

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**SLEDOVÁNÍ ZMĚN ZAPOJENÍ SVALŮ VE VYBRANÝCH
OBLASTECH POHYBOVÉ SOUSTAVY ČLOVĚKA PŘI
CHŮZI A NORDIC WALKING**

Autoreferát disertační práce

BIBLIOGRAFICKÁ IDENTIFIKACE

Autor:

Mgr. Martin Škopek

Název disertační práce:

Sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking

Školitel:

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc

Pracoviště:

Katedra sportů v přírodě

Rok obhajoby disertační práce:

2012

Doktorská práce představuje původní rukopis, s jehož kompletním textem se lze seznámit v Ústřední tělovýchovné knihovně UK FTVS Praha, José Martího 31, Praha 6.

ABSTRAKT

Název práce: Sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking

Cíl práce: Cílem práce je sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking u jedinců starší dospělosti.

Metoda: Měření charakteristiky chování a průběhu elektromyografických signálů vybraných svalů pletence ramenního, pánevního a dolních končetin při chůzi a nordic walking s následnou synchronizací s videozáznamem.

Výsledky: Při NW nedochází oproti chůzi k významnému snížení svalové aktivity na dolních končetinách, na druhé straně zde došlo k výraznému nárůstu svalové aktivity u svalstva zádového. Z interpretace výsledků je také zřejmé, že při NW dojde ke kontralaterálnímu svalovému propojení spodní poloviny těla s pletencem ramenním. Pletenec ramenní při NW nepřebírá antigravitační funkci, jako je tomu u Vojtova reflexního plazení, ale pouze se do lokomoce zapojuje.

Klíčová slova: Elektromyografie (EMG), nordic walking, chůze, Vojtův princip, svalové řetězce, maximální volní kontrakce (MVC)

OBSAH

1. ÚVOD	5
2. CÍL, ÚKOLY A HYPOTÉZY PRÁCE	7
2.1 Cíl práce	7
2.2 Vědecká otázka	7
2.3 Hypotézy práce	7
2.4 Úkoly práce	8
3. METODIKA A REALIZACE VÝZKUMU	9
3.1 Charakteristika výzkumu	9
3.2 Metody sběru dat.....	10
3.3 Charakteristika prostředí a zařízení.....	10
3.4 Charakteristika testovaného souboru	10
3.5 Sběr dat	11
3.6 Sledované svaly, lokalizace elektrod, stanovení MVC.....	12
3.7 Analýza dat	13
4. VÝSLEDKY	15
5. Diskuse.....	18
5.1 Intraindividuální analýza výsledků	18
5.2 Interindividuální analýza výsledků	19
6. ZÁVĚR	21
7. SEZNAM VYBRANÉ LITERATURY	23

1. ÚVOD

Chůze, jako jedna ze základních typů lokomocí člověka, prochází z hlediska fylogeneze poměrně značnými změnami. V různých publikacích zabývajících se touto tematikou (např. Dean, 1981; Jarvik, 1980; Krobot, 2004; Vančata, 2005; Nicholson, 2002; aj.) najdeme zajímavá zjištění, která tyto události zaznamenávají. Je zde popisován vývoj jedince od původních obratlovců a strunatců, kteří se pohybují pouze ve vodním prostředí, přes živočichy, kteří se v průběhu evolučních změn přizpůsobili podmínkám na souši. Postupně tak přecházejí z pravolevého vlnění ve vodě morfologickou přestavbou končetin do kvadrupedálního¹ pohybového vzoru až po vznik současné podoby bipedální lokomoce, která se oproti kvadrupedii u jedince vyvíjí až poměrně později. Všimá si ale také ontogenetického vývoje člověka (Kováčiková, 2008; Kučera, 2008; Boonyonga, et. al, 2012 aj.), kde se kvadrupedie objevuje v jeho ranném stadiu, čímž se vlastně k tomuto typu lokomoce jaksi navrácí a využívá tak určitých lokomočních programů této doby, které se však v průběhu jeho vývoje zasouvají za funkci manipulace a úchopu (Véle, 2006).

Toto znovuvybavení určitých programů kvadrupedální lokomoce získaných z průběhu fylogenetického vývoje využívá pro svou práci Vojta, Petters (2005), kde využívají tuto techniku znovuvybavení si pohybových vzorů v rámci reflexní lokomoce k léčbě u lidí s poškozením motoriky a na jejím základě vytváří terapii, která se využívá dodnes. Tato myšlenka se v průběhu desetiletí přenesla také do sportovní lokomoce, jak uvádí ve své práci Kračmar (2002), který říká: *„Přirozená lidská motorika vychází z kvadrupedálního zkříženého chůzového cyklu. Vzdálenost hybných stereotypů v jednotlivých sportovních odvětvích od vývojově starých pohybových programů a vzorů hraje roli v obtížnosti vytváření a fixaci těchto stereotypů“*.

Na tomto základě bylo vytvořeno několik studií (Novotný, 2007; Srbková, 2006; Herdová, 2009; Tlašková, 2007; Chrástková, 2011), kde byla shledána určitá podobnost různých sportovních lokomocí využívající pro pohyby vpřed horní končetiny (např. běžecké lyžování, pádlování, nordic walking²), právě s reflexním plazením při Vojtově principu. V těchto studiích si také všimáme problematiky týkající se řetězení jednotlivých svalů, které pro vykonání určitého pohybu nepracují samostatně, nýbrž vždy spolupracují v rámci určitého svalového řetězce, čemuž je věnována samostatná kapitola této práce. Tuto problematiku podrobně přibližuje ve své práci Véle (2006).

¹ Kvadrupedie – lokomoce pomocí čtyř končetin

² Nordic walking – z angl. severská chůze nebo jinak též chůze s holemi

Vybranou a sledovanou lokomocí je vedle chůze poměrně nový druh sportovní aktivity – nordic walking. Nordic walking, jinak též chůze s holemi, je v poslední době jedna ze sportovních aktivit, která si získává stále větší popularitu nejen ve světě, ale i u nás a to především u lidí v pokročilejším věku. Řada autorů na tuto tematiku uvádí (např. Church et. al, 2002; Vystrčil, 2004; Wendlová, 2008; Ainslie et al., 2002, Momertová-Jauchová, 2009 aj.) značně pozitivní hodnocení především v oblastech fyziologických odpovědí na zatížení organismu, kdy při nordic walking dochází např. k zlepšení krevního oběhu, k nárůstu srdeční frekvence a tím k intenzivnějšímu odbourávání nežádoucího tuku aj. Dále, že dochází k rozložení hmotnosti jedince do více svalových partií (především ramenního pletence, zad a ruky) nebo ke snížení nežádoucí zátěže na klouby. Oproti tomu však stojí studie, které jsou s těmito pozitivními názory poněkud v rozporu (např. Jacobson, 2000; Duckham, 2009; Hansen, 2007) a které říkají, že k těmto změnám mezi chůzí a nordic walking nedochází.

Záměrem práce je přispět k řešení této problematiky a to z hlediska zapojování vybraných svalových skupin při chůzi a nordic walking pomocí elektromyografického měření (EMG) svalové aktivity. Tato metoda je v současné době pojímána jako objektivizační nástroj při hledání koordinačních souvislostí práce pohybové soustavy. Je označována jako metoda nejpoužívanější, nejdostupnější a nejpřesnější, která se pro terénní měření svalové aktivity in vivo používá. Metodou EMG a jejím vyhodnocením se zabývá řada autorů (DeLuca, 1997, 2001; Konrad, 2005; Hug, 2011; Pánek, 2009; DeLuca, 2001; Věle, 2006 a další).

Cílovou skupinou výzkumu jsou jedinci střední dospělosti, které ve své práci popisují např. Vágnerová, 2000; Jobánková et al., 2003; Diensbier, 2009 aj. Pozornost věnovaná této subpopulaci je z toho důvodu, že nordic walking je všeobecně označován, vnímán a primárně doporučován jako bezpečná pohybová aktivita právě pro tuto či dokonce starší věkovou kategorii.

Tato práce sleduje rozdíly v zapojování jednotlivých svalů při dvou různých typech lokomoce (chůze a nordic walking) a v rámci výsledků poukazuje na zásadní rozdíly u těchto svalů v práci hybné soustavy z hlediska jejich časové aktivace a míry svalové aktivity, z které lze následně usuzovat na vykonanou práci. Ze zjištěných výsledků hledá určité tendence a styčné body spojující nordic walking s Vojtovou reflexní lokomocí, která vychází z kvadrupedie, čímž nachází určité souvislosti s fylogenetickým vývojem chůze u člověka.

2. CÍL, ÚKOLY A HYPOTÉZY PRÁCE

2.1 Cíl práce

Cílem práce je sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking u jedinců starší dospělosti.

2.2 Vědecká otázka

Dochází při zapojení horních končetin přes další punctum fixum na pletenci ramenním k významným změnám svalové aktivity resp. svalové aktivace v oblasti pletence ramenního, trupu, pánve a dolních končetin oproti volné bipedální chůzi?

2.3 Hypotézy práce

- H1.** Aktivita m. latissimus dorsi dx., pars transversa bude významně vyšší při nordic walking, než při volné bipedální chůzi.
- H2.** Zapojením pletence ramenního do lokomoce při nordic walking dojde k významnému snížení svalové aktivity u svalu m. gluteus medius sin., oproti jeho aktivitě při volné bipedální chůzi.
- H3.** Svalová aktivita m. gastrocnemius sin., pars medialis, se zvýší při nordic walking oproti volné bipedální chůzi.
- H4.** Při nordic walking dojde k režimu kokontrakce³ dlouhých hlav m. biceps brachii dx. a m. triceps brachii dx., spolu s m. latissimus dorsi dx., pars transversa.
- H5.** Zapojením pletence ramenního do lokomoce pomocí holí dojde na základě časové aktivace svalů m. trapezius dx., pars descendens a m. serratus anterior dx. k jejich vzájemné souhře.
- H6.** Při nordic walking dojde na základě časové aktivace k vzájemné souhře svalů pletence ramenního m. deltoideus dx., pars scapularis, svalu zádového m. latissimus dorsi dx., pars transversa a svalu kontralaterální dolní končetiny m. gluteus maximus sin.

³ Kokontrakce – společná kontrakce dvou svalů

2.4 Úkoly práce

Ověření hypotéz vyžaduje splnění těchto základních úkolů:

- ✓ Podat v rámci rozsáhlého přehledu literatury komplexní a sumarizující pohled na historii a současný stav výzkumů v oblasti problematiky nordic walking a dále v oblasti EMG, jako vhodného prostředku k měření a získávání dat.
- ✓ Zařadit lidskou chůzi do souvislostí evoluce lokomoce primátů.
- ✓ Komparovat svalové práce při dvou rozdílných typech lokomoce, chůzi a nordic walking, formou jejich objektivizace dostupnými výzkumnými metodami.
- ✓ Charakterizovat zapojení jednotlivých svalů do pohybu a identifikovat časové souvztažnosti, které jsou součástí práce svalových řetězců, jež rozhodujícím způsobem ovlivňují funkční centraci ramenního kloubu a nastavení lopatky v procesu specifické cyklické činnosti podporované pletencem ramenním.
- ✓ Interindividuálně a intraindividuálně analyzovat dva různé typy lokomocí s následnou interpretací naměřených hodnot.
- ✓ Z průběhu výzkumu a výsledků získat hlavní rozdíly mezi lokomocí s holemi a bez ní, s následným doporučením a využitím výsledků v praxi.

3. METODIKA A REALIZACE VÝZKUMU

3.1 Charakteristika výzkumu

Primárně byla snaha o nalezení určité diference v rámci zapojování svalových skupin v oblasti pletence ramenního, pánevního a dolních končetin. Druhotně šlo také o nalezení podobností koordinačních atributů u lokomoce v horizontále a vertikále, kdy je horizontální lokomoce předložena paradigmatem kineziologického obsahu reflexního plazení u Vojtova principu.

Hlavní metodou tohoto výzkumu byla metoda měření charakteristiky chování a průběhu elektromyografických signálů při různých typech lokomoce získaných z vybraných svalů pletence ramenního, pánevního a dolních končetin. Následná kinematická analýza zjišťovala diferenci zapojování těchto svalů mezi nordic walking a běžnou chůzí do 10° stoupání. Z hlediska testovacího prostředí byl výzkum proveden v terénních podmínkách.

Pro formální zpracování práce jsme vycházeli z normy ČSN ISO 7144, citační zdroje jsou prezentovány dle normy ČSN ISO 690 a ČSN ISO 690-2 (01 0197).

Sledované proměnné

- maximální volní svalová kontrakce u 3 vybraných svalů
- rychlost chůze
- svalová aktivita při nordic walking a chůzi u 12 vybraných svalů
- svalová aktivace při nordic walking a chůzi u 12 vybraných svalů
- věk

Nesledované proměnné

- lateralita
- dokonalá rovina podkladu (vzhledem k terénním podmínkám není možné dosáhnout)
- vitální funkce
- pohlaví

3.2 Metody sběru dat

- 1) Somatometrie: měření základních antropometrických ukazatelů (věk, tělesná hmotnost, výška) (Měkota et al., 1988).
- 2) Měření hodnot maximální volní kontrakce vybraných svalů (Konrad, 2005, Janda, 2004).
- 3) Metoda měření EMG signálů v terénu při různých typech lokomoce (dle zásad SENIAM⁴, 2011).

3.3 Charakteristika prostředí a zařízení

Výzkum byl proveden v terénu v parku vedle budovy Univerzity Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem, ul. Hoření v průběhu měsíce srpna 2011.

Použité zařízení:

1. EMG přístroj: Biomonitor ME 6000, nezávislý polyelektromyografický mobilní přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů
2. Videokamera Canon
3. Trigger na synchronizaci s videokamerou – výrobce Megawin (Meg Electronics, Finland)
4. Elektrody – hydrogel Ag/Cl zn. Kendall (vždy stejná plocha a vstupní impedance)
5. Teleskopické hole pro nordic walking zn. One way (310 g)
6. Nivelační přístroj zn. Topcon AT – 24 A + nivelační lať
7. Pásno

Podmínky prostředí: Suchý travnatý terén (stoupání 10°), počasí 25 - 28° C

3.4 Charakteristika testovaného souboru

Testovaný soubor byl vybrán záměrně na základě dostupnosti. Soubor obsahoval 9 probandů (5 mužů, 4 ženy) ve věku 50 – 60, kteří již měli zkušenosti s chůzí s holemi. Tímto jsme se snažili minimalizovat možnou odchylku měření, která by mohla být způsobena nesprávnou technikou používání holí. Věková skupina byla vybrána na základě toho, že nordic walking je primárně doporučován a vnímán jako bezpečná pohybová aktivita právě pro tuto nebo i starší věkovou kategorii.

⁴ SENIAM (Surface EMG for the Non Invasive Assessment of Muscles) jedná se o projekt evropských výzkumných skupin, které se zabývají výzkumem povrchové elektromyografie a který je především určen ke shromažďování výsledků a klinických analýz EMG, především sensorů, jejich instalací, zpracování a následným vyhodnocení signálu (Hermens et al., 1999).

Před samotným testováním došlo vždy s časovým předstihem u jednotlivých probandů k vysvětlení správné techniky pohybu při chůzi s holemi a následnému zapracování. Každý z probandů prošel svalovým testem a nebyla u něj indikována žádná pohybová omezení či zranění, která by mohla následně ovlivnit průběh šetření.

3.5 Sběr dat

Všech devět probandů bylo změřeno v průběhu měsíce srpna 2011. Měření probíhalo v exteriéru za shodných podmínek. Jednotlivé doposud zjištěné podobné studie zabývající se komparací chůzí a nordic walking, jsou převážně modifikovány na laboratorní podmínky. Jak ale ve své práci uvádí Baláš a Pospíšilová (2010), při nordic walking na běžeckém pásu může docházet k nemožnosti dostatečné opory pro odpich. Tomuto jsme se v naší práci chtěli vyvarovat a z tohoto důvodu jsme testování provedli, pro nordic walking typických podmínkách, v terénu.

Samotné měření proběhlo u každého typu lokomoce a jedince vždy 6 x 30 sec. Z toho vždy první tři měření byly považovány za zapracování a získaná data nebyla vyhodnocována. Větší počet měření nebyl realizován z důvodu vyloučení vlivu únavy. Mezi jednotlivými úseky byla povinná 5 minutová přestávka.

Rychlost chůze každého probanda byla stanovena na 4,75 km/hod pro chůzi a 5 km/hod pro nordic walking. Při těchto rychlostech již můžeme předpokládat rozdíly v práci hybné soustavy, jak ve své práci uvádí Korvas et. al (2010). Pro kontrolu aktuální rychlosti jedince při samotném měření došlo vždy minimálně 4 hodiny před samotným testováním k zácviku požadovaného pohybu a stanovení rychlosti chůze. Pro kontrolu rychlosti byl vyměřen 50 m úsek, kde proband procházel a který musel projít ve stanoveném čase 38 sec pro chůzi resp. 36 sec pro nordic walking (což odpovídá stanoveným rychlostem) a to z důvodu „přivyknutí si“ na stanovenou rychlost. Úsek ve stanoveném intervalu museli projít ve stanoveném čase vždy dvakrát za sebou. Jednotlivé rychlosti chůze a nordic walking, které byly zjištěny při samotném měření, jsme v průběhu měření kontrolovali a následně prověřili z kinematografické analýzy pohybu v programu Darthfish analyzer, kde bylo zjištěno, že probandé se mimo tento stanovený interval rychlosti nenacházeli.

Pro kinematografickou analýzu bylo zvoleno časování pohybu vždy na základě analýzy kroku dolní končetiny: odraz LDK – švihová fáze – došlap LDK – stojná fáze LDK.

3.6 Sledované svaly, lokalizace elektrod, stanovení MVC

Sledované svaly byly vybrány na základě jejich bazální funkce, jak ve své práci uvádějí Čihák (2001), Travell, Simons (1999), na základě jejich funkce při kvadrupedálním lokomoci, jak uvádí Čápková (2008) a na základě jejich zařazení ve svalových řetězcích dle Věleho (1995, 2006). Z tohoto důvodu byla spodní polovina těla měřena na kontralaterální straně, oproti polovině horní, kde se z důvodu možného ovlivnění elektrických potenciálů srdeční frekvencí zvolila strana pravá.

Před aplikací elektrod byla pokožka očištěna, odmaštěna alkoholem a zbavena případného ochlupení. Elektrody byly umístěny tak, že spojnice jejich středů probíhala ve směru svalových vláken v místě největšího, expertně posouzeného (fyzioterapeut) svalového napětí dle verze Travell, Simons (1999) při simulaci posuzovaného pohybu. Pro eliminaci výskytu artefaktů bylo dodrženo doporučení výběru a lokalizace elektrod dle SENIAM.

Pro stanovení hodnot MVC byly na základě hypotéz vybrány tři sledované svaly: m. latissimus dorsi dx., pars transversa, m. gluteus medius sin. a m. gastrocnemius sin., pars medialis. U všech těchto svalů byla vždy, v úvodu měření, zjišťována jejich maximální volní kontrakce v polohách dle Konrada (2005).

Vybrané svaly:

- 1) M. biceps brachii dx., caput longum
- 2) M. triceps brachii dx., caput longum
- 3) M. latissimus dorsi dx., pars transversa
- 4) M. trapezius dx., pars descendens
- 5) M. pectoralis major dx., pars sternocostalis
- 6) M. deltoideus dx., pars acromialis
- 7) M. deltoideus dx., pars scapularis
- 8) M. serratus anterior dx.
- 9) M. gastrocnemius sin, pars medialis
- 10) M. gluteus maximus sin.
- 11) M. gluteus medius sin.
- 12) M. trapezius dx., pars transversa et pars ascendens

3.7 Analýza dat

Komplexní analýza dat byla provedena v počítačovém programu MegaWin software, včetně synchronizace s videozáznamem. Analýzu signálu v časové oblasti můžeme popsat jako funkci, která vyjadřuje závislost okamžité výchylky signálu na čase. Hrubý záznam průběhu pohybu (raw signál) o vzorkovací frekvenci 1000 Hz byl následně rektifikován a převeden do absolutních hodnot (Konrad, 2005). Z takto upraveného signálu bylo vždy vybráno deset po sobě jdoucích krokových fází (10 – 20 krok), ze kterých byly vypočítány programem MegaWin základní hodnoty pro průměrný krokový cyklus a které byly následně použity pro intraindividuální porovnání obou typů lokomoce. Intraindividuální srovnávací analýza byla provedena také na základě upravené formulace korelační funkce dvou signálů, jak doporučuje Hojka et al. (2010) a byla použita pro vyhodnocení podobnosti aktivace dvojic svalů na základě Spearmanova korelačního koeficientu.

Pro určení časového posunu nástupu svalové aktivace s následnou intraindividuální a interindividuální analýzou vybraného úseku byla zvolena tzv. trojúhelníková detekce počátku a konce aktivity, která se v současné době používá jako metoda nejpřesnější (Špulák, 2012). Tyto hodnoty zapojení svalů byly zjištěny pomocí editoru skriptů v programovacím prostředí Matlab (verze 7.8.0, R 2009 a). Surový digitální signál EMG byl plně rektifikován pomocí nízkopásmového filtru (cut off frequency 3.6 Hz, FIR order 501). Jednotlivé segmenty pohybu byly rekognoskovány pro vyhledání minima jednotlivých fází a následně uloženy. Tento postup byl vždy opakován pro vybranou část cyklu k nalezení hlavního minima, pokud se v průběhu cyklu nacházelo těchto minimálních hodnot více. Podobným způsobem se postupovalo v případě maximálních hodnot.

Z důvodu různých délek trvání pohybů a možnosti lepší komparace mezi probandy byla časová osa následně normalizována na procenta, jak doporučuje většina autorů (DeLuca, 1997; Hug a Dorel, 2009; Konrad, 2005; Foissac et al., 2008).

Intraindividuální analýza stanovených kroků byla provedena také na základě získaných hodnot plochy pod křivkou z deseti stanovených kroků. Ze získaných hodnot o ploše pod křivkou došlo k procentuálnímu vyjádření velikosti rozdílu zapojení svalu v rámci jednoho jedince a obou typů pohybu s následnou komparací těchto ploch.

K interindividuálnímu hodnocení zapojení svalu došlo u tří stanovených svalů, kde byla zjištěna jejich maximální volní kontrakce a kde nedošlo k přelepení elektrod v

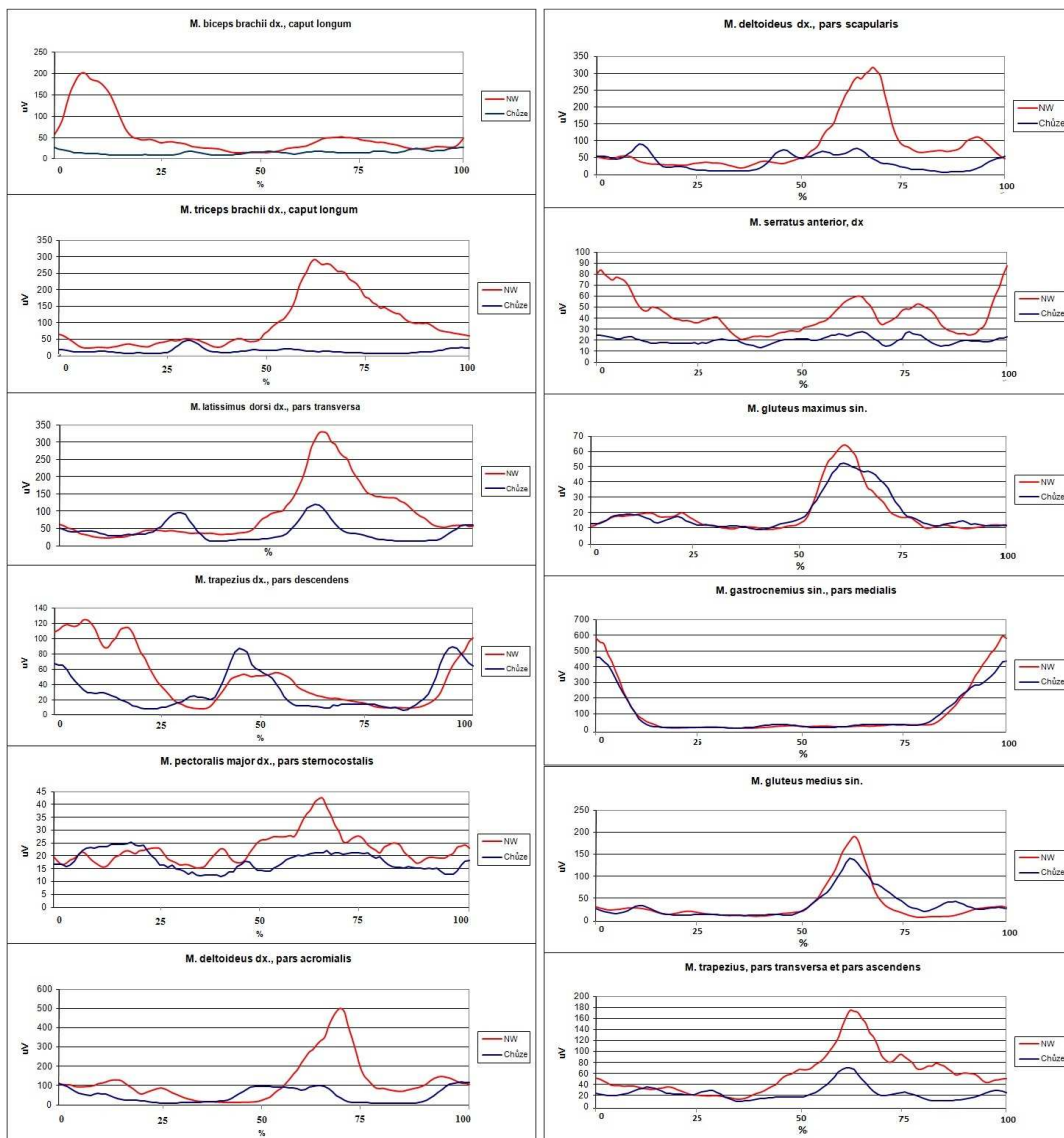
průběhu jednotlivých pokusů. Toto hodnocení proběhlo z hodnot zapojení jednotlivých svalů resp. převedením mikrovoltů na procenta a vztažené k MVC jednotlivých svalů, jak ve své práci doporučuje DeLuca (1997) a Hug, Dorel (2009). V našem případě byla sledovaným parametrem hodnota mediánu plochy pod křivkou, která byla zvolena z důvodu nenormálního rozdělení četností jednotlivých měření a která byla získána pomocí softwaru MegaWin z jednotlivých svalů. Následně byl vždy vybrán a analyzován 3sec interval ustálené izometrické kontrakce, jak ve své práci doporučuje Konrad (2005) či Pánek (2011). V tomto hodnocení byl především sledován rozdíl zapojení jednotlivých svalů vyjádřený v procentech, následně vztažený k referenční hodnotě a pomocí Wilcoxonova testu pro závislé výběry sledována jejich statistická významnost v rámci interindividuálního porovnání obou typů lokomoce vybraných svalů (Hendl, 2004).

Všechny statistické metody byly vypočítány v programu Statistica 10.0 trial verze a Microsoft Excel 2007.

4. VÝSLEDKY

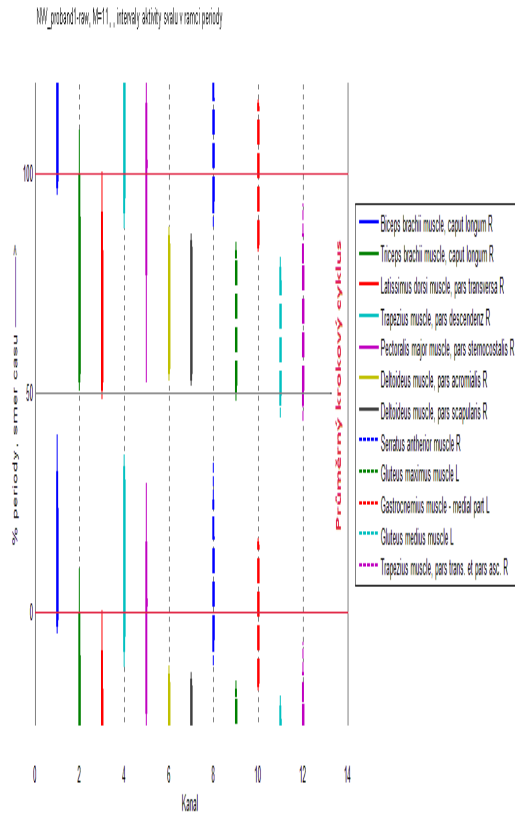
Výsledek a grafy probanda č. 1. Jeden krokový cyklus je vždy popisován a zobrazován v tomto pořadí: odraz LDK – švihová fáze – došlap LDK – stojná fáze LDK.

Graf č. 1 Průběh EMG signálu průměrného krokového cyklu (n=10) u nordic walking a chůze u probanda č. 1 (pro srovnání je časové hledisko obou krokových cyklů vždy normalizováno na procenta)

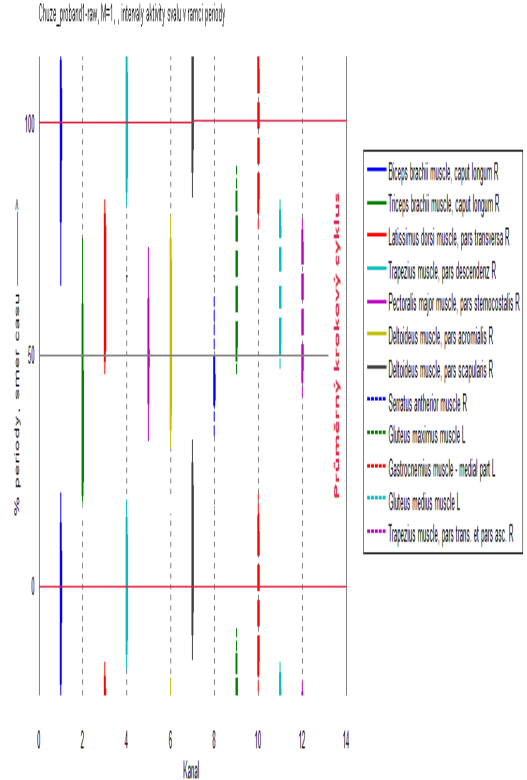


Obr. č. 1 Kinogram krokového cyklu u probanda č. 1 při nordic walking a chůzi

Graf č. 2 Intervaly aktivity svalu v rámci periody při nordic walking u probanda č. 1
Názvy svalů uvedeny anglicky dle SW Matlab (verze 7.8.0, R 2009 a)



Graf č. 3 Intervaly aktivity svalu v rámci periody při chůzi u probanda č. 1
Názvy svalů uvedeny anglicky dle SW Matlab (verze 7.8.0, R 2009 a)



Tab. č. 1 Matice maximálních korelací svalů u probanda č. 1 při NW

Proband 1 NW	M.biceps brachii dx.	M. triceps brachii dx.	M. lat. dorsi dx., p. transversa	M. trapezius dx., p. desc.	M. pectoralis maj., dx.	M. deltoideus p. acromialis, dx.	Deltoideus p. scapularis, dx.	M. seratus ant., dx.	M. gluteus max., sin.	M. gastrocnemius, sin.	M. gluteus med., sin.	M. trapezius p. asc., dx.
M.biceps brachii dx.	1	-0,188	-0,140	0,518	-0,08	0,038	-0,045	0,427	-0,036	0,286	-0,015	-0,083
M. triceps brachii dx.	0	1	0,745	-0,406	0,39	0,601	0,762	0,075	0,513	-0,126	0,524	0,685
M. lat. dorsi dx., p. transversa	0	0	1	-0,336	0,439	0,6	0,817	0,157	0,768	-0,197	0,776	0,848
M. trapezius dx., p. desc.	0	0	0	1	-0,12	-0,106	-0,247	0,354	-0,149	0,492	-0,112	-0,216
M. pectoralis maj., dx.	0	0	0	0	1	0,238	0,366	0,242	0,429	-0,131	0,449	0,45
M. deltoideus p. acromialis, dx.	0	0	0	0	0	1	0,784	0,118	0,453	-0,032	0,488	0,563
M. deltoideus p. scapularis, dx.	0	0	0	0	0	0	1	0,123	0,68	-0,096	0,682	0,777
M. seratus ant., dx.	0	0	0	0	0	0	0	1	0,197	0,404	0,265	0,249
M. gluteus max., sin.	0	0	0	0	0	0	0	0	1	-0,207	0,838	0,758
M. gastrocnemius, sin.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	-0,079	-0,107
M. gluteus med., sin.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,748
M. trapezius p. asc., dx.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 2 Matice maximálních korelací svalů u probanda č. 1 při chůzi

Proband 1 Chůze	M.biceps brachii dx.	M. triceps brachii dx.	M. lat. dorsi dx., p. transversa	M. trapezius dx., p. desc.	M. pectoralis maj., dx.	M. deltoideus p. acromialis, dx.	Deltoideus p. scapularis, dx.	M. seratus ant., dx.	M. gluteus max., sin.	M. gastrocne miius, sin.	M. gluteus med., sin.	M. trapezius p. asc., dx.
M.biceps brachii dx.	1	0,02	0,023	0,160	-0,054	0,22	0,012	0,005	0,041	0,282	0,124	-0,04
M. triceps brachii dx.	0	1	-0,065	0,09	-0,042	0,195	0,037	-0,035	-0,122	-0,014	-0,107	-0,079
M. lat. dorsi dx., p. transversa	0	0	1	-0,178	0,04	0,249	0,239	0,128	0,471	0,08	0,441	0,653
M. trapezius dx., p. desc.	0	0	0	1	-0,04	0,486	0,092	0,015	-0,212	0,428	-0,149	-0,089
M. pectoralis maj., dx.	0	0	0	0	1	-0,077	-0,024	0,852	0,068	-0,105	0,013	0,168
M. deltoideus p. acromialis, dx.	0	0	0	0	0	1	0,606	0,03	0,092	0,36	0,134	0,300
M. deltoideus p. scapularis, dx.	0	0	0	0	0	0	1	0,044	0,257	-0,002	0,214	0,425
M. seratus ant., dx.	0	0	0	0	0	0	0	1	0,079	0,007	0,008	0,253
M. gluteus max., sin.	0	0	0	0	0	0	0	0	1	-0,24	0,832	0,599
M. gastrocnemius, sin.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	-0,074	-0,087
M. gluteus med., sin.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,53
M. trapezius p. asc., dx.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1

Tab. č. 3 Intraindividuální porovnání NW a chůze na základě hodnot plochy pod EMG křivkou průměrného kroku (vždy vztaženo k hodnotám plochy pod křivkou získané při NW = 100%)

	M.biceps brachii dx.	M. triceps brachii dx.	M. lat. dorsi dx., p. transversa	M. trapezius dx., p. desc.	M. pectoralis maj., dx.	M. deltoideus p. acromialis, dx.	Deltoideus p. scapularis, dx.	M. seratus ant., dx.	M. gluteus max., sin.	M. gastrocne miius, sin.	M. gluteus med., sin.	M. trapezius p. asc., dx.
Proband 1	29,4	16,10	42,36%	69,18%	78,89	38,39	43,98	48,03	100,57	84,69%	98,68%	41,17
Proband 2	9,03	12,44	18,79%	81,54%	43,72	39,07	45,24	31,79	84,58%	90,12%	84,62%	19,64
Proband 3	27,2	14,36	73,37%	64,08%	57,49	36,21	25,67	67,69	92,73%	75,11%	97,90%	38,04
Proband 4	12,6	3,48%	77,47%	40,66%	86,67	42,71	44,50	16,49	94,09%	103,99	101,20	70,75
Proband 5	46,8	27,52	64,79%	87,70%	23,52	54,95	29,88	97,12	76,72%	128,34	142,29	35,15
Proband 6	19,1	11,69	28,12%	44,79%	90,57	14,61	21,44	32,16	73,55%	68,89%	85,37%	31,33
Proband 7	40,7	16,43	70,57%	77,22%	74,31	38,14	28,19	86,08	72,91%	119,71	84,40%	14,86
Proband 8	27,3	15,95	112,29	146,80	90,60	24,60	47,87	52,98	107,41	106,86	122,05	61,88
Proband 9	18,9	8,30%	53,59%	58,86%	88,72	30,57	41,20	22,54	82,78%	80,16%	80,95%	58,31
Průměr	25,6	14,03	60,15%	74,54%	70,50	35,47	36,44	50,54	87,26%	95,32%	99,72%	41,24
SD	0,11	0,062	0,267	0,295	0,225	0,107	0,094	0,266	0,115	0,193	0,193	0,179

Tab. č. 4 Wilcoxonův párový test pro dva závislé soubory

Wilcoxonův párový test (nordic walking vs. chůze)				
Sledované svaly	Červeně označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet platných proměných	T	Z	P- hodnota
M. lattissimus dorsi dx., p. transversa	9	1,00	2,547	0,011
M. gluteus medius sin.	9	19,00	0,415	0,678
M. gastrocnemius sin, p. medialis	9	11,00	0,980	0,327

5. DISKUSE

Ze získaných výsledků nám vyplývají určité obecné skutečnosti. V naměřených hodnotách a signálech zachycujících aktivitu vybraných svalů při dvou typech lokomočního pohybu bylo možné ve většině případů sledovat určité trendy či změny v aktivaci svalového zapojení, které byly dány rozdílným typem činnosti. Na základě výpočtů a vizuální komparace grafů elektromyografických záznamů jednotlivých typů lokomoce a jednotlivých probandů (viz. graf č. 1), můžeme obecně konstatovat, že u lokomoce s použitím holí lze pozorovat zřetelnější začátek, průběh i plynulost EMG signálu u svalů pletence ramenního. Signál se v těchto případech jeví jako ohraničenější, se zřetelnějšími nástupy jednotlivých aktivací svalů než u chůze, kde jsou tyto nárůsty aktivace v mnoha případech, při nastavení stejné citlivosti kanálu, velmi nečitelné. Obecně tento jev vzniká u svalů pletence ramenního v okamžiku, kdy dojde k opoře pravé horní končetiny o zapíchnutou hůl, čímž vzniká uzavřený kinematický řetězec a tím i nové punctum fixum na jejím akru. Jedná se o okamžik, kdy kontralaterální levá noha je ve fázi došlapu, tělo je přenášeno vpřed směrem k druhému punctum fixum vytvořenému na akru levé horní končetiny.

5.1 Intraindividuální analýza výsledků

Intraindividuální analýza zjištěných výsledků byla provedena na základě korelace jednotlivých svalů, kdy je možné vždy porovnávat jeden sval, jak doporučuje Hojka et al. (2010) a dále metodou „trojúhelníkové“ detekce, která je v současné době považována za metodu nejpřesnější. Jedinou nevýhodou této metody je nemožnost zjištění aktivace dvouvrcholových průběhů EMG signálu (Špulák, 2012). Poněvadž je v našem případě z grafů průběhu EMG signálu patrná i další aktivita svalu v průběhu dvojkroku, bylo nutné postupovat u druhého vrcholu v průběhu signálu vždy na základě semiautomatické analýzy, která se pro vyhodnocování elektromyografických signálů také běžně používá (Pánek, 2011, Okkerse et al., 2004).

Na základě zjištěných výsledků byly hledány určité trendy v zapojování jednotlivých svalů, zda dochází k jejich podobné aktivaci či nikoliv, v rámci celé skupiny sledovaných probandů. Byly především sledovány korelační hodnoty průběhu dvou svalů, které dosahují hodnot vyšších než 0,7 (viz. Tab. č. 1 a 2). Tyto svaly následně můžeme označit jako svaly s vysokou mírou asociace (Hendl, 2004). Samozřejmě je v tomto případě nutné brát ohled na jejich umístění a jejich funkce.

Teprve následně můžeme hovořit o jejich spolupráci či koaktivaci. Další faktor, který je při zpracování EMG výsledků třeba brát v potaz, je jedinečnost člověka. Na světě neexistují dva zcela stejní lidé a z tohoto důvodu ani nemůžeme očekávat naprosto stejné výsledky při chování svalové aktivity i v případě chůze, která je jedním z našich základních pohybů. Mezi probandy se spíše snažíme najít podobnosti či určité trendy v chování aktivace svalů. Při následném konstatování závěrů je vždy v případě EMG záznamů třeba opatrnosti a obezřetnosti, což také konstatují autoři zabývající se touto problematikou (DeLuca, 1997; Hug, Dorel, 2009; Konrad, 2005 aj.).

5.2 Interindividuální analýza výsledků

V rámci našeho testování došlo u tří svalů (m. latissimus dorsi dx. pars transversa, m. gluteus medius sin., m. gastrocnemius sin., pars medialis) k interindividuálnímu porovnání plochy pod křivkou průměrného krokového cyklu a to na základě mediánu této plochy u obou typů lokomoce s následným porovnáním mediánu plochy změřené při maximální volní kontrakci jednotlivých svalů resp. probandů, jak ve své práci doporučují mj. Konrad (2005), Hug, Dorell (2009), DeLuca (1997), Pánek (2012) aj. Jednotlivé svaly byly porovnány pomocí Wilcoxonova testu pro párové hodnoty a následně byla zjišťována statistická významnost nárůstu plochy u obou typů lokomoce, jak doporučuje pro tento typ dat ve své publikaci Hendl (2004). Jak vyplývá z tab. č. 4, k výraznému statistickému posunu došlo pouze u širokého svalu zádového. Tento signifikantní nárůst plochy u m. latissimus dorsi dx., par transversa můžeme označit jako pozitivní, poněvadž se z tohoto zjištění dá usuzovat, že je tento sval v průběhu chůze výrazně posilován, což by mohlo být následně využito jako např. prevence proti bolestem zad či pro posílení zádového svalstva v této části zad. Současně tato skutečnost podporuje myšlenku tvořícího se paradigmatu, že tento sval je pro lokomoci realizované pletencem ramenním z hlediska tvorby propulze svaalem rozhodujícím, jak vyplývá i z poznatků o biomechanice koně (Nicholson, 2002).

V souvislosti se zapojováním těchto tří svalů, můžeme také konstatovat, že při nordic walking ani při chůzi, nedojde z hlediska časové aktivace k téměř žádné diferenci. Tato aktivace je u všech tří svalů při obou typech lokomoce velmi podobná, což ukazují grafy č. 1, 2, 3. Toto dokládá také vzájemná kroskorelace průměrných aktivačních časů, která je při chůzi i nordic walking vždy vyšší než 0,7, což poukazuje na jejich vysokou míru asociace, jak ve své publikaci uvádí Hendl (2004).

M. latissimus dorsi dx. dosáhl kroskorelačního koeficientu z průměrných hodnot aktivace jednotlivých probandů při chůzi a nordic walking hodnoty 0,834, m. gluteus medius sin. 0,777 a m. gastrocnemius sin. dokonce 0,855, čímž můžeme konstatovat, že použití holí nemá z hlediska timingu aktivace svalu téměř žádný vliv. A jak tedy bylo řečeno, dojde pouze k výraznější aktivitě širokého zádového svalu z hlediska nárůstu jeho plochy, z čehož usuzujeme také na nárůst jeho práce a dále k diagonálnímu zřetězení svalových funkcí a propojení oblasti pletence pánevního s pletencem ramenním.

Sval v oblasti pletence pánevního m. gluteus medius, který je obecně považován za sval zajišťující a vyrovnávající nestabilitu tohoto pletence, tedy zůstává při obou typech lokomoce téměř shodně zapojen. Můžeme tedy konstatovat, že při nordic walking nedochází ke snížení jeho aktivity, kterou by měly za tento sval „přebrat“ hole, ale aktivita zůstává téměř identická, jak je vidět na grafech průměrných kroků. Toto zjištění se dá označit také jako pozitivní, poněvadž při nordic walking tak nedochází k jeho „odpočívání“, nýbrž se do lokomoce také zapojuje a je tímto posilován. Pletenec ramenní tak tedy při NW nepřebírá antigravitační funkci, ale pouze se zapojuje do lokomoce. Z tohoto důvodu se tedy NW nedá označit jako režim kvadrupedální lokomoce, nýbrž se jedná o využití kvadrupedálního vzoru.

Posledně jmenovaný sval, m. gastrocnemius sin., pars medialis, je stejně jako předchozí sval z hlediska jeho aktivity při obou typech lokomoce velmi podobný. V tomto případě se na základě prodloužení kroku očekával signifikantní nárůst jeho aktivity, ale k tomuto navýšení k našemu překvapení nedošlo. Toto zjištění se tak dá tedy přiřadit spíše, než ke studiím vyzdvihující pozitivní vliv nordic walking na lidský organismus, ke studii Stieffa (2008), kde také nedošlo (v tomto případě z hlediska biomechaniky) ke zjištění výrazných indiferencí z hlediska odlehčení dolní poloviny těla.

Na základě těchto výsledků se dá tedy předpokládat, že při větší délce kroku a zvýšení rychlosti chůze, tuto aktivitu přebírá právě široký sval zádový a to svým větším zapojením do lokomoce přes pletenec ramenní. Otázkou však zůstává, jakým způsobem by se změnil sledované charakteristiky svalové činnosti při chůzi po rovině. Je velmi pravděpodobné, že propulzní působení pletence ramenního by se v tomto případě snížilo, klesly by fyzikální ukazatele propulzního působení především svalu m. latissimus dorsi. Toto zjištění je však otázkou dalšího výzkumu.

6. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo přispět k problematice zabývající se elektromyografickou metodou získávání dat, především pak v oblasti poměrně nové sportovní lokomoce, nordic walking a jeho vlivu na hybnou soustavu člověka, u jedinců pozdní dospělosti. Z realizovaného výzkumu jsme došli k následujícím závěrům:

Statisticky se potvrdilo, že aktivita m. latissimus dorsi dx., pars transversa jako součást rozhodujícího svalu pletence ramenního při lokomoci realizované horní končetinou bude významně vyšší při nordic walking, než při volné bipedální chůzi, z tohoto důvodu hypotézu **H1 potvrzujeme**.

Statisticky se nepotvrdilo, že zapojením pletence ramenního do lokomoce pomocí holí dojde k významnému snížení svalové aktivity u svalu m. gluteus medius sin., než u běžné bipedální chůze. Z tohoto důvodu hypotézu **H2 zamítáme**.

Statisticky se nepotvrdilo, že při nordic walking dojde k významnému zvýšení svalové aktivity u svalu m. gastrocnemius sin., pars medialis, než u běžné bipedální chůze. Z tohoto důvodu hypotézu **H3 zamítáme**.

Statisticky se nepotvrdilo, že při nordic walking dojde k režimu kokontrakce dlouhých hlav m. biceps brachii dx. a m. triceps brachii dx., spolu s m. latissimus dorsi dx., pars transversa, z tohoto důvodu hypotézu **H4 zamítáme**.

Statisticky se nepotvrdil předpoklad, že zapojením pletence ramenního do lokomoce pomocí holí, dojde na základě časové aktivace svalů m. trapezius dx., pars descendens a m. serratus anterior dx. k jejich vzájemné souhře. Z tohoto důvodu hypotézu **H5 zamítáme**.

Statisticky se potvrdilo, že při nordic walking dojde na základě časové aktivace ke vzájemné souhře svalu pletence ramenního m. deltoideus dx., pars scapularis, svalu zádového m. latissimus dorsi dx., pars transversa a svalu dolní končetiny m. gluteus maximus sin. Z tohoto důvodu hypotézu **H6 potvrzujeme**.

Na základě výše uvedených výsledků lze říci, že při NW nedochází oproti chůzi k významnému snížení svalové aktivity na dolních končetinách. Sice je spatřován určitý rozdíl těchto dvou lokomocí, avšak výrazný vliv ze získaných výsledků se v našem případě nepotvrdil. Na druhé straně zde došlo k výraznému nárůstu svalové aktivity u zádového svalstva, což zcela jistě můžeme považovat jako zjištění pozitivní, které se dá

následně využít i jako prevence vertebrogenních potíží, které jsou u jedinců tohoto věku, poměrně častým jevem. Dále můžeme tvrdit, že při lokomoci s holemi nedochází ke stejným zjištěním jako u Vojtova reflexního plazení. Na základě výsledků nelze NW označit jako kvadrupedální lokomoci ve vertikále, nýbrž pouze jako lokomoci využívající tento kvadrupedální vzor. Pletenec ramenní tak tedy při NW nepřebírá antigravitační funkci, ale pouze se do lokomoce zapojuje.

Z interpretace výsledků je také zřejmé, že při NW dojde ke kontralaterálnímu svalovému propojení spodní poloviny těla s pletencem ramenním, čímž bude tento vzniklý svalový řetězec posilován a dojde tak vlivem zapojení horních končetin do lokomoce k jeho posílení.

7. SEZNAM VYBRANÉ LITERATURY

1. AINSLIE, P. N., CAMPBELL, I. T., FRAYN, K. N., HUMPHREYS, S. M., MACLAREN, D. P. M., REILLY, T. Physiological and metabolic responses to a hill walk. *Journal of applied physiology*, 2002, no. 92, s. 179-187.
2. BALÁŠ, J., POSPÍŠILOVÁ, P. Fyziologické zatížení při chůzi s holemi (nordic walking) a bez nich u aerobně trénovaných žen. *The scientific Journal for kinanthropology*, 2010, roč. 11, s. 46 – 49.
3. BOONYONGA, S. SIUC, K, VANDONKELAARD, P, CHOUE, L, WOOLLACOTTD, M. H. Development of postural control during gait in typically developing children: The effects of dual-task conditions. *Gait & Posture*, 2012, vol. 35, no. 3, s. 428 – 434. ISSN 0270-6474.
4. ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. Ostrava: Repronis, 2008.
5. ČIHÁK, R. *Anatomie I. 2.* vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
6. DEAN, M. H. *Fishes, living and fossil: an outline of their forms and probable relationships*. New York: Macmillan, 1981.
7. DIENSTBIER, Z. *Průvodce stárnutím aneb jak ho oddálit*. Vyd. 1. Praha: Radix, 2009. 185 s. ISBN 978-80-86013-88-0.
8. DELUCA, C, J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, vol. 13, s. 135-163.
9. DELUCA, C. J., ERIM, Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of Neurophysiology*, 2001, vol. 11.
10. DUCKHAM, R., BASSETT, D., FITZHUGH, E., SWIBAS, T., MCMAHAN, A. The effects of hiking poles on performance and physiological variables during mountain climbing. *Journal of exercise physiology*, 2009, vol. 12, no. 3, s. 34-41.
11. FOISSAC, M. J., BERTHOLLET, R., SEUX, J., BELLI, A., MILLET, G. Y. Effects of hiking pole inertia on energy and muscular costs during uphill walking. *Medicine and science in sports and exercise*, 2008, vol. 40, no. 6, s. 1117-1125.

12. HANSEN, L., HENRIKSEN, M., LARSEN, P., ALKJAER, T. Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian journal of medicine and science in sports*, 2008, vol. 18, s. 436–441.
13. HENDL, J. *Přehled statistických metod zpracování dat*. Praha: Portál, 2004. ISBN 80-7178-820-1.
14. HERDOVÁ, D. Zapojení svalů v oblasti pletence pánevního při nordic walking. *Diplomová práce*. Praha: UK FTVS 2009, 65 s.
15. HOJKA, V., VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B. Metodika zpracování a vyhodnocení EMG cyklického pohybu. *Česká kinantropologie*, 2010, roč. 14, č. 1, s. 19-28.
16. HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of electromyography and kinesiology*, 2011, vol. 21, s. 1 – 12.
17. HUG, F., DOREL, S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, s. 182-198.
18. CHURCH, T., S., EARNEST, C., P., MORSS, G., M. Field testing of physiological responses associated with nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2002. vol. 73, s. 296.
19. CHRÁSTKOVÁ M., BAČÁKOVÁ R., KRAČMAR B., HOJKA V. Kineziologický obsah vybraných forem běhu na lyžích, užívaných širokou veřejností. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2011, roč. 18, s. 32 – 38.
20. JACOBSON, B. H., WRIGHT, T., DUGAN, B. Load carriage energy expenditure with and without hiking poles during inclined walking. *International journal of sports medicine*, 2000, vol. 21, s. 356 - 359.
21. JARVIK, E. *Basic structure and evolution of vertebrates*. New York: Academic Press, 1980.
22. JOBÁNKOVÁ, Marta, et al. *Kapitoly z psychologie : pro zdravotnické pracovníky*. Vyd. 3. Brno: NCO NZO, 2003. 225 s. ISBN 80-7013-390-2.
23. KONRAD, P. [online]. 2005. *The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological electromyography*. Dostupné z WWW: <<http://www.demotu.org/aulas/controlle/ABCofEMG.pdf>>.

24. KORVAS, P., BERNACIKOVÁ, M., CACEK, J. Pilotní studie zatížení při bipedální a kvadrupedální chůzi. *Studia sportiva*, 2010, roč. 4, č. 2, s. 15 – 24.
25. KOVÁČIKOVÁ, V., BERANOVÁ, B. Tělesné schéma a jeho zátěž ve vertikále z pohledu ontogeneze, otázka tréninku, trénink u pacienta s CP, logopedie. *Rehabilitácia*, 1998, vol. 2, s. 75-77.
26. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-282-3.
27. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2004, roč. 12, č. 2, s. 88-94.
28. KUČERA, M., KOLÁŘ, P., DYLEVSKÝ, I. et al. *Dítě a sport*. Praha: Galen, 2008.
29. MOMMERTO VÁ - JAUCHOVÁ, P. *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Plot, 2009.
30. NICHOLSON, N. *Biomechanika ježdění a drezúry - Atlas jezdců: Část 8. – Některé pohyby koňského hřbetu*. [on-line] 2002, [cit. 2012-03-10]. Dostupné z www: <<http://www.equichannel.cz/biomechanika-jezdenci-a-drezury?page=3>>.
31. NOVOTNÝ, P. O. Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce ramenním pletencem. *Disertační práce*. Praha: UK FTVS 2007, 217 s.
32. OKKERSE, W., BREBELS, A., SPAEPEN, A. J., NAGELS, G., VAN BOGAERT, P.
33. PÁNEK, D. Osobní konzultace na UK FTVS ze dne 18.1.2012, 7.12.2011 a 16.11.2011.
34. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2009, roč. 16, č. 4, s. 177-180.
35. SRBKOVÁ, K. Kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při běhu na lyžích klasickou a volnou technikou. *Diplomová práce*. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2006.
36. STIEF, F., KLEINDIENST, F. I., WIEMEYER, J., WEDEL, F., CAMPE, S., KRABBE, B. Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic

- walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 2008, vol. 24, no. 4, s. 351-359.
37. ŠPULÁK, D. ČMEJLA, R. BAČÁKOVÁ, R, KRAČMAR, B., SATRAPOVÁ, L., NOVOTNÝ, P. Muscle onset detection in electromyograms: Effects of averaging after segmentation. *Biosignal*, 2012. (v tisku)
 38. ŠPULÁK, D. *Konzultace per rollam ze dne 23. 2. 2012.*
 39. TLAŠKOVÁ, P. Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při nordic walking. *Diplomová práce*. Praha: UK FTVS 2007, 84 s.
 40. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Upper Half of Body*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1999. ISBN 9780683083637.
 41. VÁGNEROVÁ, M. *Vývojová psychologie*. Praha: Portál, 2004. ISBN 80-7178-308-0.
 42. VANČATA, V. *Paleoantropologie a evoluční antropologie. Učební text pro studenty antropologických oborů University Karlovy*. Praha: Univerzita Karlova, 2005.
 43. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
 44. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada, 1995. ISBN 80-7169-004-X.
 45. VYSTRČIL, M. *Severská chůze. Diplomová práce*. Olomouc: Univerzita Palackého, FTK, 2004.
 46. WARD, V. C. Interpreting the posture and locomotion of Australopithecus afarensis: Where do we stand? *American Journal of Physical Anthropology*, 2002, Vol. 119, no. 35, s. 185 – 215.
 47. WENDLOVÁ, J. Nordic walking – is it suitable for patients with fractured vertebra? *Lékařské listy*. Bratislava: 2008, č. 4, s. 109.