 127-138.
- NEGRINI, S., R. CARABALONA a P. SIBILLA. Backpack as a daily load for schoolchildren. *Lancet*. 1999, roč. 354, č. 9194, s. 1974-1974.
- NEUSCHWANDER T.B., J. CUTRONE a B.R. MACIAS. The effect of backpacks on the lumbar spine in children: a standing magnetic resonance imaging study. *Advances in Orthopaedics*. 2010, roč. 2, č. 2, s. 67-67.
- POLITTI, F., T. DE OLIVEIRA GONZALEZ, C.A. FIDELIS DE PAULA GOMES, Y. EL HAGE, A.P. AMARAL, C.F. AMORIM a D.A. BIASOTTO-GONZALEZ. Effect of the usual weight of a backpack on body sway during quiet standing. *Journal of Physical Therapy Science*. 2012, roč. 24, č. 11, s. 1079-1082.
- PUCKREE, T., S.P. SILAL a J. LIN. School bag carriage and pain in school children. *Disability and Rehabilitation: An International, Multidisciplinary Journal*. 2004, roč. 26, č. 1, s. 54-59. DOI: 10.1080/09638280310001616376.
- RAMADAN, M.Z. a A.M. AL-SHAYEA. A modified backpack design for male schoolchildren. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2013, roč. 43, č. 5, s. 462-471. DOI: 10.1016/j.ergon.2013.03.002.
- REN, L., R.K. JONES a D. HOWARD. Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking. *Journal of Biomechanics*. 2005, roč. 38, č. 4, s. 853-863.

- RENEMAN, M.F., B.J.J. POELS, J.H.B. GEERTZEN a P.U. DIJKSTRA. Back pain and backpacks in children: Biomedical or biopsychosocial model?. *Disability & Rehabilitation*. 2006, roč. 28, č. 20, s. 1293-1297.
- SCHWEBEL, D.C., D.D. PITTS a D. STAVRINOS. The influence of carrying a backpack on college student pedestrian safety. *Accident Analysis & Prevention*. 2009, roč. 41, č. 2, s. 352-356. DOI: 10.1016/j.aap.2009.01.002.
- SHARPE, S.R., K.G. HOLT, E. SALTZMAN a R.C. WAGENAAR. Effects of a hip belt on transverse plane trunk coordination and stability during load carriage. *Journal of Biomechanics*. 2008, roč. 41, č. 5, s. 968-976.
- SIMPSON, K.M., B.J. MUNRO a J.R. STEELE. Does load position affect gait and subjective responses of females during load carriage?. *Applied Ergonomics*. 2012, roč. 43, č. 3, s. 479-485. DOI: 10.1016/j.apergo.2011.07.005.
- SINGH, T. a M. KOH. Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait & Posture*. 2009a, roč. 29, č. 1, s. 49-53.
- SINGH, T. a M. KOH. Lower limb dynamics change for children while walking with backpack loads to modulate shock transmission to the head. *Journal of Biomechanics*. 2009b, roč. 42, č. 6, s. 736-742.
- SMITH, B., K.M. ASHTON, D. BOHL, R.C. CLARK, J. METHENY a S. KLASSEN. Influence of carrying a backpack on pelvic tilt, rotation, and obliquity in female college students. *Gait & Posture*. 2006, roč. 23, č. 3, s. 263-267.
- STUEMPFLE, K.J., D.G. DRURY a A.L. WILSON. Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack. *Ergonomics*. 2004, roč. 47, č. 7, s. 784-789.
- SOUTHARD, S.A. a G.A. MIRKA. An evaluation of backpack harness systems in non-neutral torso postures. *Applied Ergonomics*. 2007, roč. 38, č. 5, s. 541-547. DOI: 10.1016/j.apergo.2006.08.007.
- TALBOTT, N.R., A. BHATTACHARYA, K.G. DAVIS, R. SHUKLAB a L. LEVIN. School backpacks: It's more than just a weight problem. *Work*. 2009, roč. 34, č. 4, s. 481-494. DOI: 10.3233/WOR-2009-0949.

YIP, C.H.T., T.T.W. CHIU a A.T.K. POON. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual Therapy*. 2008, roč. 13, č. 2, s. 148-154.

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

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

ZULTOWSKI, I. a A. ARUIN. Carrying loads and postural sway in standing: The effect of load placement and magnitude. *Work*. 2008, roč. 30, č. 4, s. 359-368.

Seznam příloh

Příloha č.1: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha č.2: Informovaný souhlas

Příloha č.3: Souhrn výsledků u jednotlivých probandů při horním typu umístění batohu

Příloha č.4: Souhrn výsledků u jednotlivých probandů při středním typu umístění batohu

Příloha č.5: Souhrn výsledků u jednotlivých probandů při spodním typu umístění batohu

Příloha č.1: Žádost o vyjádření etické komise FTVS UK

Příloha č.2: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas pro výzkumnou část diplomové práce

Název práce: Změny elektrické aktivity vybraných svalů při různém nastavení popruhů školního batohu

Tento výzkum je prováděn v rámci diplomové práce na FTVS UK. Cílem je zjistit svalovou aktivitu u vybraných svalů při různém nastavení popruhů batohu.

Svalová aktivita bude měřena v oblasti šíje, břicha a bederní páteře pomocí povrchové elektromyografie. Elektrody budou na určená místa připojena pomocí lepící pásky. Tato metoda je neinvazivní a zcela bezbolestná. Měření bude probíhat během stoje a chůze s batohem, který bude obsahovat zátěž odpovídající 10% váhy testované osoby.

Pro výzkum jsou zvoleny 3 délky popruhů batohu, proto proběhnou celkem 3 měření ve stoje a 3 měření během chůze na chodícím pásu, která bude trvat 5 minut. Celkové měření včetně přípravy bude trvat cca 60 minut.

Příloha č.3: Souhrn výsledků u jednotlivých probandů při horním typu umístění batohu

Th7	m. trapezius		m. erector spinae		m. rectus abdominis	
	vlevo	vpravo	vlevo	vpravo	vlevo	Vpravo
proband č. 1	17,67%	2,88%	11,42%	1,93%	0,49%	0,48%
proband č. 2	2,18%	0,77%	1,42%	1,31%	2,00%	0,55%
proband č. 3	0,37%	0,56%	15,97%	2,12%	0,86%	1,90%
proband č. 4	2,18%	0,78%	7,91%	0,84%	0,87%	2,25%
proband č. 5	1,54%	1,34%	32,46%	9,63%	12,83%	3,26%
proband č. 6	0,71%	3,88%	3,49%	2,37%	0,43%	0,37%
proband č. 7	3,02%	2,48%	2,92%	2,36%	4,51%	4,17%
proband č. 8	0,97%	1,19%	2,07%	2,16%	3,29%	0,36%
proband č. 9	2,75%	6,74%	4,05%	6,84%	1,00%	0,54%
proband č. 10	0,81%	2,82%	6,16%	4,74%	0,95%	0,54%
proband č. 11	0,78%	5,09%	1,02%	1,12%	0,82%	5,52%

Příloha č.4: Souhrn výsledků u jednotlivých probandů při horním typu umístění batohu

Th12	m. trapezius		m. erector spinae		m. rectus abdominis	
	vlevo	vpravo	vlevo	vpravo	vlevo	Vpravo
proband č. 1	11,62%	6,15%	0,98%	11,62%	1,70%	1,35%
proband č. 2	0,85%	0,40%	1,66%	1,58%	3,66%	0,92%
proband č. 3	0,52%	1,02%	10,07%	8,06%	1,00%	2,25%
proband č. 4	2,50%	0,92%	1,95%	1,17%	2,91%	0,45%
proband č. 5	2,67%	1,66%	12,62%	1,16%	6,07%	15,97%
proband č. 6	0,57%	0,60%	1,54%	3,97%	0,44%	0,28%
proband č. 7	1,04%	0,65%	2,85%	1,82%	0,31%	1,07%
proband č. 8	0,54%	1,14%	3,26%	0,56%	1,70%	0,51%
proband č. 9	1,97%	3,38%	0,49%	1,11%	0,95%	0,79%
proband č. 10	1,99%	3,49%	4,26%	5,93%	1,33%	0,96%
proband č. 11	7,16%	8,91%	1,59%	6,64%	1,21%	1,67%

Příloha č.5: Souhrn výsledků u jednotlivých probandů při spodním typu umístění batohu

L3	m. trapezius		m. erector spinae		m. rectus abdominis	
	vlevo	vpravo	vlevo	vpravo	vlevo	Vpravo
proband č. 1	2,45%	1,31%	4,26%	1,68%	0,84%	1,05%
proband č. 2	3,04%	1,76%	3,74%	3,45%	3,17%	0,82%
proband č. 3	0,53%	0,54%	0,88%	2,09%	0,27%	0,30%
proband č. 4	0,21%	2,07%	2,77%	1,18%	3,26%	0,27%
proband č. 5	1,99%	1,46%	6,68%	1,98%	3,44%	14,06%
proband č. 6	0,62%	2,18%	0,43%	2,78%	0,36%	0,10%
proband č. 7	0,93%	1,04%	2,94%	2,21%	0,29%	0,65%
proband č. 8	0,77%	0,21%	2,34%	4,68%	0,90%	0,18%
proband č. 9	3,84%	2,73%	3,72%	21,67%	1,06%	0,91%
proband č. 10	2,68%	1,97%	6,42%	3,83%	0,45%	1,37%
proband č. 11	3,59%	0,63%	2,81%	3,54%	0,59%	0,62%