

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Marie Magdalena Pročková

**EMG aktivita vybraných trupových svalů při lokomoci
v závislosti na
různých typech chůze**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Iveta Lerchová

Olomouc 2014

Anotace

Název práce v ČJ: EMG aktivita vybraných trupových svalů při lokomoci v závislosti na různých typech chůze

Název práce v AJ: EMG activity of selected trunk muscles during locomotion depending on various types of walking

Datum zadání: 2013-01-31

Datum odevzdání: 2014-05-16

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Marie Magdalena Pročková

Vedoucí práce: Mgr. Iveta Lerchová

Oponent práce: MUDr. Bronislava Schusterová

Abstrakt v ČJ: Cílem diplomové práce bylo zhodnotit svalovou aktivitu trupových svalů při chůzi po rovině a mechanickém a elektrickém pásu v náklonu. V teoretické části jsou sumarizovány poznatky o chůzi a jejím řízení, o trupových svalech a jejich aktivitě při chůzi a o vlivu různých podmínek chůze. Ve výzkumu byla u 21 probandů povrchovou elektromyografií měřena aktivita svalů m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis, m. erector spinae na úrovni thorakolumbálního přechodu a m. latissimus dorsi. Vyhodnocována byla aktivita jednotlivých svalů. Ze získaných dat se posuzovalo, zda a jak se tato aktivita mění při chůzi po rovině a na obou pásech a vyhodnocoval se vliv jednotlivých povrchů na trupové svaly.

Abstrakt v AJ: The aim of this thesis was to evaluate the activity of trunk muscles during level gait and gait on inclined mechanical and electrical treadmills. The theoretical part contains information about gait and its control, trunk muscles and their activities during walking and the influence of different walking conditions. The research involved measuring activity in individual trunk muscles of 21 participants by surface electromyography. The muscles that were measured were the m. obliquus

internus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis, m. erector spinae at the thoracolumbar level and m. latissimus dorsi. Data from these measurements were evaluated to determine if and how muscle activity changes while walking on the ground and on the treadmills. The influence of the walking surface on the trunk muscles was also evaluated.

Klíčová slova v ČJ: chůze, trupové svaly, svalová aktivita, mechanický pás, elektrický pás, náklon

Klíčová slova v AJ: gait, trunk muscles, muscle activity, mechanical treadmill, electrical treadmill, inclination

Rozsah: 82 s. včetně příloh (8 s. příloh)

Místo zpracování: Olomouc

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

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Ivety Lerchové a uvedla jsem všechny použité bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 16. května 2014

Podpis:.....

Velice děkuji paní Mgr. Ivetě Lerchové za odborné vedení, podporu, trpělivost a cenné rady při realizaci diplomové práce a paní Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za odbornou pomoc při statistickém zpracování dat. Dále děkuji probandům a všem, kteří mi při realizaci práce poskytli podporu a pomoc.

OBSAH

ÚVOD	8
1 CHŮZE.....	10
1.1 Krokový cyklus.....	11
1.1.1 Stojná fáze	11
1.1.2 Švihová fáze	12
1.2 Řízení chůze.....	14
1.2.1 Centrální generátory pohybu	14
1.2.2 Supraspinální aktivace CGP	15
1.3 Vliv rychlosti na chůzi.....	16
1.3.1 Vliv vyšší rychlosti.....	16
1.3.2 Vliv nižší rychlosti	18
1.4 Vliv náklonu na chůzi	19
2 TRUPOVÉ SVALY	20
2.1 Trupové svaly a chůze	20
2.2 Respirační funkce trupových svalů.....	21
3 EMG	23
3.1 EMG trupových svalů.....	23
4 CHŮZOVÉ TRENAŽERY	27
4.1 Elektrické trenažery	27
4.1.1 Porovnání chůze po elektrických trenažerech a po zemi.....	27
4.2 Mechanické trenažery	29
4.2.1 Mechanický pás Maxerrunner	29
4.2.2 Porovnání chůze po mechanických a elektrických trenažerech	30
5 CÍLE A HYPOTÉZY	32
5.1 Cíl diplomové práce.....	32
5.1.1 Dílčí cíle	32
5.2 Vědecké otázky a hypotézy	32
5.2.1 Vědecká otázka č. 1	32
5.2.2 Vědecká otázka č. 2.....	34

6	METODIKA.....	35
6.1	Charakteristika vyšetřovaného souboru.....	35
6.2	Příprava měření.....	36
6.3	Vlastní měření.....	37
6.4	Zpracování a vyhodnocení záznamu.....	38
6.5	Statistické zpracování dat	39
7	VÝSLEDKY.....	40
7.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	40
7.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	45
8	DISKUZE.....	48
8.1	Trupové svaly a EMG.....	48
8.2	Rychlost chůze.....	51
8.3	Respirační funkce	51
8.4	Diskuze k porovnání svalové aktivity při chůzi po chodbě a mechanickém pásu.....	52
8.5	Diskuze k porovnání svalové aktivity při chůzi po chodbě a elektrickém pásu	54
8.6	Diskuze k porovnání svalové aktivity při chůzi po mechanickém a elektrickém pásu	55
8.7	Limity práce.....	57
8.8	Přínos pro praxi.....	58
	ZÁVĚR.....	60
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	61
	SEZNAM ZKRATEK.....	70
	SEZNAM TABULEK A GRAFŮ	72
	SEZNAM OBRÁZKŮ	73
	SEZNAM PŘÍLOH	74
	PŘÍLOHY.....	75

ÚVOD

Bipedální chůze je pro člověka nejtypičtější způsob lokomoce. Slouží jak k zajištění základních životních potřeb, tak pro komunikaci a práci (Véle, 2006, s. 347). Vzhledem k tomu, že v populaci je všeobecně velice nízká úroveň fyzické aktivity, vedoucí k rozvoji disability a zhoršení funkční kapacity člověka, je důležité začlenit pravidelný pohyb do celkového životního stylu (Hamer et Chida, 2007, p. 238). S větším povědomím o důležitosti pohybové aktivity pro celkové zdraví člověka, stávají se více oblíbenými aktivitami chůze a běh. (Ounpuu, 1994, p. 843). Efektivní by bylo začlenění více pohybu do běžného života. Ne každý si však pro něj dokáže vyhradit čas nebo prostor.

Chůzové trenažery, nebo také běžecké pásy, poskytují podmínky pro nejpřirozenější lokomoci v omezeném prostoru. Obecně se dělí na elektrické a mechanické pásy. Předpokládá se, že jejich odlišné technologické vybavení má jiný dopad na fyziologii lokomoce. Zatím však existuje jen minimum studií věnujících se tomuto tématu (Snyder et al., 2010, p. 1).

Chůze se zúčastní celé tělo, tedy i trupové svaly. Ty jsou podstatné nejen pro chůzi, ale také celkovou posturu. Při vykonávání pohybu se podílí jak na stabilitě segmentů, tak na mobilitě. Trupové svaly hrají také roli při vertebrogenních onemocněních (Anders et al., 2005, pp. 243 - 246). I přes jejich význam není výzkum aktivity trupových svalů běžný.

Z těchto důvodů bylo cílem práce elektromyograficky (dále jen EMG) zhodnotit svalovou aktivitu trupových svalů při chůzi po zemi, mechanickém a elektrickém pásu. K vyhledání publikací pro teoretické podklady byly využity databáze odporných časopisů: EBSCO, Google Scholar, ProQuest, PubMed a Science Direct. Vyhledávací období bylo od 28. 12. 2013 do 12. 5. 2014. Klíčová slova byla: gait, trunk muscles, muscle activity, treadmill, inclination. Z vyhledaných článků bylo použito 52 studií. Všechny studie byly v anglickém jazyce. V práci bylo použito 5 knih, z toho 3 v českém jazyce, a to zejména pro zpracování teoretických podkladů.

Experimentu se zúčastnilo 17 žen a 4 muži. Pomocí povrchové elektromyografie (surface electromyography, dále jen SEMG) jim byla snímána aktivita trupových svalů při chůzi po rovině, mechanickém a elektrickém páse nastavených v náklonu. Hodnotila se míra svalové aktivity a její rozdíly při jednotlivých modalitách chůze.

1 CHŮZE

Chůze je komplexní funkční aktivita a představuje také jeden z nejdůležitějších cílů rehabilitace (Carda et al. in Swinnen et al., 2012, p. 1). Je to typ lokomoce, při němž se prolínají alespoň tři rozdílné úkony. Musí se provést lokomoční pohyby končetin v rámci pohybového stereotypu a tyto pohyby se musí adaptovat zevním podmínkám při konkrétním pohybu v rámci dosažení různých cílů. Navíc se téměř při každém kroku musí přizpůsobovat pozice končetiny v rámci anticipace jejího položení na zem. Dále je třeba, aby projekce těžiště do podložky (anglicky center of gravity, dále jen COG) dopadala do plochy vymezené opěrnou bazí. Pro dosažení všech těchto úkonů se vyvinuly mechanismy, které umožňují reagovat na různé, i neočekávané, situace (Grillner, 1975, pp. 247 - 248). Chůzi jsou ovlivňovány a ovlivňují ji četné faktory. Ty zahrnují například zdravotní stav jedince, úroveň motorické kontroly, svalovou aktivitu, stav muskuloskeletálního systému, senzorické a percepční funkce, výkonnostní úroveň, pohybové návyky, kognitivní stav, motivace a psychický stav a charakteristiku prostředí, ve kterém se jedinec pohybuje (Fritz et Lusardi, 2009, p. 2).

Pro člověka je typická chůze bipedální. Studie chůze se zabývají především její analýzou a modelováním a funkční aktivitou svalů (Anders et al., 2007, p. 246). Při chůzi se tělo obloukem zvedá nad pevnou dolní končetinu obdobně jako obrácené kyvadlo. Kinetická energie první části stojné fáze se transformuje na potenciální energii, která se částečně obnovuje s pohybem těla dopředu a dolů ve druhé polovině stojné fáze (Full et Koditschek in Cappellini et al., 2006, p. 3426).

Chůze vzniká díky komplexu koordinovaných vzorců nervových signálů vyslaných ke svalům, které pohybují klouby, končetinami i ostatními částmi těla. Tento vzorec nervových impulzů produkují „centrální generátory pohybu“ sestávající ze sítě neuronů různých oddílů mozku a spinální míchy. Systém rytmických generátorů míchy je pak, podobně jako u koček, kontrolován neurálním vstupem z vyšších etáží v mozku a zpětnou vazbu získává ze sensorů ve svalech, kloubech a kůži dolních končetin (Duysens et Van de Crommert in Whittle, 2007, p. 30).

Hlavními iniciátory chůze jsou svaly končetin a kyčelní oblasti, pohybu se však účastní celé tělo. Typicky dochází k rotacím trupu a švihu kontralaterálních horních končetin. V průběhu všech těchto komplexních aktivit je zajišťována stabilita a mobilita páteře. Integritu a flexibilitu páteře zajišťují klouby, ligamenta a trupové svalstvo (Anders et al., 2007, pp. 246 - 247).

1.1 Krokový cyklus

Jednotlivé úseky chůze trvající od kontaktu jedné paty s podložkou ke kontaktu druhé paty se nazývají kroky. Dva kroky tvoří krokový cyklus (Véle, 2006, s. 350).

Krokový cyklus je tedy perioda mezi iniciálním kontaktem jedné nohy (prvním kontaktem s podložkou) a následujícím iniciálním kontaktem té samé nohy. Obecně se dělí na stojnou a švihovou fázi, přičemž stojná fáze trvá 60% a švihová fáze 40% krokového cyklu (Ounpuu, 1994, p. 844). Procentuální rozložení krokového cyklu na stojnou a švihovou fázi i jejich periody je patrné na obrázku (viz obrázek 2, s. 13).

Stojná a švihová fáze jsou dále rozděleny na periody, jejichž sekvence umožňuje končetině dosáhnout tří základních úkolů a to přenos zatížení, opora jedné končetiny a přenesení končetiny (Perry, 1992, p. 10).

Terminologií pro popsání krokového cyklu je mnoho. Pro účely této práce bylo vybráno členění dle Jacquelin Perry (viz obrázek 1, s. 13).

1.1.1 Stojná fáze

Tato fáze začíná iniciálním kontaktem a končí odlepením palce. Dle Perry (1992, pp. 11 - 13) se dělí na:

- iniciální kontakt (inicial contact, dále jen IC)
- odvíjení plosky (loading response, dále jen LR)

- střední stoj (midstance, dále jen MS)
- koncový stoj (terminal stance, dále jen TS)
- předšvih (preswing, dále jen PSW).

Stojnou fázi lze také rozdělit podle rozložení kontaktu nohy s podložkou. Začátek a konec stojné fáze zahrnuje periodu bilaterálního kontaktu nohou s podložkou (double stance, dále jen DS). Ve střední části stojné fáze je opora o jednu dolní končetinu (single limb support). Tehdy spočívá váha celého těla na jedné končetině a délka této fáze je tedy dobrým ukazatelem oporné kapacity dolní končetiny (Perry, 1992, pp. 4 - 5).

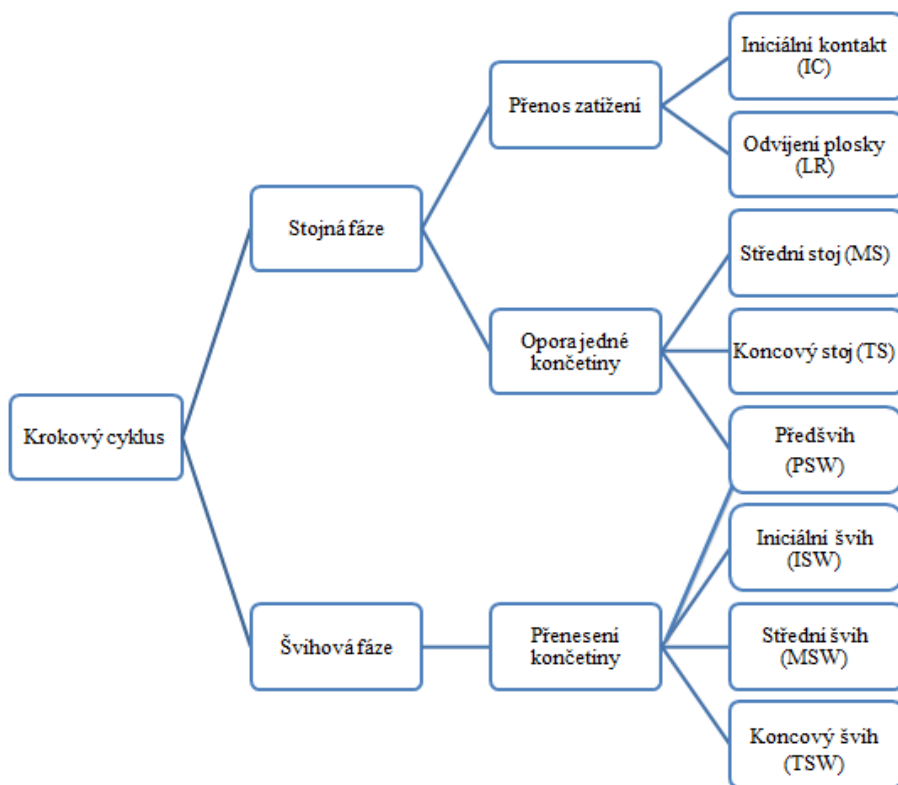
1.1.2 Švihová fáze

Švihová fáze začíná zvednutím nohy od podložky a končí dopadem nohy na podložku, tedy novým iniciálním kontaktem. Dělí se na (Perry, 1992, pp. 14 - 15):

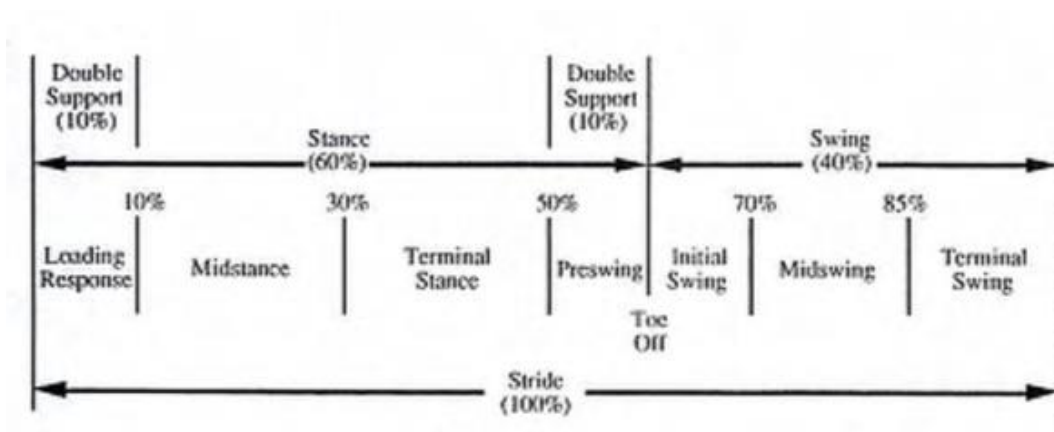
- iniciální švih (inicial swing, dále jen ISW)
- střední švih (mid swing, dále jen MSW)
- koncový švih (terminal swing, dále jen TSW)

Ve švihové fázi dochází k přesunu dolní končetiny vpřed. Na to je třeba nastavit posturu již ve fázi stojné (Perry, 1992, p. 13). Švihová dolní končetina zůstává podepřena pouze opornou nohou a pánev na švihové straně tak má tendenci poklesnout. Pokles je vyrovnáván svalovou aktivitou jak oporné tak švihové končetiny (Véle, 2006, s. 350).

Obrázek 1 Fáze krokového cyklu (upraveno dle Perry, 1992, p. 10)



Obrázek 2 Časové rozdělení krokového cyklu (Ounpuu, 1994, p. 845)



1.2 Řízení chůze

Pochopení kontroly tak základního a automatického pohybu jako je chůze, je pro moderní neurologii stále výzvou a závěry jsou založeny především na nepřímých důkazech a z experimentů na zvířatech (Dietz, 2003, p. 1379). Centrální nervový systém (dále jen CNS) je schopný koordinovat kloub, kterým má být pohybováno, kvantitu pohybu a jeho načasování. Takové pohyby mohou být řádně provedené jen tehdy, jestliže se biomechanické předpoklady sejdou s vhodnými elektrickými signály určenými k aktivaci příslušných svalových skupin. Lokomoční pohyby musí být navíc neustále adaptovány na případné překážky. Organismus je proto schopný vyselektovat z velkého senzorického inputu z periferie nejpodstatnější informaci a zpracovat ji do exekutivních pohybů (Duysens et Van de Crommert, 1998, p. 131).

1.2.1 Centrální generátory pohybu

Lokomoce je rytmická motorická aktivita založená na aktivitě neuronálních okruhů ve spinální míše nazývaných centrální generátory pohybu (dále jen CGP). Tyto spinální sítě jsou aktivovány, modulovány a inhibovány supraspinálními strukturami zásadními pro iniciaci a adaptační kontrolu lokomoce (Grillner et al.; Mori et al. in Brocard et Dubuc, 2003, p. 1714). Primárně je koncept spinálních lokomočních center založen na studiích na zvířatech, především kočkách. Nicméně se neočekává, že by se CNS u různých živočišných druhů výrazně evolučně měnil. Většina základních mechanismů lokomoce se u bipedních a kvadrupedních živočichů zásadně neliší (Nicol et al.; Macpherson et al.; Nilsson et al.; Pearson in Dietz, 2003, p. 1380). Rozdíly se zde nachází v aspektech týkajících se vztahu mezi periferním inputem a centrálními mechanismy. Například regulace bipedální chůze vyžaduje specifické neuronální mechanismy, aby se tělo udrželo ve vzpřímené pozici (Dietz et al. in Dietz, 2003, p. 1380).

Po zahájení chůze přichází informace spojené s pohybem aferentními drahami na spinální i supraspinální úrovni. Některé tyto feedbacky ovlivňují přímo CGP

a poskytují tak indukci možných variací pohybu vzhledem k externím požadavkům. Na druhé straně je aference spojena s motoneurony prostřednictvím různých reflexních drah a tyto dráhy jsou samy o sobě pod kontrolou CGP. Tímto je zajištěno, že k reflexní aktivaci daných svalů dojde pouze v určitý úsek krokového cyklu (Duysens et al. in Duysens et Van de Crommert, 1998, p. 132).

1.2.2 Supraspinální aktivace CGP

Povely pro iniciaci lokomoční aktivity vedou ze supraspinální úrovně. Oblasti pro iniciaci lokomoce jsou na úrovni mozkového kmene (Rossignol; Whelan in Duysens et Van de Crommert, 1998, p. 138). Z mezencefalické lokomoční oblasti a laterálního hypotalamu jde projekce do retikulárních neuronů Varolova mostu a prodloužené míchy. Ta vysílá dráhy přes spinální míchu pro aktivaci lokomočních CGP (Grillner; Rossignol; Whelan in Jordan et al., 2008, p. 184).

Na přenosu signálu se podílí dvě dráhy. Fasciculus longitudinalis medialis s jádry neuronů v mediální části pontomedulární retikulární formace a tractus vestibulospinalis lateralis z neuronů laterálního vestibulárního jádra. Při evokování fiktivní chůze je přenos signálu k flexorovým motoneuronům facilitován v průběhu flekční fáze kroku a přenos k motoneuronům extenzorů při extenční fázi kroku (Gossard et al. in MacKay - Lyons, 2002, p. 72).

Vzhledem k tomu, že v iniciaci lokomoce hraje roli více descendentních drah, existuje více možností pro poúrazovou obnovu lokomoce (Jordan et al., 2008, p. 184).

Přímá implementace nálezů ze studií zvířat na člověka zůstává problematická. Přestože se lokomoční vzor malého dítěte podobá vzorům tetrapodů a jiných bipedů, lokomoční vzor dospělého člověka je unikátní. Podle Forrsberga et al. může dozrávání lidské chůze zahrnovat reorganizaci okruhů spinálních CGP a rozšíření závislosti regulace lokomoce na supraspinálním vlivu (Forrsber et al. in MacKay - Lyons, 2002, p. 78).

1.3 Vliv rychlosti na chůzi

Při chůzi a běhu po rovině dochází ke změnám mechanické energie těžiště těla a svaly vykonávají mechanickou práci. Tato práce vychází jednak z chemické energie transformované kontraktilním systémem svalů, jednak z mechanické energie ukládané v elastických elementech (Cavagna et Kaneko, 1977, p. 468). V závislosti na rychlosti se mění elektromyografický profil svalů. Schopnost modulovat rychlost ve velkém rozsahu je pro chůzi důležitá. Recentní modelové studie chůze při individuálně volené rychlosti ukazují kooperaci svalů při zajištění podpory těla, propulze vpřed a iniciace švihů. To, jak se mění podíl svalů na těchto funkcích při změnách rychlosti chůze, však ještě není zcela objasněno. Teoreticky by se při rychlejší chůzi měly více aktivovat svaly zajišťující propulzi vpřed. Větší rychlost chůze je ale také spojena s prodloužením kroku, což může vyžadovat větší aktivitu svalů pro švihovou fázi. Zvětšují se také vertikální exkurze těžiště, tudíž by měly být více aktivní svaly pro vertikální podporu (Murray et al.; Doke, Donelan et Kuko; Orendurff et al. in Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, s. 135). Naopak pomalá chůze může být mechanicky méně výhodná, například díky větší deviaci běžné frekvence kyvadlových pohybů těžiště těla. To vyžaduje více svalového úsilí. Při pomalé chůzi by se také mělo ukládat a využívat méně elastické energie v muskulotendinózním komplexu (Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, p. 135).

1.3.1 Vliv vyšší rychlosti

Při rychlejší chůzi by se měly více aktivovat svaly zajišťující propulzi vpřed. Dochází také k prodloužení kroku, což může vyžadovat větší aktivitu svalů pro švihovou fázi. Zvětšují se i vertikální exkurze těžiště, tudíž by měly být více aktivní svaly pro vertikální podporu (Murray et al.; Doke, Donelan et Kuko; Orendurff et al. in Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, p. 135).

Se zvýšenou intenzitou lokomoce, ať už při větší rychlosti nebo sklonu terénu, roste aktivita svalů dolní končetiny (Wall - Scheffler et al., 2010, p. 7). Se změnou rychlosti je modulována i aktivita trupových svalů. Jedna ze studií sledujících svalovou aktivitu pomocí EMG se věnovala trupovým svalům a to musculus (dále

jen m.) obliquus externus abdominis (dále jen OE), m. obliquus internus abdominis (dále jen OI), m. rectus abdominis (dále jen RA), m. multifidus (dále jen MF) a m. erector spinae (dále jen ES) při různých rychlostech (2, 3, 4, 5 a 6km/hod). Amplitudy pro RA se začaly zvyšovat při překročení rychlosti 4km/hod. Píky se objevovaly při ipsilaterálním IC a při ipsilaterální i kontralaterální propulzi, amplitudy ale zůstávaly na srovnatelně nízkých hodnotách. Nejvyšší píky u OI a OE byly zaznamenány při kontralaterální propulzi. Menší, ale zaznamatelné píky byly u OI při ipsilaterálním IC, u OE při kontralaterálním IC. S rostoucí rychlostí tedy roste amplituda píku. Pro OI byla zvýšená rychlost doprovázená nižšími minimálními hodnotami. Jak MF, tak ES byly charakteristické zvýšením jejich amplitud v průběhu IC, ale minimální amplitudy se mnoho neměnily. Po zvýšení rychlosti nad 4km/hod se amplitudy začaly zvyšovat (Anders et al., 2007, pp. 247 – 250).

Je-li rychlost chůze tak veliká, že lze přejít do běhu (7,2km/hod), dochází k signifikantnímu zvýšení doby aktivace ES. Zatímco povrchové trupové svaly jsou při chůzi i běhu aktivní fázicky, je při navyšování rychlosti lokomoce až do 10,8km/hod aktivita m. transversus abdominis (dále jen TrA) tonického charakteru (Saunders, Rath et Hodges, 2004, pp. 287, 288).

Se zvyšováním nároků na lokomoci se snižuje podíl trupových svalů na respirační funkci. Obecně dochází vzhledem k dechové frekvenci ke snížení relativní proporce EMG amplitudy TrA, OI a OE. Pravděpodobně se tedy při zvyšování posturálních nároků zvyšuje podíl abdominálních svalů na posturální kontrole páteře a redukuje jejich podíl na respiraci (Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 288).

Se zvyšováním rychlosti roste také spotřeba kyslíku (Minetti et al., 2002, p. 1040).

Zvyšuje se také význam elastické tkáně svalu. Ta souvisí s umožněním propulze trupu vpřed při chůzi. S rychlostí roste tento parametr u mm. gastrocnemii (dále jen GAS), m. soleus (dále jen SOL) a m. rectus femoris (dále jen RF). Ve fázi MS krokového cyklu je se zvyšující se rychlostí aktivita SOL a GAS relativně stabilní. Je to proto, že SOL i GAS slouží v této fázi primárně ke stabilitě (Neptune et al. in Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, p. 140). Ve fázi PSW se aktivita těchto svalů s rostoucí rychlostí značně zvyšuje, což v této fázi krokového cyklu odpovídá jejich funkci poskytovatelů většiny síly propulze a iniciace švihové fáze (Liu et al.

in Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, p. 140). Akumulace a využití elastické energie plantárních flexorů je efektivní mechanismus pro ušetření svalové práce. Z analýzy individuální svalové energetiky vyplývá, že SOL ukládá ve své šlaše nejvíce elastické energie při rychlosti 1,2m/s, což je velmi blízko hodnotě optimální rychlosti chůze pro minimalizaci potřebné energie pro chůzi. Naopak flexory kyčelního kloubu v počátku švihové fáze neakumulují ani nevyužívají energie elastických tkání (Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, p. 141)

1.3.2 Vliv nižší rychlosti

Chůze v pomalém tempu může být z hlediska mechaniky a ekonomiky méně výhodná. Dochází při ní například k větším deviacím od přirozeného kyvadlového pohybu, takže je potřeba přídavná svalová aktivita. Taková chůze může být i méně výhodná v rámci ukládání a zpětného využití elastické energie muskuloskeletálního komplexu (Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, p. 135).

Při snížení rychlosti oproti individuálně volené dochází ke zvýšení variability délky krokového cyklu z hlediska času. Se snížením rychlosti se tedy může zvyšovat nestabilita chůze. Dále by se snižování rychlosti chůze mělo brát v potaz jako potenciální přítěž při vyhodnocování variability délky kroku u poruch chůze (Beauchet et al., 2009, pp. 3 – 5).

Podle Nymarka et al. dochází při nižších rychlostech ke značné redukci pohybu v kotníku, koleni, kyčli a trupových segmentech, přičemž timing pohybů v průběhu cyklu se nemění. Při pomalejším tempu zůstává trup relativně extendován po celou dobu krokového cyklu, snižuje se rozsah pohybů trupu. Aktivita svalů dolní končetiny se mění, snižuje se EMG amplituda m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis a dochází k přesunu aktivity m. rectus femoris, m. vastus lateralis a mediálních hemstringů do jiných fází krokového cyklu (Nymark et al., 2004, pp. 8 - 13).

Břišní svaly OI a OE jsou při nízkých rychlostech aktivovány kontinuálně a jejich EMG amplitudy i průměr se s nižší rychlostí snižují. Malé a konstantně nízké amplitudy RA se zvyšují teprve nad hranicí 4km/hod (Anders et al., 2007, pp. 247 – 250).

1.4 Vliv náklonu na chůzi

Vzor lidské lokomoce lze snadno adaptovat na modifikace vnějších podmínek a nároků, jako je např. rychlost a svah. Normálně je této adaptace dosaženo změnou vzorce pohybu dolních končetin a variací náboru motorických jednotek relevantních flexorových a extenzorových svalů (Brandell, Lange et al., Nilsson et al., Simonsen et al. in Leroux, Fung et Barbeau, 1999, p. 359). K úspěšné chůzi ve svahu používá CNS různé strategie kontroly pohybu. Pro minimalizaci rizika zakopnutí dochází k alteraci distribuce minimální vzdálenosti palce od povrchu a rychlosti pohybu chodidla ve švihové fázi (Khandoker et al., 2010, p. 8).

Se zvětšováním pozitivního náklonu terénu pro chůzi se zvyšuje energetická spotřeba organismu a roste spotřeba kyslíku. Taktéž při zvyšování negativního náklonu, tedy při chůzi z kopce, se energetická spotřeba zvyšuje. Spotřeba kyslíku s negativním sklonem roste, ale méně než s pozitivním. Jak pozitivní, tak negativní sklon minimalizující metabolické ztráty při chůzi by měl být přibližně 0,25 - 0,28 (Minetti et al., 2002, pp. 1039 - 1043).

2 TRUPOVÉ SVALY

Svaly trupu sestávají z různě vrstvených skupin fázických a stabilizujících svalů. Udržení vyrovnaného postavení je obtížné a zahrnuje adekvátní koordinaci mezi hlavou, trupem a pohyby dolních končetin. Zádové svaly udržují vzpřímené držení trupu a během chůze musí poskytovat dostatečnou rovnováhu mezi flexibilitou a pevností. Trupové svaly jsou v průběhu různých typů lokomoce nebo motorických úkonů segmentálně aktivovány motorickým podnětem běžícím přes spinální míchu (De Seze et al. in Swinnen et al., 2012, p. 2). Všechny svaly by měly pro udržení rovnováhy a současně pevnosti páteře pracovat společně, měly by zajistit dostatečnou stabilitu ve všech stupních volnosti (McGill et al. in Swinnen et al., 2012, p. 2).

Trupové svaly lze dělit do dvou systémů, lokálního a globálního. Lokální systém zajišťuje stabilitu, zatímco globální systém umožňuje pohyby. (Bergmark; Comerford et Mottram in Anders et al., 2007, p. 246). Comerford dále rozděluje globální systém na globální stabilizátory, doplňující excentrickou aktivitou lokální systém, a globální mobilizátory vyvolávající pohyb. Do globálních stabilizátorů řadí autoři OI a OE, do globálních mobilizátorů RA a ES (Comerford in Anders et al., 2007, p. 247).

2.1 Trupové svaly a chůze

Trupové svalstvo hraje během chůze roli při generování a kontrole pohybů mezi trupem a pánví. Tyto funkce jsou důležité v rámci snižování celkové vertikální polohy těla a vedou tedy k plynulejší trajektorii těžiště v průběhu krokového cyklu (Saunders, Inman et Eberhart in White et McNair, 2002, p. 177). Trupové svaly také udržují bilanci trupu na pánvi. Tato funkce, stejně jako schopnost absorpce energie, je důležitá především ve fázi iniciálního kontaktu, kdy se generují reakční síly podložky. Dále se podílí například na kontraflexi a lateroflexi hlavy a trupu jako odpovědi na působící síly (Perry; Smeathers in White et McNair, 2002, p. 177).

Aktivité trupových svalů při chůzi bylo zatím, na rozdíl od svalů dolní končetiny, věnováno minimum pozornosti. Je to mimo jiné dáno tím, že jsou tyto svaly těžko přístupné. Navíc je pohybů trupu docíleno současnou aktivitou mnoha svalů, je tedy obtížné zaznamenat aktivitu pouze jednoho z nich (Waters et Morris, 1971, p. 191).

2.2 Respirační funkce trupových svalů

Efektivní ventilace je pro dlouhodobý pohyb zásadní. Pro velké množství zvířat včetně savců to vyžaduje integraci pohybů a dechu tak, že k inspiraci a expiraci dochází při mechanicky kompatibilních periodách lokomočního cyklu. Mechanickými a neurálními interakcemi se tyto dvě aktivity, dýchání a lokomoce, rytmicky sjednotí. U kvadrupedálních živočichů je toto sjednocení vždy v určitém konstantním poměru, např. jeden krok na jeden nádech u klusajícího koně, zatímco u člověka je tento poměr více flexibilní, obvykle v rozmezí dva až čtyři kroky na jeden nádech. Někdy na sobě mohou být frekvence kroku a dechu úplně nezávislé. Tato flexibilita je pravděpodobně dána vzpřímeným držením těla a bipedální lokomocí. Síly přenášené přes hrudník a břicho jsou značně menší, čímž se redukuje mechanické interakce mezi lokomocí a ventilací (Bramble et Carrier; Bogs in Daley, Bramble et Carrier, 2013, pp. 1 - 2).

Mnoho z trupových svalů se podílí jak na lokomoční, tak na respirační funkci. Svaly anterolaterální břišní stěny jsou nejdůležitější svaly pro expiraci (Campbell et Green, 1955, p. 423). Strategie CNS pro kontrolu posturální a dýchací funkce trupových svalů dokazují i recentní studie. Zdá se například, že při koordinaci aktivity TrA a bránice u rychlých repetitivních pohybů paže dochází k sumaci primárního respiračního drivu a s pohybem spojené tonické a fáziké aktivity motoneuronu. (Hodjes, Heinen et Gandevia in Saunders, Rath et Hodges, 2003, p. 288).

Při sledování EMG aktivity trupových svalů vzhledem k respiraci bylo zjištěno, že píky aktivity TrA, OI a OE byly obecně v souladu s frekvencí dechu a to při různých rychlostech chůze a běhu. To značí, že EMG amplituda těchto abdominálních svalů je modulována frekvencí respirace. U paraspinálních svalů a RA tato modulace zjištěna nebyla. Lokomoční a respirační aktivita trupových svalů je závislá

na rychlosti. Se zvýšením rychlosti se hodnoty svalů původně málo aktivních zvětší na delší periody krokového cyklu a relativní respirační aktivita TrA, OI a OE je redukována. Zdá se tedy, že při zvýšení posturálních nároků využívá CNS takové strategie, jako je vazba mezi respirací a lokomocí. Zjednodušuje se tak úkol a, jak se reaktivní síly a rychlost zvětšují, CNS se na zvýšenou posturální náročnost akomoduje (Saunders, Rath et Hodges, 2003, pp. 283 – 288).

3 EMG

Elektromyografickou metodou se snímají akční potenciály ze svalů, respektive z motorických jednotek v oblasti elektrody. Z naměřených signálů lze vyhodnotit aktivitu jak jednotlivých svalů, tak jejich zapojení ve svalových synergiích a svalovou únavu. Pro snímání jednotlivých akčních potenciálů motorických jednotek přímo ve svalu se používá jehlová elektromyografie. Pro informace z většího množství svalů, které lze hodnotit i při různých aktivitách, je vhodná povrchová elektromyografie (Krobot et Kolářová, 2011, ss. 16 - 17).

Elektromyografie je čím dál více využívána k vyhodnocení normální i patologické chůze. Různé studie věnující se určení normálního vzoru EMG aktivity při chůzi vypovídají, že odhad individuálního EMG vzoru vychází ze zprůměrování aktivity jednotlivých krokových variací (Winter et Yack, 1987, p. 402).

3.1 EMG trupových svalů

Trupové svaly vykazují v průběhu krokového cyklu charakteristickou průměrnou aktivitu, vzor, který je v normální populaci běžný. Tyto vzory aktivity se mezi svaly liší, i když více svalů může mít některé znaky společné, např. nárůst aktivity při iniciálním kontaktu (Shiavi et Griffin; Wootten et al. in Ivanenko, Poppele et Lacquaniti, 2004, p. 267).

Pro lokální a globální systémy trupových svalů se rozlišují dva typy aktivačních vzorů. Svaly lokálního systému jsou permanentně aktivovány na nízké úrovni, nezávisle na pohybech. Aktivita svalů globálního systému je závislá na pohybu a je fázičného charakteru (Comerford in Anders et al., 2007, p. 246).

V porovnání s měřením aktivity svalů dolních končetin se studie zaměřují na trupové svalstvo při chůzi jen zřídka a ani u těchto studií není metodika snímání a vyhodnocování EMG konzistentní (De Seze et Cazalets in Swinnen et al., 2012, p. 2).

Nejčastěji je aktivita trupových svalů hodnocena povrchovými elektrodami (Swinnen et al., 2012, p. 3), jen ojediněle s využitím hloubkových elektrod nebo jejich kombinováním. Hloubkové elektrody se používají např. pro m. transversus abdominis a m. quadratus lumborum (Waters et Morris in Swinnen et al., 2012, p. 3; Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 280).

3.1.1.1 M. obliquus internus abdominis

U OI mohou být při chůzi pozorovány dva vzory aktivity. Jednak je to relativně konstantní aktivita s nižšími hodnotami v průběhu celého krokového cyklu (Waters et Morris, 1972, p. 197; White et McNair, 2002, p. 182) a dále je to bifázický vzor s maximálními hodnotami ve fázi MS a TS (White et McNair, 2002, p. 182). Waters a Morris také pozorovali při rychlosti 5,29km/hod u 50% probandů větší aktivitu OI ve fázi MS, končící před kontralaterálním IC (Waters et Morris, 1972, p. 197).

Ve studii zaměřené na kinematiku a kinetiku chůze vykazoval OI jednotný vzor aktivity pro všechny probandy s píkem při ipsilaterálním IC (Callaghan, Patla et McGill, 1999, p. 208). Jiná studie tvrdí, že fázická aktivita OI je patrná při IC obou končetin (Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 283).

Cappelini et al. naměřili při rychlosti 3km/hod relativně konstantní aktivitu OI se zvýšením hodnot ve fázi TSW a IC. Se zvyšováním rychlosti došlo k celkovému navýšení aktivity svalu se zvýrazněním při fázi TSW, IC a TS (Cappelini et al., 2006, p. 3431).

3.1.1.2 M. obliquus externus abdominis

Výsledky studií týkajících se aktivity OE opět popisují více variant vzorů. White a McNair pozorovali dva vzory aktivity OE. Nízkou kontinuální aktivitu v průběhu celého krokového cyklu u 81% probandů a u ostatních bifázický vzor s píky kolem IC (White et McNair, 2002, p. 182). Obdobné výsledky popisuje i Callaghan, Patla a McGrill (1999, p. 208), tedy nižší, kontinuální hodnoty u většiny probandů a u probandů s vyššími hodnotami aktivity píky kolem ipsilaterálního IC. Monofázická i bifázická aktivita OE byla naměřena i ve studii Saunderse, Ratha a Hodgese (2004, p. 283). Vyšší amplitudy před IC obou dolních končetin popisují také Waters a Morris (1972, p. 196).

Pouze monofázická aktivita byla zjištěna v jedné ze sledovaných studií. Až při chůzi rychlostí 9km/hod byla vidět tendence k výraznější aktivitě OE a to ve fázi MS a MSW (Cappelini et al., 2006, p. 3431).

3.1.1.3 M. rectus abdominis

Tento sval je většinou při chůzi aktivní konstantně, ale pouze s minimálními hodnotami (White et McNair, 2002, p. 182; Callaghan, Patla et McGrill, 1999, p. 214). Některé studie zaznamenaly píky ve fázi MS (Waters et Morris, 1972, p. 196; Callaghan, Patla et McGrill, 1999, p. 214) nebo bilaterálního IC (White et McNair, 2002, p. 181). Hodnoty RA se zvyšují při rychlostech nad 4km/hod a aktivita se stává více fázická a patrná při ipsilaterálním IC a bilaterálních PSW fázích (Anders et al., 2007, p. 247).

Podle některých autorů je RA při chůzi neaktivní (Sheffield in White et McNair, 2002, p. 182) nebo je neaktivní při nízké rychlosti do 3,6km/hod (Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 284).

3.1.1.4 M. erector spinae

U ES jsou vzory aktivit vyplývající ze studií různé. Jednak tento sval vykazuje píky aktivity přímo ve fázi IC nebo těsně před a po ní (Murray et al.; Winter et Yack in White et McNair, 2002, p. 182; Waters et Morris, 1972, p. 195). To Winter a Yack zdůvodňují nutností kontroly anteriorní rotace trupu při deceleraci v rámci přenosu energie u IC (Winter et Yack in White et McNair, 2002, p. 182). Dále byly zaznamenány píky aktivity ve fázi TS až PSW (Cappelini et al., 2006, p. 3431).

Studie také zaznamenaly velkou interindividuální variabilitu aktivity ES (Shiavi et Griffen in White et McNair, 2002, p. 182). Při vyhodnocování aktivity ES je důležité, v jaké jeho části jsou elektrody umístěny. Aktivity v jednotlivých úsecích ES se totiž mohou lišit (Callaghan, Patla et McGrill, 1999, p. 214; Waters et Morris, 1972, p. 195).

3.1.1.5 M. latissimus dorsi

Latissimus dorsi se při chůzi podílí na stabilitě trupu a jeho napřímení. Zároveň zprostředkuje přenos sil z dolní části těla kraniálně, rotuje trup a spolu s m. gluteus maximus zajišťuje synchronizaci pohybu horních a dolních končetin (Shin, Kim et Yoo, 2013, p. 1391).

Jeho aktivita při chůzi se vyznačuje píky amplitud při ipsilaterálním PSW (Callaghan, Patla et McGill, 1999, p. 214; Cappelini et al., 2006, p. 3431) a kontralaterálním LR (Callaghan, Patla et McGill, 1999, p. 214). Aktivita LD signifikantně roste s rychlostí chůze, což je ovlivněno zvětšením rozsahu pohybu horní končetiny v sagitální rovině při zvýšení rychlosti (Shin, Kim et Yoo, 2013, p. 1392).

4 CHŮZOVÉ TRENAŽERY

4.1 Elektrické trenažery

Elektrické trenažery (také běžecké pásy, treadmilly) mají široké využití od sportovních tréninků po rehabilitaci neurologických poruch při poruše mozku nebo míchy. Jejich výhoda spočívá především v umožnění tréninku v malém prostoru a v možnosti dosažení většího počtu kroků a kontroly rychlosti chůze. Terapeutické pásy opatřené závěsným aparátem poskytují terapeutovi lepší manévrovací podmínky pro práci s pacientem. Lze jimi také pacienta více podpořit a docílit tak odlehčení jejich váhy, díky čemuž mohou rehabilitovat chůzi bezpečněji a dříve (Field - Fote in Lee et Hidler, 2008, p. 747).

4.1.1 Porovnání chůze po elektrických trenažerech a po zemi

Porovnáváním chůzí po elektrickém pásu a po zemi a sledováním rozdílů se zabývá více studií, nicméně vyvodit z nich závěry je obtížné. Jejich výsledky si totiž často protiřečí nebo se dokonce vylučují. Navíc, čím specifitější parametr je porovnáván, tím víc jsou dané závěry nejasné (Staszkiwicz et al., 2012, pp. 83 - 84).

4.1.1.1 Časoprostorové charakteristiky

Mezi časoprostorové charakteristiky chůze patří rychlost chůze, délka kroku a frekvence kroku. Subjektivně zvolená rychlost chůze bývá rychlejší pro chůzi po zemi než na páse (Voght, Pfeifer et Banzer, 2002, p. 163; Marsh et al., 2006, p. 1161). Na elektrickém pásu je také kratší délka kroku (Riley et al., 2007, p. 20; Marsh et al., 2006, p. 1162) a menší frekvence kroků (Marsh et al., 2006, p. 1162). Rychlost, frekvence a délka kroku je ovšem při chůzi po páse více konstantní (Riley et al., 2007, p. 20).

4.1.1.2 Kinematika a kinetika

Studie věnující se kinematice dolních končetin se shodují nejčastěji jednak v tom, že v hlezenním kloubu významné rozdíly nejsou. Dále pak v tom, že oproti chůzi po zemi je na páse menší maximální rozsah pohybu při flexi a extenzi kolenního kloubu (Lee et Hidler, 2008, p. 751; Murray et al.; Strathy et al.; Matsas et al. in Riley et al., 2007, p. 20). Poměry rozdílu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině se ve studiích liší a po určité době chůze po páse se rozdíl i vytrácí (Wall et Charteris in Riley et al., 2007, p. 22).

Podle Staszkiwicze et al. jsou rozdíly v pohybech pánve signifikantní především v transverzální rovině, kdy při chůzi na zemi jsou rozsahy více než dvojnásobné. V rámci sagitální roviny se pánev nachází u obou variant v antevertzi, při chůzi po zemi je antevertze menší, ale hodnoty rozsahu pohybu jsou větší. Ve frontální rovině jsou pohyby pánve shodné (Staszkiwicz et al., 2012, pp. 85 – 86). Voght, Pfeifer et Banzer také zaznamenali největší rozdíl v transverzální rovině. Při chůzi po páse se významně redukovala transverzální oscilace sakra. Ve frontální rovině ovšem pozorovali signifikantní rozdíl v kranio - kaudálních pohybech pánve, kdy na páse byl rozsah menší. Při chůzi na páse byly rovněž výrazně menší laterální oscilace hrudníku ve frontální rovině (Voght, Pfeifer et Banzer, 2002, p. 163).

Kinetické složky chůze lze měřit silovými plošinami se senzory a to jak pro chůzi po zemi tak na páse. Podle podobných hodnot reakčních sil podložky lze usuzovat, že chůze po zemi a po páse mají obdobnou dynamiku. Z měření anterio – posteriorních i vertikálních komponent jsou výsledky taktéž podobné (Lee et Hidler, 2008, p. 752; Kram et al. in Riley et al., 2007, p. 21).

4.1.1.3 Psychická složka

Jak při terapii tak při tréninku je důležité vypěstovat si pozitivní přístup ke cvičení. Marsh et al. ve své studii hodnotili také tento parametr a to u dvou skupin, kdy jedna chodila po páse a druhá po zemi. Po osmnácti trénincích došlo všeobecně ke zlepšení přístupu probandů ke cvičení a byli s ním i více spokojeni. Více se to však projevilo u probandů chodících po zemi (Marsh et al., 2006, p. 1162).

4.2 Mechanické trenažery

Mechanické trenažery jsou pásy pro chůzi nebo běh, na kterých je nutno poskytnout vlastní energii nezbytnou k rozpočívání pásu samotného a udržení ho v pohybu (De Witt et al., 2009, p. 883). Jelikož se rychlost pásu v rámci reakce na pohyb zvyšuje a snižuje velice rychle, jsou mechanické pásy často využívány také např. ke tréninku opakovaných sprintů (Snyder et al., 2010, p. 1).

4.2.1 Mechanický pás Maxerrunner

Mechanický trenažer použitý pro účely této diplomové práce byl mechanický pás Maxerrunner® (Obr. 3). Je to specifický typ mechanického pásu. Díky svému technickému vybavení umožňuje nastavit sklon pásu až do maximálních 40° a to postupně a plynule, bez nutnosti přerušování tréninku. Přístroj je vybaven hydraulickým zvedákem a setrvačnickem. Pod povrchem jsou uloženy drobné válce vytvářející absolutně kluzný povrch a minimalizující tření. Pás se ovládá třemi prvky, kterými lze zvyšovat či snižovat náklon a regulovat zátěž. Pás je kompletně mechanický a je poháněn pouze svalovou energií (anonymous 1, 2014, s. 1).

Obrázek 3 Pás Maxerrunner® (anonymous 1, 2014, s. 1)



Podle jeho tvůrců simuluje Maxerrunner® stoupání v horském terénu a zapojují se na něm stejné svaly jako při skutečné chůzi do kopce. Outdoorové podmínky jsou umožněny také tím, že není cítit žádný odpor stroje. Válečky umístěnými pod pásem jsou navíc jemně stimulována chodidla a aktivuje se tak lymfatický systém (anonymous 1, 2014, s. 1).

Při zvyšování náklonu dochází ke zrychlování pásu. Pro chůzi přirozenou, s rukama volně podél těla, je tedy potřeba vždy nastavit sklon pásu individuálně. Na pásu lze trénovat jak chůzi, tak běh (anonymous 2, p. 19).

Díky mechanice pásu lze regulovat fyzickou zátěž bez úprav samotného zařízení. I když je Maxerrunner® používán ve skupinových cvičeních, umožňuje individuální přizpůsobení každému jedinci. Podle profesora posturologie Calabria lze tak tohoto pásu využít pro trénink širokého okruhu lidí od sportovců po např. diabetiky. Při chůzi na Maxerrunneru® dochází k rozdělení vektorů vertikálních sil. Pás reaguje jako podlaha, respektive vytváří podmínky pro chůzi jako po hladké zemi, rovnoměrné, s konstantní pružnou odezvou. Při chůzi na páse se spojuje pohyb s minimálním traumatickým dopadem a převážně aerobní činnost. Zároveň respektuje kritéria postury a biomechaniky chůze tak, aby byl pohybový aparát chráněn před přetížením. Maximálně jsou využívány energetické aerobní mechanismy v metabolismu triglyceridů, v rámci eliminace toxinů a tréninku kardiovaskulárního a dýchacího ústrojí (Calabro in anonymous 2, pp. 20 – 21).

4.2.2 Porovnání chůze po mechanických a elektrických trenažerech

Výsledky měření časoprostorových charakteristik chůze se zcela neshodují. To ovšem závisí také na typu mechanického pásu. Při hodnocení chůze na mechanickém pásu konkávního tvaru zůstává délka kroku stejná jako na běžném elektrickém pásu a to jak při porovnání chůze tak běhu. Se zvyšováním rychlosti se délka kroku stejnou měrou zvyšuje (Seneli et al., 2011, p. 1). Na rovném mechanickém pásu je délka kroku kratší než na elektrickém (De Witt et al., 2006, p. 2).

Při chůzi na mechanickém páse jsou větší rozsahy pohybu v kotníku a kyčelním kloubu a v trupu v sagitální rovině (De Witt et al., 2006, p. 2). Tlaky působící na nohu

ve fázi iniciálního kontaktu jsou na mechanickém páse signifikantně menší. V průběhu předšvihové fáze se tlaky neliší (Snyder et al., 2011, p. 1).

Z hlediska energetiky je cvičení na mechanickém páse náročnější. Signifikantně je vyšší spotřeba kyslíku, tepová frekvence, hladina laktátu v krvi a nižší je parciální tlak kyslíku (Snyder et al., 2010, p. 1). Běh na mechanickém páse vede také k rychlejšímu vyčerpání než běh na elektrickém (De Witt et al., 2009, p. 883).

5 CÍLE A HYPOTÉZY

5.1 Cíl diplomové práce

Cílem této diplomové práce je zjistit změny elektromyografické aktivity trupových svalů během chůze po rovném terénu a chůzových trenažerech u zdravých probandů.

5.1.1 Dílčí cíle

- Zhodnocení svalové aktivity během chůze po chodbě a na mechanickém a elektrickém chodícím páse.
- Zhodnocení rozdílů ve svalové aktivitě při chůzi po mechanickém a elektrickém chodícím páse.

5.2 Vědecké otázky a hypotézy

5.2.1 Vědecká otázka č. 1

Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou při chůzi po chodbě a na různých chůzových trenažerech?

Hypotéza **H₀₁**: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí po chodbě a chůzí po mechanickém chodícím páse u:

- a) m. obliquus internus abdominis dx.
- b) m. obliquus internus abdominis sin.
- c) m. obliquus externus abdominis dx.

- d) m. obliquus externus abdominis sin.
- e) m. rectus abdominis dx.
- f) m. rectus abdominis sin.
- g) m. erector spinae dx.
- h) m. erector spinae sin.
- i) m. latissimus dorsi dx.
- j) m. latissimus dorsi sin.

Hypotéza H_02 : Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí po chodbě a chůzí po elektrickém chodícím páse u:

- a) m. obliquus internus abdominis dx.
- b) m. obliquus internus abdominis sin.
- c) m. obliquus externus abdominis dx.
- d) m. obliquus externus abdominis sin.
- e) m. rectus abdominis dx.
- f) m. rectus abdominis sin.
- g) m. erector spinae dx.
- h) m. erector spinae sin.
- i) m. latissimus dorsi dx.
- j) m. latissimus dorsi sin.

5.2.2 Vědecká otázka č. 2

Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou při chůzi po mechanickém a elektrickém chůzovém trenažeru?

Hypotéza **H₀₃**: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí po mechanickém a elektrickém chodícím páse u:

- a) m. obliquus internus abdominis dx.
- b) m. obliquus internus abdominis sin.
- c) m. obliquus externus abdominis dx.
- d) m. obliquus externus abdominis sin.
- e) m. rectus abdominis dx.
- f) m. rectus abdominis sin.
- g) m. erector spinae dx.
- h) m. erector spinae sin.
- i) m. latissimus dorsi dx.
- j) m. latissimus dorsi sin.

6 METODIKA

Experiment probíhal od ledna do dubna 2014 v Kineziologické laboratoři Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd ve Fakultní nemocnici v Olomouci.

6.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru

Ve výzkumu bylo měřeno 21 zdravých probandů, z toho 4 muži a 17 žen ve věku 21 – 31 let. Vylučovacím kritériem bylo provozování sportu na vrcholové úrovni, probandi se mohli věnovat sportovním aktivitám rekreačně. Nesměli mít žádná zranění pohybového aparátu mladší než 5 let. Nesplňovali ani žádné z dalších vylučovacích kritérií, která zahrnovala onemocnění nervového, dýchacího a kardiovaskulárního systému, jako jsou například cévní mozková příhoda, astma bronchiale, arteriální hypertenze nebo ischemická choroba srdeční. Dále nesměli mít postižení pohybového aparátu ve smyslu chronických obtíží a vrozených či získaných malformací typu dysplazie kyčelního kloubu nebo genua vara či valga. Takovéto poruchy a onemocnění mohou měnit jak celý krokový cyklus, tak jeho jednotlivé fáze a poměry mechanických sil působících na jednotlivé tělesné segmenty.

Všichni jedinci byli spolupracující, netrpěli žádným psychickým onemocněním bránícím pochopení a účasti na experimentu. Všichni probandi byli předem seznámeni s průběhem experimentu a jeho požadavky, s potenciálním přínosem a s riziky z něj vyplývajících a také s tím, že mohou kdykoliv v průběhu projektu bez udání důvodu odstoupit. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas (viz Příloha 14, s. 82) a každému byla poskytnuta jeho kopie.

6.2 Příprava měření

Probandi byli předem instruováni k přinesení vhodného oblečení a sportovní obuvi. Před samotným experimentem byla probandům odebrána anamnéza na základě vylučovacích kritérií. Dále byli podrobně seznámeni s průběhem výzkumu.

Před aplikací elektrod SEMG byla kůže ošetřena abrazivní pastou, omyta vlhkou utěrkou a utřena do sucha. Elektrody byly lepeny podle doporučení EMG protokolu (Swinnen et al., 2012, pp. 1 – 10) na střed svalového břicha, paralelně na průběh svalových vláken s interelektrodovou vzdáleností 2cm.

Pro OI byly elektrody umístěny mediálně od spina iliaca anterior superior a laterálně od okraje RA. Na OE byly elektrody lepeny těsně pod dolním okrajem žeberního oblouku. U RA byla hodnocena jeho spodní porce s elektrodami pod úrovní pupku. Pro ES byly elektrody nalepeny na přechodu hrudní a bederní páteře, laterálně od processu spinosi. Lokalizace elektrod na LD byla řízena především palpací svalového břicha a to v oblasti dolní části lopatky. Elektrody byly uloženy na svaly na pravé i levé straně. Referenční elektroda se nalepila na spina iliaca anterior superior vlevo. Na svaly byly lepené jednorázové samolepící oválné povrchové elektrody Kendall H92SG s pevným hydrogelem s rozměry 48 x 34 mm. Referenční elektroda Kendall H1247G měla průměr 24 mm.

Svalová břicha jednotlivých svalů byla ozřejmena palpačně při maximální izometrické kontrakci daného svalu. Pro OI a OE to bylo při posazování z lehu do sedu diagonálním směrem, pro RA vsedě s trupem i dolními končetinami ve vzduchu. Pro ES při odporované extenzi páteře z pozice mírné flexe a pro LD při odporované extenzi paže.

Vzhledem k tomu, že výsledné hodnocení svalové aktivity bylo zaměřeno na stojnou fázi krokového cyklu, byly pro přesné určení fází použity senzory Footswitch. Ty byly pomocí izolepy připevněny pod hlavičku prvního a pátého metatarzu, na distální článek palce a pod patu.

Elektromyografické potenciály sledovaných svalů byly snímány pomocí SEMG přístroje TeleMyo 2400T G2 firmy Noraxon se 16 kanály. Tento přístroj byl zavěšen

a připevněn probandovi nad prsa. Prvních pět svodů bylo připevněno k elektrodám. Šestý svod byl využit k připojení se senzory. Přístroj Footswitch byl připevněn k pasu nebo na SEMG přístroj, podle výšky probanda. Kanály SEMG byly zapojeny následovně:

1. kanál: m. obliquus internus sin.
2. kanál: m. obliquus internus dx.
3. kanál: m. obliquus externus sin.
4. kanál: m. obliquus externus dx.
5. kanál: m. rectus abdominis sin.
6. kanál: m. rectus abdominis dx.
7. kanál: m. erector spinae sin.
8. kanál: m. erector spinae dx.
9. kanál: m. latissimus dorsi sin.
10. kanál: m. latissimus dorsi dx.
11. kanál: senzory Footswitch
12. kanál: senzory Footswitch

Zesilovače a volné dráty byly upevněny tak, aby nedocházelo k jejich pohybu a vytváření artefaktů na záznamu. Signály byly nahrávány softwarem MyoResearch XP Master Edition 1.07.

6.3 Vlastní měření

Před zahájením vlastního měření se pro ověření signálu provedla izometrická kontrakce svalů a kontrola přenosu signálu ze senzorů. Všechna měření probíhala za konstantní rychlosti 4,2km/hod udávané metronomem. Při chůzi na pásech se probandí nepřidržovali madel. Každému měření chůze předcházelo 10s měření klidové svalové aktivity v pozici ve stoje.

Jako první se měřila svalová aktivita při chůzi po rovině. Na chodbě byla vyznačena vzdálenost 10m. Proband si nejprve osvojil chůzi v daném tempu

a následně chodil ve vyznačené vzdálenosti po dobu 1min, kdy se měřila svalová aktivita.

Poté se měřila svalová aktivita na mechanickém pásu Maxerrunner®. Probandovi byl nejprve vysvětlen princip pásu a nastavování sklonu. Po nastavení subjektivně nejvhodnějšího sklonu pásu tak, aby se probandovi dobře chodilo v tempu, se nechal 5min chodit pro adaptaci na pás. Následující 1min probíhalo samotné měření. Pak se změřila výška sklonu v cm od horní hrany přední kovové podpěry po úroveň pásu. Matematickým přepočtem byla výška převedena na procenta, podle kterých byla následně nastavena výška elektrického pásu. Výšky sklonu se pohybovaly v rozmezí 11,5% – 20%.

Jako elektrický pás byl využit Systém Rehawalk® FDM-T společnosti Zebris® Medical GmbH. Po nastavení sklonu pak chůze probíhala obdobně jako předtím, tedy 5min chůze pro adaptaci a následně 1min měření.

6.4 Zpracování a vyhodnocení záznamu

Záznam, zpracování i vyhodnocení signálů bylo provedeno v softwaru MyoResearch XP Master Edition 1.07. V záznamu se nejprve redukovala EKG křivka, dále se provedla rektifikace a vyhlazení s oknem 150 RMS. Od 30s měření pak bylo označeno 20 markerů pro 10 kroků stejné dolní končetiny od iniciálního kontaktu po předšvihovou fázi. Jednotlivé fáze byly označeny záznamem ze senzorů a podle nich byly zadávány markery. Byl – li v označeném úseku artefakt, vybral se jiný, jemu nejbližší úsek bez artefaktu. Při hodnocení záznamu z chůze po chodbě se nehodnotily úseky v otočkách viditelné na videozáznamu. Pro analýzu dat byl zvolen protokol Average Activation vždy pro stejnostranné svaly. Vyhodnocované parametry byly průměr (mean) a plocha pod křivkou (area). Tento postup se opakoval vždy pro 10 stojných fází každé dolní končetiny všech tří modalit chůze u každého probanda.

Výsledky pro parametr plocha pod křivkou byly převedeny do tabulky programu Excel. Tyto pak byly dány ke statistickému zpracování. Záznamy EMG signálu nebyly normalizovány.

6.5 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software SPSS verze 15, SPSS Inc. Chicago USA a program Microsoft Excel 2010. Všechny statistické testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Data svalové aktivity byla testována Shapiro - Wilkovými testy normality. Těmito testy bylo prokázáno, že většina dat nemá normální rozdělení. Proto byla popisná statistika provedena pomocí robustních statistických ukazatelů – mediánu, prvního a třetího kvartilu, minima a maxima. Hypotézy byly ověřovány Wilcoxonovými testy. Vzhledem k mnohonásobnému porovnání (srovnání svalové aktivity mezi chůzí po chodbě, mechanickém a elektrickém pásu) byly výsledky korigovány Bonferroniho korekcí. Bonferroniho korekce spočívá ve vynásobení výsledné hodnoty signifikance (p) počtem provedených porovnání, v našem případě třemi. Výsledky byly zaznamenány do tabulek a box grafů.

7 VÝSLEDKY

Hodnoty dosažených statistických signifikancí (p) korigovaných Bonferroniho korekcí ze všech porovnání jsou zaznamenány v tabulce 1. Za statisticky významné považujeme p hodnoty nižší než 0,05. Tyto hodnoty jsou v tabulce zvýrazněny tučným písmem.

Tabulka 1 Statistické signifikance pro všechny srovnávané parametry

sval	Chodba x MP p	Chodba x EP p	MP x EP p
OI P	0,614	0,089	0,001
OI L	1,000	0,106	0,002
OE P	1,000	0,052	0,0004
OE L	1,000	0,126	0,001
RA P	1,000	0,029	0,002
RA L	0,175	0,002	0,0003
ES P	0,017	1,000	0,026
ES L	0,068	1,000	0,014
LD P	0,614	0,220	0,002
LD L	1,000	0,068	0,0004

Legenda k Tabulce 1: MP – mechanický pás, EP – elektrický pás, p - statistická signifikance korigovaná Bonferroniho korekcí, P – pravá strana, L – levá strana, OI – m. obliquus internus abdominis, OE – m. obliquus externus abdominis, RA – m. rectus abdominis, ES – m. erector spinae, LD – m. latissimus dorsi

7.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka č. 1 ve znění „**Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou při chůzi po chodbě a na různých chůzových trenažerech?**“ byla řešena dvěma hypotézami.

Hypotézu **H₀₁** ve znění „**Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí po chodbě a chůzí po mechanickém chodícím páse u:**

- m. obliquus internus abdominis dx.“ **nezamítáme.**
- m. obliquus internus abdominis sin.“ **nezamítáme.**

- c) m. obliquus externus abdominis dx.“ **nezamítáme.**
- d) m. obliquus externus abdominis sin.“ **nezamítáme.**
- e) m. rectus abdominis dx.“ **nezamítáme.**
- f) m. rectus abdominis sin.“ **nezamítáme.**
- g) m. erector spinae dx.“ **můžeme zamítnout.**
- h) m. erector spinae sin.“ **nezamítáme.**
- i) m. latissimus dorsi dx.“ **nezamítáme.**
- j) m. latissimus dorsi sin.“ **nezamítáme.**

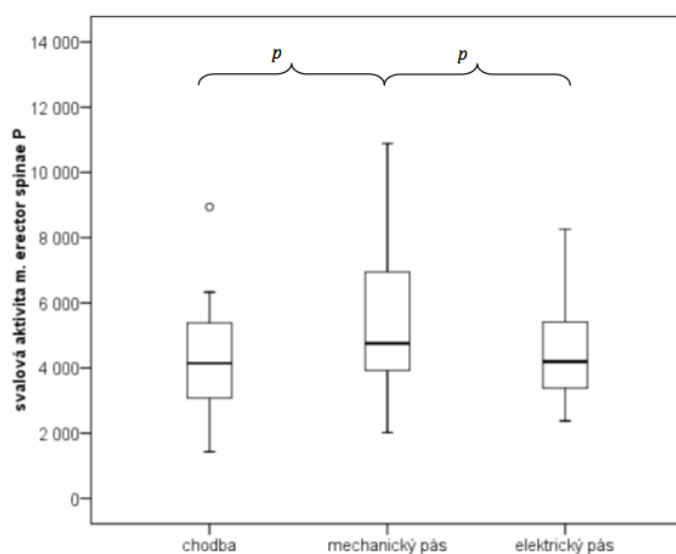
Data byla zaznamenána do tabulky (viz příloha 1, s. 75). Všechny naměřené hodnoty jsou uvedeny v jednotkách μV . V řádcích tabulky jsou zaznamenány jednotlivé svaly a strany (pravá – P, levá – L) a ve sloupcích jsou popsány hodnoty mediánu, prvního kvartilu (1. kv.) a třetího kvartilu (3. kv.). Dále jsou zde uvedeny minimální (min) a maximální (max) naměřené hodnoty svalové aktivity daného svalu a dané strany. Údaje v prvních sloupcích se týkají měření na chodbě a údaje v druhé polovině tabulky byly změřeny při chůzi po mechanickém chodícím pásu. Údaje v posledních dvou sloupcích se týkají Wilcoxonových testů. Hodnota Z udává hodnotu testové statistiky Wilcoxonova testu, p je hodnota dosažené statistické signifikance korigovaná Bonferroniho korekcí. Za statisticky významné považujeme hodnoty p nižší než 0,05. Tyto hodnoty jsou v tabulce zvýrazněny tučným písmem.

Všechny hodnoty statistické signifikance jsou zaznamenány v tabulce 1 (tabulka 1, s. 40). Wilcoxonovými testy s Bonferroniho korekcí byly prokázány statisticky významně nižší hodnoty svalové aktivity **m. erector spinae** na pravé straně při chůzi na chodbě ve srovnání s chůzí po mechanickém chodícím pásu (viz graf 1, s. 42), kdy $p = \mathbf{0,017}$.

U ostatních svalů statisticky významné rozdíly prokázány nebyly, ve všech ostatních případech bylo $p > 0,05$. Hodnota statistické signifikance pro m. erector spinae vlevo ($p = 0,068$) sice nepřekračuje stanovený limit $p > 0,05$, nicméně výsledná hodnota je to hraniční (viz graf 2, s. 43).

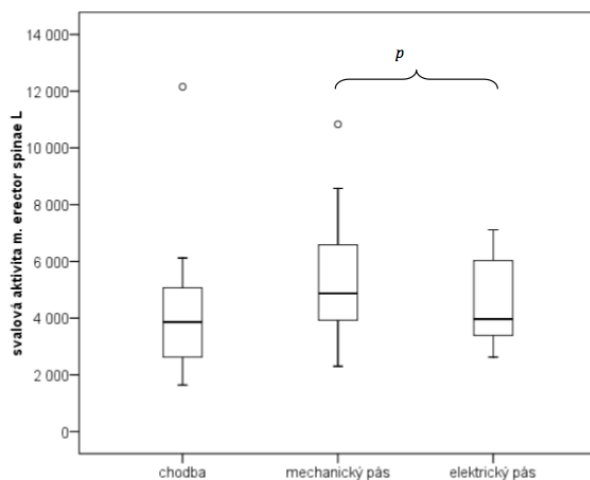
Rozložení dat je ukázáno box grafy (viz přílohy 4 – 13, ss. 76 - 81). Svislá osa představuje naměřené hodnoty svalové aktivity v μV . V box grafu vodorovná čára v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty. Pokud byly v souboru nalezeny odlehlé hodnoty, jsou zakresleny kroužky. Extrémní hodnoty jsou zakresleny hvězdičkami. Je – li v grafu zaznamenáno p , znázorňuje podmínky, při kterých byly rozdíly v aktivitě statisticky signifikantní.

Graf 1 Svalová aktivita **m. erector spinae dx.**



Legenda ke grafu 1: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Graf 2 Svalová aktivita **m. erector spinae sin.**



Legenda ke grafu 2: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Hypotézu **H₀₂** ve znění „Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí po chodbě a chůzí po elektrickém chodícím páse u:

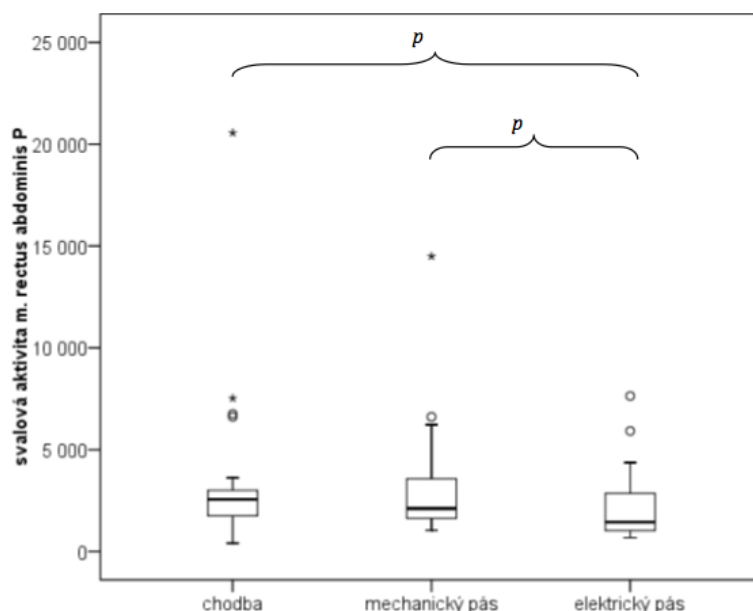
- m. obliquus internus abdominis dx.“ **nezamítáme.**
- m. obliquus internus abdominis sin.“ **nezamítáme.**
- m. obliquus externus abdominis dx.“ **nezamítáme.**
- m. obliquus externus abdominis sin.“ **nezamítáme.**
- m. rectus abdominis dx.“ **můžeme zamítnout.**
- m. rectus abdominis sin.“ **můžeme zamítnout.**
- m. erector spinae dx.“ **nezamítáme.**
- m. erector spinae sin.“ **nezamítáme.**
- m. latissimus dorsi dx.“ **nezamítáme.**
- m. latissimus dorsi sin.“ **nezamítáme.**

Hypotéza H₀₂ byla ověřena podobným způsobem jako hypotéza H₀₁. Výsledky jsou zaznamenány v tabulce (viz příloha 2, s. 75). Přehled statistické signifikance p je uveden v souhrnné tabulce (viz tabulka 1, s. 40).

Wilcoxonovými testy s Bonferroniho korekcí byly prokázány statisticky významně nižší hodnoty svalové aktivity **m. rectus abdominis na pravé ($p = 0,029$) i levé ($p = 0,002$) straně** při chůzi na elektrickém pásu ve srovnání s chůzí po chodbě (viz graf 3, s. 44; graf 4, s. 45).

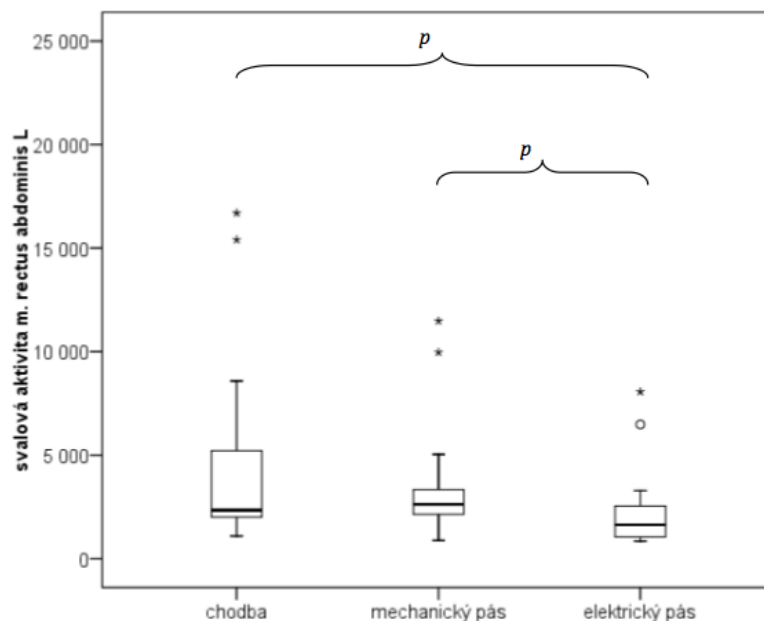
Rozložení dat všech svalů je ukázáno box grafy (viz přílohy 4 – 13, ss. 76 - 81).

Graf 3 Svalová aktivita **m. rectus abdominis dx.**



Legenda ke grafu 3: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

Graf 4 Svalová aktivita **m. rectus abdominis sin.**



Legenda ke grafu 4: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

7.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č. 2 zněla „Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou při chůzi po mechanickém a elektrickém chůzovém trenažeru?“. Řešena byla jednou hypotézou.

Hypotézu **H₀₃** ve znění „Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí po mechanickém a elektrickém chůzícím páse u:

- m. obliquus internus abdominis dx.“ **můžeme zamítnout.**
- m. obliquus internus abdominis sin.“ **můžeme zamítnout.**

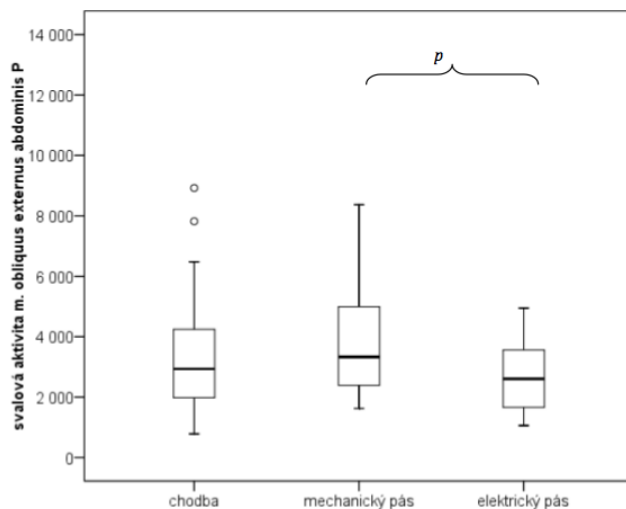
- c) m. obliquus externus abdominis dx.“ **můžeme zamítnout.**
- d) m. obliquus externus abdominis sin.“ **můžeme zamítnout.**
- e) m. rectus abdominis dx.“ **můžeme zamítnout.**
- f) m. rectus abdominis sin.“ **můžeme zamítnout.**
- g) m. erector spinae dx.“ **můžeme zamítnout.**
- h) m. erector spinae sin.“ **můžeme zamítnout.**
- i) m. latissimus dorsi dx.“ **můžeme zamítnout.**
- j) m. latissimus dorsi sin.“ **můžeme zamítnout.**

Hypotéza H_03 byla ověřena podobným způsobem jako hypotéza H_01 . Výsledky jsou zaznamenány v tabulce (viz příloha 3, s. 76).

Wilcoxonovými testy s Bonferroniho korekcí byly prokázány statisticky významně nižší hodnoty svalové aktivity u všech měřených svalů při chůzi na elektrickém pásu ve srovnání s chůzí po mechanickém pásu. Nejvýraznější rozdíly byly naměřeny u **m. obliquus externus abdominis dx.** a **m. latissimus dorsi sin.** (viz graf 5, s. 47; graf 6, s. 47), s hodnotami $p = 0,0004$.

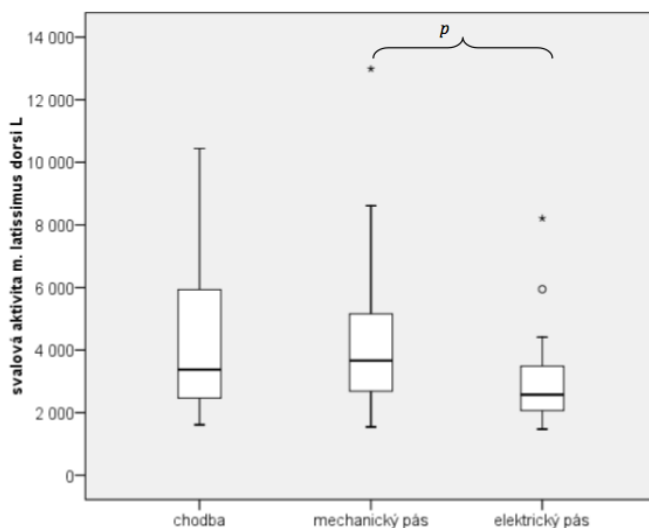
Rozložení dat všech svalů je opět ukázáno box grafy (viz přílohy 4 – 13, ss. 76 - 81).

Graf 5 Svalová aktivita m. obliquus externus abdominis dx.



Legenda ke grafu 5: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Graf 6 Svalová aktivita m. latissimus dorsi sin.



Legenda ke grafu 6: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

8 DISKUZE

Bipedální chůze je pro člověka nejběžnější způsob lokomoce. Přestože se na chůzi podílí nejvíce svaly dolních končetin a kyčlí, účastní se lokomoce celé tělo. Typickými atributy chůze jsou souhyby kontralaterálních horních končetin a rotační pohyby trupu (Gregersen et Lucas in Anders et al., 2007, p. 245). Trup díky svým mnohočetným kloubním spojením a svalům zajišťuje všestrannost v aktivní účasti na pohybu a zároveň udržení stability trupu (Kumar in Ceccato et al., 2009, p. 1). Pro chůzi je třeba jednak provést pohyb v rámci daného stereotypu, adaptovat tento pohyb různým podmínkám a zachovat při něm rovnováhu (Grillner, 1975, pp. 247 - 248). Kontrola trupu je tedy při chůzi podstatná. Svaly trupu jsou uloženy do různých vrstev ve skupinách stabilizujících a zajišťujících pohyb (Kendall et al. in Swinnen et al., 2012, p. 2).

I přes důležitý význam trupových svalů nejen pro lokomoci, ale také např. pro dýchání (Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 281), se studiu jejich aktivity věnuje jen malé procento výzkumů.

Cvičení na běžeckých pásích, ať už chůze nebo běh, je běžná modalita aerobního a anaerobního tréninku a rehabilitace. Existuje mnoho typů pásů. Obecně se dělí na elektrické pásy (dále jen EP) a mechanické pásy (dále jen MP). U EP je k pohánění pásu využíváno různých motorů, zatímco pohyb MP je založen na aktivitě vyvíjené jedincem. Výhoda MP tedy spočívá v tom, že je lze využít i na místech s žádným nebo obtížným přístupem k elektrickému napájení (De Witt et al., 2009, p. 883).

8.1 Trupové svaly a EMG

Měření svalové aktivity trupových svalů je všeobecně omezeno na povrchové svaly. Ve studiích byly popsány komplexy fázických aktivit těchto svalů a jejich souvislosti s pohyby trupu a periodami s vysokými reakčními silami,

např. při iniciálním kontaktu chodidla (Mann; Novacheck in Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 280). Na intersegmentální úrovni by se ovšem na kontrole lumbo – pelvické stability měly podílet také hluboko uložené svaly, např. m. transversus abdominis nebo mm. multifidi (Creswell et al; Hodges et Gandevia in Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 280).

Elektrody, které se ve studiích používají nejčastěji, jsou povrchové. Jehlové elektrody se používají pouze zřídka a to především na hluboké svaly trupu. Některé výzkumy kombinují povrchové a jehlové elektrody, nikdy však na stejném svalu (Swinnen et al., 2012, p. 3).

V našem experimentu jsme použili elektrody povrchové. Volbou jejich lokalizace lze ovlivnit výsledný elektromyografický signál. Je tedy třeba se co nejpřesněji držet všeobecných doporučení, která pro jejich lokalizaci existují. Elektrody se lepí paralelně na průběh svalových vláken, nejlépe na střed svalového bříška. Aby se nesnímal aktivita sousedních svalů, lokalizují se v rámci transverzální roviny co nejdále od okraje svalu (Krobot et Kolářová, 2011, ss. 19 – 21). Konkrétně pro trupové svaly neexistují ucelená doporučení pro lokalizaci elektrod, což zhoršuje porovnávání výsledků studií. Společnost pro neinvazivní vyšetření svalů pomocí povrchové elektromyografie SENIAM standardizovala lokalizaci pouze pro m. erector spinae , m. multifidus a m. trapezius (anonymous 3, 2014, p. 1). My jsme elektrody lokalizovali na základě nejčastějších umístění ve studiích podle přehledu Swinnenové et al. (2012, pp. 8 – 9).

Trupové svaly ještě nebyly zkoumány v podmínkách použitých při našem experimentu. Aby byly naše výsledky co nejvíce využitelné i pro budoucí srovnávání s jinými výzkumy, vybrali jsme ty svaly, které se ve studiích měří nejčastěji a které je možné snímat povrchovými elektrodami (Swinnen et al., 2012, p. 7).

M. obliquus internus abdominis je sval vykazující během chůze u některých probandů konstantní tonickou aktivitu s nižšími hodnotami, u druhé části probandů bifázický vzor aktivity (Waters et Morris, 1972, p. 197; White et McNair, 2002, p. 182). Ve které fázi se sval aktivuje více, v tom se studie úplně neshodují. Vyšší aktivita byla zjištěna při MS a TS (Waters et Morris, 1972, p. 197; White et McNair,

2002, p. 182), ale také při IC, ať už u ipsilaterálního IC (Callaghan, Patla et McGill, 1999, p. 208), nebo bilaterálně (Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 283).

Další sval, u kterého byla naměřena jak tonická tak fázická aktivita, je **m. obliquus externus abdominis**. U většiny probandů je jeho aktivita nízká a kontinuální. Jestliže se u některých projeví bifázicky, je to s píkem okolo IC (White et McNair, 2002, p. 182; Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 283; Waters et Morris, 1972, p. 196).

Dále jsme měřili aktivitu **m. rectus abdominis**. Podle některých studií je při pomalé chůzi zcela neaktivní, nicméně jeho aktivita s rostoucí rychlostí chůze narůstá (Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 284). Charakter aktivity je obdobný jako u OI a OE, s píky při IC a PSW (Anders et al., 2007, p. 247; White et McNair, 2002, p. 181).

Fázickou aktivitu při chůzi vykazuje **m. erector spinae**, s píky kolem IC (Murray et al.; Winter et Yack in White et McNair, 2002, p. 182; Waters et Morris, 1972, p. 195) a při TS až PSW (Cappellini et al., 2006, p. 3431). Jelikož ES překrývá více segmentů páteře, je při jeho snímání důležitá lokalizace elektrod. Podle Vogta a Banzera se při chůzi v náklonu do 10° nemění sklon pánve a bederní páteře v sagitální rovině, ale zvětší se náklon hrudníku vpřed (Thurston et al.; Stokes et al. in Vogt et Banzer, 1999, p. 21). V naší studii jsme tedy elektrody lokalizovali na ES v thorakolumbálním úseku páteře.

M. latissimus dorsi při chůzi zajišťuje stabilitu, napřímení a rotační pohyby trupu a souhyb horních končetin (Shin, Kim et Yoo, 2013, p. 1391). Píky jeho aktivity jsou ve fázi ipsilaterálního PSW a kontralaterálního LR (Callaghan, Patla et McGrill, 1999, p. 214).

Při zpracování EMG signálů a jejich vyhodnocení jsme záznamy nenormalizovali. Jestliže jsou data měřena v krátkém časovém sledu, beze změny konfigurace EMG nastavení (např. umístění elektrod, amplifikace, filtrování) a ve stejných vnějších podmínkách, pro porovnávání signálu mezi krátkodobými aktivitami normalizovat není potřeba (Halaki et Ginn, 2012, p. 176).

8.2 Rychlost chůze

Rychlost je velice individuální parametr chůze. Je ovlivněna zevními i vnitřními faktory a odráží fyzický i psychický stav jedince. Její hodnoty závisí na věku a pohlaví (Fritz et Lusardi, 2009, pp. 2 – 3). Se zvyšováním rychlosti se mění biomechanické parametry chůze i svalová aktivita trupových svalů. Zvětšují se vertikální exkurze těžiště a prodlužuje se délka kroku (Neptune, Sasaki et Kautz, 2008, p. 135). Přibližně od 2,7km/hod a výše se na prodloužení délky kroku začíná podílet transverzální rotace pánve, což vyžaduje kontrarotaci trupu a paží (Wagenaar et van Emmerick, 2000, p. 853).

S rychlostí se postupně zvyšuje aktivita OI a zvýrazňují se amplitudy v určitých fázích krokového cyklu. Při zvyšování rychlosti nad 3km/hod se zvýrazňují píky při TSW, IC a TS (Cappellini et al., 2006, p. 3431). Vzor aktivity OE se až do rychlosti 9km/hod nemění, ovšem zvyšuje se jeho celková aktivita (Cappellini et al., 2006, p. 3431). Minimální hodnoty RA při chůzi se začínají zvyšovat od 3,6km/hod, popřípadě od 4km/hod (Saunders, Rath et Hodges, 2004, p. 284; White et McNair, 2002, p. 182). U ES se s rostoucí rychlostí zvýrazňuje především fázická aktivita při TS až PSW (Cappellini et al., 2006, p. 3431). V návaznosti na zvětšení pohybu paže se s rostoucí rychlostí zvyšuje také aktivita LD (Shin, Kim et Yoo, 2013, p. 1392). Aby při záznamu chůze byla patrná aktivita všech daných svalů, je tedy třeba volit rychlost nad 4km/hod.

8.3 Respirační funkce

Na aktivitu abdominálních svalů OI a OE má vliv respirační frekvence. Píky amplitud těchto svalů a m. transversus abdominis jsou v souladu s frekvencí dechu při různých rychlostech chůze. S vyššími posturálními nároky CNS zapojuje vazbu mezi respirací a lokomocí, čímž se zjednoduší úkol a CNS se tak akomoduje na vyšší požadavky (Saunders, Rath et Hodges, 2003, pp. 283 – 288). Je – li amplituda svalů modulována frekvencí respirace a vzhledem k tomu, že naměřená aktivita svalů byla vyšší na MP než na EP, mohly by OI a OE více ovlivňovat respiraci při chůzi na MP

než při chůzi na EP. Anterolaterální svaly břišní stěny jsou svaly expirační (Campbell et Green, 1954, p. 423). Větší vliv svalů by tedy byl primárně ve fázi výdechu.

8.4 Diskuze k porovnání svalové aktivity při chůzi po chodbě a mechanickém pásu

V první hypotéze týkající vědecké otázky č. 1 jsme zjišťovali, zda jsou rozdíly ve svalové aktivitě během stojné fáze krokového cyklu mezi chůzí po chodbě a chůzí po mechanickém chodícím pásu. Vzhledem k tomu, že v žádném z dostupných zdrojů nebyla svalová aktivita trupových svalů při lokomoci na MP měřena, nemáme naše výsledky s čím srovnávat.

Výsledky našeho měření ukázaly statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě pouze u **ES pravé strany ($p = 0,017$)** a to ve smyslu vyšší aktivity při chůzi na MP. Hodnota statistické signifikance pro ES vlevo ($p = 0,068$) sice nepřekračuje stanovený limit $p > 0,05$, nicméně výsledná hodnota je to hraniční. Rozdíl svalové aktivity žádného dalšího svalu nevykazoval statistickou významnost. Určitou tendenci k větší aktivitě na MP oproti chodbě však lze pozorovat také u obou OE a LD.

Vezmeme – li v úvahu, že MP Maxerrunner® kopíruje co nejvěrněji chůzi v přirozeném terénu (anonymous 2, p. 19), můžeme teoreticky srovnávat naměřené svalové aktivity jako při chůzi po rovině a v náklonu. Chůze do kopce je náročný úkol vyžadující specifické modifikace pohybu dolních končetin a svalové aktivity (Brandell et al.; Lange et al.; Simonsen et al. in Leroux, Fung et Barbeau, 1998, p. 360).

Při chůzi do kopce má vlivem gravitace tělo tendenci naklánět se dozadu. Pro vyvážení stavu slouží aktivní náklon trupu a pánve vpřed (Leroux, Fung et Barbeau, 2002, p. 72). Adaptační mechanismy vznikají jako odpověď na vyšší nároky na posturu a propulzi (Prentice et al., 2004, p. 263). Dochází také k prodloužení kroku a snížení krokové frekvence (Kawamura et al. in McIntosh et al., 2006, p. 2498). S vyšším náklonem je spojená větší flexe v kyčli ve fázi koncového švihů (TSW). Pánev a trup se na náklon adaptují podobným způsobem. Dochází k progresi náklonu trupu i pánve vpřed (u pánve více), ovšem základní pohybové mechanismy se nemění.

Chůze v náklonu do 10°, ať už pozitivním nebo negativním, však neovlivní celkový rozsah pohybu trupu ani pánve (Leroux, Fung et Barbeau, 2002, p. 68; McIntosh et al., 2006, p. 2499). Tyto rozsahy zůstávají v rozmezí 2° - 3° pro trup a 6° - 7° pro pánev. V rámci frontální roviny se adaptační mechanismy na trupu neprojevují. Oproti tomu pohyby pánve ve smyslu laterálního poklesu se mění, v náklonu je pokles pánve směrem ke švihové dolní končetině nižší než při chůzi po rovině (Leroux, Fung et Barbeau, 2002, pp. 68 - 69). Trup a pánev se při chůzi po rovině i v pozitivním náklonu pohybují synchronně a stejným směrem. V ramenním kloubu se v rámci frontální a transverzální roviny pohyby nemění (Lay, Hass et Gregor, 2006, pp. 1623 – 1626).

Oproti těmto studiím tvrdí Vogt a Banzer, že sklon pánve se nemění a také pohyby samotné bederní páteře v sagitální rovině při náklonu 10° se nemění a zůstávají minimální (Thurston et al.; Stokes et al. in Vogt et Banzer, 1999, p. 21). Při chůzi v náklonu se více vpřed naklání hrudník, i když si zachovává v sagitální rovině stejný rozsah pohybu jako při chůzi po rovné zemi. V transverzální a frontální rovině se při náklonu oscilace hrudníku zvětšují (Vogt et Banzer, 1999, pp. 20 - 22).

Jestliže je tedy součástí přizpůsobení se sklonu terénu to, že dojde k aktivnímu náklonu trupu vpřed, musí se nutně zvýšit aktivita svalů bránících přepadnutí trupu dopředu. Svaly podílející se na vzpřimování těla jsou i ES (Čihák, 2001, s. 337). V našem výzkumu byla při chůzi na MP v náklonu signifikantně vyšší aktivita pravých ES a vyšší aktivita levých ES s hraniční hodnotou signifikance. Tento jev mohl být zapříčiněn větším anteriorním náklonem trupu. Svaly ES by tak excentrickou aktivitou kontrolovaly propulze trupu.

Tendence k vyšší svalové aktivitě na MP měly také LD a OE. Podle Vogta a Banzera (1999, p. 22) se s náklonem zvyšují axiální rotace trupu. To by se mělo zobrazit i na pohybech paží, jelikož ty jsou s trupem kloubně spojeny a upínají se na ně svaly jdoucí z trupu. Ve frontální a transverzální rovině se pohyby v ramenním kloubu s náklonem nemění (Lay, Hass et Gregor, 2006, pp. 1623 – 1626), mohly by se ovšem zvyšovat pohyby antero – posteriorní. Vyšší aktivita LD v naší studii tak může znamenat větší extenzi paže. Tendence k vyšší aktivitě OE při chůzi na MP by mohla se zvýšenou axiální rotací trupu souviset také.

8.5 Diskuze k porovnání svalové aktivity při chůzi po chodbě a elektrickém pásu

V rámci vědecké otázky č. 1 jsme ve druhé hypotéze sledovali svalovou aktivitu při chůzi po chodbě a po elektrickém pásu. Statisticky významné rozdíly byly naměřeny u RA na pravé i levé straně, kdy pro **pravý RA** bylo $p = 0,029$ a pro **levý RA** $p = 0,002$. Jejich svalová aktivita byla menší při chůzi na EP než na chodbě. Aktivita RA je při běžné chůzi po rovině minimální, i když konstantní (White et McNair, 2002, p. 182; Callaghan, Patla et McGrill, 1999, p. 214), a jeho aktivita se zvyšuje a stává více fázičká až při rychlostech nad 4km/hod (Anders et al., 2007, p. 247).

V rámci našeho experimentu chodili probandi po EP, který byl nastaven v individuálním náklonu variujícím od 11,5 % do 20 %. Nabízelo by se tedy srovnání chůze po rovině a v náklonu jako v předešlém případě, nicméně už mezi samotnou chůzi po rovině a po rovném EP existují rozdíly.

Mechanika chůze po rovině a rovném EP je v zásadě stejná, ovšem statisticky signifikantní, ač malé, jsou rozdíly v kinematice. Všeobecně jsou při chůzi po rovině větší rozsahy pohybu v segmentu (Riley et al., 2007, p. 20). Podle Vogta, Pfeifera a Banzera je při chůzi po EP oproti chůzi po rovině signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu pánve a trupu. Na EP jsou menší oscilace sakra v transverzální rovině i menší kranio – kaudální pohyby v rovině frontální. Ve frontální rovině jsou významně snižené laterální výchylky trupu. Pohyby trupu v sagitální a frontální rovině nejsou markantně odlišné. Přes amplitudové rozdíly, pohybové vzory pánve a trupu se neliší (Vogt, Pfeifer et Banzer, 2002, pp. 163 – 164). Větší transverzální oscilace pánve při chůzi po zemi, a to více než dvojnásobné, pozorovali také Staszkievicz et al. Podle nich je ale také větší rozsah pohybu pánve antero – posteriorně, i když celkově je pánev na zemi v menší anteverzii než na EP. Zato ve frontální rovině rozsahy pohybu významně odlišné nejsou (Staszkievicz et al., 2012, pp. 85 – 86).

Studie srovnávající aktivitu trupových svalů při chůzi po zemi a EP nejsou dostupné. V našem experimentu měly OI, OE a LD tendenci k nižší aktivitě na EP než na zemi a u RA byl tento rozdíl statisticky významný. Velice blízko hranici statistické

významnosti dosáhly hodnoty pravého OE ($p = 0,052$) a levého LD ($p = 0,068$). Tento jev by mohl být dán do souvislosti s celkově nižšími rozsahy pohybu pánve a trupu při chůzi na rovném EP uvedenými výše. Na druhou stranu chůze na EP v této studii byla prováděna v náklonu a se zvětšováním sklonu terénu se anteriorně sklápí pánev a trup. Jako možnou reakcí na sklon pásu by mohl být trend vyšší svalové aktivity obou ES, který jsme naměřili při chůzi po EP.

Otázkou je, zda jsou změny ve svalové aktivitě a kinematice pánve a trupu při chůzi na EP natolik nižší, že je nevyváží ani změny doprovázející rostoucí sklon pásu, anebo zda má náklon EP do 20° na trup a pánev jen minimální efekt.

8.6 Diskuze k porovnání svalové aktivity při chůzi po mechanickém a elektrickém pásu

Ve druhé vědecké otázce jsme zkoumali hypotézu, zda se nebude lišit svalová aktivita měřených trupových svalů při chůzi na mechanickém a elektrickém pásu. Po zpracování výsledků můžeme tuto hypotézu zamítnout, a to pro všechny svaly. Hodnotu statistické signifikance $p < 0,05$ splnily **všechny svaly**. Hodnota p pravého OE, levého RA a levého LD byla dokonce nižší než 0,001. Svalové aktivity při chůzi na EP byly vždy významně nižší než při chůzi na MP.

Mechanický pás použitý v našem experimentu se nevyskytuje v žádné z dohledaných studií. Stejně tak se žádná z nich nezabývala aktivitou trupových svalů. Studie zkoumající MP používaly dva typy MP, plochý (De Witt et al., 2006, p. 1; De Witt et al., 2009, p. 883) a konkávně zakřivený (Seneli et al., 2011, p. 1; Snyder et al., 2010, p. 1; Snyder et al., 2011, p. 1). Ploché MP jsou využívány především pro trénink běhu. Mají sklon $1,79^\circ$ a při pohybu na nich je nutné se buď držet madel, nebo být zavěšen v postroji (De Witt et al., 2009, pp. 883 – 885). Na konkávních MP je možné chodit i běhat, a to bez nutnosti zevní opory (Seneli et al., 2011, p. 1). MP použitý v naší studii je rovný, s plynule nastavitelným sklonem do 40° a lze na něm chodit i běhat bez nutnosti opory.

Při lokomoci na MP je anteriorní náklon trupu větší než na EP. Tento náklon je potřeba pro generaci horizontálních sil nutných pro rozpohybování pásu (De Witt et al., 2006, p. 1). Oproti EP, které k pohonu pásu používají různé motory, je na MP nutné vyvinout vlastní úsilí a energii, která je nezbytná pro rozpohybování pásu a udržení ho v pohybu (De Witt et al., 2009, p. 883).

Energeticky je tedy chůze na MP značně náročnější, se zvýšenou spotřebou kyslíku, tepovou frekvencí a hladinou laktátu v krvi a s poklesem parciálního tlaku kyslíku (Snyder et al., 2010, p. 1). Při lokomoci na MP jsou vyšší metabolické ztráty a k vyčerpání dojde rychleji než na EP. Únava tedy nastupuje na MP dříve než na EP (De Witt et al., 2009, p. 883).

Dochází – li k většímu předklonu trupu na MP, měla by se zvětšit také aktivita břišních svalů, které flexi trupu zajišťují. To by odpovídalo vyšším naměřeným hodnotám RA, OI a OE na MP v naší studii.

Reakcí na větší flexi trupu na MP může být i větší aktivita ES, které brání přepadnutí trupu vpřed a zároveň jej napřimují.

Při chůzi v náklonu se zvětšují oscilace hrudníku v transverzální a frontální rovině (Vogt et Banzer, 1999, pp. 20 - 22). Pohyb MP je oproti EP závislý čistě na svalové aktivitě a je možné, že s větší svalovou aktivitou jsou na MP větší i rozsahy pohybu trupu. Funkce svalů upínajících se na žeberní oblouky, tedy OI a OE, je lateroflexe a rotace hrudníku s páteří (Čihák, 2001, ss. 358 – 359). Jejich větší aktivita na MP námi naměřená by mohla vést ke zvýšení rozsahu pohybu trupu ve frontální i transverzální rovině.

Vyšší aktivita LD naměřená na MP značí, že se při chůzi na MP zvětšují exkurze pohybu paže v rámci flekčně – extenčních pohybů. Během chůze bez opory horních končetin může LD pohybovat paží bez omezení, ta pro něj představuje tzv. punctum mobile. Jestliže by chůze probíhala s držením madel, nebyly by volné pohyby paže možné. Teoreticky by se tak aktivita LD více zobrazila na pohybech bederní páteře, dolních žeber a pánve, kam se také upíná.

8.7 Limity práce

Chůze je komplexní funkční aktivita a je ovlivnitelná mnoha faktory, jak zevními tak vnitřními (Fritz et Lusardi, 2009, p. 2). Snahou při výběru probandů tedy bylo vytvořit co nejvíce homogenní skupinu. Přesto mohou být naše výsledky ovlivněny tím, že se do výzkumu přihlásilo 17 žen a 4 muži. Protože parametry chůze jsou ovlivněny i pohlavím (Fritz et Lusardi, 2009, p. 3), bylo by vhodné rozdělit probandy do dvou skupin a ty vyhodnocovat zvlášť. Zajímavé by také bylo porovnání svalových aktivit mezi muži a ženami. Pro ten případ by ovšem musel být ve skupinách stejný počet mužů a žen.

Další z faktorů, které mohly ovlivnit výsledky, je lokalizace elektrod. Důležité je lepit elektrody tak, aby nedocházelo ke snímání signálů z okolních svalů, nicméně u některých probandů s gracilnějším trupem nešlo elektrody umístit tak, aby tento fenomén nebyl vyloučen.

Výhodou MP Maxerrunner® je možnost velkého náklonu pásu. Tato jeho schopnost ovšem nemohla být plně využita, jelikož EP Rehawalk® FDM-T lze nastavit pouze do sklonu 20%. Abychom mohli výsledky porovnávat korektně, musel být sklon stejný na MP i EP. U žádného z probandů nepřekročil subjektivně nastavený sklon MP hranici stanovenou podle maxima EP. Nemuseli jsme tedy žádnému z probandů limitovat jeho subjektivní sklon.

Rychlost chůze je individuální. Pro standardizaci měření jsme ovšem zvolili jednotnou rychlost 4,2km/hod pro všechny probandy ve všech modalitách chůze.

V naší studii jsme vyhodnocovali pouze svalovou aktivitu a senzory Footswitch byly určeny čistě pro označení stojné fáze. Bylo by však zajímavé využít možnosti těchto senzorů a při subjektivně volené rychlosti chůze pozorovat časoprostorové charakteristiky při chůzi na pásech.

Svaly OI, OE a RA mají především kontinuální tonickou aktivitu v průběhu chůze, při vyšších rychlostech s tendencemi k výraznějším amplitudám v určitých fázích krokového cyklu. V těch se ovšem studie ne vždy shodují. V budoucnu by tedy

bylo dobré hodnotit i charakter křivky svalové aktivity v průběhu krokového cyklu a sledovat rozdíly mezi MP a EP.

Všeobecně je třeba výzkum na téma trupových svalů při chůzi rozšířit a to nejen na EP a MP. S využitím technik pro hodnocení biomechaniky těla při chůzi by se pak výsledky mohly dát do bližších souvislostí s pohyby páteře a pánve.

8.8 Přínos pro praxi

Podle Světové zdravotnické organizace vede celková fyzická inaktivita celosvětově k 1,9 milionům úmrtí ročně a u 19 milionů lidí také zapříčiní rozvoj disability. V dnešní době je doporučováno minimálně 30min fyzické aktivity střední intenzity pět a více dní v týdnu nebo 20 min intenzivního cvičení třikrát týdně. Většina dospělých se těmito doporučeními neřídí a až 60% populace neprovozuje ani minimum fyzické aktivity. Pro lepší udržování určité úrovně jsou vhodné aktivity střední intenzity, které lze začlenit do běžného života, jako např. chůze. Chůze je navíc preferovanou fyzickou aktivitou mezi lidmi se sedavým zaměstnáním (Haskell et al; Barnes; Dunn et al. in Hamer et Chida, 2008, p. 238). Nemají – li lidé dostatek času nebo prostoru k vykonávání pohybové aktivity venku, nebo preferují – li trénink pod vedením, vyhledávají často různá sportovní zařízení a fitnesscentra.

Mezi jedny z nejužívanějších a nejoblíbenějších cvičebních přístrojů patří běžecké pásy. Se zlepšováním technického vybavení roste kvalita i dostupnost MP. K jejich oblíbě přispívá také jejich skladnost a nezávislost na zdroji elektřiny (Seneli et al., 2011, p. 1). Jejich využití je široké, od rehabilitace chůze po aerobní trénink kosmonautů na vesmírných stanicích (De Witt et al., 2006 p. 1). Trupové svaly jsou podstatné pro posturu, koordinaci těla i pro dýchání. Popisována je důležitost svalů břišního lisu v rámci prevence a terapie low back pain.

Z hlediska tréninku trupových svalů lze na základě výsledků této práce upřednostnit chůzi po MP oproti EP. Tendence k větší aktivitě měly svaly na MP i oproti chůzi po chodbě, což vede k myšlence preferování chůze do kopce než po rovině. Při chůzi na EP měly svaly nižší aktivitu, i když signifikantně jen u RA,

než na chodbě. Z hlediska trupových svalů se tedy chůze po zemi zdá být efektivnější. Chůze po EP ovšem může nabízet terapeutovi jiné podmínky pro manipulaci s pacientem.

ZÁVĚR

V naší studii jsme měřili aktivitu trupových svalů a porovnávali ji při chůzi po zemi, mechanickém a elektrickém páse, přičemž pásy byly nastaveny individuálně do stejného náklonu. V teoretické části jsme shrnuli dosavadní poznatky o chůzi, trupových svalech a jejich aktivitě při lokomoci. V praktické části jsme popsali samotný experiment a jeho výsledky, které jsme dále rozvedli v diskuzi.

Aktivité trupových svalů se mnoho studií nevěnuje, a zejména ne v podmínkách obdobných našemu výzkumu. Námi naměřenou svalovou aktivitu jsme tedy diskutovali s aktivitou naměřenou při různých modalitách chůze. Kromě srovnávání elektromyografických výsledků z jiných studií jsme se věnovali také možným souvislostem změn svalové aktivity a biomechanických změn pánve a trupu, k nimž dochází při chůzi na různých typech pásu nebo v náklonu.

Z našich výsledků byl nejmarkantnější rozdíl při chůzi po mechanickém a elektrickém páse, kdy u všech svalů (*m. obliquus internus abdominis*, *m. obliquus externus abdominis*, *m. rectus abdominis*, *m. erector spinae* a *m. latissimus dorsi*) byla signifikantně vyšší aktivita při chůzi na páse mechanickém. Tendence k větší aktivitě na mechanickém páse vykazovaly svaly i v porovnání s chůzí po zemi, ačkoliv významný rozdíl byl jen u *m. erector spinae* vpravo. Nižší aktivitu než na zemi měly kromě *m. erector spinae* všechny svaly při chůzi na elektrickém páse, se statistickou významností u pravého i levého *m. rectus abdominis*. Chůze na mechanickém páse má tedy na trupové svaly nejvyšší energetické nároky, je nejnáročnější.

Podmínky pro největší aktivaci trupových svalů nabízí mechanický pás. Znamená to ovšem také větší aktivitu *m. erector spinae*, pravděpodobně spojenou s vyšší flexí trupu a určitým efektem na bederní páteř. To vše je třeba brát na zřetel a posoudit při výběru pohybové aktivity.

Výsledky naší studie by mohly hrát roli při volbě terénu chůze či pásu. Různé cíle tréninku i terapie vyžadují různé nároky. Větší možnost volby prostředků a větší znalost jejich působení umožňuje lepší individuální zacílení pohybové aktivity.

REFERENČNÍ SEZNAM

ANDERS C. et al. 2005. Trunk muscle co – ordination during gait: Relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology* [online]. 2005, no. 12, pp. 243 – 247 [cit. 5.2.2014]. DOI: 10.1016/j.pathophys.2005.09.001. Dostupné z: <http://www.pathophysiologyjournal.com/article/S0928-4680%2805%2900081-7/fulltext>.

ANDERS C. et al. 2007. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [on-line]. 2007, no. 17, pp. 245 - 252 [cit. 5. 2. 2014]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.01.002. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S1050641106000198/1-s2.0-S1050641106000198-main.pdf?_tid=215d1ffe-29c4-11e2-94e8-0000aacb360&acdnat=1352393492_7d94d57f18841d59fad595a123dc333b.

ANONYMOUS 1. 2014. Maxerrunner. In: *H.E.A.T. Program* [on-line]. 2014 [cit. 6. 5. 2014]. Dostupné z: <http://www.heatprogram.cz/co-je-h-e-a-t-program/maxerrunner/>.

ANONYMOUS 2. 2014. Maxerrunner. *Manuál pro instruktory H.E.A.T. programu*. 2014. ISBN neuvedeno.

ANONYMOUS 3. 2014. Sensor locations. In: *SENIAM* [on-line]. 2014 [cit. 6. 5. 2014]. Dostupné z: <http://seniam.org/>.

BEAUCHET, O. et al. 2009. Walking speed – related changes in stride time variability: effects of decreased speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 2009, no. 6, pp. 1 – 6. [5. 3. 2014]. DOI: 10.1186/1743-0003-6-32. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/pdf/1743-0003-6-32.pdf>.

BROCARD, F, DUBUC, R. 2003. Differential contribution of reticulospinal cells to the control of locomotion induced by the mesencephalic locomotor region. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 2003, no. 90, pp. 1714 – 1727. [cit. 10. 2. 2014]. DOI: 10.1152/jn.00202.2003. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/jn/90/3/1714.full.pdf>.

CALLAGHAN, J. P., PATLA, A. E., McGRILL, S. M. 1999. Low back three – dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics* [on-line]. 1999, no. 14, pp. 203 – 216. [cit. 17. 4. 2014]. PII: S0268-0033(98)00069-2. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0268003398000692/1-s2.0-S0268003398000692-main.pdf?_tid=1a5ca544-29c4-11e2-9a79-00000aacb360&acdnat=1352393480_b61849153c4065ed93ca964d0aa408e9.

CAMPBELL, E. J. M., GREEN, J. H. 1955. The behaviour of the abdominal muscles and the intra – abdominal pressure during quiet breathing and increased pulmonary ventilation. *Journal of Physiology* [on-line]. 1955, no. 127, pp. 423 – 426. [cit. 17. 4. 2014]. ISSN: neuvedeno. Dostupné z: <http://jp.physoc.org/content/127/2/423.full.pdf>.

CAPPELLINI, G. et al. 2006. Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 2006, no. 95, pp. 3426-3437. [cit. 5. 2. 2014]. DOI: 10.1152/jn.00081.2006. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/95/6/3426.full.pdf+html>.

CAVAGNA, G. A., KANEKO, M. 1977. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology* [on-line]. 1977, no. 268, pp. 467 – 481. [cit. 10. 2. 2014]. ISSN: neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1283673/>.

CECCATO, J. – C. et al. 2009. Comparison of trunk activity during gait inclination and walking in humans. *PLOS ONE* [on-line]. 2009, no. 12, pp. 1 – 15. [cit. 6. 5. 2014]. DOI: doi:10.1371/journal.pone.0008193. Dostupné z: <http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0008193>.

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

DALEY, M. A., BRAMBLE, D. M., CARRIER, D. R. 2013. Impact loading and locomotor – respiratory coordination significantly influence breathing dynamics in running humans. *PLOS ONE* [on-line]. 2013, no. 8, pp. 1 – 10. [cit. 10. 3. 2014]. DOI: 10.1371/journal.pone.0070752. Dostupné z: <http://www.plosone.org/article/fetchObject.action?uri=info:doi/10.1371/journal.pone.0070752&representation=PDF>.

De WITT, J. K. et al. 2006. Kinematic differences between motorized and nonmotorized treadmill locomotion. *Internet Archive* [on-line]. 2006, pp. 1 – 3 [cit. 5. 5. 2014]. ISSN neuvodeno. Dostupné z: http://archive.org/stream/nasa_techdoc_20060021459/20060021459_djvu.txt.

De WITT, J. K. et al. 2009. Determinants of time to fatigue during nonmotorized treadmill exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* [on-line]. 2009, no. 3, pp. 883 – 890. [cit. 6. 5. 2014]. ISSN neuvodeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19387389>.

DIETZ, V. 2003. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical Neurophysiology* [on-line]. 2003, no. 114, pp. 1379 – 1389. [cit. 5. 2. 2014]. DOI: 10.1016/S1388-2457(03)00120-2. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12888019>.

DUYSENS, J., Van DE CROMMERT, H. W. A. A. 1998. Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait and Posture* [on-line]. 1998, no. 7, pp. 131 – 141. [cit. 10. 4. 2014]. PII: S0966-6362(97)00042-8. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/nclpt1.pdf>.

FRITZ, S., LUSARDI, M. 2009. White Paper. “Walking Speed: the Sixth Vital Sign”. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 2009, no. 32, pp. 1-5. [cit. 1. 2. 2013]. DOI: neuvodeno. Dostupné z: http://journals.lww.com/jgpt/Fulltext/2009/32020/White_Paper___Walking_Speed_the_Sixth_Vital_Sign_.2.aspx#.

GRILLNER, S. 1975. Locomotion in vertebrates: Central mechanisms and reflex interaction. *Physiological Review* [online]. 1975, no. 55, pp. 247-304. [cit. 3. 2. 2013]. DOI: neuvodeno. Dostupné z: http://physrev.physiology.org/content/55/2/247.full.pdf+html?ijkey=131b61d505d6cf7a5c9e69c2404f0959f83412a1&keytype2=tf_ipsecsha.

HALAKI, M., GINN, K. 2012. Normalization to EMG signals: To normalize or not to normalize and what to normalize to? *INTECH* [online]. 2012, pp. 175 – 194. [cit. 2. 5. 2014]. DOI: 10.5772/49957. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.5772/49957>.

HAMER, M., CHIDA, Y. 2007. Walking and primary prevention: a meta – analysis of prospective cohort studies. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, no 42, pp. 238-243. [cit. 3. 2. 2014]. DOI: 10.1136/bsjm.2007.039974. Dostupné z: <http://bjSPORTMED.COM/content/42/4/238.full.pdf+html>.

HERMENS, H. J. et al. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2000, č. 10, pp. 361-374. [cit. 5. 2. 2013]. PII:S1050-6411(00)00027-4. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S1050641100000274/1-s2.0-S1050641100000274-main.pdf?_tid=0444893e-29c4-11e2-86d6-00000aab0f26&acdnat=1352393443_c34a2d2c5e3184e76c0d9f241e61769a.

IVANENKO, Y. P., POPPELE, R. E., LACQUANITI, F. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology* [online]. 2004, č. 556, pp. 267-282. [cit. 26.5.2013]. DOI10.1113/jphysiol.2003.057174. Dostupné z: <http://jp.physoc.org/content/556/1/267.full>.

JORDAN, L. M. et al. 2008. Descending command systems for the initiation of locomotion in mammals. *Brain Research Reviews* [online]. 2008, no. 57, pp. 183 – 191. [cit. 10. 2. 2014]. DOI: 10.1016/j.brainresrev.2007.07.019. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17928060>.

KHANDOKER, A. H. et al. 2010. Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2010, no. 7, pp. 1 – 10. [cit. 10. 3. 2014]. DOI: neuvedeno. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/18>.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-802-4427-621.

LAY, A. N., HASS, C. J., GREGOR, R. J. 2006. The effect of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, no. 39, pp. 1621 – 1628. [cit. 10. 3. 2014]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.005. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S0021929005002150/1-s2.0-S0021929005002150->

main.pdf?_tid=0f3c1c70-d6fd-11e3-a160-00000aacb361&acdnat=1399586992_617830d0bbf43397ee2eacaf9d09cf26.

LEE, S. J., HIDLER, J. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2008, no. 104, pp. 747 - 755. [cit. 17. 4. 2014]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01380.2006. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/jap/104/3/747.full.pdf>.

LEROUX, A., FUNG, J., BARBEAU, H. 2002. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait and Posture* [online]. 2002, no. 15, pp. 64 - 74. [cit. 5. 3. 2014]. PII: S0966-6362(01)00181-3. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(01\)00181-3/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(01)00181-3/abstract).

MacKAY-LYONS, M. 2002. Central pattern generation of locomotion: A review of the evidence. *Physical Therapy* [online]. 2002, no. 82, pp. 69 - 83. [cit. 10. 2. 2014]. DOI: neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11784280>.

MARSH, A. P. et al. 2006. Effect of treadmill and overground walking on function and attitudes in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 2006, pp. 1157 - 1164. [25. 4. 2014]. DOI: 10.1249/01.mss.0000222844.81638.35. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Effect+of+treadmill+and+overground+walking+on+function+and+attitudes+in+older+adults>.

McINTOSH, A. S. et al. 2006. Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, no. 39, pp. 2491 - 2502. [cit. 25. 4. 2014]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.025. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0021929005003659/1-s2.0-S0021929005003659-main.pdf?_tid=eca0f186-d6fc-11e3-a698-00000aacb35e&acdnat=1399586934_e7279aa461f7afa188037e68e13d1885.

MINETTI, A. E. et al. 2002. Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2002, no. 93, pp. 1039 - 1046. [cit. 5. 3. 2014]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01177.2001. Dostupné z: <http://www.jappphysiol.org/content/93/3/1039.full.pdf+html>.

NEPTUNE, R. R., SASAKI, K., KAUTZ, S. A. 2008. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait and Posture* [online]. 2008, no. 28, pp. 135-143. [cit. 1. 2. 2013]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.004. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620700269X#>.

NYMARK, J. R. et al. 2004. *Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds* [online]. Ottawa: neuvedeno. [cit. 1. 2. 2013]. DOI: 10.1682/JRRD.2004.05.0050. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/05/42/4/nymark.html>.

O'CONNOR, S. M., XU, H. Z., KUO, A. D. 2012. Energetic cost of walking with increased step variability. *Gait and Posture* [online]. 2012, no. 36, pp. 102-107. [cit. 1. 2. 2013]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.014. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212000197#>.

OUNPUU, S. 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine* [online]. 1994, vol. 13, no. 4, pp. 843-863. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0278-5919. Dostupné z: <http://demotu.org/pralados60/files/2011/05/Ounpuu94running.pdf>.

PERRY J. 1992. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, 1992. ISBN 15-564-2192-3.

PRENTICE, S. D. et al. 2004. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait and Posture* [online]. 2004, no. 20, pp. 255 – 265. [cit. 25. 4. 2014]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2003.09.006. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S096663620300167X/1-s2.0-S096663620300167X-main.pdf?_tid=c650b4f8-d6fc-11e3-ba4d-00000aacb35d&acdnat=1399586870_b836f496cc28bed890412a20d849db11.

RILEY, P. O. et al. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait and Posture* [online]. 2007, no. 26, pp. 17 – 24. [25. 4. 2014]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.003. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0966636206001457/1-s2.0-S0966636206001457-main.pdf?_tid=df644c94-29c3-11e2-8d0e-00000aacb361&acdnat=1352393381_b26c0cdb4538d2c64c605f8e19f5b50b.

SAUNDERS, S. W., RATH, D., HODGES, P. W. 2004. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait and Posture*[online]. 2004, no. 20, pp. 280 – 290. [cit. 10. 2. 2014]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2003.10.003. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0966636203001930/1-s2.0-S0966636203001930-main.pdf?_tid=d9739362-29c3-11e2-ab8d-00000aab0f27&acdnat=1352393371_8053b5c4c77dadbd59a68be966c5bfcc.

SENELI, R. M. et al. 2011. *Comparing step length between motorized and non – motorized treadmills during walking, jogging, or running*. Milwaukee: University of Wisconsin – Milwaukee. [online]. 2011. [cit. 3.5.2014]. Dostupné z: http://www.woodway.com/casestudies/2011_ACSM_Poster%20-Seneli-Step_length.pdf.

SHIN, S. – J., KIM, T. – Y., YOO, W. – G. 2013. Effects of various gait speeds on the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles associated with the posterior oblique sling system. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2013, no. 25, pp. 1391 – 1392. [cit. 17. 4. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://europepmc.org/articles/PMC3881462>.

SNYDER, A. C. et al.. 2010. *Energy expenditure during sub – maximal running on a non – motorized treadmill*. Milwaukee: University of Wisconsin – Milwaukee. [online]. 2010. [cit. 3.5.2014]. Dostupné z: http://www.woodway.com/casestudies/2010_NSCA_Running_Curve_Poster.pdf.

SNYDER, A. C. et al.. 2011. *Foot pressure of walking, jogging, and running on non. motorized and motorized treadmill*. Milwaukee: University of Wisconsin – Milwaukee. [online]. 2010. [cit. 3.5.2014]. Dostupné z: http://www.woodway.com/casestudies/2011_ACSM_Pressure_Study_Poster-ACS.pdf.

STASZKIEWICZ, R. et al. 2012. Three – dimensional analysis of the pelvic and hip mobility during gait on a treadmill and on the ground. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online]. 2012, no. 2, pp. 83 – 89. [cit. 25. 4. 2014]. DOI: 10.5277/abb120211. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22794116>.

SWINNEN, E. et al. 2012. Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2012, no. 22, pp. 1-12. [cit. 3. 2. 2013]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.04.005. Dostupné z: http://www.unboundmedicine.com/medl/citation/21622008/full_citation/Methodology_of_electromyographic_analysis_of_the_trunk_muscles_during_walking_in_healthy_subjects:_a_literature_review_.

VÉLE F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapie poruch pohybové soustavy*. Praha:Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

VOGT, L., BANZER, W. 1999. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. *Gait and Posture* [online]. 1999, no. 9, pp. 18 – 23. [cit. 25. 4. 2014]. PII: S0966-6362(98)00038-1. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0966636298000381/1-s2.0-S0966636298000381-main.pdf?_tid=6ee10b64-d6fc-11e3-8b7b-00000aacb360&acdnat=1399586723_af8e651a75d378dfae0204f054b21e0f.

VOGHT, L., PFEIFER, K., BANZER, W. 2002. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, no. 17, pp. 162 – 165. [cit. 25. 4. 2014]. PII: S0268-0033(01)00111-5. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0268003301001115/1-s2.0-S0268003301001115-main.pdf?_tid=b21ba1ce-29c3-11e2-93e6-00000aacb35d&acdnat=1352393305_37f93acb6fa19ded2db9eed84e6e6115.

WAGENAAR, R. C., van EMMERIK, R. E. A. 2000. Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000, no. 33, pp. 853 – 861. [cit. 6. 5. 2014]. PII: S0021-9290(00)00020-8. Dostupné z: http://www.unboundmedicine.com/medline/citation/10831760/Resonant_frequencies_of_arms_and_legs_identify_different_walking_patterns_.

WALL – SCHEFFLER, C. M. et al. EMG activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *American Journal of Physiology and Anthropology* [online]. 2010, no. 143, pp. 601 – 611. [cit. 10. 2. 2014]. DOI:

10.1002/ajpa.21356. Dostupné z:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3011859/pdf/nihms230119.pdf>.

WATERS, R. L., MORRIS, J. M. 1972. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *Journal of Anatomy* [online]. 1972, no. 111, pp. 191-199. [cit. 28. 1. 2013]. DOI: neuvedeno. Dostupné z:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1271146/pdf/janat00324-0002.pdf>.

WHITE, S. G., McNAIR, P. J. 2002. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, no. 17, pp. 177-184. [cit. 28. 1. 2013]. PII: S 0 2 6 8 - 0 0 3 3 (0 2) 0 0 0 0 7 - 4. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0268003302000074/1-s2.0-S0268003302000074-main.pdf?_tid=a3f8ceb4-29c3-11e2-b7ae-00000aacb35e&acdnat=1352393282_e1be43f17633c0ad14bf70cb1bf3ddb.

WHITTLE, M. W. 2007. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 07-506-8883-1.

WINTER, D. A., YACK, H. J. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* [online]. 1987, vol. 67, pp. 402-411. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 0013-4694. Dostupné z:
<http://web.calstatela.edu/faculty/dwon/ee486/Supplementary/WinterYack87.pdf>.

SEZNAM ZKRATEK

CGP	centrální generátory pohybu
CNS	centrální nervový systém
COG	center of gravity
dx.	dexter
DS	double stance
EMG	elektromyografie
EP	elektrický pás
ES	musculus erector spinae
GAS	musculi gastrocnemii
IC	inicial contact
ISW	inicial swing
kv.	kvartil
LD	musculus latissimus dorsi
LR	loading response
m., mm.	musculus, musculi
max	maximum
MF	musculus multifidus
min	minimum
MP	mechanický pás
MS	midstance

MSW	midswing
OE	musculus obliquus externus abdominis
OI	musculus obliquus internus abdominis
p	hodnota statistické signifikance
PSW	preswing
QL	musculus quadratus lumborum
RA	musculus rectus abdominis
RF	musculus rectus femoris
SEMG	povrchová elektromyografie
sin.	sinister
SOL	musculus soleus
TrA	musculus transversus abdominis
TS	terminal stance
TSW	terminal swing
Z	hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

SEZNAM TABULEK A GRAFŮ

Tabulka 1 Statistické signifikance pro všechny srovnávané parametry	40
Graf 1 Svalová aktivita m. erector spinae dx.	42
Graf 2 Svalová aktivita m. erector spinae sin.	43
Graf 3 Svalová aktivita m. rectus abdominis dx.	44
Graf 4 Svalová aktivita m. rectus abdominis sin.	45
Graf 5 Svalová aktivita m. obliquus externus abdominis dx.	47
Graf 6 Svalová aktivita m. latissimus dorsi sin.	47

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Fáze krokového cyklu (upraveno dle Perry, 1992, p. 10)	13
Obrázek 2 Časové rozdělení krokového cyklu (Ounpuu, 1994, p. 845)	13
Obrázek 3 Pás Maxerrunner® (anonymous 1, 2014, s. 1)	29

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Svalová aktivita během stejné fáze krokového cyklu při chůzi po chodbě a po mechanickém chodícím páse	75
Příloha 2 Svalová aktivita během stejné fáze krokového cyklu při chůzi po chodbě a po elektrickém chodícím páse	75
Příloha 3 Svalová aktivita během stejné fáze krokového cyklu při chůzi po mechanickém a elektrickém chodícím páse	76
Příloha 4 Svalová aktivita m. obliquus internus abdominis dx.	76
Příloha 5 Svalová aktivita m. obliquus internus abdominis sin.	77
Příloha 6 Svalová aktivita m. obliquus externus abdominis dx.	77
Příloha 7 Svalová aktivita m. obliquus externus abdominis sin.	78
Příloha 8 Svalová aktivita m. rectus abdominis dx.	78
Příloha 9 Svalová aktivita m. rectus abdominis sin.	79
Příloha 10 Svalová aktivita m. erector spinae dx.	79
Příloha 11 Svalová aktivita m. erector spinae sin.	80
Příloha 12 Svalová aktivita m. latissimus dorsi dx.	80
Příloha 13 Svalová aktivita m. latissimus dorsi sin.	81
Příloha 14 Informovaný souhlas	82

PŘÍLOHY

Příloha 1 Svalová aktivita během stejné fáze krokového cyklu při chůzi po chodbě a po mechanickém chodícím páse

	Chodba (n = 21)					Mechanický chodící pás (n = 21)					Z	p
	medián	1. kv.	3. kv.	min	max	medián	1. kv.	3. kv.	min	max		
m. obliquus internus abdominis P	4259	3232	5234	1064	12903	4269	3489	5861	2286	20575	-1,269	0,614
m. obliquus internus abdominis L	6652	4466	9508	1868	15662	6563	5214	8858	3006	23384	-0,156	1,000
m. obliquus externus abdominis P	2934	1912	4578	785	8921	3328	2364	5387	1624	8367	-0,747	1,000
m. obliquus externus abdominis L	3623	2218	6274	883	11009	3953	2915	5874	1843	12653	-0,713	1,000
m. rectus abdominis P	2563	1630	3309	408	20561	2110	1509	3913	1046	14495	-0,365	1,000
m. rectus abdominis L	2347	1971	5601	1096	16693	2620	1897	3727	884	11479	-1,894	0,175
m. erector spinae P	4144	3072	5456	1429	8940	4755	3680	6949	2017	10887	-2,763	0,017
m. erector spinae L	3861	2595	5155	1638	12155	4873	3790	7263	2301	10832	-2,277	0,068
m. latissimus dorsi P	3702	1943	5870	1063	8209	4656	2079	6087	1386	9806	-1,269	0,614
m. latissimus dorsi L	3379	2418	6056	1611	10442	3664	2685	5275	1542	12985	-0,261	1,000

Legenda: n – počet probandů, P – pravá strana, L – levá strana, 1. kv. – první kvartil (μV), 3. kv. – třetí kvartil (μV), min – minimum (μV), max – maximum (μV), Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, p - hodnota dosažené statistické signifikance korigovaná Bonferroniho korekcí

Příloha 2 Svalová aktivita během stejné fáze krokového cyklu při chůzi po chodbě a po elektrickém chodícím páse

	Chodba (n = 21)					Elektrický chodící pás (n = 21)					Z	p
	medián	1. kv.	3. kv.	min	max	medián	1. kv.	3. kv.	min	max		
m. obliquus internus abdominis P	4259	3232	5234	1064	12903	3493	2578	4605	1865	13651	-2,172	0,089
m. obliquus internus abdominis L	6652	4466	9508	1868	15662	5302	3843	6930	2585	13686	-2,103	0,106
m. obliquus externus abdominis P	2934	1912	4578	785	8921	2605	1616	3686	1057	4948	-2,381	0,052
m. obliquus externus abdominis L	3623	2218	6274	883	11009	3175	2579	4095	953	5181	-2,033	0,126
m. rectus abdominis P	2563	1630	3309	408	20561	1446	980	2897	680	7635	-2,589	0,029
m. rectus abdominis L	2347	1971	5601	1096	16693	1639	1037	2586	852	8061	-3,354	0,002
m. erector spinae P	4144	3072	5456	1429	8940	4196	3363	5442	2380	8255	-0,643	1,000
m. erector spinae L	3861	2595	5155	1638	12155	3967	3252	6089	2625	7110	-0,713	1,000
m. latissimus dorsi P	3702	1943	5870	1063	8209	3196	1828	4145	1245	9053	-1,790	0,220
m. latissimus dorsi L	3379	2418	6056	1611	10442	2576	2043	3521	1475	8210	-2,277	0,068

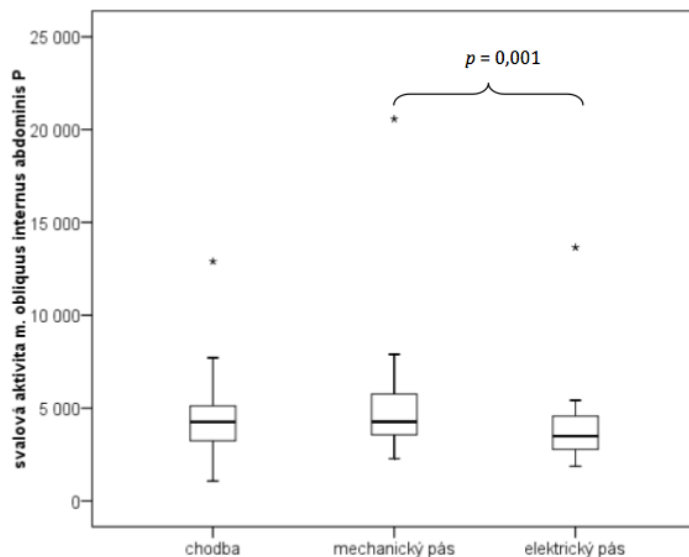
Legenda: n – počet probandů, P – pravá strana, L – levá strana, 1. kv. – první kvartil (μV), 3. kv. – třetí kvartil (μV), min – minimum (μV), max – maximum (μV), Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, p - hodnota dosažené statistické signifikance korigovaná Bonferroniho korekcí

Příloha 3 Svalová aktivita během stojné fáze krokového cyklu při chůzi po mechanickém a elektrickém chodícím pásu

	Mechanický chodící pás (n = 21)					Elektrický chodící pás (n = 21)					Z	p
	medián	1. kv.	3. kv.	min	max	medián	1. kv.	3. kv.	min	max		
m. obliquus internus abdominis P	4269	3489	5861	2286	20575	3493	2578	4605	1865	13651	-3,736	0,001
m. obliquus internus abdominis L	6563	5214	8858	3006	23384	5302	3843	6930	2585	13686	-3,389	0,002
m. obliquus externus abdominis P	3328	2364	5387	1624	8367	2605	1616	3686	1057	4948	-3,841	0,0004
m. obliquus externus abdominis L	3953	2915	5874	1843	12653	3175	2579	4095	953	5181	-3,702	0,001
m. rectus abdominis P	2110	1509	3913	1046	14495	1446	980	2897	680	7635	-3,424	0,002
m. rectus abdominis L	2620	1897	3727	884	11479	1639	1037	2586	852	8061	-3,910	0,0003
m. erector spinae P	4755	3680	6949	2017	10887	4196	3363	5442	2380	8255	-2,624	0,026
m. erector spinae L	4873	3790	7263	2301	10832	3967	3252	6089	2625	7110	-2,833	0,014
m. latissimus dorsi P	4656	2079	6087	1386	9806	3196	1828	4145	1245	9053	-3,458	0,002
m. latissimus dorsi L	3664	2685	5275	1542	12985	2576	2043	3521	1475	8210	-3,806	0,0004

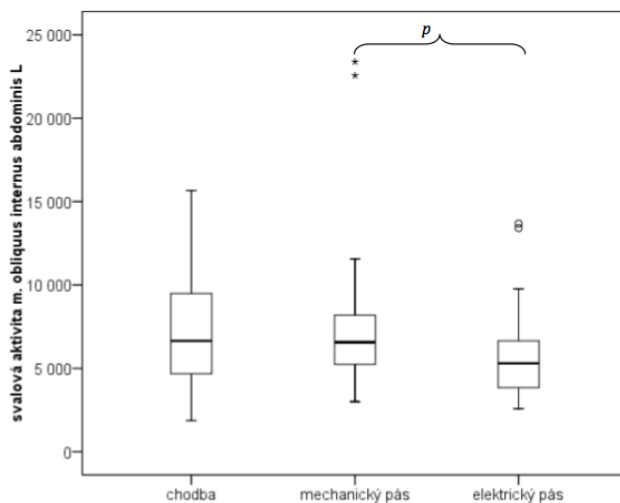
Legenda: n – počet probandů, P – pravá strana, L – levá strana, 1. kv. – první kvartil (μV), 3. kv. – třetí kvartil (μV), min – minimum (μV), max – maximum (μV), Z – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, p - hodnota dosažené statistické signifikance korigovaná Bonferroniho korekcí

Příloha 4 Svalová aktivita **m. obliquus internus abdominis dx.**



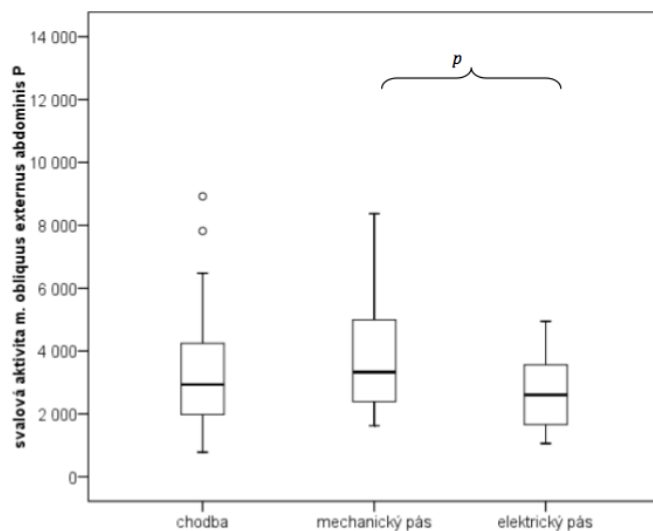
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 5 Svalová aktivita *m. obliquus internus abdominis sin.*



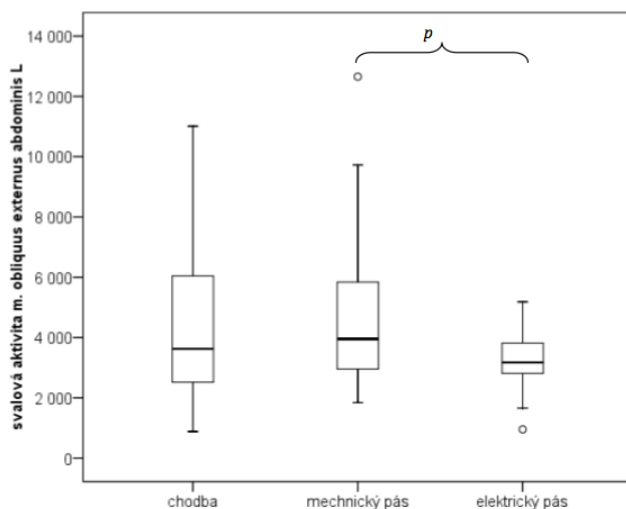
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 6 Svalová aktivita *m. obliquus externus abdominis dx.*



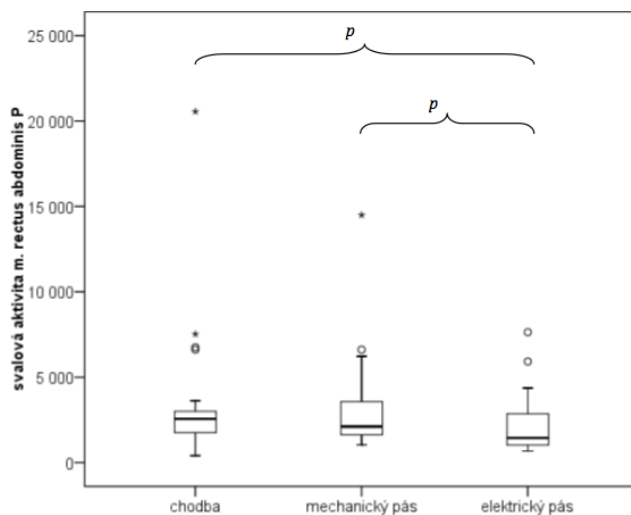
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 7 Svalová aktivita *m. obliquus externus abdominis sin.*



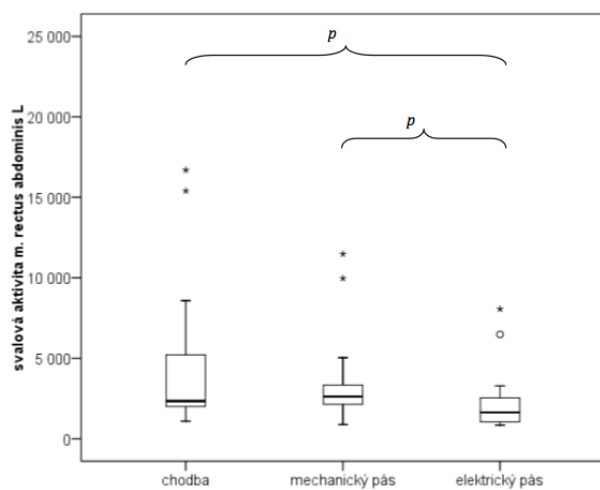
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 8 Svalová aktivita *m. rectus abdominis dx.*



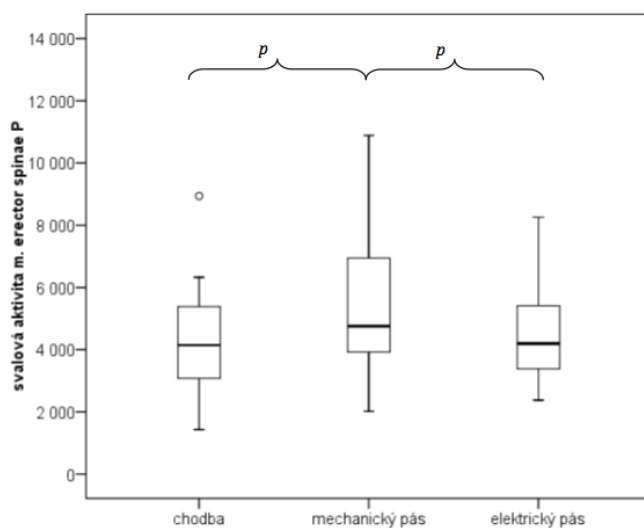
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 9 Svalová aktivita *m. rectus abdominis sin.*



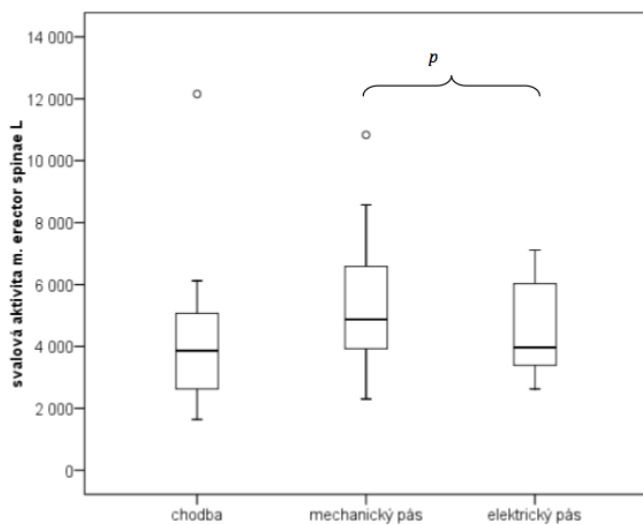
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 10 Svalová aktivita *m. erector spinae dx.*



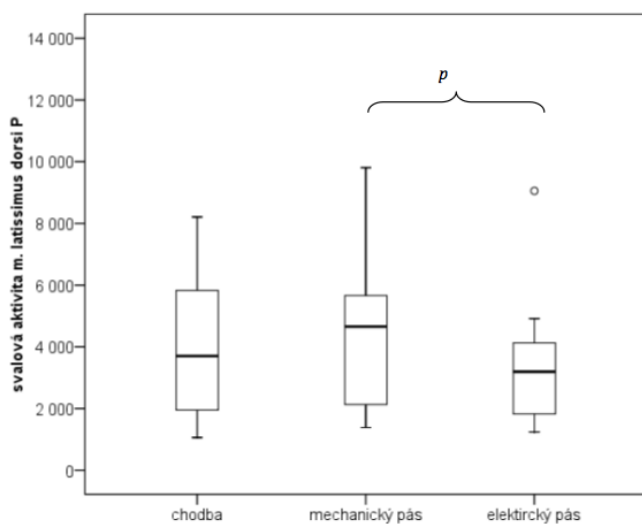
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 11 Svalová aktivita *m. erector spinae sin.*



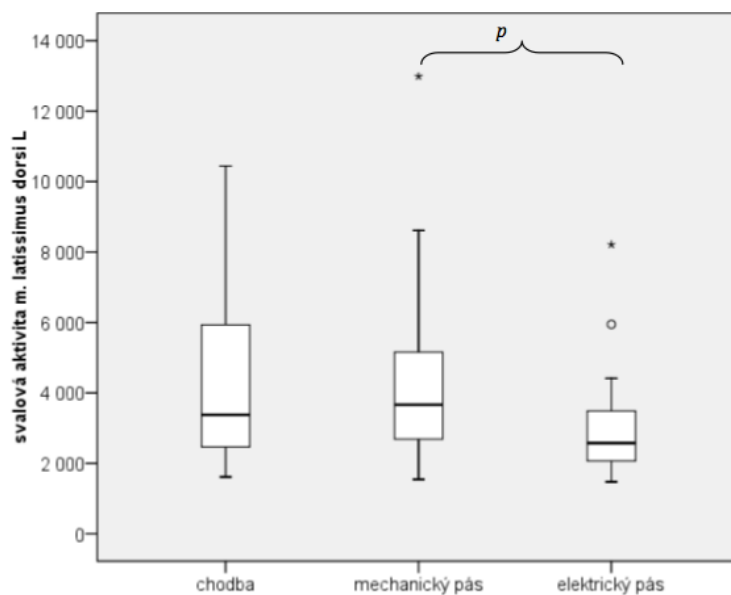
Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 12 Svalová aktivita *m. latissimus dorsi dx.*



Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 13 Svalová aktivita *m. latissimus dorsi sin.*



Legenda: svislá osa – svalová aktivita (μV), vodorovná čára v krabici – medián, dolní hrana krabice – 1. kvartil, horní hrana – 3. kvartil, anténky – minimální a maximální naměřené hodnoty, kroužky – odlehlé hodnoty, hvězdičky – extrémní hodnoty, p – statistická signifikance

Příloha 14 Informovaný souhlas



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Etická komise

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: EMG aktivita vybraných trupových svalů při lokomoci v závislosti na různých typech chůze

období realizace: 2013/2014

řešitelé projektu: Mgr. Iveta Lerchová

Bc. Marie Magdalena Pročková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je pomocí elektromyografu vyhodnotit elektrickou aktivitu trupových svalů a její rozdíly v chůzi po rozdílných trenažerech. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají rizika spojená s chůzí na chůzových trenažerech. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

V Olomouci _____ dne: _____

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

V Olomouci _____ dne: _____

Bank. spojení: KB, a.s., Olomouc
Č. ú.: 19-1096330227/0100

IČ: 61989592
DIČ: CZ61989592

Tel.: +420 585 632 858
Internet: www.upol.cz