

Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DISERTAČNÍ PRÁCE

2013

Petra MIKULÍKOVÁ

Univerzita Karlova v Praze

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor: Kinantropologie

KINEZIOLOGICKÝ OBSAH LOKOMOCE PLETENCEM RAMENNÍM

PŘI NORDIC WALKING

Kinesiological analysis of locomotion by shoulder girdle during Nordic Walking

Disertační práce

Autor: Mgr. Petra Mikulíková

Pracoviště: Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze

Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Praha 2013

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně pod vedením školitele doc. PaedDr. Bronislava Kračmara, CSc., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 11. ledna 2013

Jméno a příjmení autora: Mgr. Petra Mikulíková
Název disertační práce: Kineziologický obsah lokomoce pletencem ramenním při Nordic Walking
Pracoviště: Katedra sportů v přírodě
Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.
Rok obhajoby disertační práce: 2013

Abstrakt:

Disertační práce se zabývá popisem kineziologických souvislostí v zapojení svalů, jež probíhají v oblasti pletence ramenního a trupu při Nordic Walking a při volné chůzi do kopce. Zpracovává poznatky fylogenetického i ontogenetického charakteru a vztahuje je ke zkoumanému pohybu – pohybu pletenců ramenních a trupu během Nordic Walking a volné chůze. Pro sledování je použita metoda povrchové elektromyografie synchronizovaná s videozáznamem. Výstupy studie jsou dále porovnány s poznatky odborné literatury v rámci fyzioterapie (Vojtův princip, PNF, svalové řetězce dle Véleho). Závěry přináší na základě provedených měření popis svalových souher probíhajících při NW a při chůzi s doporučením NW jako vhodné pohybové aktivity pro pohybový aparát člověka.

Klíčová slova:

chůze, Nordic Walking, pletenec ramenní, povrchová elektromyografie

Disertační práce byla zpracována v rámci řešení výzkumného záměru PRVOUK P38 Biomedicínská kinantropologie.

Author's first name and surname: Mgr. Petra Mikulíková

Title of the doctoral thesis: Kinesiological analysis of locomotion by shoulder girdle during
Nordic Walking

Department: Department of outdoor sports

Supervisor: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

The year of the presentation: 2013

Abstract:

The doctoral thesis deals with the subscribes of kinesiological coordination between shoulder and trunk muscles during uphill Nordic Walking and free walking. Processes of ontogenetic and phylogenetic knowledge of nature and applies them to the analysis of movement – the movement of the shoulder girdles and trunk during Nordic Walking and free walking. We use the surface electromyography method synchronized with video to monitor the movements. Outcomes of the study are also compare with the professional knowledge in physiotherapy (Vojta's method, PNF, muscle chains according Vélé). Conclusions brings the description of the basis muscle coordination during NW and free walking with the recommendations as appropriate physical activity for human musculoskeletal system.

Keywords:

walking, Nordic Walking, shoulder girdle, surface electromyography

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

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

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Děkuji svému školiteli doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za jeho odborné vedení a mé rodině za jejich trpělivost a podporu při psaní této práce.

Obsah

1. Úvod	11
2. Přehled poznatků	12
2.1 Prvky evoluce v lidské lokomoci	12
2.2 Ontogeneze člověka – fáze přirozené lidské kvadrupedie	17
2.3 Chůze	19
2.4 Nordic Walking	24
2.4.1 Historie	24
2.4.2 Technické vybavení	24
2.4.3 Terén	27
2.4.4 Technika a popis vnějšího projevu pohybu	28
2.4.5 Studie věnující se NW u pacientů s různými diagnózami	33
2.5 Metoda PNF – Proprioceptivní neuromuskulární facilitace	36
2.6 Reflexní lokomoce – Vojtův princip	41
2.7 Svalové řetězce	44
2.8 Povrchová elektromyografie	46
2.8.1 Faktory ovlivňující snímaný EMG signál	47
2.8.2 Detekce EMG signálu	48
2.8.3 Zpracování EMG signálu a vyhodnocování EMG dat	48
2.9 2D kinematická analýza - laboratorní vyšetření chůze	50
3. Cíle a hypotézy	52
3.1 Cíl	52
3.2 Vědecká otázka	52
3.3 Hypotézy	52
4. Metodika	54
4.1 Charakteristika výzkumu	54
4.2 Metodologická charakteristika	54
4.3 Charakteristika sledovaného souboru	55
4.4 Metody měření a získání dat	55
4.5 Měřené svaly a lokalizace elektrod	57
4.6 Organizace výzkumu	57

4.7	Analýza dat povrchové EMG	58
4.8	Analýza dat 2D kinematické analýzy	63
5.	Výsledky.....	64
5.1	Intraindividuální analýza	64
5.2	Interindividuální analýza	71
5.3	2D kinematická analýza.....	72
6.	Diskuze.....	74
6.1	Intraindividuální analýza	74
6.1.1	Stálost pohybového projevu u jednotlivých svalů.....	74
6.1.2	Počet zpracovaných period a délka trvání periody.....	74
6.1.3	Provedení jednotlivých pohybů – Nordic Walking a chůze z pohledu EMG záznamu.....	75
6.1.4	Průměrný krokový cyklus při NW a chůzi u jednotlivých probandů.....	76
6.2	Interindividuální analýza	81
6.2.1	Teoretické srovnání principů a metod využívaných v rehabilitační praxi s výstupy této studie	82
6.3	2D kinematická analýza.....	84
7.	Závěry.....	85
8.	Referenční seznam	88
9.	Přílohy	97

Seznam zkratek

C – páteř- krční páteř

CNS – centrální nervová soustava

DK – dolní končetina

dx. – dexter, pravý

FBLR – fyziatrie, balneologie, léčebná rehabilitace

HK – horní končetina

LDK – levá dolní končetina

LHK – levá horní končetina

m. – musculus, sval

mm. – musculi, svaly

NW – Nordic Walking

Obr. – obrázek

PDK – pravá dolní končetina

PF – punctum fixum – bod opory

PHK – pravá horní končetina

RPE – Rating of Perceived Exertion – hodnocení vnímané námahy

SD – standard deviation, směrodatná odchylka

SENIAM – Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

sin. – sinister, levý

Tab. - tabulka

Th - páteř – hrudní páteř

2D – dvoudimenzionální, dvourozměrný

3D – trojdimenzionální, trojrozměrný

1. Úvod

Chůze u fylogenetických předchůdců člověka je záležitostí všech čtyř končetin, kdy všechny končetiny vytvářejí propulsní sílu pro pohyb jedince směrem vpřed. Z hlediska ontogeneze je pohyb směrem vpřed u batolat zajišťován taktéž všemi čtyřmi končetinami a až kolem jednoho roku života dítěte je centrální nervová soustava schopna zajistit pohybový program, jež pro chůzi používá pouze dolních končetin. Do té doby je forma lokomoce kvadrupedální - využívající horní i dolní končetiny pro lokomoci vpřed. Chůze za použití holí pro Nordic Walking je taktéž formou kvadrupedální lokomoce z toho pohledu, že pro lokomoci vpřed využívá jak dolní, tak horní končetiny, i když horní končetiny zde plní funkci propulsní a ne antigravitační. Z kineziologického hlediska se při pohybu horními končetinami využívá svalových smyček tak, jak je popisuje Véle, jelikož pro správné a ekonomické provedení pohybu je nutné koordinované zapojení všech svalů uvedených pro svalové smyčky paže a trupu. Motorickou ontogenezí a popisem svalových souher při reflexní lokomoci se zabývá Kolář i Vojta. Jejich poznatky jsou uznávané odbornou veřejností z řad odborníků na rehabilitační lékařství a fyzioterapii a slouží k obnově hybných funkcí v jednotlivých segmentech těla. Ke stejnému účelu se používá také metoda proprioceptivní neuromuskulární facilitace.

Tato předkládaná práce má přinést popis vnějšího projevu pohybu při Nordic Walking, vnitřního projevu pohybu v podobě zpracování elektromyografického záznamu a jejich následnou synchronizaci ve srovnání se základní formou lidské lokomoce – chůzí. Zhodnocením výstupů a jejich porovnáním s poznatky v odborné literatuře bude možné ozřejmit vliv působení Nordic Walking na pohybový aparát člověka a následně doporučit či nedoporučit NW jako vhodnou pohybovou aktivitu nezatěžující pohybový aparát. Práce má poskytnout konkrétní informace o aktivaci jednotlivých svalů a jejich spolupráci na základě konkrétních měření. Tím také posunout úroveň poznání o aktivitě Nordic Walking z roviny mediální a vědecky neověřené na úroveň vědecky podložených dat.

Ve studii budou zhodnoceny výstupy měření skupiny deseti instruktorů Nordic Walking. Tato skupina by měla být dostatečně reprezentativní z hlediska kvality provádění požadovaného a zkoumaného pohybu. I přesto je však jisté, že každý z probandů bude mít již svůj osobitý styl chůze, který může výsledky ovlivnit.

2. Přehled poznatků

Teoretická východiska jsou zpracována a předkládána v pořadí tak, aby čtenář získal ucelenou představu o zkoumaném pohybu od evolučních základů přes období ontogeneze člověka po anatomické a funkční uspořádání jednotlivých segmentů aktivně se podílejících na vykonávání pohybu samotného. Následně je představena pohybová aktivita Nordic Walking od jejího počátku, přes správnou techniku provedení, doporučené vybavení, vhodnost volby terénu, po dostupné české i zahraniční studie zabývající se tématem spojeným s Nordic Walking. Další kapitoly se věnují teoretické části výzkumu a to analyzování totožných prvků fyzioterapeutických metod propioceptivní neuromuskulární facilitace a Vojtova principu reflexní lokomoce a svalových smyček popisovaných Vélem s Nordic Walking z hlediska provádění pohybu. V teoretických východiscích je popsána také použitá výzkumná metoda povrchové elektromyografie.

2.1 Prvky evoluce v lidské lokomoci

Lokomoce prostřednictvím všech čtyř končetin má své kořeny v evoluci. Jak ale člověk dospěl k používání holí a tak i k zapojení horních končetin do lokomoce je otázkou. Odpověď je možné hledat ve fylogenezi a zkoumat vývojové předky předcházející člověku a sledovat jejich vývoj chůze až do dnešní podoby.

V období 400-360 mil. let proběhl přesun obratlovců z vody na souš. Utvářel se pohybový program pro pohyb na souši. Z tohoto období tak zůstaly fylogeneticky zakódovány staré bazální pohybové programy pro kvadrupedální pohybový vzor lokomoce (Köppl, 2009). Jedná se o vývojově nejnižší formu kvadrupedální lokomoce suchozemských obratlovců (Callier et al., 2009).

Bazální kvadrupedální lokomoce byla v oblasti horních končetin původně neaddukovaná, postupně docházelo k semiaddukci horních končetin, kdy se trup dostával nad podložku. Tato fáze přešla k addukci končetin pod trup tak, jak je tomu u nonhumánních primátů dnes (Kardong, 2002; Lebedev, 1997). Pro názornou komparaci je přiloženo obrazové srovnání jednotlivých fází kroku u gorily nížinné (*Gorilla gorilla*) a člověka (obr. č. 2 - 9).

Lokomoci primátů je možné popsat prostřednictvím Vančatovy definice: *“Lokomoce je specifická forma aktivity organismu sloužící k přemisťování organismu z místa na místo, reakcí na příznivé a nepříznivé podmínky prostředí a udržování integrity organismu. Lokomoce má procesuální ontogenetický charakter a k její realizaci se v průběhu ontogeneze formuje specifický diferencovaný lokomoční aparát, který je velmi úzce korelovaný s činností specializovaných částí nervového a sensorického systému. Lokomoce tedy není řada za sebou následujících diskrétních jevů, ale kontinuální proces (jako například metabolismus), začínající narozením a končící smrtí. Jednotlivé dynamické i statické formy lokomoce mohou sloužit jako součást určitých, mnohdy svým významem zcela protichůdných behaviorálních komplexů.“* (Vančata, 2001 in Munzarová, 2002).

Lokomoci primátů je možné z hlediska biomechanického rozdělit na 5 základních lokomočních typů, z nichž se pro nás jeví důležité dva typy (zvýrazněno v textu):

1. stromová kvadrupedie
2. **pozemní kvadrupedie**
3. vertikální lpění a skákání
4. stromová antipronográdní lokomoce (brachiace)
5. **bipedie**

(Vančata, 2001).

Pozemní kvadrupedie

U primátů se chůze po zemi pokládá za odvozený způsob lokomoce. Primáti chodící po zemi však zřejmě měli předky v druzích stromových (Geisler, 2000 in Cívínová, 2007). Pozemní druhy primátů se pohybují třemi způsoby a to plantigrádně (ploskochodecky), digigrádně (prstochodecky) a způsobem zvaným knuckle-walking (kotníkochodecky). Plantigrádní typ pohybu je nejpodobnější stromovému typu pohybu, u digigrádního typu a knuckle-walking se zvíře opírá o vnější stranu prstů nebo o vnější stranu kotníků prstů přičemž těžiště se posouvá dozadu a dolů (Vančata, 2001 in Munzarová, 2002). Pro rod Gorilla je typický právě kotníkochodecký způsob pohybu, váha přední části těla je nesena na středních člancích druhého až pátého prstu (Munzarová, 2002).

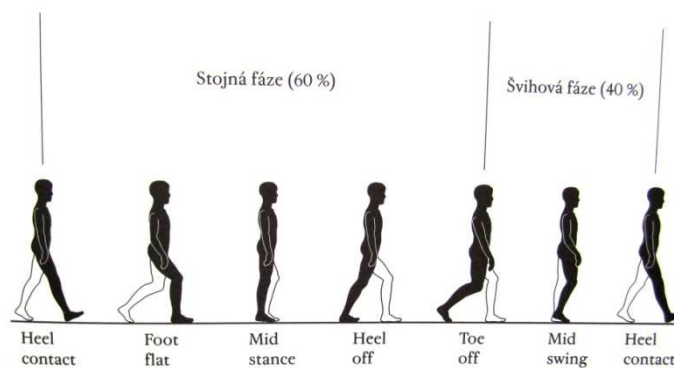
Bipedie

Bipedie je nejspecializovanější způsob lokomoce primátů. Jde o jedinečný způsob lokomoce u primátů i mezi savci (Vančata, 2001 in Munzarová, 2002). U primátů se bipedie projevuje v podobě vztyčení na zadních končetinách a krátké chůze ve vzpřímené poloze. U šimpanzů a goril je běžná bipední chůze i na několik metrů, přičemž tělo je stále nakloněno vpřed (Geisler, 2000 in Civínová, 2007). U člověka je bipedie nejefektivnější, vyznačuje se dlouhým úderovým krokem přes patu na špičku. Horní končetiny se při běžném pohybu uplatňují převážně k udržování rovnováhy, udržují tempo a dynamiku chůze (Vančata, 2001 in Munzarová, 2002).

Srovnání chůze u gorily a při Nordic Walking

Při bližším pozorování je možné nalézt podobné vnější znaky v chůzi goril s chůzí člověka při používání Nordic Walking holí. Na obrazovém srovnání uvedeném níže je možné sledovat velkou podobnost v jednotlivých fázích krokového cyklu u gorily a u instruktora Nordic Walking. Zde jsou patrné shodné prvky lokomoce.

Pro popis jednotlivých fází kroku je použit popis chůze uváděný Grossem (Gross, 2005) jako fyziologický stereotyp chůze u člověka (obr. č. 1).



Obr. č. 1 Znárodnění jednotlivých period opěrné a švihové fáze chůze (Gross, 2005)

Stojná fáze – rozdělena na pět částí:

počáteční dotyk paty s podložkou -
Heel strike,



Obr. č. 4 Heel strike u gorily a při NW

plný kontakt a zatížení celé nohy -
Foot flat,



Obr. č. 5 Foot flat u gorily a při NW

stojná fáze střední – Mid stance,



Obr. č. 6 Mid stance u gorily a při NW

odlepení paty od podložky, konečná
fáze stoje – Heel off,



Obr. č. 7 Heel off u gorily a při NW

odtržení prstů od podložky, odrazová fáze –
Toe off (Gross, 2005).



Obr. č. 8 Toe off u gorily a při NW

Švihová fáze – rozdělena na tři části:

počáteční fáze švihu (zrychlení) –

Initial swing,



Obr. č. 9 Initial swing u gorily a při NW

střední švihová fáze – Mid swing,



Obr. č. 10 Mid swing u gorily a při NW

konečná fáze švihu (brždění) –

Terminal swing (Gross, 2005).



Obr. č. 11 Terminal swing u gorily a při NW

Nejdůležitějším společným prvkem chůze je střídavý pohyb předních a zadních /horních a dolních/ končetin, kdy společně jdou vždy kontralaterální končetiny v tzv. zkříženém pohybovém vzoru. Pohyb je zprostředkován pomocí všech čtyřech končetin, které plní funkci lokomoční. Pozice těla se lehce podobá – tělo je v obou případech nakloněno vpřed a hlava je v protažení. Došlap je u obou jedinců realizován přes patu a postupně přes celou plošku nohy až po špičku a následně se noha ve stejném pořadí odvaluje od země až po odraz ze špičky. Mezi chůzí zvířecí a lidskou však můžeme nalézt také množství rozdílů. Trup je u gorily nakloněn více vpřed a tak na předních končetinách spočívá větší váha. Této skutečnosti odpovídá i mohutný rozvoj brachiálního pletence. Chůze u gorily, ačkoliv je harmonická, je méně dynamická a pomalejší v porovnání s lidskou chůzí.

2.2 Ontogeneze člověka – fáze přirozené lidské kvadrupedie

Pohybový projev člověka je geneticky determinován. Jak v průběhu vývoje uzrává CNS, objevují se motorické vzorce zahrnující nejprve jednoduché reflexy na míšní úrovni, pak i složité sensorické funkční vztahy řízené z vyšších úrovní. Postupně se objevují i svalové synergie, které jsou v mozku uloženy jako matrice a projevují se jako zvedání hlavičky, uchopování rukou, otáčení či lezení po čtyřech. Tyto geneticky podmíněné funkce se realizují automaticky ve stejném sledu. V motorice se objevují i hybné stereotypy. Tyto stereotypy jsou pohyby naučené a díky nim můžeme jedince od sebe odlišit (Kraus, 2005).

Zdravý kojenec ve stáří jednoho měsíce začíná zvedat hlavu, k opoře využívá horní končetiny a celková opora těla se postupně přesouvá kaudálním směrem k symfýze. Lopatka sestupuje a stabilizuje se. Ve stáří tři a půl měsíce se dítě dokáže opřít o loket. Opěrnou bázi tvoří v poloze na břicho oba lokty a symfýza (Kolář, 2007).

V průběhu pátého a šestého měsíce probíhá vývoj otáčení ze zad na břicho, přičemž jedna dolní končetina plní funkci opěrnou a druhá nákročnou. Podobně se tomu děje u horních končetin. Tím vzniká reciproční pohybový vzor nároku a opory. V půl roce je opora již o ruku.

V sedmém měsíci se dítě dokáže otočit z břicha zpět na záda (Kolář, 2007).

V průběhu sedmého až devátého měsíce se diferencuje funkce končetin na nákročné a opěrné v kontralaterálním umístění. Objevuje se první lokomoce z polohy na břicho. Dítě objevuje pozici šikmého sedu, která mu umožňuje lepší úchop a slouží také jako přechod do polohy na čtyřech a do vzpřímeného sedu. Z polohy na čtyřech je realizován vzpřímený klek, který naznačuje pozdější vertikalizaci do stoje. V devátém měsíci se objevuje lezení po čtyřech a nárok do opory o chodidlo v poloze na čtyřech (Kolář, 2007 in Tlašková, 2008).

V období čtvrtého trimenonu (10. - 12. měsíc života) se u dítěte objevuje vertikalizace do stoje a poté i chůze (obr. č. 10). Přejít z polohy na čtyřech do vertikály probíhá vždy kontralaterálním pohybovým lokomočním vzorem. Chůze je nejprve ve frontální rovině realizována za pomoci horních končetin (chůze stranou). Dítě za současného přidržování se horními končetinami obchází kolem nábytku (Kolář, 2007), což představuje kvadrupedální model lokomoce. Svalové souhry v pletencích ramenním i pánevním fungují v uzavřených kinematických řetězcích (Kračmar, 2007). Po zvládnutí tohoto stádia se dítě pouští opory a vykračuje do prostoru volnou bipedální lokomocí. Ramenní pletenec se osvobozuje od lokomoce (Kolář, 2007). Od této chvíle přebírá horní končetina hlavně funkci uchopovací

a manipulační. Lokomoce je zajištěna dolními končetinami (Kolář, 2007 in Tlašková, 2008; Kolář, 2009; Kraus, 2005).



Obr. č. 10 Vybraná stádia ontogenetického vývoje člověka - opora o čtyři končetiny, lezení po čtyřech – kvadrupedální lokomoce, kvadrupedální lokomoce ve vertikále, bipedální lokomoce. (archiv autora)

Véle (2006) se v souvislosti s průběhem posturální ontogeneze a vývoje lokomoce od primitivních kvadrupedálních vzorů po vertikální bipedální vzor chůze zmiňuje také o prvních pokusech o lokomoci dítěte v poloze na břiše a to plazením. Dítě zde střídá oporu o lokty, tahá trup za sebou, přičemž dolní končetiny se pohybu účastní pouze nepatrně. Naráží tak na poznatky Vojty, který využívá reflexního plazení pro stimulaci a korekci svalových souher směřujících k lokomoci.

2.3 Chůze

Základním stereotypem pro lokomoci, jež je vybudován v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, je chůze (Kolář, 2009). Véle (2006) označuje chůzi jako nejběžnější typ lokomoce. Jedná se o dopředný pohyb těla ve vzpřímené poloze, vykonávaný rytmickým střídáním obou dolních končetin (Gross, 2005). Chůze je charakteristická neustálým kontaktem dolních končetin s podložkou. Pohyb vpřed je realizován opakováním kroků v cyklu chůze (Dungl, 2005). Jeden cyklus chůze představuje celý dvojkrok, který je časově ohraničen opětovným kontaktem paty stejné dolní končetiny s podložkou. Těžiště těla se během chůze pohybuje ve vertikále nahoru a dolů a osciluje do stran. Dolní končetiny jsou vůči trupu rotovány, trup je odkloněn na opačnou stranu oproti sklonu a rotaci pánve. Horní končetiny se pohybují v protisměru oproti pohybu dolních končetin (Srbková, 2006). Vzpřímená bipedální chůze je prováděna optimální rychlostí a její energetický výdej je minimální. Ačkoliv je rytmus chůze a charakter pohybů těla při chůzi stejný, jedná se o velmi individuální pohybový projev charakterizující každého jedince. Chůze představuje komplexní pohybovou funkci, ve které se projevují vlivy učení spojené s adaptačními mechanismy na vlivy zevního i vnitřního prostředí a mohou se zde projevovat také poruchy pohybového aparátu či nervové soustavy (Kolář, 2009; Véle, 2006; Dungl, 2005).

Volná bipedální chůze je typickou lokomocí člověka. Je organizována ve fylogenetickém kvadrupedálním lokomočním zkříženém vzoru a to tak, že pohyb horních končetin má vyrovnávací funkci a trup se pohybuje v protisměrné torzi. Silově je chůze organizována přes pletenec pánevní. V různých sportovních odvětvích jako je např. plavání (technikou kraul či znak), horolezectví je pohyb prováděn také přes pletenec ramenní a při kanoistice a šplhu bez přírazu se jedná pouze o lokomoci přes pletenec ramenní. Při běhu na lyžích a při Nordic Walking je lokomoce zajištěna prostřednictvím obou pletenců – ramenního i pánevního (Kračmar, 2005).

Nejjednodušším způsobem analýzy chůze pro terapeutické účely je aspekce (Kolář, 2009).

Fyziologický stereotyp chůze

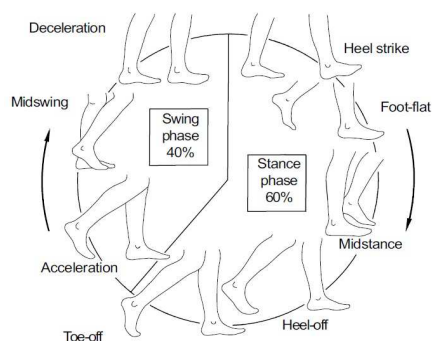
Dungl (2005), Gross (2005) i Vaughan (1992) popisují fyziologický stereotyp chůze jako cyklickou činnost (viz. obr. č. 11). Jeden cyklus chůze je rozdělen na dvě fáze: švihovou a opěrnou nebo také dynamickou a statickou.

Švihová fáze, zaujímá 40% cyklu, nazývá se také jako kročná fáze a označuje moment přenosu hmotnosti těla prostřednictvím druhostranné dolní končetiny, švihová dolní končetina v této fázi postrádá kontakt nohy s podložkou a provádí přesun vpřed před tělo. Švihová fáze zahrnuje následující části:

1. Heel strike – počáteční kontakt paty s podložkou,
2. Foot flat – fáze zatížení a kontaktu celé nohy,
3. Midstance – střed stojné fáze,
4. Heel off – konečná fáze stoje a odvinutí paty od podložky,
5. Toe off – odrazová fáze, odraz palce od podložky (Dungl, 2005; Gross, 2005).

Opěrná fáze, tvoří 60% cyklu a označuje fázi kontaktu nohy s podložkou a přenášení hmotnosti, se rozděluje na tři části:

1. Acceleration (initial swing) – zrychlení, počáteční fáze švihu,
2. Mid swing – střed švihové fáze,
3. Deceleration (terminal swing) – zpomalení, konečná fáze švihu (Dungl, 2005; Gross, 2005).



Obr. č. 11 Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny (Vaughan, 1992)

Fáze dvojí opory je popisována Vélem (2006), Grossem (2005) i v dalších zdrojích jako moment v krokovém cyklu, při kterém se obě končetiny dotýkají oporné báze. Tato fáze tvoří přechod mezi švihovou fází a fází opornou, začíná dotykem paty stejné končetiny a končí odtržením prstů švihové nohy. Tato fáze zaujímá přibližně 12% krokového cyklu (Véle, 2006; Gross, 2005).

U chůze zcela chybí letová fáze – běh. Je možné, že běh po přední části chodidel bez prvního impaktu paty s podložkou byl druhou, paralelní bazální formou lokomoce rodu *Homo* (Karen et al., 2007). Bramble a Lieberman (2004) rozvíjejí teorii rozvoje běhu jako loveckého nástroje ve smyslu odpovědi na změnu ekosystému. Tato problematika je však pro potřeby této práce spíše vymezující.

Kineziologická analýza kroku

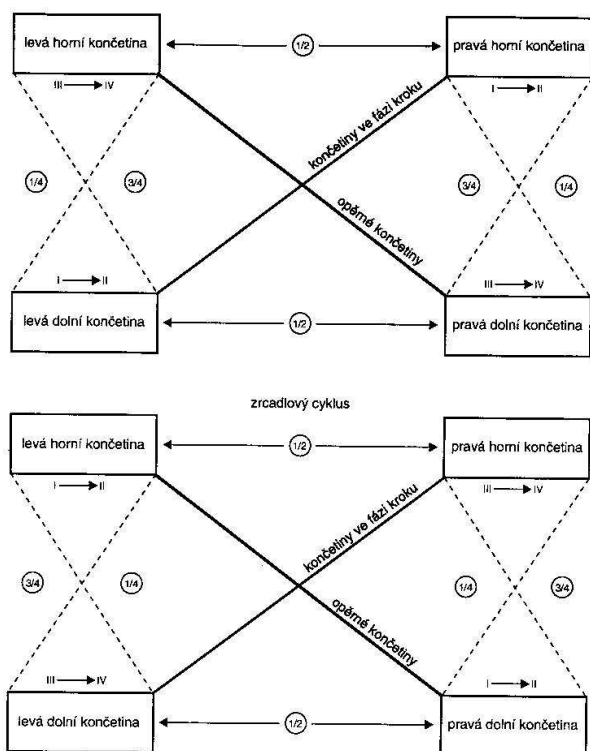
Véle (2006) přináší kineziologickou analýzu chůze popisující děje ve třech fázích krokového cyklu.

Oporná fáze – během této fáze dochází k torznímu pohybu v páteři, lehkému přesunu trupu na stranu nohy oporné, extenzi v kyčli, zevní rotaci v kyčli přecházející do vnitřní rotace v kyčli, mírné flexi v kolenní při došlapu paty, extenzi v kolenní od dotyku celé paty po odval paty, plantární flexi v kotníku a noze, následné mírné dorziflexi, hyperextenzi v metatarzofalangeálních kloubech, střídavé pronaci a supinaci nohy pro zajištění spolehlivé opory.

Fáze dvojí opory – tato fáze je přechodem mezi fází opornou a švihovou.

Švihová fáze – během švihové fáze dochází k otáčení pánve směrem k podpůrné noze, rotaci pletence ramenního v opačném směru, flexi a mírné zevní rotaci v kyčli, addukci v kyčli přecházející v abdukci, flexi v kolenní v první polovině pohybu s následnou extenzí, dorziflexi a mírné everzi kotníku (Véle, 2006 in Tlašková, 2008).

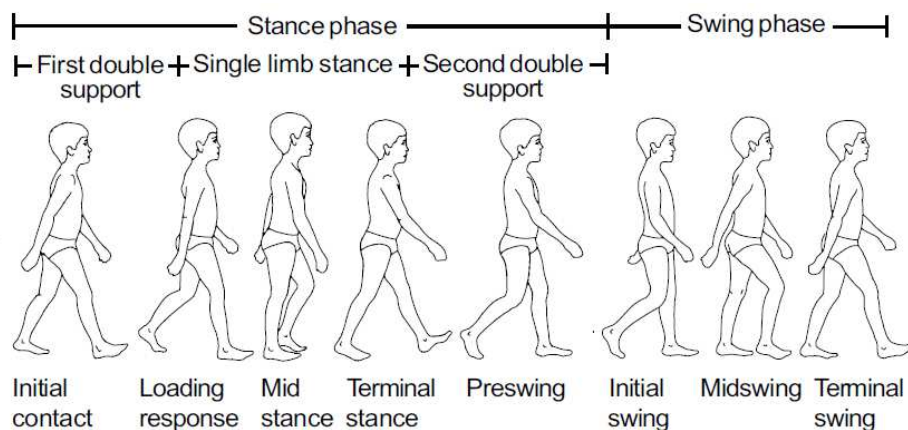
Vojta (1995) označuje chůzi, lezení po čtyřech a reflexní plazení jako dopředné pohyby probíhající ve zkříženém koordinačním vzoru, jehož jednotlivé fáze se uskutečňují v recipročním vzoru na všech končetinách a opakují se vždy ve stejném sledu. Krokový cyklus dělí na čtyři fáze (obr. č. 12): flekční, relaxační, opěrnou a odrazovou (Vojta, Peters, 1995).



Obr. č. 12 Krokový cyklus ve zkříženém vzoru. Fáze cyklu v pohybu vpřed v recipročním znázornění: I. flekční fáze, II. relaxační fáze, III. opěrná fáze, IV. odrazová fáze. $1/4$ - čtvrtina časové jednotky, $1/2$ - polovina časové jednotky, $3/4$ - tři čtvrtiny časové jednotky (Vojta, Peters, 1995).

Pohyb horních končetin při chůzi je švihový (obr. č. 13). Je uskutečňován v opačném směru, než probíhá pohyb stejnostranných dolních končetin. Ramenní pletence mají být volně spuštěny. Pohyb vychází z ramenních kloubů s rozsahem kolem 45° a větším vychýlením paží do extenze (Véle, 2006; Kolář, 2009). Pohyb horních končetin je pasivní a plní funkci vyvažovací (Véle, 2006). Další studie ukazují na aktivitu svalů *m.teres major* a *m. deltoideus (pars spinalis)* (Véle, 2006). Janda (1982) dělí souhyb horních končetiny na tři hlavní typy, vyznačující se následujícími charakteristikami:

1. typ – pohyb vycházející z kloubů ramenních, malá rotace trupu, uvolněné držení ramenních kloubů, mírná flexe v loketních kloubech
2. typ – menší souhyb ramenních kloubů, zvýšená rotace trupu, elevace ramenních kloubů
3. typ – zvýšená flexe v kloubech loketních (Janda, 1982).



Obr. č. 13 Pohyb horních končetin v průběhu chůze u dítěte (Vaughan, 1992)

Pletenec ramenní je do lokomoce zapojen v průběhu posturálně pohybové ontogeneze a funkčně dozrává před pletencem pánevním v rámci posturálně pohybové ontogeneze (Kračmar, 2002).

Člověk je k pohybu motivován prostředím. Během pohybu jsou uplatňovány diagonální vzory popsané Kabatem (Holubářová, Pavlů, 2007) a také Vojtou (Vojta, Peters, 1995) ve vývojové kineziologii.

2.4 Nordic Walking

2.4.1 Historie

Nordic Walking (finský název „sauvakävely“) pochází z Finska. Už ve 30. letech se hole používaly pro letní přípravu běžců na lyžích, kdy přínosem použití holí bylo zintenzivnění tréninku (zrychlení tempa) oproti běžně zařazované chůzi do kopce (Karlsson, 2007). V 70. a 80. letech 20. století představila profesorka Leena Jääskeläinen chůzi s holemi na univerzitě v Jyväskylä jako pohybovou aktivitu doplněnou cviky (INWA, 2010). První veřejný pochod s holemi se uskutečnil dne 5.1.1988 na olympijském stadionu v Helsinkách pořádaný organizací Suomen Latu v čele s ředitelem Tuomo Jantunem jako náhrada za lyžařský závod v běhu na lyžích na 5 km z důvodů absence sněhu. Tato akce s 50 účastníky se stala velmi populární i díky sdělovacím prostředkům (Karlsson, 2007; INWA, 2010).

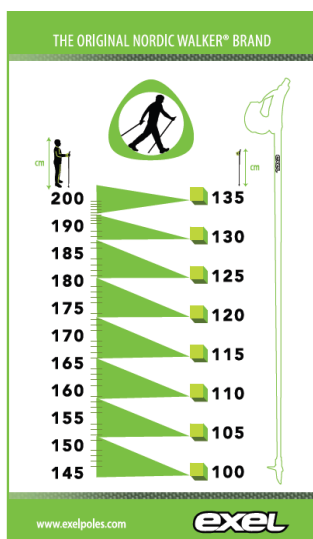
V 90. letech Jantunen a jeho kolegové pracovali na zviditelnění tohoto sportu a představovali tuto pohybovou aktivitu po celém Finsku. Byly prováděny testy s pulsmetry (Karlsson, 2007; INWA, 2010). Roku 1993 byl ve Spojených Státech Amerických zveřejněn výzkum „Energy cost of walking with and without arm activity on cross walk dual motion cross training“ (Karlsson, 2007). Finská sportovní instituce Suomen Latu, Sportovní instituce Vierumäki a Exel se dohodli na spolupráci. Vyvinuli technologii, techniku chůze i technické pomůcky. Mezinárodní název Nordic Walking byl zveřejněn v roce 1997. Následovala propagace NW mezi veřejnost s organizováním lekcí po celém Finsku (Karlsson, 2007). V roce 1998 byla zahájena výuka instruktorů, NW se dostává za hranice Finska do Švédska a Švýcarska a organizace Suomen Latu získává cenu „Zdravá aktivita roku“ (Karlsson, 2007). V roce 2000 vzniká mezinárodní asociace Nordic Walking INWA (International Nordic Walking Association) se členy - Finskem, Německem a Švýcarskem. Následně se připojuje i Francie, USA, Japonska a Nový Zéland (Karlsson, 2007).

V dnešní době je Nordic Walking rozšířen již ve více jak 40 zemích a praktikuje ho na 10 milionů lidí (INWA, 2010).

2.4.2 Technické vybavení

Základním technickým vybavením pro Nordic Walking jsou speciální hole (obr. č. 14). Kvalita jednotlivých typů holí se mění a většinou odpovídá i tržní ceně. Kvalitnější hole jsou vyrobeny z karbonových vláken. Tyto hole dobře pruží, jsou pevné a současně i lehké. Vhodnou variantou materiálu pro tělo hole je také ultralehký hliník. Pro dobré zvládnutí

techniky a pro dobrý efekt z chůze je vhodné zaměřit se na několik kritérií, které by měly hole splňovat. Důležitým parametrem je výška hole. Laická literatura i školitelé Nordic Walking doporučují řídit se stupněm úhlu svíraným paží a předloktím v loketním kloubu u stojícího člověka, který by měl činit 90°. Pro začátečníky je vhodnější volit hole kratší, tak aby úhel v loketním kloubu byl tupý, paže a předloktí více natažené. Naopak je tomu u pokročilých chodců a sportovců, zde se volí hole delší, chůze je tak pro horní končetiny náročnější.



Obr. č. 14 Doporučená výška holí (Exel, 2010)

Dalším parametrem je výběr vhodného typu rukojeti (obr. č. 15), který taktéž přispívá k dobrému požitku z chůze. Ergonomická rukojeť hole je vyrobena z gumy či korku v kombinaci s plastem. Rukojeť snižuje otřesy přenášející se při chůzi z hůlky na klouby horní končetiny.



Obr. č. 15 Typy rukojeti (Exel, 2010)

Doplňkem rukojeti je poutko (obr. č. 16). Poutkem je možné odlišit určení hole pro chůzi turistickou a pro Nordic Walking. Pro Nordic Walking se používá poutko, které je uchyceno v horní části rukojeti, ne však až na úplném vrcholu a pevně obepíná celou ruku a zápěstí tak, aby umožnilo stálý kontakt ruky s holí i při jejím úplném puštění. Prostřednictvím poutka je realizován odraz a je místem přenášení síly odrazu pro pohyb vpřed prostřednictvím horní končetiny. Nejnověji je nabízeno poutko připevněné pouhým nakliknutím a je možné jej odpoutat od hole, aniž by se muselo poutko sundávat z ruky.



Obr. č. 16 Poutko (Exel, 2010 upraveno)

Koncový hrot (obr. č. 17-19) umožňuje dobré zapíchnutí hole a následný odraz od povrchu. Existuje několik druhů koncových hrotů. Mezi nejnovější se řadí hroty s integrovanou botičkou pro všechny druhy terénu či hroty umístěné mimo osu hole, které tak dokáží lépe absorbovat otřesy přenášené holí při jejím zapíchnutí.



Obr. č. 17 Koncový hrot Exel, 2010)



Obr. č.18 Koncový hrot s umístěním mimo osu hole (Exel, 2010)



Obr. č. 19 Kombinovaný koncový hrot s botičkou (Exel, 2010)

Botička (obr. č. 20), neboli gumová násada na koncový hrot je součástí výbavy hole. Umožňuje příjemnější chůzi po tvrdých a asfaltových površích. Výrobci nabízejí i zde větší výběr, který se většinou řídí i typem hole.



Obr. č. 20 Botička (exel, 2010)

Obuv pro NW by měla být pohodlná, kvalitní a hlavně přizpůsobena terénu. I když je v dnešní době k dostání speciální obuv pro Nordic Walking, lze použít jakoukoliv obuv pro outdoorové sporty, běh či turistiku.

Oblečení pro NW by mělo být lehké, prodyšné a hlavně natolik volné, aby neomezovalo pohyb. Důležité také je, aby zabezpečovalo dostatečnou ochranu před přírodními vlivy a zajišťovalo hlavně dostatečnou tepelnou ochranu.

2.4.3 Terén

Nejvhodnějším terénem pro Nordic Walking jsou speciálně upravené stezky vysypané pilinami, které poskytují měkký došlap i stabilní odpich hole. V našich podmínkách jsou vhodným terénem lesní cesty bez kamení a velkých kořenů, travnaté plochy a hliněné cesty. Ideální je kopcovitý ráz krajiny. Chůzi s holemi je ovšem možné provozovat i na zpevněných cestách, to při použití gumové botičky na hrotu hole. Ne příliš vhodné je provozování NW na vysokohorských kamenitých stezkách, úzkých cestičkách u srázů či kdekoliv jinde, kde hrozí pád.

2.4.4 Technika a popis vnějšího projevu pohybu

Nordic Walking není technicky náročná pohybová aktivita. Práce dolních končetin se v podstatě podobá běžné rychlé chůzi a činnost trupu a horních končetin by se dala připodobnit pohybu při běžeckém lyžování. NW se v souvislosti s časovým průběhem nachází někde mezi dvěma limity – chůzí a během na lyžích střídavém dvoudobém. To znamená, že se prodlužuje krok oproti chůzi a zkracuje rozsah práce horních končetin oproti běhu na lyžích. Úchop holí je identický s držetím holí pro běh na lyžích.

Při chůzi za použití holí pracují horní končetiny ve větší míře než je tomu u chůze. Tělo je mírně nakloněno vpřed, jsou aktivovány zádové svaly podporující vzpřímené držení páteře. Chůze s holemi zvyšuje rotační pohyb trupu a aktivuje svaly ramenní a svaly v oblasti lopatky. Díky holím je stabilita při pohybu větší. Proto je možné vhodnější nastavení těla v oblasti pánve, kyčelní klouby se mohou více extendovat, a tak se svaly v oblasti pánve mohou lépe zapojit. Chůze je rychlejší a dochází k většímu spalování kalorií (Karlsson, 2007).

Technikou severské chůze a následně jejím popisem se zabývá Vystrčil (2005) ve své diplomové práci. Při chůzi s holemi je trup držet v mírném předklonu, hlava v prodloužení páteře (brada mírně zasunutá vzad), pohled směřuje přibližně 20m dopředu. Optická orientace pro lokomoci je lokalizována do horní části zorného pole očí. Ramena jsou „stažena od uší“ a posazena dozadu, ale stále volně bez vynuceného držet v této pozici. Hrudník i ramena jsou uvolněná tak, aby střídavý pohyb horních končetin v ramenních kloubech nebyl omezován zapojením nežádoucích svalů.

Pohyb rukou v poutkách je přirozený, začíná za tělem z propnutého lokte, horní končetina se pohybuje vpřed a vzhůru s postupnou flexí v lokti až do fáze opory o hůlku, poté se cyklicky vrací zpět za tělo. Až do závěrečné fáze odrazu hůlky svírají prsty pevně rukojeť, potom se dlaň otevírá a odrazová síla je přenášena přes poutko. Loket i prsty jsou natažené. Horní a dolní část trupu rotují kontralaterálně při každém kroku (Vystrčil, 2005).

Těžiště těla se oproti přirozené chůzi vyšší intenzity dostává níž, krok se díky hůlkám prodlužuje (Vystrčil, 2005).

Krok začíná odrazem od prstů zadní dolní končetiny, která přechází do švihové fáze. Stojná dolní končetina je v úvodní fázi pohybu v semiflexi v kolenním kloubu (pozn. velikost flexe v kolenním kloubu se při delším kroku zvětšuje). Horní končetina nacházející se před tělem je v semiflexi v lokti, hrot její hůlky je zapichován přibližně na úrovni paty chodidla přední dolní končetiny či mírně za ni. Během celého cyklu by se hrot hole neměl dostat před vertikální osu danou zápěstím této horní končetiny. Důležitá je pozice ramen

při přenosu síly z hůlky od zabodnutí do odrazu z ní. Rameno by se nemělo zvedat. Ve stejném čase protější kontralaterální horní končetina dokončuje odpich. Odpich hůlky na jedné straně a odraz chodidla na straně opačné se odehrává přibližně ve stejném okamžiku, jde o pohyb střídavý. „Chodidlo zadní dolní končetiny směřuje dopředu, jako první se podložky dotýká pata. Následuje fáze dvojí opory (hmotnost těla je nerovnoměrně rozložena mezi zadní dolní končetinu a hůlkou přední horní končetiny), kde se zadní horní končetina pohybuje uvolněně dopředu a nahoru, přední horní končetina začíná odpich aktivním napínáním v loketním kloubu. Ruce obou horních končetin se potkávají mírně před tělem. Dolní končetina, která je více vzadu, se ohýbá v koleně a směřuje dopředu. Po dokončení kroku a odpichu se celý cyklus opakuje v obráceném pořadí.“ (Vystrčil, 2005).

Velmi důležitým prvkem je sklon hůlek. Rukojeť hůlky se nachází vždy více vpředu oproti jejímu hrotu. Mění se pouze úhel sklonu během krokového cyklu (Vystrčil, 2005).

Pro pohyb je důležité správné držení těla. Prodloužení kroku při použití hůlek nesmí být provázeno hyperextenzí kolen při došlapu. Tato chyba vede k přetížení přední části kolenního kloubu. Kolenní kloub by měl být pokrčen v lehké semiflexi. Podobné nebezpečí hrozí v oblasti hrudní a bederní páteře při nadměrné rotaci pánve vzhledem k fixovaným ramenním pletencům (Vystrčil, 2005).

Před zahájením chůze se zařazují zahřívací a protahovací cvičení a po jejím ukončení uvolňovací strečink. V obou fázích je vhodné využít hůlky jako cvičební pomůcku (Vystrčil, 2005).

Vnější projev pohybu probanda (obr. č. 21)

- Stranově symetrická energická chůze bez patrné diskoordinace. Volné držení holí. Vzpřímené držení těla s lehkým náklonem vpřed.
- Rotace os ramen a pánve je individuální a její vyjádření ve stupních nemá velký vliv na hodnocení provedení.
- Místo zapíchnutí hrotu hole je dáno náklonem terénu a rychlostí chůze a výškou holí (vždy však mezi patou nákročné DK a špičkou odrazové DK).



Obr. č. 21 Důležité prvky vnějšího projevu pohybu (archiv autora)

Vytvoření systému kritických míst – zpracování 2D kinematické analýzy

- Celkově koordinovaný pohyb kontralaterálním pohybovým vzor, svižná chůze s uvolněním v oblasti ramenních pletenců a C-Th páteře.
- Zapíchnutí hrotu hole HK více vpředu mezi patou nákročné DK a špičkou odrazové DK.
- Fáze opory o zapíchnutou hůl – vytvoření nového puncta fixa, výrazné zapojení všech svalů v oblasti ramenního pletence, vytvoření propulsní síly.
- Odpich hůlky na jedné straně a odraz chodidla na straně opačné se odehrává přibližně ve stejném okamžiku.
- Puštění hole za tělem a přenos hole vpřed jen pomocí poutka upevňující hůl na dlani a zápěstí probanda.
- Rotace osy ramen oproti ose pánve ve smyslu torze.
- Vymezení rozsahu pohybu pro kloub ramenní při NW (obr. č. 22):
 - flexe cca 30°- 40°,
 - extenze cca 10°- 20°,



Obr. č.22 Vymezení rozsahu pohybu pro kloub ramenní při NW (archiv autora)

- abdukce cca 5°- 15°.



Obr. č.23 Vymezení rozsahu pohybu pro kloub ramenní při NW (archiv autora)

- Vymezení rozsahu pohybu pro kloub loketní při NW (Obr. č. 24):
 - flexe cca 60°- 80°,
 - extenze cca 0°- 15°.



Obr. č. 24 Vymezení rozsahu pohybu pro kloub loketní při NW (archiv autora)

Obrázky (obr. č. 1 a č. 25) nabízejí schématické srovnání chůze s NW holemi a volné chůze.



Obr. č. 25 Schéma pohybu chůze s holemi (Schiffer, 2009)

2.4.5 Studie věnující se NW u pacientů s různými diagnózami

Účinky Nordic Walking je možné také sledovat prostřednictvím studií, které byly provedeny na pacientech s různými diagnózami. V následujících několika studiích jsou přiblíženy možné vlivy, které má chůze s holemi na organismus člověka. Studie se zabývají vlivem Nordic Walking na kardiopulmonální systém, vaskulární systém, pacienty s ortopedickými problémy, onkologické pacienty a také na pacienty s diabetem a Parkinsonovou nemocí.

Kocur et al. (2009) jsou autory studie zaměřené na sledování kardiovaskulárního systému u mužů po akutní srdeční příhodě. Osmdesát mužů s rehabilitačním programem pro kardiaky bylo rozděleno do tří skupin. Jedna skupina podstoupila běžný rehabilitační program v podobě chůze, druhá skupina využila pro zlepšení kondice Nordic Walking, třetí skupina tvořila kontrolní skupinu. Výsledkem bylo větší zlepšení kondice u obou skupin využívající chůzi v rehabilitačním programu, u skupiny chodící Nordic Walking došlo také ke zlepšení koordinačních pohybů.

Walter et al. (1996) prováděli studii se 14 muži průměrného věku 61 let. Tito muži byli vedeni jako pacienti s koronárními srdečními obtížemi. Všichni byli po operacích bypassu nebo angioplastice. Během chůze s holemi se zvýšila tepová frekvence o 14 tepů za minutu v porovnání s běžnou chůzí a zvýšila se také energetická spotřeba o 21%. Zvýšil se také systolický i diastolický tlak. Výsledkem studie bylo ověření možnosti použití chůze s holemi v rehabilitaci pacientů se srdečními obtížemi.

Collins et al. (2003) se ve své studii zabývali vlivem chůze s holemi na pacienty s periferním cévním onemocněním. Studie se účastnilo 52 probandů, kteří podstoupili terapii chůzí s hůlkami třikrát týdně po dobu 30-45 minut. Ve studii byl zkoumán také vliv vitamínu E na ischemickou chorobu dolních končetin. Autoři dospěli k závěru, že použitím holí při chůzi se zvýšila vzdálenost, kterou pacienti ušli a zmírnily se tak klaudikační bolesti. Částečný vliv měl i vitamín E.

Stejní autoři Collins et al. (2005) prováděli podobnou studii s pacienty s periferním arteriálním onemocněním. Vystavil je tréninku trvajícím 24 týdnů. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin. Na skupinu s tréninkovým programem a na kontrolní skupinu bez cvičební indikace. Shrnutím práce byly poznatky o jednoznačném zlepšení klinických projevů

onemocnění, zlepšení stavu kardiovaskulárního řečiště, zlepšení fyzického stavu a snížení klaudikačních bolestí při námaze u skupiny s tréninkovým programem.

Záměrem studie Kukkonen-Harjula et al. (2007) bylo zjistit vliv chůze s holemi na kardiorespirační systém. Výzkum zahrnoval větší skupinu 107 žen průměrného věku 54 let se sedavým zaměstnáním. Po dobu 13 týdnů provozovaly ženy chůzi s holemi a to 4x týdně po dobu 40 minut. Celkově se účastnily 46 lekcí. Ženy byly rozděleny do dvou skupin. Během tréninku byla měřena tepová frekvence, spotřeba kyslíku a laktát. Po tréninku byly také prováděny testy na neuromuskulární bázi. Při tréninku byla tepová frekvence u skupiny, která chodila s holemi, průměrně 123 tepů za minutu a u skupiny, která chodila bez holí, 120 tepů za minutu. Průměrné hodnoty RPE byly 13,6 a 13,7. Laktát v krvi se zvýšil o 0,4 mmol. l⁻¹ po tréninku na hodnotu 6,7 mmol. l⁻¹. Průměrné zvýšení spotřeby kyslíku po tréninku bylo o 4 ml. min⁻¹.kg⁻¹ na hodnotu 28,4 ml. min⁻¹.kg⁻¹. u skupiny trénující s holemi. Hodnoty tepové frekvence byly měřeny před a po tréninku také v několika úrovních zátěže a to v 50% VO₂max, 65% VO₂max a při 80% VO₂max. Výsledkem studie bylo zjištění stejné účinnosti chůze a NW na kardiorespirační aparát s kladným přínosem obou fyzických aktivit pro fyzickou kondici.

Ve studii, kterou prováděl Schöttler et al. (2005) se autoři zaměřovali na prevenci u většího množství pacientů s ortopedickými obtížemi. Tito pacienti prováděli chůzi třikrát týdně po dobu 30-90 minut pod vedením instruktora a sami také doma. Výsledky byly zkoumány prostřednictvím dotazníků. V 93% uváděli pacienti zvýšení vytrvalosti, u 55% došlo ke snížení hmotnosti. Ve více než polovině odpovědí se projevilo i zlepšení odolnosti vůči stresu a u 21% se zlepšil spánek.

Nordic Walking byl testován také u pacientek po rakovině prsu ve studii autorů Sprod et al. (2005). Dvanáct žen ve věku od 50 do 59 let bylo rozděleno do dvou skupin a sledováno po dobu osmi týdnů. Tréninkový program jedné skupiny představoval dvakrát 20minutový trénink NW, u druhé skupiny nebyl NW zařazen. Obě skupiny prováděly shodně silový trénink po dobu 30minut. Závěrem studie bylo zlepšení svalové síly horní části těla u žen chodících s holemi, což přispělo k jejich nezávislosti v denních činnostech a zlepšila se tak jejich kvalita života.

Studie byla provedena také s pacienty s diabetem druhého typu. Autoři Nischwitz et al. (2006) sledovali vliv Nordic Walking u šesti žen a třinácti mužů průměrného věku 67 let.

Tréninkový plán spočíval v absolvování lekcí Nordic Walking jednou až dvakrát týdně po dobu 90 minut po jeden rok. Hladiny cukru byly měřeny před začátkem chůze, po 45 minutách chůze, po 90 minutách chůze a dvě hodiny po ukončení chůze. Účastníci vyplňovali dotazník hodnotící kvalitu života vždy v tří měsíčním intervalu. Výsledky studie byly velmi povzbudivé. Zlepšily se metabolické parametry, což mělo pozitivní vliv na snížení množství medikace pacientů.

Pomocí studií byli sledováni i pacienti s Morbus Parkinson. Ve studiích Baatile et al. (2000) a Eijkeren et al. (2008) se sledovalo zlepšení v aktivitách denního života a celkové nezávislosti na pomoci druhých. V první uvedené studii byl prováděn trénink třikrát týdně po dobu osmi týdnů se zlepšením aktivit denního života o 36%. V druhé studii pacienti trénovali s frekvencí dvakrát týdně se zlepšením ve vzdálenosti, kterou mohli ujít a také v rychlosti, za kterou ušli určenou vzdálenost v porovnání se stavem před tréninkem.

2.5 Metoda PNF – Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Metoda proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) se řadí mezi terapeutické koncepty využívané ve fyzioterapii. Základy této metody vypracoval americký lékař a neurofyziolog Herman Kabat (1913-1995). Na rozvoji metodiky se podílely fyzioterapeutky Margaret Knott (1918-1978) a později také Dorothy Voss (1914-1996). V čele školících zařízení pro kurzy PNF stojí Marie Louise Mangold v Institutu pro nervosvalovou rehabilitaci ve Vallejo v Kalifornii (Pavlů, 2003; Kolář, 2009).

Základním neurofyziologickým mechanismem PNF je cílené ovlivňování aktivity motorických neuronů předních rohů míšních prostřednictvím aferentních impulsů ze svalových, šlachových a kloubních proprioceptorů. Míšní motorické neurony jsou také ovlivňovány prostřednictvím eferentních impulsů z vyšších motorických center, která reagují na aferentní impulsy z taktilních, zrakových a sluchových exteroceptorů. Pomocí různých hmatů a pasivních či aktivních pohybů a také pomocí dynamické i statické práce proti vhodně zvolenému odporu se dosahuje potřebné stimulace proprioceptorů (Pavlů, 2003; Kolář, 2009).

Metoda PNF pracuje s pohyby uspořádanými do tzv. sdružených pohybových vzorců. Pohybu se účastní celé svalové komplexy a pohyb se děje v několika kloubech a rovinách současně. Metoda vychází z přirozených pohybů z běžného života, kdy analytické pohyby nejsou prováděny, jsou nepřirozené a neekonomické. Analytické pohyby jsou nahrazeny pohyby syntetickými. Existují funkční svalové skupiny kolem kloubu, z nichž každá má poněkud odlišnou funkci, které se v dané situaci aktivují. Facilitační pohybové vzorce mají diagonální a spirální charakter, který odpovídá topografickému uspořádání svalů od jejich začátku k úponu (Holubářová, Pavlů, 2007). Pro každou část těla (hlava, krk, horní a dolní část trupu a končetiny) jsou určeny dvě diagonály. Každá diagonála je tvořena dvěma vzájemně antagonistickými pohybovými vzorci. Každý pohybový vzorec má vytvořenu hlavní fleční či extenční komponentu. Pohyby v diagonálním směru (po úhlopříčce) obsahují různě kombinované tři pohybové složky – flexi či extenzi, addukci či abdukci a zevní či vnitřní rotaci (Holubářová, Pavlů, 2007; Kolář, 2009). Základním mechanismem PNF je využití spolupráce velkých svalových skupin. Při pohybu je daný sval doplněn o synergisty s nimiž spolupracuje a o tzv. stabilizátory, svaly stabilizujícími segmenty, ke kterým se daný sval kontrahuje (Kolář, 2009).

Metoda PNF pracuje s facilitačními mechanismy. Mezi ty patří protažení, maximální odpor, manuální kontakt, povely a také trakce a komprese. Protažení je dosaženo při pasivním nastavení končetiny do výchozí polohy, kdy může být ještě umocněno použitím „stretch reflexu“, rychlého protažení za hranici natažení svalu, při začátku povelu k provedení pohybu. Při použití maximálního odporu aktivace svalů stoupá a rozšiřuje se na ostatní svaly. Manuální kontakt, který je pevný a přitom nebolestivý, facilituje prostřednictvím kožní aference sval umístěný přímo pod místem dráždění. Manuální kontakt se při pohybu může plynule měnit a vede také ke správnému provedení pohybu. Povely lze rozdělit na přípravné, které jsou jasné a výstižné, a povely vlastní, jež jsou krátké a přesné. Liší se dle typu kontrakce, kterou chceme vyvolat (izotonicou, izometrickou či pro relaxaci). Trakce a komprese stimulují proprioceptivní centra v kloubu. Provádí se manuálním kontaktem. Při trakci dochází k facilitaci flexorových skupin svalů, při kompresi naopak k facilitaci extenzorových svalových skupin (Holubářová, Pavlů, 2007).

Prostřednictvím technik metody PNF lze svaly posilovat či je relaxovat (Holubářová, Pavlů, 2007).

Cílem techniky je provedení facilitačního vzorce v plném rozsahu pohybu v rovnováze agonistů a antagonistů v normálním časovém sledu. Normální časový sled je řada svalových kontrakcí, které při pohybu jdou po sobě v určitém pořadí. Je-li tento časový sled zachován, je výsledný pohyb koordinovaný (Holubářová, Pavlů, 2007).

Se znalostí metody PNF a pohybů horních končetin při provádění diagonál jsou na základě podobnosti pohybu s NW vybrány vzory I. diagonály flekčního vzorce s variantou flexe v lokti a I. diagonály extenčního vzorce s variantou extenze v lokti, které se nejvíce blíží pohybu horní končetiny při NW.

Svaly uskutečňující pohyb na horní končetině při I. diagonále flekčního vzorce s variantou flexe v lokti:

- m. flexor digitorum superficialis,
- m. flexor digitorum profundus,
- mm. interossei palmares,
- mm. lumbricales,
- m. opponens digiti minimi,

- m. flexor pollicis longus et brevis,
- mm. adductores pollicis,
- m. flexor carpi radialis,
- m. palmaris longus,
- m. supinator,
- m. coracobrachialis,
- m. pectoralis major pars clavicularis,
- m. deltoideus – pars anterior,
- m. biceps brachii c. longum,
- m. serratus anterior

(Holubářová, Pavlů, 2007).

Svaly uskutečňující pohyb na horní končetině při I. diagonály extenčního vzorce s variantou extenze v lokti:

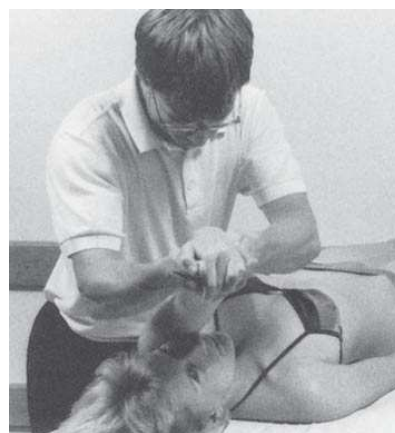
- m. extensor digitorum communis,
- m. extensor digiti minimi,
- m. abductor digiti minimi,
- mm. interossei dorsales,
- mm. lumbricales,
- m. abductor pollicis brevis,
- m. extensor pollicis longus,
- m. extensor carpi ulnaris,
- m. pronator quadratus,
- m. triceps brachii,
- m. anconeus,
- m. teres major,
- m. latissimus dorsi,
- m. deltoideus – pars posterior,
- m. triceps brachii cap. longum,
- m. levator scapulae,
- mm. rhomboidei

(Holubářová, Pavlů, 2007).

První diagonála flekčního vzorce je v základním provedení charakterizována svou výchozí pozicí a konečným postavením segmentů horní končetiny. Pohyb začíná u horní končetiny, kde prsty provádějí extenzi a abdukcii směrem ulnárním, palec je v extenzi a abdukcii kolmo do dlaně, zápěstí je v extenzi směrem ulnárním, předloktí v pronaci, loket v extenzi, rameno je v extenzi, abdukcii a vnitřní rotaci, lopatka je v addukci a její dolní úhel je ve vnitřní rotaci, akromion v posteriorní depresi a klíček v rotaci a anteriorní depresi.

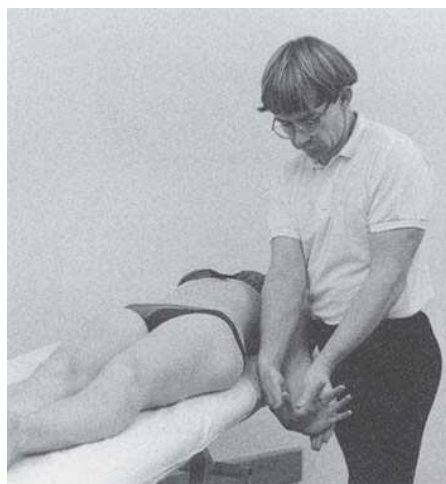
Během pohybu do cílového postavení se zavírají prsty na ruce a celá horní končetina provádí rotační pohyb přes střední rovinu těla diagonálně vzhůru na opačnou stranu.

Cílová pozice po provedení I. diagonály flekčního vzorce je taková, kdy prsty provedly flexi a addukci směrem radiálním, palec je ve flexi, zápěstí ve flexi směrem radiálním, předloktí spočívá v supinaci, loket zůstává natažený, rameno je flektované addukované a rotované zevně, lopatka je v abdukcii a její dolní úhel je rotován zevně, akromion je vytažený vzhůru do anteriorní elevace a klíček je rotován a takéž anteriorně elevován (obr. č. 27). U varianty s flexí v lokti dochází v konečné fázi pohybu k flexi v loketním kloubu (Holubářová, Pavlů, 2007).



Obr. č. 27 Výchozí pozice při I. diagonále flekčního vzorce pro horní končetinu (vlevo) a závěrečná pozice (vpravo) (Adler, 1993)

První diagonála extenčního vzorce horní končetiny je obrácený pohyb k pohybu při první diagonále flekčního vzorce. Horní končetina se pohybuje z postavení, které je u I. diagonály flekčního vzorce konečné a končí v postavení pro flekční vzorec výchozí (obr. č. 28) (Holubářová, Pavlů, 2007).



Obr. č. 28 Výchozí pozice při I. diagonále extenčního vzorce pro horní končetinu (vlevo) a závěrečná pozice (vpravo) (Adler, 1993)

2.6 Reflexní lokomoce – Vojtův princip

Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence ve Vojtově principu

Vojtův princip je metodou zahrnující diagnostiku i terapii, která vznikla na základě zkušeností a pozorování Václava Vojty v 50. letech 20. století. Hlavní představa vychází z tvrzení, že: „*Základní hybné vzory jsou programovány geneticky v centrálním nervovém systému každého jedince.*“ (Kolář, 2009; Pavlů, 2003). Tyto hybné systémy, označované také jako vrozené fyziologické pohybové vzory, slouží jako „*stavební kameny*“ pro vzpřímení a pohyb vpřed – od úchopu přes otáčení a lezení až k samostatné chůzi (Kolář, 2009). Terapie tak vychází z vývojové kineziologie. Technikou Vojtovy metody lze oslovit geneticky kódované pohybové vzory a přesným zásahem z periferie vyvolat přesnou motorickou odpověď. V určitých polohách lze při manuální aplikaci tlaku na přesně definované spouštěvé zóny vyvolat automatické lokomoční pohyby označované jako reflexní plazení a otáčení. Tyto motorické odpovědi jsou zákonité a průběh pohybu připomíná fáze vzpřimování těla a chůze člověka (Kolář, 2009). Ačkoliv tyto pohybové vzory obsahují dílčí modely ontogeneze, jsou to modely umělé a jako takové se přímo v motorické ontogenezi člověka nevyskytují (RL-CORPUS, 2011).

Prvky těchto vzorů jsou však více či méně patrné také v každodenních pohybech člověka. Reflexní pohyb vpřed je charakterizován určitými principy. Těžiště těla je přenáшено k opěrným bodům končetin, trup je tažen k opěrné končetině. Punctum fixum, ke kterému je soustředěno napětí svalů, je na končetinách spočívajících na podložce (Kračmar, 2002). V tomto by se dala spatřit podobnost pohybu reflexního plazení s pohybem vpřed za použití holí, vytvořením puncta fixa na akrech horních končetin a vytvořením uzavřeného kinematického řetězce pro horní končetiny. To s vědomím, že při NW se jedná o lokomoci ve vertikále.

Reflexní plazení zahrnuje vzpřímení proti gravitaci a aktivní lokomoci trupu ve směru opěrných končetin (Kračmar, 2002).

Výchozí polohou pro reflexní plazení je leh na břicho, paže na čelistní straně je posunuta dopředu, druhá paže je držena v pronačním postavení vzadu. Dolní končetiny jsou v semiflexi v kyčelním kloubu a jsou zevně rotovány. Hlava leží na podložce a je mírně rotována. Stimulací dochází k vyvolání tzv. zkříženého pohybového vzoru, při kterém se pohybuje současně pravá dolní a levá horní končetina či levá dolní a pravá horní končetina. Opora těla

je o jednu dolní končetinu a protilehlou paži, trup je nadlehčen a připraven k pohybu vpřed (Vojta, 1993; Kolář, 2009).

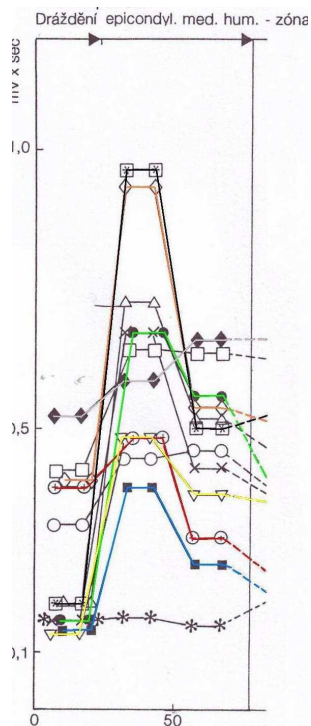
Stimulací se na čelistní horní končetině aktivují následující svaly:

oblast lopatky:	m. trapezius dolní část, m. serratus anterior, mm. rhomboidei
oblast ramenního kloubu:	m. deltoideus pars spinalis, m. teres major, m. latissimus pars transversa, m. pectoralis major, m. coracobrachialis, m. subscapularis, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. deltoideus pars clavicularis et acromialis, m. biceps brachii
oblast loketního kloubu:	m. anconeus, m. biceps brachii caput longum, m. brachialis
na předloktí:	vyvážená kontrakce všech svalů
oblast ruky:	mm. interossei, mm. flexores digitorum superficiales et profundi, m. flexor pollicis brevis, m. flexor digiti V. brevis (Vojta, 1993).

Na záhlavní horní končetině se aktivují tyto svaly:

oblast lopatky:	m. trapezius horní část, m. deltoideus pars acromialis, m. serratus anterior
oblast ramenního kloubu:	m. deltoideus pars clavicularis, m. pectoralis major, m. infraspinatus
oblast loketního kloubu:	m. brachialis, m. biceps brachii, m. brachioradialis, m. supinator
oblast zápěstí a prstů:	svaly zajišťující radiální abdukce ruky, extenze zápěstního kloubu, extenze prstů (Vojta, 1993).

Stimulace reflexního plazení byla zaznamenána také prostřednictvím povrchové elektromyografie. Na konkrétním případě byl drážděn mediální epicondyl humeri – zóna vlevo (obr. č. 29) (Vojta, 1993).



čelistní strana

- m. pect. major
- ni. infraspin., teres min.
- m. delt. post.
- ▽ m. latissimus
- ⊕ m. triceps brachii
- m. biceps brachii
- extenzory šíje, m. trap. sup.
- ⊗ m. rhomb. major, trap. inf.

záhlavní strana

- * m. pect. major
- △ m. infraspin., teres min.
- ◇ m. delt. ant.
- ◆ m. rhomb., trap. inf.

Obr. č. 29 Polyelektromyografický záznam svalové aktivity v ramenním pletenci při reflexním plazení (Soerjano, Lint, Bauer, Vojta, přednáška na 7. kongresu EEG v Praze 1984) (Vojta, 1993).

2.7 Svalové řetězce

Při analýze pohybu je třeba si všímat funkce svalových řetězců.

Činnost fyzicky i funkčně zřetězených svalů je nedílnou součástí pohybového chování v běžné denní činnosti (Véle, 2006).

Definice

Svalovou smyčku tvoří skupina dvou svalů upínajících se na dvě vzdálená pevná místa. Mezi oba svaly je včleněn pohyblivý kostní segment, jehož poloha je vyvažována tahem obou svalů (Véle, 2005, 2006).

Svalový řetězec vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami do řetězce tvořící samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS. CNS umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného časového rozvrhu (timing), kterým se pohyb svalů koriguje a tím se dosahuje přesnosti pohybu při úspoře energie. Po stránce funkční mohou svaly ve funkčním řetězci pracovat jako funkční synergisté synchronně (v kontrakci) při udržování polohy vřazeného segmentu nebo mohou pracovat jako funkční antagonisté (reciproční inervace) při změně polohy segmentu (Véle, 2005, 2006).

Svalové řetězce dle Véleho

Véle (2006) uvádí způsob propojení mezi trupem a lopatkou pomocí svalů. Jedná se o čtyři svalové smyčky, které při pohybu spolupracují. Tím je dosažen koordinačně harmonický pohyb horní končetiny. Tyto smyčky se účastní na pohybu lopatky nebo její fixaci:

1. obratle – m. rhomboideus – lopatka – m. serratus anterior – žebra
2. hlava – m. trapezius pars superior – lopatka
krční páteř – m. levator scapulae – lopatka
hrudní páteř – m. trapezius pars inferior – lopatka
3. žebra – m. pectoralis minor – lopatka – m. trapezius pars superior – obratle
4. obratle – m. trapezius pars medium – lopatka

(Véle, 2006).

Skupinou svalových smyček jsou řetězce svalů mezi pletencem ramenním a trupem. Do této skupiny patří následující spojení:

1. *spojnice mezi hrudníkem a paží:*

přední část hrudníku – m. pectoralis major – humerus – m. latissimus dorsi – zadní část hrudníku,

2. *spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem jdoucí z přední strany:*

humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca kontralaterální – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany,

3. *spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem jdoucí ze zadní strany:*

humerus jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – (přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu) mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany,

4. *řetězec pro zpevnění ramenního pletence:*

hrudník – clavicula – m. deltoideus – humerus – m. deltoideus – scapula – svaly lopatkových smyček – hrudník,

5. *řetězec otevřený:*

paže – pletenec ramenní – paže – předloktí,
scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí – scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps brachii – předloktí,

6. *řetězec uzavřený:*

paže – pletenec ramenní – paže – předloktí,
scapula – m. deltoideus – humerus – m. brachialis – ulna,
scapula – m. biceps brachii – radius (flexe-supinace),
scapula – m. triceps brachii – ulna (extenze),
humerus – m. triceps brachii – ulna (extenze),
humerus – m. brachioradialis – radius (flexe)

(Véle, 2006).

2.8 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie, dále též jako SEMG (surface electromyography) či PEMG (polyelektromyografie), je technika využívaná v mnoha odvětvích jako je neurologie, rehabilitace, ortopedie, sport a další (SENIAM, 2011). Jedná se o experimentální vyšetřovací metodu, jež podává obraz o aktivitě svalů a umožňuje objektivně hodnotit neuromuskulární činnost (Trojan et al., 2001).

Elektromyografie se dělí na dvě skupiny a to na jehlovou (analytickou) a povrchovou (polyelektromyografii). U jehlové elektromyografie se využívá jehlová elektroda, která se aplikuje přes kůži přímo do vyšetřovaného svalu a snímá tak jednotlivé akční potenciály motorických jednotek konkrétního svalu. Tato forma je invazivní (Trojan et al., 2001). Povrchová elektromyografie je přístrojovou elektronickou technologií umožňující zaznamenat a analyzovat elektrické potenciály, jež reflektují kontrakční aktivitu kosterních svalů v průběhu pohybu a to neinvazivně. Jednou z předností této metody je možnost snímání více svalů současně v průběhu pohybu, což pomáhá k lepšímu hodnocení sekvence zapojování jednotlivých svalů, komplexnějšímu posouzení svalových synergií, stanovení výskytu svalové únavy a posouzení velikosti svalové aktivity (Krobot, Kolářová, 2011; Trojan et al., 2001; Kadaňka et al., 1994). Povrchová elektromyografie umožňuje snímání povrchové elektrické aktivity svalů pomocí povrchových elektrod. Tyto elektrody snímají změny elektrického potenciálu, ke kterým při svalové činnosti dochází (Kasman, 2008).

Podstatou elektromyografie je snímání akčních potenciálů (bioelektrických signálů) aktivních motorických jednotek v okolí elektrody (Krobot, Kolářová, 2011). Vlákná kosterního svalu jsou přímo řízena nervovým systémem. Nervový a svalový systém se spojuje v místě zvaném nervosvalová ploténka, která propojuje axony míšních motoneuronů a povrchovou membránu svalových vláken - sarkolemu. Nervový vzruch přicházející po axonech vyvolá chemické změny na nervosvalové ploténce, což způsobí depolarizaci membrány – vznik akčního potenciálu (Trojan, 2003; Keller, 1999). Akční potenciál je detekován jako změna elektrického napětí mezi párem povrchových elektrod umístěných na kůži nad bříškem svalu vzhledem k referenční elektrodě, jež bývá umístěna nad šlachou (Merletti, Parker, 2004; Krobot, Kolářová, 2011; Kadaňka et al., 1994). Tento bipolární signál je následně zesílen v diferenciálním zesilovači a postoupen do vyhodnocovací jednotky samotného přístroje, kde je ve vyhodnocovací jednotce signál konvertován z analogové

do digitální formy (Krobot, Kolářová, 2011). Skupina SENIAM (surface EMG for non-invasive assessment of muscles) doporučuje použít elektrody Ag/AgCl, jež jsou nejčastěji využívané (Stegeman, Hermens, 2011).

2.8.1 Faktory ovlivňující snímání EMG signál

Množství faktorů ovlivňující snímání signál není možné vyčíslit. Pokud by se braly v potaz opravdu všechny možné faktory, zahrnující také mikroanatomické struktury v oblasti umístění elektrod, studie by nemohly být realizovány z důvodů nejednotnosti těchto údajů (DeLuca, 1997). Dle Krobot a Kolářové (2011) lze faktory rozlišit na vnitřní a vnější. Vnitřní faktory zahrnující děje fyziologické, anatomické či biomechanické není možné snímáním ovlivnit. Vnější faktory narozdíl od těch vnitřních je možné ovlivnit a tím minimalizovat výskyt možných artefaktů.

Vnitřní faktory

Mezi faktory vnitřní, jež některé lze eliminovat pouze správnou aplikací elektrod, se mimo jiné řadí svalová aktivita měřeného svalu – vlastnosti, počet a umístění aktivních svalových vláken vůči elektrodě. Dalším z vnitřních faktorů je tzv. cross talk, kdy sledovaný signál je ovlivněn elektrickou aktivitou okolních svalů. Elektromyografický záznam reaguje také na elektrickou aktivitu jiných tkání jako je například srdeční aktivita (snímána v podobě EKG). Vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu jako je pojivová tkáň, podkožní tuková vrstva či kožní vrstvy, taktéž ovlivňují snímání signál (Kadaňka et al., 1994; Krobot, Kolářová, 2011; DeLuca, 1997).

Vnější faktory

Vnější faktory jsou důležité možností ovlivnění, a proto je na ně kladen velký důraz. Jedním z faktorů je správné umístění elektrod. Preferované umístění je ve středu svalového břicha mezi nejbližší inervační zónu a úpon šlachy svalu. Umístění do místa inervační zóny, na okraj svalu či úponovou šlachu svalu ovlivňuje získaný EMG záznam (Kadaňka et al., 1994; Krobot, Kolářová, 2011; DeLuca, 1997).

Dalšími faktory jsou orientace, vzdálenost a velikost elektrod. Optimální umístění elektrod je paralelně s průběhem svalových vláken vyšetřovaného svalu. Vzdálenost mezi středy elektrod (tzv. IED - interelectrode distance) by neměla být větší než 20mm.

Pokud jsou měřeny svaly menší, vzdálenost by neměla přesáhnout $\frac{1}{4}$ délky svalu. Velikost použitých elektrod se odvíjí dle velikosti měřených svalů. Elektrody mohou mít od 1mm^2 až po několik cm^2 . V evropských zemích je doporučováno použití elektrod průměru 10mm. Tvar elektrody není standardizován (Stegeman, Hermens, 2011).

Kontakt mezi elektrodami a kůží je také velmi důležitý pro eliminaci artefaktů. Před aplikací elektrod je žádoucí pokožku připravit. Doporučuje se její odmaštění tukovým rozpouštědlem (např. alkoholem), případně skarifikace speciální abrazivní pastou tak, aby odpor kůže nevykazoval vyšší hodnoty než je 10 kOhm. Následně se elektrody zajistí před posunem (Kadaňka et al., 1994; Krobot, Kolářová, 2011).

V případě, že v okolí elektrod se vyskytuje jiné elektromagnetické pole, je možné zaznamenat tzv. externí šum, který je však přiváděn k oběma elektrodám současně a díky diferenciálním předzesilovačům v záznamu eliminován. Vhodnou fixací přívodních kabelů k elektrodám je možné omezit i tzv. pohybové artefakty, způsobené pohybem kabelů při prudkých pohybech. Pro snížení výskytu artefaktů se používají taktéž frekvenční filtry (Krobot, Kolářová, 2011).

2.8.2 Detekce EMG signálu

Pro správnou detekci signálu je důležitá konfigurace elektrod. Konfigurace spočívá ve tvaru a velikosti elektrod, místě jejich aplikace a vzdálenosti mezi dvěma elektrodami (De Luca, 1997). De Luca (1997) doporučuje volit elektrody 1cm velké a 1-2mm široké umístěné ve vzdálenosti 1cm. Umístit elektrody ve střední čáře svalového břicha mezi úponovou šlachou a nejbližší inervační zónou kolmo na průběh svalových vláken (DeLuca, 1997). Co se týče tvaru elektrod, společnost SENIAM neshledala rozdíl mezi tvary elektrod a tudíž nestanovila žádné doporučení týkající se tvaru použitých elektrod (Stegeman, Hermens, 2011). Správná konfigurace elektrod, minimalizace vzniku rušivých faktorů a použití filtrů (s horní a dolní propustí) vede k získání kvalitního EMG záznamu. Frekvenční filtry snižují amplitudu frekvencí mimo zkoumané frekvenční rozpětí a zabraňují tak vzniku artefaktů (Hojka et al., 2010; Rodová et al., 2001).

2.8.3 Zpracování EMG signálu a vyhodnocování EMG dat

Při zpracování surového EMG záznamu se používá Fourierovy transformace, jež slouží k převodu signálů z časové oblasti do frekvenčního spektra. Změna frekvenčního spektra

a amplitudy v čase se používá k analýze míry svalové aktivity (Krobot, Kolářová, 2011). Při zpracování EMG záznamu je klíčovým předpokladem rektifikace (usměrnění). Rektifikace představuje metodu, kdy negativní hodnoty dosud nezpracovaného (tzv. surového) elektromyografického signálu se převedou do pozitivních hodnot (tzv. full wave rectification). V časovém zpracování jsou běžně používány dva parametry a to hodnota RMS (root-mean-square) a hodnota průměrné rektifikace. Následně je nutné provést vyhlazení použitím filtrů s dolní a horní propustí pro eliminaci ovlivnění záznamu mimo zkoumané frekvenční prostředí (Hojka et al., 2010). Převedením do absolutních hodnot vznikne tzv. lineární obálka EMG křivky. Pro výsledné zpracování a porovnání jednotlivých měření mezi jednotlivými svaly i subjekty se používá normalizace signálu. Při každém měření je určena referenční hodnota, ke které se vztahují naměřené parametry. Referenční hodnoty se mohou stanovit na základě změření maximální volní kontrakce (MVC), aktivační hodnoty, což představuje průměrnou hodnotu klidové svalové aktivity, procentuálním porovnáním aktivity svalů testovaných bilaterálně a dalšími metodami (Krobot, Kolářová, 2011; Konrad, 2005).

Při hodnocení EMG signálu se používá porovnání již zpracovaných záznamů. Mezi standardní hodnocené parametry se řadí hodnocení maxima amplitudy signálu, hodnocení průměrné hodnoty amplitudy ve vybraných intervalech, hodnocení plochy integrovaného EMG (iEMG) a další (Krobot, Kolářová, 2011; Konrad, 2005).

Využití povrchové elektromyografie spočívá ve stanovení timingu svalové aktivace (určení časové sekvence náborů jednotlivých svalů), nástupu únavy svalu a vyjádření velikosti svalové aktivity (De Luca, 1997). Při hodnocení timingu je nutné stanovit začátek a konec aktivace svalu (konkrétní případ viz. kap. Metodika). Timing poté představuje hodnocení časové souslednosti aktivace jednotlivých svalů při provádění pohybu. Nástup únavy svalu je na EMG záznamu patrný jako zvýšená amplituda a posunutí frekvenčního spektra k nižším hodnotám frekvence. Únava se na EMG křivce zobrazuje mnohem dříve, než je pocíťována fyzicky měřeným probandem. Vyjádření velikosti svalové aktivity ve vztahu k síle je možné, nicméně vyžaduje velkou míru znalostí vztahu mezi elektromyografickým záznamem a svalovou silou. Obecně zle předpokládat, že s rostoucí amplitudou EMG křivky se zvyšuje i svalová síla či rychlost svalové kontrakce. Jelikož vztah není lineární, nelze jej přesně kvantitativně popsat (De Luca, 1997; Krobot, Kolářová, 2011).

2.9 2D kinematická analýza - laboratorní vyšetření chůze

Pro terapeutické použití je nejjednodušší vyšetření chůze aspekci. Chůzi je možné vyšetřovat také za použití techniky a to několika způsoby. Využitím videotechniky pro následnou analýzu kinematickou, tak za použití kontaktních kobereců pro měření tlakových sil, tak také s využitím tenzometrických plošin pro kinetickou analýzu velikosti a směru vektorů reakční síly plosky nohy během chůze a další (Kolář, 2009).

Kinematická analýza se zabývá změnami poloh jednotlivých segmentů lidského těla a jejich orientací v prostoru. Sleduje pohyb a zaznamenává základní parametry, kterými jsou dráha a úhel a jejich závislost na čase. Kvantitativně lze poznatky vyjádřit pomocí číselných hodnot, kvalitativně se popisuje a hodnotí pohyb bez dalšího měření veličin. Pohyb je zaznamenáván pomocí kamer a to buď jako dvojdimenzionální (2D) záznam za pomoci jedné videokamery či třídimeznionální (3D) záznam za použití dvou a více videokamer (Janura, 2004; Kolář, 2009). Při 2D zobrazení je však nutné, aby segmenty těla byly orientovány do roviny kolmé na optickou osu kamery. Při jiné orientaci objektu dochází ke zkreslení rozměrů. Při analýze je nutné dodržet pravidla pro umístění kamer. Ta zahrnují požadavek na dostatečnou vzdálenost kamery od snímaného pohybujícího se tělesa, vytvoření prostoru pro získání záznamu, zajištění optimálních světelných podmínek, výběr vhodného pozadí při snímání a přizpůsobení pořizování videozáznamu při různých vlivech počasí. Dalšími požadavky v kinematické analýze jsou parametry videokamery, mezi které patří expoziční závěrky, rozlišení a formát záznamu (Janura, 2004).

Nejvhodnější umístění kamer při pořizování záznamu je poloha kamery s optickou osou kolmou k rovině pohybu. Nedodržení tohoto požadavku způsobuje zkreslení při následném vyhodnocování. Pro zvýšení kvality vyhodnocování se provádí označení vybraných bodů na sledovaném objektu. Nejčastěji se používají značky tvaru koule či polokoule, charakteristické svou velikostí, tvarem a barvou. Aplikace značek v případě sledování pohybové činnosti člověka v terénu se provádí do oblastí kloubů či segmentů těla definovaných anatomickými segmenty. Tato místa se předem palpují a značky se umístí nad tyto body. Základním problémem je posun těchto značek v průběhu pohybu díky měkkým tkáním, které se nachází mezi kostěným výběžkem a povrchem těla (Janura, 2004).

Podstatou vyhodnocení záznamu je analýza pohybu vybraných bodů či segmentů těla. Vyhodnocení záznamu při použití značek je možné jak manuálním odečtem souřadnic

jednotlivých bodů, tak využitím automatického identifikátoru značek (vyhledávačem). Nejčastěji se pro určení polohy bodů používá kartézský systém souřadnic. Kvalita vyhodnocených dat závisí na použití přístroje i na pečlivosti při přípravě měření a měření samotném. Každá odchylka od skutečné hodnoty je označována jako chyba. Při 2D analýze je největší chybou nedodržení úhlu 90° mezi optickou osou kamery a rovinou pohybu. Při chybě dochází ke zkreslení délkových parametrů, mění se velikost úsečky i velikost úhlu. Dochází také k rozdílům u dalších veličin, jako jsou rychlost a zrychlení (Janura, 2004).

Pro 2D kinematickou analýzu je vhodné definování konkrétních fází v pohybovém cyklu (Janura, 2004; Kirtley, 2006).

3. Cíle a hypotézy

3.1 Cíl

Cílem disertační práce je kineziologická studie koordinace svalové aktivity vybraných svalů v oblasti ramenního pletence a trupu při Nordic Walking a při volné chůzi.

Dílčí cíle

1. Vymezení pohybu paží a trupu při chůzi a při Nordic Walking.
2. Výsledky kineziologické analýzy obou popsaných aktivit budou konfrontovány s odbornou literaturou, uznávanou odbornou veřejností v oblasti fyzioterapie (Společnost myoskeletální medicíny ČLS JEP, Společnost rehabilitační a fyzikální medicíny ČLS JEP, UNIFY), tvořící aktuální paradigmatata v oboru. Soustředí se na komparaci s poznatky o:
 - řetězení funkce svalů (Véle, 2006);
 - aktivace svalů při provádění pohybu metodou propioceptivní neuromuskulární facilitace (Holubářová, Pavlů, 2007);
 - reflexní lokomoci dle Vojty (Vojta, Peters, 1995).

3.2 Vědecká otázka

Je možné objektivizovat skutečnost, zda dojde k zásadním změnám v koordinaci pohybu v oblasti pletence ramenního při formulaci dalšího puncta fixa na akru horní končetiny při chůzi s holemi?

3.3 Hypotézy

- H1: Při Nordic Walking dojde ke koaktivaci svalů ve dvojicích:
 - m. trapezius (pars medialis) - m. serratus anterior
 - m. pectoralis major – m. latissimus dorsi
 - m. biceps brachii caput longum - m. triceps brachii tak, jak to popisuje Véle (2006).

- H2 a: Timing sledovaných svalů na HK vykonávající tlak na zapíchnutou hůl ve smyslu vytvoření propulsní síly pro pohyb vpřed bude u většiny probandů při Nordic Walking bližší timingu sledovaných svalů na čelistní¹ končetině při reflexním plazení než při volné bipedální chůzi.
- H2 b: Při volné chůzi nedojde ke společné aktivaci svalu m. latissimus dorsi a dlouhých hlav svalů m. biceps brachii a m. triceps brachii
- H3 a: Při Nordic Walking, ve fázi pohybu, kdy paže vykonává pohyb vpřed před tělo, dojde k aktivaci svalů m. pectoralis major, m. biceps brachii caput longum a m. serratus anterior stejně jako při vykonání I. diagonály flekčního vzorce s variantou flexe v lokti horní končetiny u PNF.
- H3 b: Při Nordic Walking, ve fázi pohybu, kdy se horní končetina opře o hůl a provádí extenzi, dojde k aktivaci svalů m. triceps brachii caput longum a m. latissimus dorsi stejně jako při vykonání I. diagonály extenčního vzorce s variantou extenze v lokti horní končetiny u PNF.

¹ Končetiny jsou ve Vojtově principu označovány dle otočení hlavy. Končetiny na straně obličeje se označují jako čelistní, končetiny na straně záhlaví se označují jako záhlavní (Vojta, Peters, 1995).

4. Metodika

4.1 Charakteristika výzkumu

Předkládaná studie má charakter primární analytické studie s dvojitým vyhodnocením v podobě intraindividuální analýzy a interindividuální analýzy se střídáním kvalitativních i kvantitativních metod. Jedná se o intraindividuální srovnávací analýzu s cílem sledovat změny kvality pohybu. Intraindividuální charakter sledování vyplývá z možností sledovací metody – EMG a umožňuje posoudit především timing svalů a jeho změny v různých pohybech konkrétního sledovaného probanda.

Kvantitativní analýza spočívá ve sledování pozic začátků aktivace svalů a výskytu lokálních maxim sledovaných svalů EMG křivky v rámci průměrného pracovního cyklu.

Kvalitativní analýza zahrnuje expertní posouzení průběhu EMG křivky z hlediska tvarové podobnosti mezi jednotlivými kroky za účelem stanovení oblasti stabilizace pohybového stereotypu.

Na pomezí kvantitativní a kvalitativní analýzy se nachází řízené pozorování - obrazový záznam společně s optoelektronickou synchronizací pohybu.

Výzkum je doplněn o 2D kinematickou analýzu, vyjádřenou kvantitativně, kde je sledován rozsah pohybu v rámci ramenního a loketního kloubu u skupiny probandů.

4.2 Metodologická charakteristika

Studie odpovídá svým charakterem experimentálnímu výzkumu. Jedná se o vnitřní kvaziexperiment intraindividuálního charakteru, kdy intervence je tvořena formulací PF na akrálních částech HKK a kdy sledovanou proměnnou jsou změny v koordinaci svalové práce ve sledované oblasti pohybové soustavy. Kovariační proměnnou bude změna tvarové charakteristiky pohybu, tedy změna jeho časově prostorových charakteristik. Nesledovanými proměnnými jsou: vliv kvality terénu, „gender aspect“, věk, obuv, počasí.

4.3 Charakteristika sledovaného souboru

Výzkumná skupina byla tvořena 10 zdravými jedinci - instruktory Nordic Walking (sedm žen průměrného věku 30,5 let a tři muži průměrného věku 35 let) s ustáleným pohybovým stereotypem při provádění sledovaného pohybu. Všichni probandi byli vyšetřeni kineziologickým rozbořem. Do výzkumu byli zařazeni probandi, u nichž se nevyskytovaly obtíže akutního či chronického charakteru pohybového aparátu, nebyla nalezena významná svalová dysbalance, v anamnéze nevedli významný úraz či operaci, probandi subjektivně neformulovali zdravotní potíže. Všichni měření probandi byli předem seznámeni s průběhem měření a souhlasili se zpracováním dat pro vědecké účely. Zpracování a vyhodnocování dat probíhalo anonymně.

4.4 Metody měření a získání dat

- metoda povrchové elektromyografie
- řízené pozorování - obrazový záznam společně s optoelektronickou synchronizací pohybu

Charakteristika měřících zařízení

Mobilní přístroj EMG – technické specifikace

Pro získání potřebných dat byla využita metoda sledování elektrické aktivity svalů pomocí povrchové elektromyografie za použití přenosného přístroje ME 6000 Biomonitor (Mega Electronics, Kuopio, Finland) (obr. č. 30). Charakteristika přístroje - výrobce: Megawin (Mega Electronics, Finsko), displej: LCD (240 x 160), rozměry: 181 x 85 x 35 mm, hmotnost: 344 g, zdroj napájení: 4 x 1,5 V (AA/LR6), rozlišení: 14 bit, měřicí rozpětí +/- 8192 μ V, CMRR: typ. 110 dB, počet kanálů: 4 – 16, typ EMG: Raw / Průměrný /RMS/ Integrovaný, vzorkovací frekvence: 100 / 250 / 1000 / 2000 / 5000 / 10000 Hz, pásmová propust': 15 – 500 Hz, přenos dat: USB, WLAN, paměť: 256 MB - 2 GB. Přístroj byl nesen probandem v pouzdře připevněném popruhem kolem pasu.



Obr. č. 30 ME 6000 Biomonitor (Mega Electronics, Kuopio, Finland)

Použité elektrody

Kendal, ARBO*, ECG electrodes, H92SG, 48x34 mm, Ag/AgCl sensor s již originálně aplikovaným gelem a pěnovou náplastí.

Videokamera – technické specifikace

Obrazový záznam pro sledování řízeného pohybu a pro vyhodnocení 2D kinematické analýzy byl přizpen pomocí digitální videokamery CANON Legria Hf R106 s rozlišením 2,39 megapixelu.

Charakteristika místa měření a použitého vybavení

Měření se odehrávalo v parku situovaném v Praze 6 u vodní nádrže Džbán na travnatém terénu s náklonem 7°, v takových podmínkách, v jakých je běžné provozování Nordic Walking. Chůze do svahu byla vybrána pro zvýraznění spekulovaného rozdílu práce pletence ramenního v režimu fázické práce pro vyrovnávání torzních pohybů dolních končetin a pánve při chůzi a při NW. Bylo použito celokarbonových dvoudílných holí Exel Nordic Walker Customfit. Měření probíhalo v červnu 2012. Při měření bylo polojasno s mírným větrem s teplotou v rozmezí 20-25 °C.

Měřený pohyb

Měřeným pohybem byla flexe a následná extenze paže se současnou mírnou abdukci v ramenním kloubu při Nordic Walking a volné chůzi do kopce.

4.5 Měřené svaly a lokalizace elektrod

Svaly byly vybrány s ohledem na měřitelnost EMG potenciálů pomocí povrchových elektrod a na jejich funkční zapojení v rámci svalových řetězců (přepokládané lokomoční působení). Elektrody byly umístěny na základě expertního posouzení fyzioterapeutem za použití fyzioterapeutických metod – palpce dle Lewita, svalový test dle Jandy a za přihlídnutí k doporučenému umístění elektrod dle společnosti SENIAM (Stegeman, Hermens, 2011) viz. příloha č. 3.

Seznam sledovaných svalů:

1. m. biceps brachii – cap. longum dx.
2. m. triceps brachii – cap. longum dx.
3. m. latissimus dorsi dx.
4. m. pectoralis major – pars sternocostalis dx.
5. m. trapezius - pars medialis dx.
6. m. serratus anterior dx.
7. m. biceps brachii – cap. longum sin.
8. m. triceps brachii – cap. longum sin.
9. m. latissimus dorsi sin.
10. m. pectoralis major – pars sternocostalis sin.
11. m. trapezius - pars medialis sin.
12. m. serratus anterior sin.

Pozn. při výzkumu bylo měřeno svalů více, analýza byla provedena pouze na výše uvedených.

4.6 Organizace výzkumu

V rámci projektu byly snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti pletence ramenního a trupu měřicí metodou povrchové elektromyografie. Měření probíhalo tak, že se nejprve stanovilo nejvhodnější umístění povrchových elektrod. Následně byl povrch kůže očištěn lékařským lihem. Na předem definovaná místa byly umístěny elektrody pro povrchovou elektromyografii. Přístroj Mega ME6000 měl proband umístěn v pouzdře připevněném pásem kolem pasu. Úkolem probanda bylo na znamení zahájit chůzi do kopce s holemi určenými pro Nordic Walking, následně totéž bez použití holí. Každý úkon byl

prováděn 4x po dobu 30 sekund. Mezi jednotlivými měřeními byla tři minuty pauza pro odpočinek. Výsledky byly zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků a jejich dokumentaci nejsou uveřejněny osobní informace (jméno, pohlaví, rok narození). O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků byl každý proband informován před započtím výzkumu a tato zpráva byla formulována pro posouzení Etickou komisí UK v Praze, FTVS viz. Příloha č. 6.

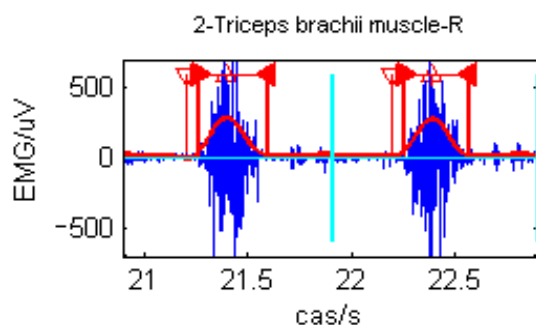
Průběh měření pro 2D kinematickou analýzu

Na tělo probanda byly umístěny markery v podobě plného kruhu o průměru 25mm žlutozelené reflexní barvy. Markery byly umístěny bilaterálně nad anatomicky specifikovaná místa na těle po předchozí palpaci a to do těchto míst: acromion, epicondylus lateralis humeri, střed spojnice processu styloidei radii et ulnae na dorsální straně, trochanter major a epicondylus lateralis femoris.

Proband byl natáčen videokamerou při provádění Nordic Walking a při volné chůzi do kopce.

4.7 Analýza dat povrchové EMG

Zpracování elektromyografického signálu probíhalo následujícím postupem. Digitální nezpracovaná EMG křivka (vyznačena modrou barvou) byla usměrněna převedením do absolutních hodnot (rektifikována), následně proběhlo vyhlazení prostřednictvím filtrace dolní propustí (FIR, hranice propustného pásma 5,2 Hz, útlum nepropustného pásma 55 dB, délka 501 pro signály se vzorkovací frekvencí 1000 Hz, resp. 1001 pro signály s dvojnásobným vzorkovacím kmitočtem) viz. obr. č.31.

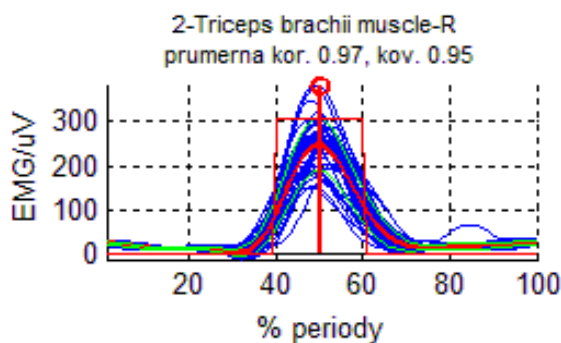


Obr. č. 31 Digitální nezpracovaná křivka EMG signálu (modře) a obálka EMG (červeně, tučně) s vyznačeným maximem (šipka nahoru), minimem (šipka dolů) a detekovaným počátkem (šipka doprava) a koncem (šipka doleva) aktivity v rámci pohybového cyklu. Graf zachycuje dva pohybové cykly oddělené svislou azurovou čarou.

Převedením do absolutních hodnot se vytvořila tzv. obálka EMG křivky. Na této křivce byly vyznačeny jednotlivé cykly pohybu. Obálky jednotlivých cyklů byly interpolovány na jednotnou délku (vyjádřeno v podobě % na 0% - 100% krokového cyklu) a pro každý sval byl vytvořen jejich průměr v podobě průměrné obálky (viz obrázek č. 32). Na EMG křivce zobrazující průměrnou obálku byla vyznačena maxima. U některých kanálů vykazovala průměrná obálka více lokálních maxim; v tom případě byla uplatněna následující kritéria pro výběr nejvýznamnějších maxim (Merletti, Parker, 2004; DeLuca, 2003):

- každé maximum dosahuje velikosti alespoň 40 % absolutního maxima,
- mezi každými dvěma sousedními maximy musí křivka poklesnout níže, než je polovina velikosti menšího z obou maxim,
- další zpracování probíhá nejvýše se čtyřmi největšími maximy, která splnila předchozí podmínky.

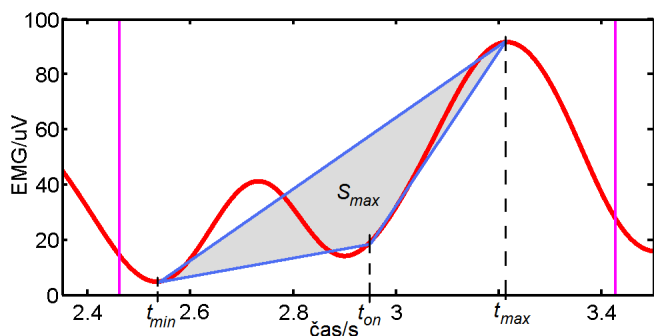
Počet nalezených maxim zároveň určil, kolik intervalů aktivity bude možné v každém pohybovém cyklu detekovat.



Obr. č. 32 Obálky EMG z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu (modře) a jejich průměr – průměrná obálka (červeně, tučně). Svislá červená čára označuje maximum průměrné obálky; ve vyznačeném intervalu okolo maxima probíhalo následně hledání maxim v jednotlivých pohybových cyklech.

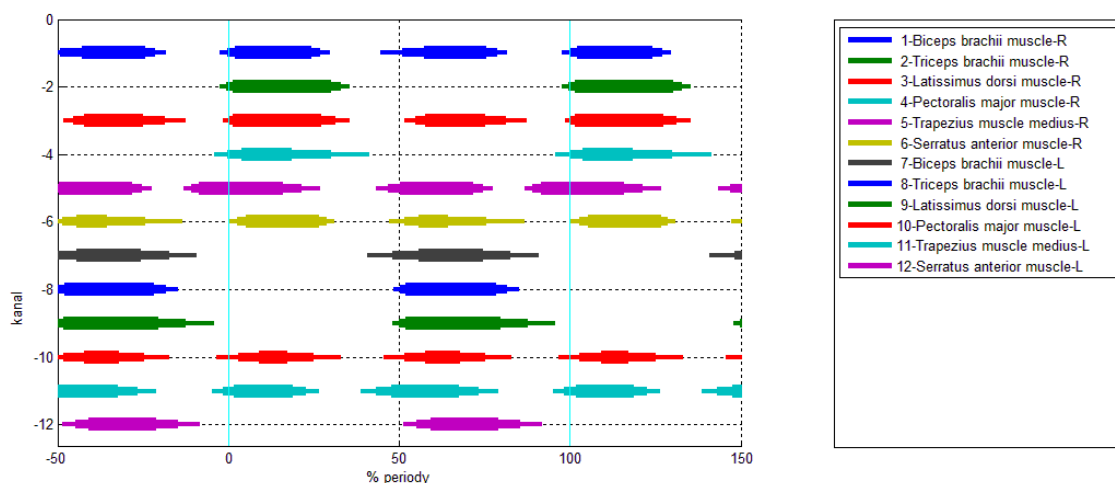
Mezi každou dvojicí maxim bylo dále na průměrné EMG křivce vyhledáno lokální minimum.

V dalším kroku byla na obálce EMG prováděna detekce svalové aktivity, a to opět v jednotlivých pohybových cyklech (tedy nikoliv na průměrné obálce EMG). V rámci cyklu bylo nalezeno maximum ležící v intervalu $\pm 10\%$ cyklu od polohy maxima průměrné obálky. Stejným způsobem bylo nalezeno minimum a následně se trojúhelníkovou metodou vyznačil bod považovaný za počátek svalové aktivity, tedy bod ležící pod spojnicí minima s maximem, který společně s těmito dvěma body vytváří trojúhelník o největší možné ploše (princip trojúhelníkové metody je vysvětlen v popisu obr. č. 33). Podobný postup se uplatnil při hledání konce svalové aktivity, ovšem s využitím minima ležícího až za maximem. U obou nalezených bodů (počátku a konce svalové aktivity) se zaznamenala absolutní poloha i relativní poloha v rámci pohybového cyklu. Pokud bylo na průměrné obálce EMG detekováno více maxim, opakoval se tento postup pro další maxima, resp. intervaly svalové aktivity (obr. č. 31). Dá se říci, že v rámci stanovení prahu rozhodujícího nástupu svalové kontrakce v porovnání s dalšími metodami, jako např. dvě směrodatné odchylky klidového potenciálu nebo procenta relativního maxima (Merletti, Parker, 2004; DeLuca, 2003), se jedná o progresivní metodu lokalizace zmíněného nástupu.

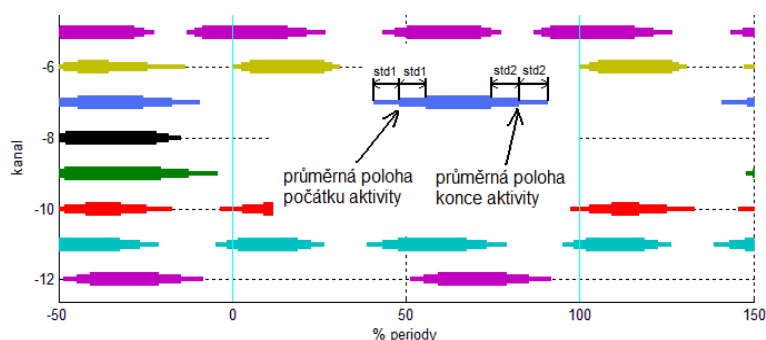


Obr. 33 Trojúhelníková detekce počátku svalové aktivity na obálce EMG (červeně): t_{min} je poloha lokálního minima, t_{max} poloha lokálního maxima a t_{on} je detekovaný počátek svalové aktivity. S_{max} označuje plochu nejrozlehlejšího trojúhelníku, svislé čáry představují hranice pohybového cyklu. (Špulák, Mikulíková, 2012)

Následně byly graficky vyjádřeny intervaly aktivit jednotlivých svalů v jednotlivých pohybových cyklech. Tyto intervaly byly zprůměrovány; kromě průměrné polohy počátku a konce aktivity byly určeny i směrodatné odchylky těchto hodnot. Průměrné intervaly aktivity byly rovněž znázorněny graficky. Pro větší názornost bylo vyneseno do grafu i 50% z cyklu předcházejícího a 50% z cyklu následujícího, znázorněný úsek tak sahá od -50 % do 150 % pohybového cyklu; viz obrázky č. 34 a 35.



Obr. č. 34 Intervaly aktivit jednotlivých svalů v průběhu průměrného pohybového cyklu (šířka pruhu orientačně ilustruje významnou intenzitu aktivace)



Obr. č. 35 Způsob grafického znázornění průměrného počátku a konce aktivity a směrodatných odchylek ($std1$, $std2$) obou údajů.

U jednotlivých měření byl k segmentaci signálu na jednotlivé krokové cykly použit vhodný kanál se záznamem EMG.

Mezní kmitočet tohoto filtru byl volen podle periody pohybu. Rozhraní jednotlivých pohybových cyklů pak byla dána polohou maxim filtrovaného signálu.

V programu Megawin proběhlo zpracování EMG křivky obdobným způsobem jako v programu Matlab a následná synchronizace zpracované EMG křivky s videozáznamem. Byly stanoveny jednotlivé fáze krokového cyklu a vytvořen kinogram sledovaného pohybu.

V programu Matlab byla vypočtena také průměrná poloha začátků a konců aktivit jednotlivých svalů v závislosti na zapojení svalu m. latissimus dorsi dx., který byl vybrán pro svůj specifický nástup aktivity v průběhu pohybového cyklu i pro svoji nezastupitelnou funkci rozhodujícího propulzního svalu pro lokomoci prostřednictvím pletence ramenního. Na základě těchto vstupů byla vytvořena koordinační matice nástupu sledovaných svalů v rámci periody. (Pozn. data byla zaokrouhlena na celá čísla vzhledem k tomu, že se jedná o relativně pomalý pohyb, kde jedna perioda cyklu trvá cca 1 vteřinu.)

4.8 Analýza dat 2D kinematické analýzy

Pro analýzu dat byl použit software Dartfish, jehož funkce „Analyze performance“ umožňuje sledovat velikosti úhlů ve specifikovaných bodech.

Vyhodnocování programem Dartfish je zatíženo chybou $\pm 5^\circ$.

Naše analýza zahrnovala 8 instruktorů Nordic Walking. Důležité je zmínit, že každý z probandů měl jedinečný, pro něj charakteristický styl chůze a při Nordic Walking dodržoval zásady pro provedení správné techniky. Různá tělesná konstituce, síla a přizpůsobivost terénu způsobovaly odchylky. Jelikož zpracování 2D analýzy má pro tuto práci doplňující charakter a slouží spíše pro informativní představu o rozsahu prováděného pohybu, nebylo provedeno velké množství měření (z každého měření lze hodnotit pouze jediný krok, jež je kolmý na optickou osu kamery (Janura, 2001)), tak aby zpracované výsledky vyjadřovaly určitou statistickou významnost. Porovnání mezi jednotlivými úhly a stanovení věcně významného rozdílu bylo zpracováno na základě expertního posouzení třemi odborníky zabývajícími se sledováním pohybu a jeho vyhodnocováním s blízkým vztahem k Nordic Walking a k běhu na lyžích.

Prostřednictvím výše uvedeného softwaru byly měřeny velikosti úhlů v anatomicky vymezených segmentech na těle člověka určenými markery kulovitěho charakteru a transparentní barvy. Vyhodnocování bylo provedeno manuálně. Na obrazovém záznamu byl stanoven jeden krok, kolmý na optickou osu kamery, a odečteny úhly v loketním kloubu a kloubu ramenním. Pro stanovení maximální velikosti úhlu v loketním kloubu byly použity markery umístěné nad akromiem, laterálním epikondylem humeru a spojnicí mezi processí styloideí radia a ulny s vrcholem nad laterálním epikondylem. Pro stanovení maximální velikosti úhlu v ramenním kloubu byly použity markery umístěné nad laterálním epikondylem humeru, akromiem a trochanterem major femuru s vrcholem nad akromionem.

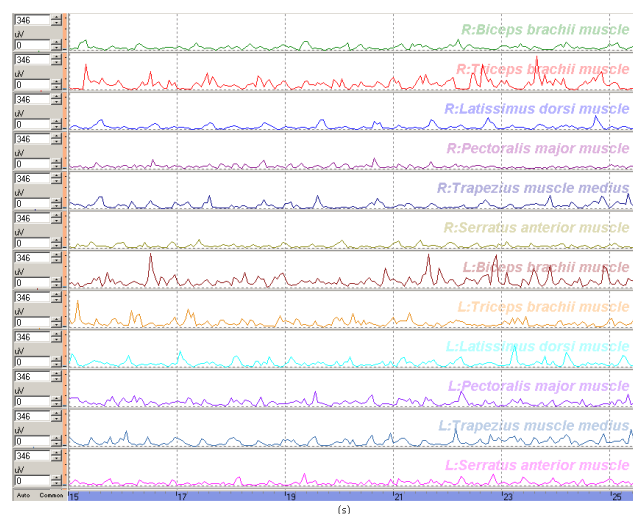
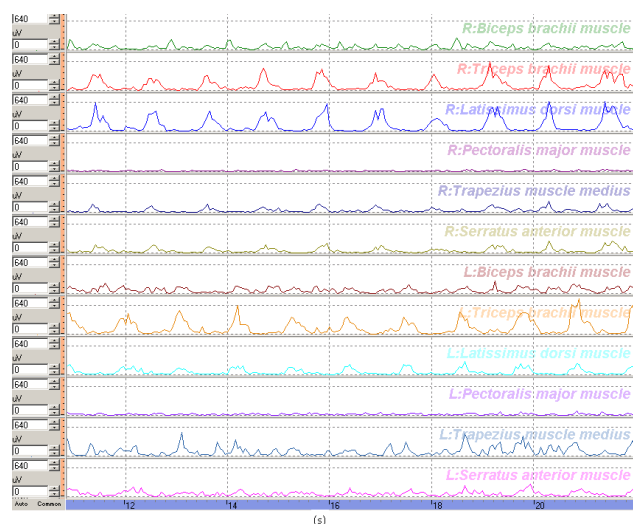
Zjištěné úhly byly zpracovány do tabulky. Prostřednictvím softwaru MS Excel byl vypočten průměr pro každý jednotlivý typ úhlu, stanoveno maximum a minimum vyskytující se ve sledované skupině a vypočtena směrodatná odchylka. Úhly byly měřeny v místě, kde dosahovaly maximálních hodnot v podobě flexe v loketním kloubu, flexe v ramenním kloubu, extenze v loketním kloubu a extenze v ramenním kloubu při běžné chůzi do kopce a při Nordic Walking do kopce.

5. Výsledky

5.1 Intraindividuální analýza

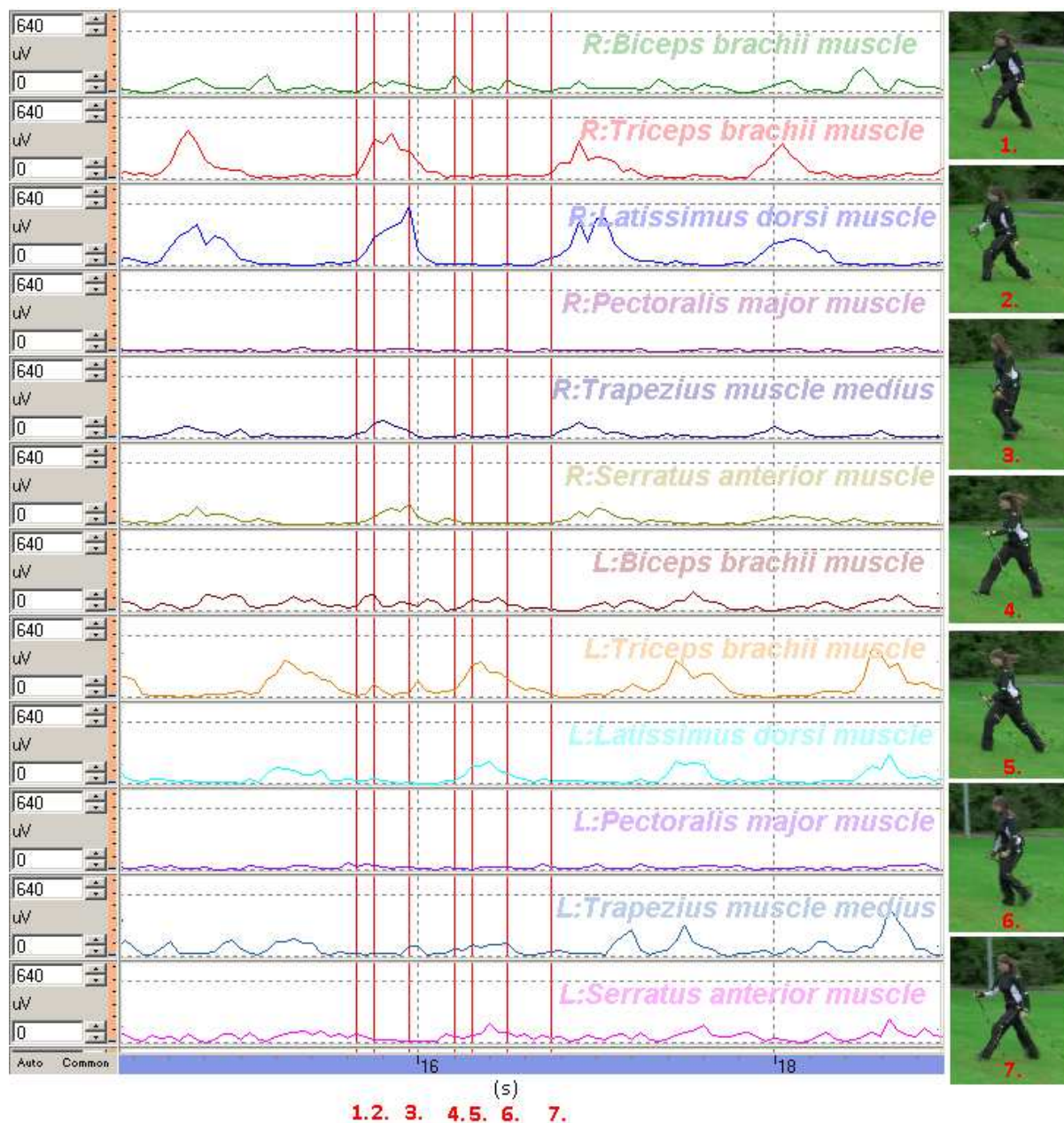
Vzhledem k velkému množství dat je prezentace výsledků intraindividuální analýzy provedena na reprezentativním probandovi č. 2. Data ostatních probandů jsou přiložena v rámci příloh viz. Přílohy č. 3 - 5.

Graf č. 1 ukazuje záznam EMG křivky 10 pohybových cyklů Nordic Walking (nahore) a volné chůze (dole) do kopce u probanda č. 2.



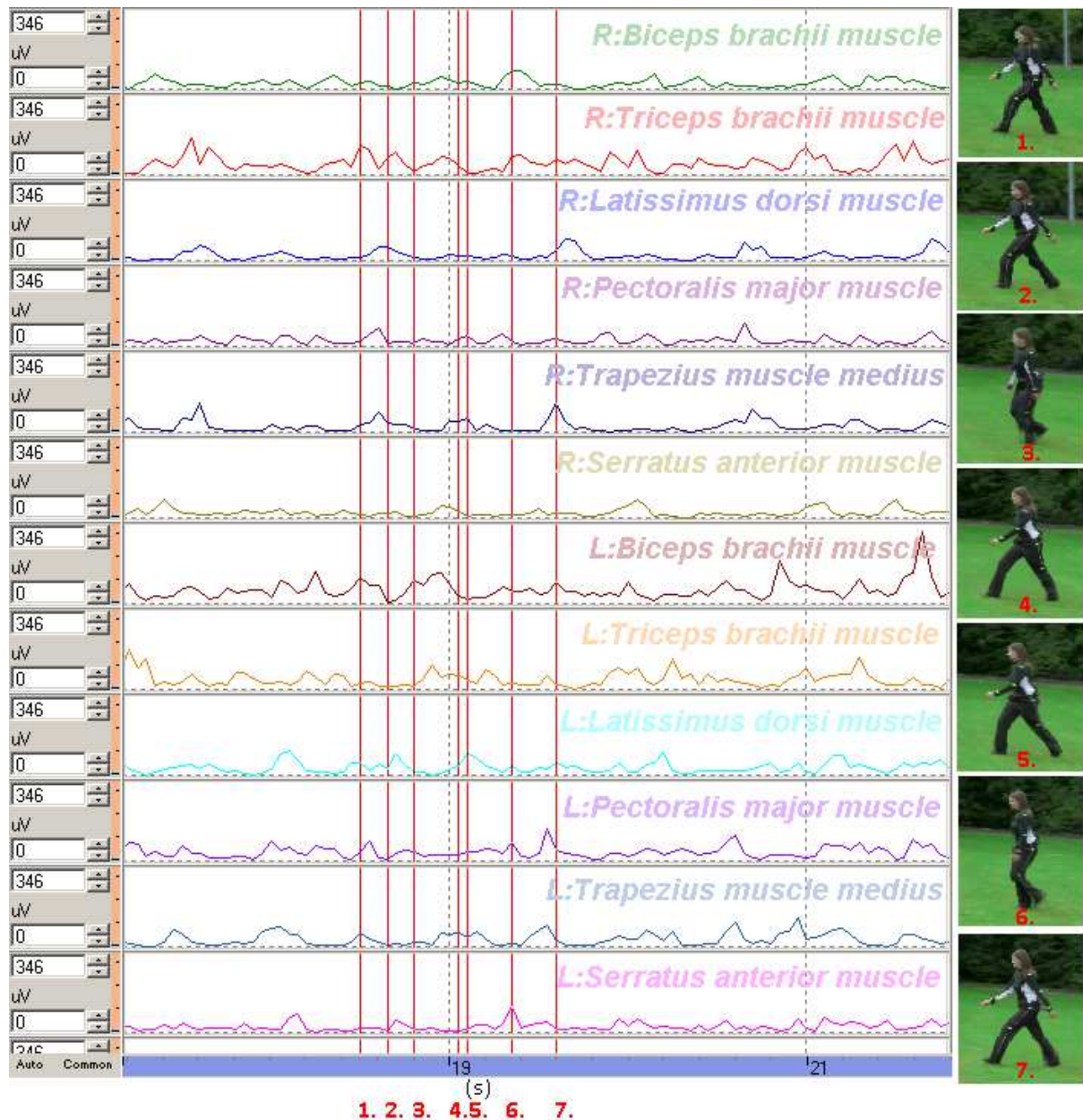
Graf č. 1 Nordic Walking (nahore) a volné chůze (dole) do kopce – 10 pohybových cyklů u probanda č. 2.

Graf č. 2 ukazuje záznam EMG křivky čtyř pohybových cyklů Nordic Walking do kopce u probanda č. 2 s vyznačenými klíčovými pozicemi doplněnými kinogramem.



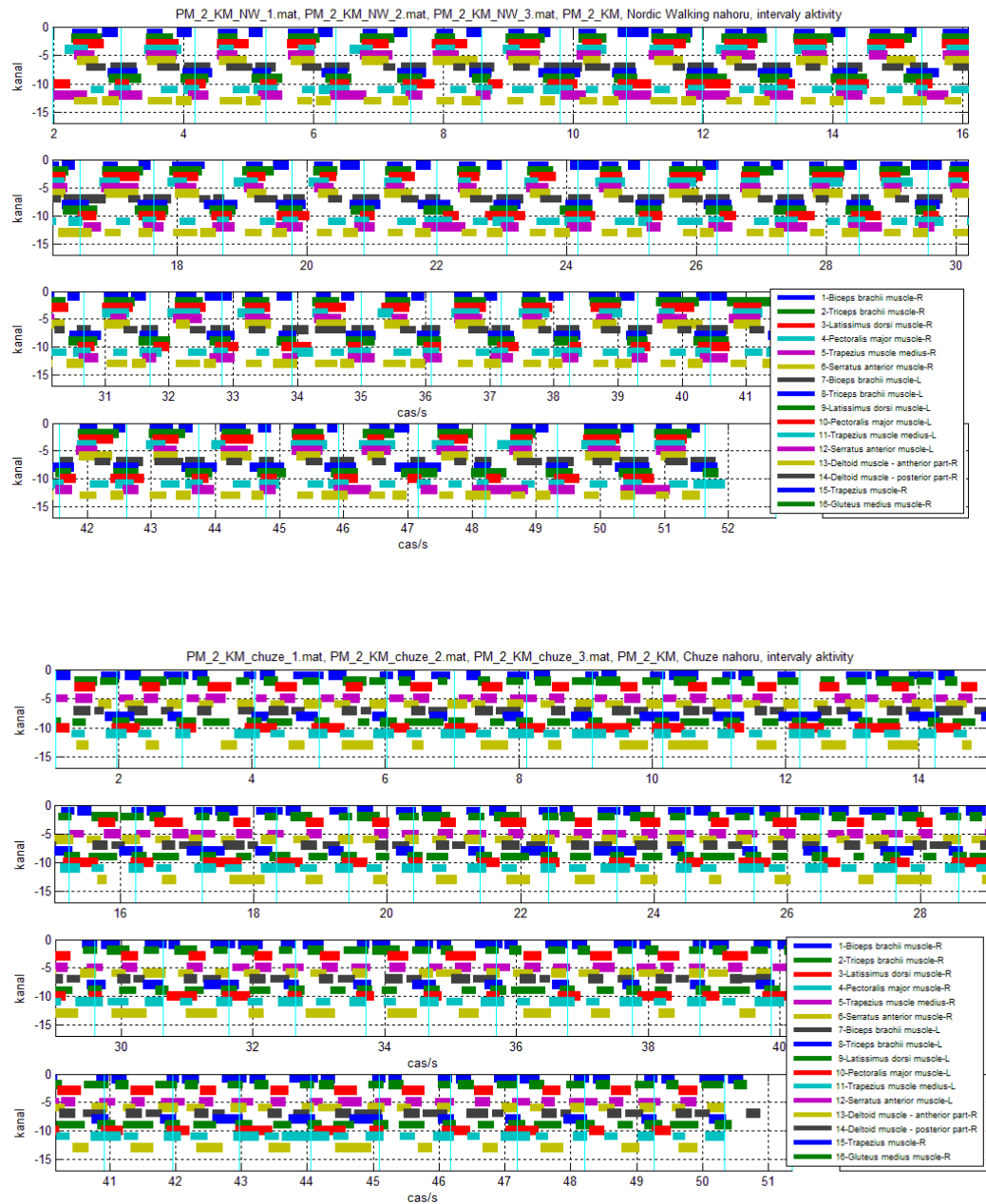
Graf č. 2 EMG křivka u Nordic Walking s vyznačenými klíčovými pozicemi doplněnými kinogramem

Graf č. 3 ukazuje záznam EMG křivky čtyř pohybových cyklů volné chůze do kopce u probanda č. 2 s vyznačenými klíčovými pozicemi doplněnými kinogramem.



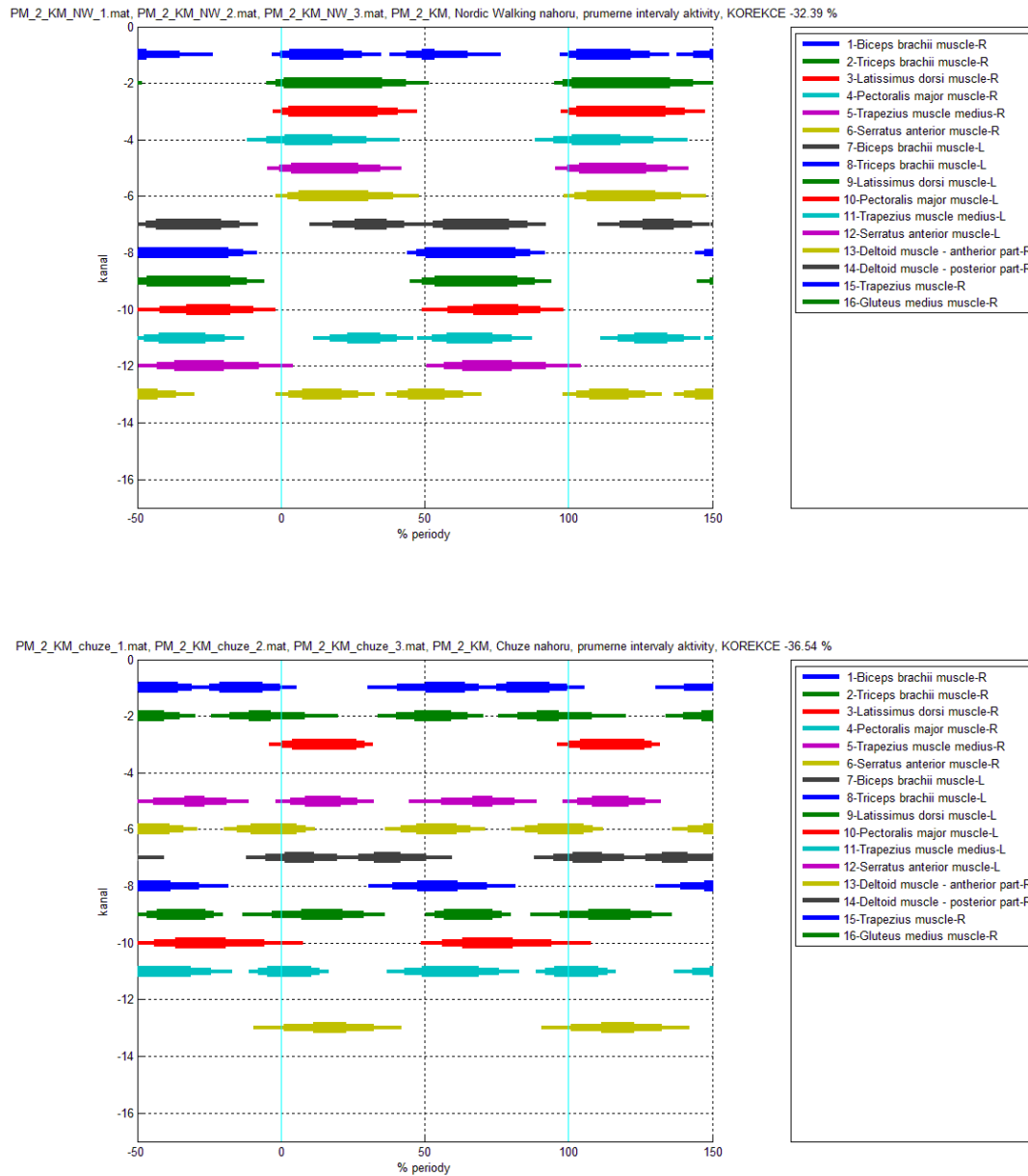
Graf č. 3 EMG křivka u volné chůze s vyznačenými klíčovými pozicemi doplněnými kinogramem

Graf č. 4 zobrazuje grafické znázornění nástupu a ukončení aktivity jednotlivých svalů v každé zpracované periodě zvlášť (jednotlivé periody - krokové cykly jsou odděleny svislou modrou čarou) u Nordic Walking (nahore) a u volné chůze (dole).



Graf č. 4 Nástup a ukončení aktivace u všech svalů v rámci celého zpracovaného úseku u Nordic Walking (nahore) a u volné chůze (dole)

Graf č. 5 zobrazuje průměrné intervaly aktivity svalů při Nordic Walking (nahore) do kopce a volné chůzi (dole) do kopce (průměrná perioda je oddělena svislými modrými čarami a označena 0-100%).



Graf č. 5 Průměrné intervaly aktivity svalů při Nordic Walking (nahore) a volné chůzi (dole) do kopce

Tabulka č. 1 vyjadřuje počet analyzovaných krokových cyklů (period), průměrnou délku periody a směrodatnou odchylka u probanda č. 2 při Nordic Walking a při volné chůzi do kopce

	NW do kopce	chůze do kopce
Počet zpracovaných period	46	49
Průměrná délka periody / s	1,10	1,03
Std./s	0,04	0,04

Tab. č. 1 Počet analyzovaných krokových cyklů (period), průměrná délka periody a směrodatná odchylka u probanda č. 2

Tabulka č. 2 vyjadřuje korelace obálek jednotlivých svalů v po sobě jdoucích periodách (krokových cyklech) u probanda č. 2 při Nordic Walking a při volné chůzi do kopce

Prům. korelace obálek v po sobě jdoucích periodách		
	NW do kopce	chůze do kopce
1-Biceps brachii muscle-R	0,85	0,88
2-Triceps brachii muscle-R	0,95	0,88
3-Latissimus dorsi muscle-R	0,92	0,94
4-Pectoralis major muscle-R	0,93	0,90
5-Trapezius muscle medius-R	0,89	0,88
6-Serratus anterior muscle-R	0,91	0,90
7-Biceps brachii muscle-L	0,90	0,89
8-Triceps brachii muscle-L	0,95	0,90
9-Latissimus dorsi muscle-L	0,94	0,92
10-Pectoralis major muscle-L	0,85	0,85
11-Trapezius muscle medius-L	0,84	0,89
12-Serratus anterior muscle-L	0,91	0,85

Tab. č. 2 Korelace obálek v po sobě jdoucích periodách (krokových cyklech) u probanda č. 2 při Nordic Walking a při volné chůzi do kopce

Tabulka č. 3 vyjadřuje crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 2 při Nordic Walking (nahore) a při volné chůzi (dole) do kopce

2. KM NW nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,74	0,65	0,80	0,75	0,76	0,73	0,59	0,65	0,74	0,63	0,67
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,92	0,79	0,87	0,90	0,60	0,30	0,37	0,62	0,50	0,46
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,72	0,85	0,95	0,54	0,21	0,28	0,54	0,42	0,36
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,78	0,79	0,83	0,66	0,71	0,88	0,75	0,79
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,87	0,64	0,42	0,49	0,66	0,57	0,52
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,64	0,34	0,40	0,63	0,54	0,47
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,82	0,81	0,82	0,82	0,84
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,93	0,73	0,81	0,87
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,78	0,81	0,89
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,77	0,83
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,80
12-Serratus anterior muscle-L												1

2. KM chůze nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,78	0,55	0,77	0,56	0,81	0,70	0,78	0,65	0,67	0,75	0,73
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,69	0,74	0,65	0,83	0,75	0,71	0,64	0,58	0,70	0,74
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,71	0,80	0,60	0,65	0,60	0,74	0,59	0,61	0,72
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,70	0,71	0,78	0,83	0,75	0,79	0,75	0,84
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,55	0,67	0,65	0,70	0,62	0,67	0,67
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,67	0,74	0,65	0,61	0,77	0,71
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,75	0,60	0,63	0,67	0,79
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,69	0,76	0,74	0,78
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,76	0,81	0,77
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,71	0,75
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,75
12-Serratus anterior muscle-L												1

Tab. č. 3 Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 2 při Nordic Walking (nahore) a při volné chůzi (dole) do kopce

5.2 Interindividuální analýza

Tabulka č. 4 znázorňuje zpracování interindividuální analýzy v podobě vyjádření četnosti výskytu lokálních maxim (svalové aktivity) v rámci průměrného krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi do kopce. Krokový cyklus je znázorněn v % (0-100% cyklu), intenzita barevného zvýraznění odpovídá četnosti výskytu.

	NW do kopce									
	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%
1-Biceps brachii muscle-R	7	1		1	1	1	1	3		
2-Triceps brachii muscle-R	6	1						1	2	
3-Latissimus dorsi muscle-R	10						3			
4-Pectoralis major muscle-R	6	1					3			
5-Trapezius muscle medius-R	7	1				6				1
6-Serratus anterior muscle-R	8	1			3	1	2			
7-Biceps brachii muscle-L			4			6	1	1		1
8-Triceps brachii muscle-L					1	5	1			
9-Latissimus dorsi muscle-L	1				1	7				
10-Pectoralis major muscle-L	1	1				5	2			
11-Trapezius muscle medius-L	5	1	1		1	7				
12-Serratus anterior muscle-L		1	2			3	5			2

	chuze do kopce									
	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%
1-Biceps brachii muscle-R	2		2		1	1	2		2	1
2-Triceps brachii muscle-R	1		2	3	1		2	2	1	3
3-Latissimus dorsi muscle-R	10				1	4	1			
4-Pectoralis major muscle-R	3					1	1			3
5-Trapezius muscle medius-R	4				6	1	2			6
6-Serratus anterior muscle-R	2	2	2		3		2	1	1	2
7-Biceps brachii muscle-L	2	1	1	1	2	2		2		2
8-Triceps brachii muscle-L	1	1	1		6		1		2	1
9-Latissimus dorsi muscle-L	4	1			1	7				1
10-Pectoralis major muscle-L		1			2	1	1	1	1	
11-Trapezius muscle medius-L	2				7	1				6
12-Serratus anterior muscle-L	2	1				1	1		2	1

Tab. č. 4 Četnost výskytu lokálních maxim v rámci jednoho krokového cyklu (krokový cyklus znázorněn v % (0-100%) při Nordic Walking (nahore) a volné chůzi (dole) do kopce (intenzita barevného zvýraznění odpovídá četnosti výskytu).

Tabulka č. 5 znázorňuje počet zpracovaných period, průměrná délka periody a průměr směrodatné odchylky u NW a u chůze.

	NW nahoru	chuze nahoru
Počet zpracovaných period	415	371
Průměrná délka periody / s	1,04	1,03
Std./s	0,03	0,04

Tab. č. 5 Počet zpracovaných period, průměrná délka periody a průměr směrodatné odchylky u NW a u chůze.

5.3 2D kinematická analýza

Zpracování dat pomocí 2D kinematické analýzy je ilustrováno na probandovi č. 2. Tento proband dosahoval výsledků blížícím se průměrným hodnotám (obr. č. 36).

Tabulka č. 6 Úhly v ramenním a loketním kloubu při Nordic Walking a chůzi do kopce u probandů č. 1 - 9 (míra extenze v loketním kloubu je vyjádřena ve stupních flexe v loketním kloubu)

	NW do kopce	chůze do kopce	NW do kopce	chůze do kopce	NW do kopce	chůze do kopce	NW do kopce	chůze do kopce
proband	flexe loket.kl. [°]	flexe loket.kl. [°]	flexe ramene [°]	flexe ramene [°]	extenze loket.kl. [°]	extenze loket.kl. [°]	extenze ramene [°]	extenze ramene [°]
1.	82,8	37,9	16,4	47,8	16,3	16,5	9,5	24,2
2.	68,6	37	39,7	46,6	17,1	7,9	14,9	32
3.	61,6	51,1	36,5	34,1	11,2	10,5	8,7	25,5
4.	67,7	43,2	37,7	33,9	2	6,2	11,9	20,6
5.	121,3	62,6	20,9	28	0,7	5,5	5,8	20,7
6.	74,9	49,2	26,1	32,1	15,3	13,8	33,9	31,3
7.	80,1	69,4	19,5	26,5	22,7	23	19,1	31,1
8.	53,7	37,2	34,6	29,2	23,3	16,5	19,8	13,2
9.	109,4	61,2	14,8	23	13,7	30,7	24,8	14,7
průměr	80,0	49,9	27,4	33,5	13,6	14,5	16,5	23,7
min.	53,7	37	14,8	23	0,7	5,5	5,8	13,2
max.	121,3	69,4	39,7	47,8	23,3	30,7	33,9	32
SD	20,9	11,5	9,3	8,1	7,5	7,8	8,4	6,6

Tab. č. 6 Úhly v ramenním a loketním kloubu při Nordic Walking a chůzi do kopce u probandů č. 1 - 9.

Tabulka č. 7 Rozsah pohybu v kloubu ramenním a loketním při NW a chůzi do kopce u probandů č. 1 - 9

	NW do kopce	chůze do kopce	NW do kopce	chůze do kopce
proband	rozsah pohybu v loketním kloubu [°]	rozsah pohybu v loketním kloubu [°]	rozsah pohybu v ramenním kloubu [°]	rozsah pohybu v ramenním kloubu [°]
1.	66,5	21,4	25,9	72
2.	51,5	29,1	54,6	78,6
3.	50,4	40,6	45,2	59,6
4.	65,7	37	49,6	54,5
5.	120,6	57,1	26,7	48,7
6.	59,6	35,4	60	63,4
7.	57,4	46,4	38,6	57,6
8.	30,4	20,7	54,4	42,4
9.	95,7	30,5	39,6	37,7
průměr	66,4	35,4	43,8	57,2
min.	30,4	20,7	25,9	37,7
max.	120,6	57,1	60,0	78,6
SD	25,2	11,0	11,5	12,5

Tab. č. 7 Rozsah pohybu v kloubu ramenním a loketním při NW a chůzi do kopce u probandů č. 1 - 9



Obr. č. 36 Největší dosažená flexe/extenze v kloubu ramenním a loketním při NW a chůzi do kopce u probanda č. 2

6. Diskuze

V textu této kapitoly jsou blíže komentovány obrázky a grafy uvedené v kapitole Výsledky.

6.1 Intraindividuální analýza

6.1.1 Stálost pohybového projevu u jednotlivých svalů

Při výběru jednotlivých probandů byl jedním z požadavků pro začlenění do studie ustálený pohybový projev. Stálost projevu je zobrazena pomocí korelace obálek (rektifikovaná EMG křivka) jednotlivých svalů v po sobě jdoucích periodách. Pro každý sval je zvlášť vypočtena jeho vlastní korelace ze všech zpracovaných pohybových cyklů. Hodnocení je provedeno také s přihlédnutím k podmínkám, v jakých bylo měření prováděno, kdy se jednalo o měření v terénu, na trávě, kde nemohly být zajištěny konstantní laboratorní podmínky.

U probanda č. 2 je patrná vysoká korelace u všech zkoumaných svalů zapojujících se jak při Nordic Walking tak při chůzi (viz. tab. č. 2). Z hodnot korelací pohybujících se od 0,84 po 0,95 usuzují na velkou stálost pohybového projevu. U dalších probandů jsou hodnoty korelací svalů obdobné viz. Příloha č. 4. Tudíž individuální pohybový projev se dá považovat za stabilní. Nižší hodnoty korelačních koeficientů (0,43-0,77) se vyskytly u svalů m. pectoralis major bilaterálně u šesti probandů a to při chůzi a u dvou probandů na levé straně i při Nordic Walking. Nízkou hodnotu korelačního koeficientu vykazoval ve dvou případech i sval m. serratus anterior sin. při chůzi s hodnotou 0,69 u probanda č. 3 a 0,46 u probanda č. 4. U probanda č. 4 byla hodnota nízká i při Nordic Walking a to 0,51. Z toho je možné usuzovat na činnost svalu m. pectoralis major jakožto svalu se stabilizační funkcí.

6.1.2 Počet zpracovaných period a délka trvání periody

Délka period při Nordic Walking a při volné chůzi nevykazovala žádný významný rozdíl - viz. tab.č. 5.

6.1.3 Provedení jednotlivých pohybů – Nordic Walking a chůze z pohledu EMG záznamu

Při hodnocení zkoumaných pohybů je vycházeno z průměrné periody krokového cyklu. Perioda začíná u všech probandů vždy aktivací m. latissimus dorsi dx. Jednotlivé klíčové pozice jsou znázorněny v grafu č. 2 a 3, kde je provedena synchronizace EMG záznamu s videozáznamem. Průměrné intervaly aktivity svalů v rámci jedné periody jsou uvedeny pro NW v grafu č. 5 nahoře a pro chůzi v grafu č. 5 dole.

Na grafu č. 2 je patrné, že aktivita svalu m. latissimus dorsi dx. při NW začíná u probanda č. 2 v momentu dotyku paty levé dolní končetiny v době, kdy pravá horní končetina je v maximální flexi v ramenním i loketním kloubu a hůlka se dostává do kontaktu s terénem. Při plném kontaktu levého chodidla s terénem a plném zapíchnutí hůlky pravou horní končetinou se aktivita zvyšuje (pozice č. 2 v grafu č. 2) a graduje ve fázi přenesení váhy na levou dolní končetinu. Pravá horní končetina je v této chvíli lehce před tělem a silou působí na zapíchnutou hůlku v předozadním směru a vykazuje propulsní činnost (pozice č. 3 v grafu č. 2). V momentě, kdy se PHK dostává na úroveň těla v rovině frontální, odeznívá aktivita svalu m. latissimus dorsi dx. Další nástup aktivity tohoto svalu je pozorován opět na začátku další periody. V pozici č. 4. v grafu č. 2 však perioda pokračuje v zrcadlovém nástupu aktivity svalů na levé straně, kdy LDK se dostává do kontaktu patou s terénem a PHK se nachází v maximální flexi v ramenním i loketním kloubu. Aktivita levostranného svalu m. latissimus dorsi je v této chvíli na svém počátku, stupňuje se při plném došlápnutí pravou dolní končetinou a zapíchnutím hole levou horní končetinou (pozice č. 5 v grafu č. 2) a graduje v pozici, kdy je LHK lehce před tělem probanda. Pak aktivita tohoto svalu klesá a objevuje se opět až v druhé části následující periody.

Graf č. 3 nabízí bližší seznámení se s načasováním aktivity svalů v rámci jednoho krokového cyklu při chůzi prostřednictvím synchronizace EMG křivky s obrazovým záznamem. Načasování popisu periody je totožné jako při NW. Krokový cyklus je popisován od momentu dotyku paty LDK s terénem, kdy PHK je těsně před dosažením největší flexe v ramenním i loketním kloubu. Aktivita svalu m. latissimus dorsi dx. je na svém počátku. Je však možné registrovat i aktivitu u levostranného svalu m. latissimus dorsi. Ve chvíli, kdy proband došlápne na celé chodidlo LDK a PHK je v největší dosažené flexi v ramenním i loketním kloubu, aktivita svalu m. latissimus dorsi dx. vrcholí. V této fázi byla aktivita stejného svalu při NW na vzestupu. V pozici č. 3, kdy se proband nachází ve středu stojné

fáze s váhou na LDK, aktivita svalu m. latissimus dorsi dx. končí, kdežto při NW v této chvíli aktivita tohoto svalu vrcholila. Končí také aktivita svalu m. latissimus dorsi sin. V druhé fázi krokového cyklu, kdy dochází k došlapu paty PDK a LHK, je těsně před dosažením největší flexe v ramenním a loketním kloubu (pozice č. 4) patrná opětovná aktivace m. latissimus dorsi sin, která graduje v pozici č. 5, při došlapu na celé chodidlo LDK a při maximální flexi v ramenním i loketním kloubu. Aktivita tohoto svalu na pravé straně však není patrná. V pozici č. 6, kdy se proband opět nachází ve středu stojné fáze s vahou na PDK a LHK je lehce před tělem, nevykazuje ani jeden ze svalů m. latissimus dorsi dx. et sin. aktivitu. Při NW zde byla patrná doznívající aktivita m. latissimus dorsi sin. Tento stav zůstává opět až do začátku další periody.

6.1.4 Průměrný krokový cyklus při NW a chůzi u jednotlivých probandů

Z grafu č. 5 je možné lépe sledovat průměrný krokový cyklus a aktivitu zapojení všech zkoumaných svalů zpracovanou ze všech vyhodnocovaných period, přinášející objektivnější přehled o aktivaci jednotlivých svalů při Nordic Walking v rámci jedné periody. Pomocí výstupů patrných z grafu průměrného krokového cyklu a aktivit zapojení zkoumaných svalů je možné si detailně ověřit v tabulce korelací obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly navzájem (Tab. č. 3 a Příloha č. 5). Zde je možné lépe najít fenomény svalových souher vyskytujících se při Nordic Walking a při chůzi.

U probanda č. 2 je při NW na začátku periody, v momentě, kdy se levá pata dostává do kontaktu s terénem a pravá horní končetina je v největší flexi v ramenním i loketním kloubu, které během pohybu dosáhne, patrný začínající nástup aktivity všech pravostranných svalů. V momentě došlapu LDK, kdy PHK provádí extenzi v loketním i ramenním kloubu před frontální osou těla a silou působí na zapíchnutou hůl, je probíhající aktivace jasně zřetelná. Sval m. triceps brachii dx. a m. latissimus dorsi dx. vykazují vysokou hodnotu korelačního koeficientu 0,93. Sval m. biceps brachii se u tohoto probanda zapojuje dvojrucholově a tudíž hodnota korelačního koeficientu se snižuje z důvodu nízké korelace s druhým nástupem aktivity. I přesto dosahuje hodnot 0,74 se svalem m. triceps brachii dx. a 0,65 s m. latissimus dorsi dx. Sval m. trapezius dx. a m. serratus anterior dx. se aktivují v tomtéž okamžiku a vykazují korelační koeficienty s prvními dvěma zmíněnými svaly v rozmezí 0,85-0,94. Sval m. pectoralis major dx. se aktivuje s mírným předstihem, což se projeví i na korelačních koeficientech s výše uváděnými svaly v rozmezí 0,72-0,80. V době, kdy se PHK při provádění extenze dostává na úroveň těla, silové působení na hůl se zmenšuje,

LHK se dostává před tělo a začíná provádět flexi v ramenním i loketním kloubu, aktivita pravostranných svalů klesá a objevuje se aktivita svalů m. biceps brachii sin. a m. trapezius sin., což u probanda může být z důvodů provádějící flexe v ramenním a loketním kloubu a potřebné fixace levé lopatky tak, aby LHK mohla zaujmout pozici před začátkem druhé poloviny periody a zapíchnutím hole. Na začátku druhé poloviny periody, kdy odezněla aktivita pravostranných svalů i první vrchol aktivity svalů m. biceps brachii sin. a m. trapezius sin., se situace zrcadlově obrací. Pata PDK se dostává do kontaktu s terénem a LHK se nachází v maximální flexi v ramenním a loketním kloubu, které během pohybu dosáhne. Levostranné svaly jsou na začátku svých aktivací. V momentě, kdy proband plně došlápně PDK a LHK začne silou působit na hůl, aktivují se současně levostranné svaly m. biceps brachii sin., m. triceps brachii sin., m. latissimus dorsi sin., m. trapezius sin. a s lehkým zpožděním i svaly m. pectoralis major sin. a m. serratus anterior sin. Hodnota korelačního koeficientu je nejvyšší pro m. triceps brachii sin a m. latissimus dorsi sin a to 0,93. U ostatních svalů se hodnoty korelačních koeficientů pohybují v rozmezí 0,81-0,89. Svaly m. biceps brachii sin. a m. trapezius sin., jak už bylo zmíněno, se aktivují dvojevrcholově a tak je hodnota korelačního koeficientu s ostatními svaly nižší.

Při chůzi je u probanda č. 2 na začátku periody již zaznamenána končící aktivita svalu m. triceps brachii dx. a vrchol aktivit u svalů m. serratus anterior dx. a m. trapezius sin. Svou aktivitu začínají společně pouze čtyři svaly a to dva na pravé a dva na levé straně (m. latissimus dorsi dx., m. trapezius dx., m. biceps brachii sin. a m. latissimus dorsi sin.). Před dokončením prvního kroku se ještě jednou aktivuje sval m. biceps brachii sin. Na začátku druhé poloviny periody můžeme sledovat již probíhající aktivitu svalů m. biceps brachii dx., m. triceps brachii dx., m. serratus anterior dx., m. triceps brachii sin. a m. trapezius sin. Začínající aktivita je u m. trapezius dx., m. latissimus dorsi sin., m. pectoralis major sin. V polovině druhého kroku, kdy je stejná fáze na PDK, je patrný druhý vrchol aktivity svalu m. biceps brachii dx. a s lehkým zpožděním i aktivace svalů m. triceps brachii dx., m. serratus anterior dx. a m. trapezius sin. Hodnoty korelačních koeficientů nám ukazují na zvýšenou spolupráci svalů m. latissimus dorsi a m. trapezius a to hodnotou 0,80 jak u pravostranných tak u levostranných svalů. Dále je patrná spolupráce svalů m. serratus anterior dx. se svaly m. biceps brachii dx. a m. triceps brachii dx. s hodnotami 0,80 a 0,82.

V porovnání obou pohybů u probanda č. 2 je shodné zapojení svalů m. latissimus dorsi dx. a m. trapezius dx. na začátku periody. Dále pak v průběhu první poloviny periody aktivace svalu m. biceps brachii sin. V polovině krokového cyklu je patrná aktivace m. biceps brachii dx. Na začátku druhé poloviny periody je shodně značena aktivita svalů m. latissimus dorsi sin., m. pectoralis major sin. a m. trapezius sin. Sval m. triceps brachii dx. i sin. při NW lehce zaostává v zapojení v porovnání se zapojením při chůzi.

U probanda č. 1 se při Nordic Walking ukazují stejné souhry v zapojení svalů na začátku popisované periody, kdy pouze sval m. trapezius dx. lehce předbíhá v začátku aktivace. I zde je možné pozorovat nástup aktivace všech pravostranných svalů na začátku periody s ukončením aktivace v průběhu první poloviny sledovaného cyklu a na začátku druhé poloviny cyklu nástup levostranných svalů, kdy opět sval m. trapezius sin. lehce předbíhá v aktivaci všechny ostatní svaly. V porovnání NW s chůzí se jako shodné jeví zapojení m. latissimus dorsi dx., m. pectoralis major dx., m. trapezius dx. na začátku periody. Na začátku druhé poloviny periody se pak totožně zapojují svaly m. biceps brachii bilaterálně., m. latissimus dorsi bilaterálně., m. pectoralis major sin. Svaly m. serratus anterior sin. a m. triceps brachii sin. se při chůzi aktivují s lehkým náskokem oproti začátku aktivity při NW.

V případě probanda č. 3 je při NW počátek aktivace všech pravostranných sledovaných svalů na začátku krokového cyklu zachován stejně jako tomu je u prvních dvou probandů. Na začátku druhé poloviny krokového cyklu je zřejmý začátek aktivace všech levostranných sledovaných svalů. Při chůzi je možné sledovat na začátku krokového cyklu končící aktivaci m. triceps brachii bilaterálně a m. trapezius dx., probíhající aktivaci svalů m. trapezius bilaterálně., m. biceps brachii sin. a m. latissimus dorsi sin. Začátek aktivity vykazuje pouze sval m. latissimus dorsi dx. V průběhu první poloviny krokového cyklu je patrná aktivace u svalů m. biceps brachii dx., m. serratus anterior bilaterálně., m. triceps brachii sin., m. trapezius sin. Na začátku druhé poloviny krokového cyklu je patrná počínající aktivita m. latissimus dorsi dx. a již probíhající aktivita m. trapezius dx. Největší skupina svalů se začíná aktivovat až před koncem periody a to jak již bylo zmíněno na začátku m. triceps brachii bilaterálně., m. trapezius bilaterálně., m. serratus anterior dx., m. biceps brachii sin., m. latissimus dorsi sin. Při srovnání NW s chůzí se však počátky aktivací jednotlivých svalů značně rozcházejí. Souhlasný začátek aktivace na začátku sledované periody má pouze sval m. latissimus dorsi dx.

U probanda č. 4 je výrazná změna v zapojení při NW u svalu m. biceps brachii dx., který se zapojuje až v druhé polovině periody a lehké zpoždění v zapojení svalu m. triceps brachii dx. na začátku sledované periody. Na začátku druhé poloviny periody se opět objevuje nástup aktivace levostranných svalů, i když u svalů m. biceps brachii sin. a m. triceps brachii sin. je patrné zpoždění. Při chůzi je na začátku periody patrná probíhající aktivace svalů m. triceps brachii dx, m. trapezius bilaterálně a začínající aktivita svalů m. latissimus dorsi bilaterálně a m. serratus anterior sin. V průběhu první poloviny periody se aktivuje ještě sval m. serratus anterior dx. Před začátkem druhé poloviny periody je patrný začátek aktivace většiny levostranných svalů (m. biceps brachii sin., m. triceps brachii sin., m. pectoralis major sin., m. trapezius sin.) a také svalu m. trapezius dx. Pouze sval m. latissimus dorsi sin. se začíná aktivovat až na samotném začátku druhé poloviny periody a v jejím průběhu se objevuje ještě druhý vrchol aktivity m. pectoralis major sin. Při srovnání obou pohybů je možné nalézt shodný začátek aktivity svalů m. latissimus dorsi dx. na začátku periody a m. latissimus dorsi sin. na začátku druhé poloviny periody. Svaly m. trapezius dx., m. biceps brachii sin., m. triceps brachii sin. a m. trapezius sin. se při NW aktivují se zpožděním oproti aktivaci při chůzi.

Proband č. 5 vykazuje při NW shodné zapojení všech pravostranných svalů na začátku periody a všech levostranných na začátku druhé poloviny periody. Přičemž svaly m. biceps brachii dx., m. trapezius dx., m. serratus anterior dx., m. biceps brachii sin., m. latissimus dorsi sin., m. pectoralis major sin., m. trapezius sin. i m. serratus anterior sin. se zapojují dvojrcholově, kdy jejich druhý vrchol aktivace je v opačné polovině periody. Při chůzi je možné v první polovině periody sledovat podobné zapojení svalů jako je tomu při NW, kdy na začátku periody se zapojují všechny pravostranné svaly s výjimkou lehkého zpoždění svalu m. serratus anterior dx. V druhé polovině periody je taktéž patrný nástup levostranných svalů, i když s již ne tak přesným načasováním na začátek druhé poloviny. Sval m. triceps brachii sin. svou aktivitou vrcholí na začátku druhé poloviny periody a sval m. serratus anterior sin. naopak lehce zaostává za ostatními aktivovanými svaly. Shodně jako při NW se aktivují svým druhým vrcholem svaly m. trapezius dx. a m. serratus anterior dx. v druhé polovině periody a také m. latissimus dorsi sin. a m. trapezius sin. v první polovině periody.

U probanda č. 6 se při NW vyskytuje pouze jedna odlišnost od ostatních v podobě nástupu aktivity pravostranného m. pectoralis major až v druhé polovině periody. Jinak aktivace pravostranných svalů na začátku první poloviny periody a aktivace levostranných

svalů na začátku druhé poloviny periody zůstává. Při chůzi se shodně na začátku periody aktivují svaly m. latissimus dorsi a m. trapezius bilaterálně a svaly m. pectoralis major bilaterálně dokončují svou aktivitu. Tato trojice svalů vykazuje bilaterálně shodnou činnost i na začátku druhé poloviny periody. Při porovnání obou pohybů se shodně aktivují svaly m. latissimus dorsi dx. a m. trapezius bilaterálně na začátku periody, v průběhu první poloviny periody pak shodnou aktivitu vykazuje m. biceps brachii sin., stejně tak jako v průběhu druhé periody svým druhým vrcholem aktivity.

Svalová činnost u probanda č. 7 vykazuje shodné zapojení pravostranných a levostranných svalů na začátku první a druhé poloviny periody pouze s tím rozdílem, že aktivita m. triceps brachii dx. předbíhá aktivitu všech svalů a na začátku periody jeho aktivita již klesá. Při chůzi se na začátku krokového cyklu zapojují svaly m. latissimus dorsi bilaterálně, m. trapezius bilaterálně, m. triceps brachii sin., m. serratus anterior bilaterálně, kdy na levé straně lehce předbíhá ostatní svaly. V průběhu první poloviny cyklu pak shodný vrchol aktivity vykazují svaly m. biceps brachii bilaterálně. Na začátku druhé poloviny periody se stejně jako při NW aktivují m. biceps brachii sin., m. trapezius sin. Sval m. triceps brachii sin. lehce předbíhá v zapojení a naopak m. pectoralis se aktivuje s mírným zpožděním. Stejný začátek aktivity, těsně před dokončením periody shodně vykazuje m. serratus anterior sin.

U probanda č. 8 je timing zapojení svalů při NW velmi podobný timingu u probanda č. 7. V druhé polovině periody je patrné zapojení více svalů na pravé straně jejich druhým vrcholem aktivity. Při chůzi se již zapojení liší. V porovnání NW s chůzí je shodné zapojení svalů m. latissimus dorsi dx., m. serratus anterior dx. a m. trapezius sin. na začátku sledované periody. Na začátku druhé poloviny je totožný nástup svalů m. latissimus dorsi bilaterálně a m. trapezius sin. Svaly m. triceps brachii sin. se při chůzi lehce zpožďují a svaly m. pectoralis major sin. a m. trapezius sin. lehce předbíhají.

U probandů č. 9 a 10 byly měřeny pouze svaly na pravé straně. I tak je lze pozorovat jejich zapojení na začátku periody při NW. Při chůzi lze opět registrovat aktivace pravostranných svalů na začátku krokového cyklu s již lehce nesourodým začátkem aktivace. U probanda č. 10 lze sledovat nástup aktivace pravostranných svalů i v druhé polovině periody jejich druhým vrcholem aktivity.

6.2 Interindividuální analýza

Pro interindividuální analýzu byl zvolen postup manuálního vyhodnocení dat v programu MS Excel. Krokový cyklus je znázorněn v % (0-90%) a tabulka zobrazuje četnost výskytu průměrných aktivací jednotlivých svalů v rámci jednoho krokového cyklu prostřednictvím součtu aktivací pro daný sval u všech probandů.

Při Nordic Walking tak můžeme nalézt fenomén, kdy pravostranné svaly mají tendenci zapojovat se na začátku sledované periody v momentu, kdy dochází k dotyku paty levé dolní končetiny s terénem a pravá horní končetina začíná působit silou na zapíchnutou hůl. Začínají působit propulsně tak, aby vyvinuly sílu pro pohyb vpřed díky opoře o hůl. V tomto momentu je u 5 probandů zřejmá i aktivace svalu m. trapezius sin. pars medium. Levá horní končetina je ve fázi, kdy dokončuje pohyb do extenze v ramenním i loketním kloubu, hůl je stále v kontaktu s terénem, ale těsně před tím, než ji proband začne přenášet opět před tělo. Z toho se dá usuzovat na stabilizační funkci tohoto svalu pro lopatku.

Na začátku druhé poloviny periody, kdy se situace zrcadlově obrací a probandi se dostávají do kontaktu patou pravé dolní končetiny s terénem, kdy levá horní končetina začíná působit silou na hůl, je možné sledovat totožný fenomén nástupu svalové aktivace u levostranných svalů. Lehké zpoždění zde zaznamenává sval m. serratus anterior sin., kdy je přesně v polovině cyklu na začátku aktivity u 3 probandů a teprve v 60% cyklu je nástup registrován u 5 probandů. Opět se zde u 6 probandů vyskytuje začátek aktivace m. trapezius dx.

U chůze je hledání fenoménu zapojení určité skupiny svalů složitější. Chůze je při srovnání všech probandů velmi nesourodá a představuje velmi individuální pohybový projev. Ovšem i zde bylo možné sledovat na začátku periody či těsně před začátkem periody a také v polovině periody častější výskyt nástupu aktivace u svalů m. latissimus dorsi bilaterálně a to v deseti případech na začátku periody na pravé straně a v šesti případech na levé a v polovině periody to bylo na pravé straně v šesti případech na pravé straně a v osmi případech na levé. Stejně tak tomu bylo i svalů u m. trapezius dx. et sin. U 6 probandů se vyskytl začátek aktivace v polovině periody i u m. triceps brachii sin. Na pravé straně není začátek aktivace svalu m. triceps brachii dx. na začátku krokového cyklu tak jasný, aktivace byla zaznamenána pouze u čtyř probandů, ale lehce zvýšená četnost výskytu se zda dá také nalézt.

Je tedy možné říci, že při chůzi se aktivují u většího počtu probandů dvojice svalů m. trapezius bilaterálně a m. latissimus dorsi bilaterálně a to vždy na začátku krokového cyklu (v 10 případech vpravo a ve čtyřech případech vlevo) a v polovině krokového cyklu (ve čtyřech případech vpravo a v 10 případech vlevo). V polovině periody se ještě u šesti probandů aktivuje m. triceps brachii sin.

6.2.1 Teoretické srovnání principů a metod využívaných v rehabilitační praxi s výstupy této studie

Véle (2006) popisuje v rámci svalové smyčky mezi trupem a lopatkou důležité zapojení svalu m. trapezius pars medium spojující obratle a lopatku. Dále při svalové smyčce mezi pletencem ramenním a trupem, spojnicí mezi hrudníkem a paží, kdy je potřebná vyváženost mezi aktivitou svalů m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. V rámci uzavřeného řetězce je popisována žádoucí spolupráce skupiny svalů, z nichž součástí výzkumu bylo sledování m. biceps brachii a m. triceps brachii.

V rámci otevřeného řetězce je žádoucí mimo jiné i zapojení svalů m. biceps brachii a m. triceps brachii.

Studie ukázala zapojení svalu m. trapezius bilaterálně při provádění flexe i extenze v ramenním kloubu při Nordic Walking, současné zapojení svalů m. pectoralis major a m. latissimus dorsi jak na levé, tak i na pravé straně a stejně tak zapojení svalů m. biceps brachii a m. triceps brachii v rámci uzavřeného kinematického řetězce při NW.

Při chůzi je rovněž patrné zapojení svalu m. trapezius pars medium bilaterálně při pohybu horních končetin v ramenních kloubech. Není zde již zřejmá spolupráce mezi svaly m. pectoralis major a m. latissimus dorsi a jednoznačná souhra v zapojení svalů m. biceps brachii a m. triceps brachii v rámci otevřeného řetězce.

Vojta (2003) popisuje aktivaci skupiny svalů při stimulaci reflexního plazení na čelistní i záhlavní horní končetině. Údaje jsou doplněny i grafem zobrazujícím polyelektromyografický záznam aktivace svalů při dráždění epicondylu medialis humeri (zóny vlevo) pro vyvolání reflexního plazení. Na tomto grafu je znázorněna aktivita svalů na čelistní horní končetině, z nichž některé byly předmětem sledování i v naší studii a to: m. triceps brachii, m. biceps brachii, m. latissimus dorsi a m. pectoralis major. Na záhlavní horní končetině je pak znázorněna aktivita svalu m. pectoralis major. V textu je pak zmíněna aktivita i svalů m. serratus anterior a m. biceps brachii.

Při porovnání výstupů studie pro NW s poznatky Vojty (Vojta, 2003) bylo nalezeno ekvivalentní zapojení všech výše zmíněných svalů a také svalu m. serratus anterior, uvedeného v textu teoretické části, na čelistní horní končetině. Na záhlavní horní končetině je popisována aktivita trojice svalů (m. serratus anterior, m. pectoralis major a m. biceps brachii), která se pro NW při naší studii neprokázala. Při porovnání výše popisovaného zapojení svalů při reflexním plazení s volnou chůzí nenacházíme podobnost se zapojením svalů.

V metodě propioceptivní neuromuskulární facilitace jsou pohyby prováděny diagonálně. Pohyb horních končetin při chůzi a Nordic Walking se aspekčně nejvíce blíží provádění pohybu I. diagonály flekčního vzorce s variantou flexe v lokti a I. diagonále extenčního vzorce s variantou extenze v lokti. Pohyb při chůzi a NW ve srovnání s prováděním diagonál není kompletní. Pohyb pouze naznačuje pohybové komponenty akra a končí před tělem. I přesto oba pohyby vykazují ekvivalentní prvky při provádění.

Při porovnání zapojení svalů při provádění I. diagonály extenčního vzorce s variantou extenze v lokti s pohybem při Nordic Walking, kdy proband zapichuje hůl, provádí extenzi v ramenním i loketním kloubu, působí silou na hůl tak, aby vyvinul propulsní sílu pro pohyb vpřed prostřednictvím horní končetiny, až do úplné extenze v ramenním i loketním kloubu s dorzální flexí ruky, sledujeme shodně zapojení svalů m. latissimus dorsi i m. triceps brachii.

Při NW, pohybu paže vpřed před tělo, kdy horní končetina nese hůl dopředu tak, aby ji následně mohla zapíchnout a vytvořit tak další místo opory, sledujeme podobné prvky v provedení pohybu s I. flekční diagonálou s variantou flexe v lokti. Horní končetina při NW vykonává flexi prstů s lehkou radiální addukcí v zápěstí, supinaci předloktí s následnou flexí v loketním a ramenním kloubu. U metody PNF je popisována aktivace svalů m. biceps brachii (caput longum) a m. serratus anterior jako stabilizátoru lopatky. Výstupy ze studie však tyto aktivace těchto svalů postrádají. To je způsobeno patrně tím, že při pohybu paže vpřed před tělo je pohyb vykonáván volně bez odporu s určitou setrvačností a tak není zvýšená aktivace svalů nutná.

Při srovnání aktivace svalů při chůzi a provádění I. diagonály extenčního vzorce s variantou extenze v lokti je aktivita dvojice svalů m. triceps brachii a m. latissimus dorsi také přítomná. Při srovnání s I. diagonálou flekčního vzorce s variantou flexe v lokti opět aktivita předpokládaných svalů chybí.

6.3 2D kinematická analýza

Zpracování 2D analýzy má pro tuto práci doplňující charakter a slouží spíše pro informativní představu o rozsahu prováděného pohybu. Nebylo provedeno rozsáhlé měření (z každého měření lze hodnotit pouze jediný krok, který je kolmý na optickou osu kamery), aby bylo možné výsledky zpracovat tak, aby vyjadřovaly určitou statistickou významnost. Porovnání mezi jednotlivými úhly a stanovení věcně významného rozdílu bylo zpracováno na základě expertního posouzení třemi odborníky – instruktory NW, zabývajícími se sledováním pohybu a jeho vyhodnocováním s blízkým vztahem k Nordic Walking.

Z celkového pohledu na výstupy získané 2D kinematickou analýzou je při NW patrný větší rozsah pohybu v kloubu loketním ve smyslu flexe-extenze a to průměrně $66,4^\circ$ (SD 25,2) oproti chůzi s $35,4^\circ$ (SD 11°). Nejmenším naměřeným rozsahem pro NW byl úhel $30,4^\circ$ u probanda č. 8, u kterého byl sledován malý úhel náklonu celého těla vpřed. Největší naměřenou hodnotou byl úhel $120,6^\circ$ (proband č. 5), kde byl sledován naopak velký náklon těla vpřed. Při chůzi bylo naměřené maximum rozsahu pohybu v loketním kloubu $57,1^\circ$ opět u probanda č. 5 a minimum $20,7^\circ$ u probanda č. 8.

Při chůzi do kopce je pozorována naopak větší pohyblivost v kloubu ramenním ve smyslu flexe-extenze s průměrnou hodnotou $57,2^\circ$ (SD 12,5) v porovnání s $43,8^\circ$ (SD 11,5) naměřenými při NW. Maximum pro rozsah pohybu při NW v ramenním kloubu bylo 60° (u probanda č. 6) a minimum $25,9^\circ$ (proband č. 1). Rozdíl mezi těmito probandy byl v technickém provedení NW, kdy u probanda č. 6 docházelo k maximálnímu zapažení horní končetiny a vypuštění hole v co největší možné míře za tělem. Při chůzi bylo maximum zjištěno u probanda č. 2 a to $78,6^\circ$ a minimum $37,7^\circ$ u probanda č. 9. Rozdíl mezi oběma probandy byl pouze v jejich individuálním provedení chůze.

Na základě expertního posouzení však byly nalezené rozdíly v rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech shledány jako věcně nevýznamné. Pokud by byly rozdíly větší, mohlo by se dále uvažovat ve smyslu biomechaniky o vlivu postavení kloubu na míru aktivace jednotlivých svalů.

7. Závěry

Cílem disertační práce bylo vypracování kineziologické studie zaměřené na hodnocení koordinace svalové aktivity vybraných svalů v oblasti ramenního pletence a trupu při Nordic Walking a při volné chůzi. Dílčími cíli pak bylo vymezení pohybu paží a trupu při obou sledovaných pohybech a komparace výsledků s poznatky uváděnými v odborné literatuře uznávané odbornou veřejností v oblasti fyzioterapie tvořící aktuální paradigmaty v oboru.

Na základě kineziologické analýzy byl popsán průběh pohybu zjištěný prostřednictvím povrchové EMG. Byly zjištěny svalové souhry při NW a při chůzi u jednotlivých probandů. Data byla intraindividuálně i interindividuálně analyzována. Byl zhodnocen vnější projev pohybu prostřednictvím 2D kinematické analýzy a výsledky interindividuálně vyhodnoceny. Výstupy ze studie byly porovnány s údaji v odborné literatuře.

Studie ukázala na vznik zásadních změn v koordinaci pohybu v oblasti pletence ramenního a trupu při Nordic Walking, tedy při formulaci doplňujícího bodu opory na akru HK při zachování bipedální lokomoce ve vertikále, prostřednictvím využití holí nesených horními končetinami, ve srovnání s volnou chůzí. Svaly při NW vykazují systematictější spolupráci ve smyslu kokontrakce viz. kapitola Diskuze. Z výstupů interindividuální analýzy lze pozorovat celkový pohybový projev jako více komplexní viz. kapitola Diskuze. Při provádění Nordic Walking lze pozorovat fenomén zapojení svalů m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. trapezius a m. serratus anterior při provádění zapíchnutí hole a následné vyvinutí tlaku na tuto hůl ve smyslu vytvoření propulsní síly pro pohyb vpřed prostřednictvím horní končetiny. Tento fenomén lze pozorovat oboustranně v 70% případů (u 7 probandů z 10 měřených).

U volné chůze je pozorována větší individualita pohybového projevu, i když i zde je možné nalézt určité fenomény vyskytující se u většího množství probandů a to koaktivaci svalů m. triceps brachii a m. latissimus dorsi v 70% případů a současné zapojení i m. trapezius v 50% případů bilaterálně.

Na základě výstupů z 2D kinematické analýzy byl při Nordic Walking sledován větší rozsah pohybu v kloubu loketním ve smyslu flexe-extenze v sagitální rovině z důvodů

přenesení hole pro nárok HK a menší rozsah pohybu v kloubu ramenním ve smyslu flexe-extenze v sagitální rovině v porovnání s volnou chůzí. Na základě expertního posouzení i z důvodů nízkého počtu měření však byly výsledky shledány jako věcně nevýznamné.

Výsledky dílčích cílů byly zhodnoceny prostřednictvím hypotéz.

První hypotézu (H1) lze na základě získaných výsledků potvrdit. Při Nordic Walking byla nalezena koaktivace svalů ve dvojicích m. trapezius pars medium s m. serratus anterior a to bilaterálně. Koaktivace svalů m. pectoralis major a m. latissimus dorsi taktéž bilaterálně a koaktivace dvojice svalů m. biceps brachii a m. triceps brachii opět bilaterálně. Vzhledem k individualitě každého člověka byl trend výskytu výše uvedených svalových souher sledován ve velké většině případů v rámci sledované skupiny probandů.

Hypotéza druhá - část a (H2a), sledující timing svalů při Nordic Walking, volné chůzi a reflexním plazení byla potvrzena. Timing svalů na HK vykonávající odraz ze zapíchnuté hole při NW je dle získaných dat bližší aktivaci svalů na čelistní HK při reflexním plazení než aktivaci svalů HK vykonávající extenzi v ramenním kloubu při volné chůzi.

Hypotéza druhá - část b (H2b), sledující společnou aktivaci svalů m. latissimus dorsi a dlouhých hlav svalů m. biceps brachii a m. triceps brachii byla potvrzena. Tato společná aktivace se při volné chůzi nevyskytuje.

Hypotéza třetí - část a (H3a) nebyla potvrzena. Při NW, ve fázi pohybu, kdy nese HK hůl před tělo nedochází k aktivaci svalů m. pectoralis major, m. biceps brachii caput longum a m. serratus anterior tak, jak je to popisováno při provádění I. diagonály flekčního vzorce s variantou flexe v lokti u PNF.

Hypotéza třetí - část b (H3b) byla na základě výsledků potvrzena. Při Nordic Walking, ve fázi pohybu, kdy se horní končetina opře o hůl a provádí extenzi v kloubu ramenním i loketním, byla nalezena aktivace svalů m. triceps brachii caput longum a m. latissimus dorsi stejně tak, jak je to popisováno při vykonávání I. diagonály extenčního vzorce s variantou extenze v lokti horní končetiny u PNF a to u většiny případů v rámci sledované skupiny. I zde bylo přihlédnuto k individualitě každého jedince a hypotéza byla potvrzena na základě trendu výskytu zmiňované svalové souhry.

Zjištěné výsledky byly vyhodnoceny na základě zkoumání skupiny 10 instruktorů Nordic Walking s ustáleným pohybovým stereotypem při provádění této činnosti. Vzhledem k profesionálnímu provádění pohybu si dovoluji vyjádřit závěry pro teorii i pro praxi. Závěry však nelze zobecnit na celou populaci. Je možné je formulovat rezervovaně s ohledem na počet probandů výzkumného souboru. Pro vyšší míru zobecnění je nutné provést šetření na skupině čítající větší množství jedinců.

Závěry pro teorii

Na základě výstupů studie bylo možné popsat kineziologické souvislosti v zapojení svalů probíhající v oblasti pletence ramenního a trupu při Nordic Walking a při chůzi. Zpracovaná studie poskytuje přehled poznatků z hlediska fylogenetického i ontogenetického, na základě kterých je popisovaná aktivita Nordic Walking shledána jako blízká přirozenému pohybovému projevu člověka. Svalové souhry, které se vyskytují při vykonávání aktivity NW (viz. kap. Diskuze), jsou popisovány i v teoretických podkladech v léčebných metodách využívajících se ve fyzioterapii. Při NW je v porovnání s chůzí prokázána změna svalové souhry při vzniku opory na akru HK.

Závěry pro praxi

Výsledky studie je možné prakticky využít v rámci fyzioterapie, kde je možné Nordic Walking doporučit jako variantu vhodné fyzické aktivity pro udržení či zlepšení fyzické kondice, která, pokud je prováděna správnou technikou, nezatěžuje kloubně svalový aparát v oblasti ramenního pletence a trupu. NW je možné využít i jako doplňkový tréninkový prvek v přípravě sportovců, prevenci vertebrogenních obtíží i jako prostředek pro prevenci přetížení svalových partií v oblasti ramenního pletence, svalových dysbalancí a úpravu koordinace pohybu.

Doporučení pro další měření

Doplnění práce o výzkum svalových souher probíhajících na dolní polovině těla by vedlo k vytvoření kompletní koordinační mapy aktivit svalů dostupných pro měření prostřednictvím SEMG při NW. Byl by tak vytvořen celostní přehled o svalových souhrách celého těla při provádění NW.

8. Referenční seznam

1. ADLER, S. S., BECKERS, D., BUCK, M. *PNF in Practice*. Berlin: Springer, 1993, ISBN 3-540-52649-8
2. BAATILE, J., LANGBEIN, W. E., WEAVER, F., MALONEY, C., JOST, M. B. Effect of exercise on perceived quality of life of individuals with Parkinson's disease. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2000, vol. 37, no. 5, s. 529-534.
3. BAČÁKOVÁ, R., DUFKOVÁ, A. Aktivace musculus latissimus dorsi při práci horní končetiny. *Mezinárodní studentská vědecká konference 2008*. Praha: Sborník přednášek, Praha 2008.
4. BASTLOVÁ, P. et al. Svalové synergie horní končetiny: PolyEMG studie pro klinickou praxi. *Reh. Fyz. Lék.*, 2011, č. 1, s. 3-8
5. BENEŠOVÁ, M., HOLUBÁŘOVÁ, J., PÁNEK, D., PAVLŮ, D. Využití proprioceptivní neuromuskulární facilitace u pacientů s Desaultovou fixací ramenního kloubu. *Rel. Fyz. Lék.* 2011, č. 1, s. 14-19.
6. BRAMBLE, D., LIEBERMAN, D. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432, s. 345 – 352, 2004.
7. CALLIER, V. et al Contrasting Developmental Trajectories in the Earliest Known Tetrapod Forelimbs *Science* 17 April 2009: Vol. 324 no. 5925 pp. 364-367
8. CIVÍNOVÁ, J. *Vertikalizace u člověka*. Brno, 2007. Bakalářská práce na MU PF. Vedoucí práce: Miroslav Králík.
9. COLLINS et al. Pole Striding exercise and vitamin E for management of peripheral vascular disease. *Med Sci Sports Exerc* 3; 384-393, 2003
10. COLLINS et al. Cardiovascular training effect associated with poles triding exercise in patients with peripheral arterial disease *Journal of Cardiovascular Nursing*. 20(3) 177-185, 2005

11. ČÁPOVÁ, J. *Aferentace-posturalita-posturální terapie*. Jimramov: Rehabilitační centrum, 2000.
12. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2006.
13. DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
14. DE LUCA, C., J. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The international Society for Biomechanics. [on-line]. © 2003 [cit. 10.11.2007]. Dostupné na www: <http://www.delsys.com/>
15. EIJKEREN, F. J. M., REIJMERS, R. S. J., KLEINVELD, M. J., MINTEN, A., BRUGGEN, J. P., BLOEM, B. R. Nordic walking improves Mobility in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*. 2008, vol. 23, no. 15, s. 2239-2243
16. FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8, str. 556.
17. FRIGO, C. CRENNNA, P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clinical Biomechanics*, vol.24, no. 3, pp. 236-245, 2009.
18. GAZENDAM, M. G. J., HOF, A. L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait and Posture*, vol. 25, no. 4, pp. 604-614, 2007.
19. GROSS, M. J., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8, str. 556.
20. HENDL, J. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál, 2009. ISBN 978-80-7367-482-3.
21. HODGES, P. W., BUI, B. H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Electromyography and Motor Control*, vol. 101, no. 6, pp. 511-519, 2006.
22. HOJKA, V., VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B. Metodika zpracování a vyhodnocení EMG cyklického pohybu. *Česká kinantropologie*, 2010, roč. 14, č. 1, s.19-28.

23. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromusculární facilitace*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.
24. HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, 21, p. 1-12.
25. CHURCH, T., S., EARNEST, C., P., MORSS, G., M. Field Testing of Physiological Responses Associated With Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. Washington: Sep 2002. Vol. 73, Iss. 3; p. 296.
26. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
27. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.
28. JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Státní zdravotnické nakladatelství, n. p., 1966
29. JANURA, M. et al. Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 1, 2004, s.33-39.
30. JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. ISBN 80-244-0930-5
31. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství Praha, 1986.
32. JOHNSON, T.D. A Bayesian change-point analysis of electromyographic data: detecting muscle activation patterns and associated applications. *Biostatistics*, vol. 4, no. 1, pp. 143-164, 2003.
33. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1994. ISBN 80-7013-181-0.
34. KARDONG, K. V. *Vertebrates: Comparative anatomy, function, evolution*. McGraw-Hill Comp. Inc., 2002.

35. KAREN, L. et al. The evolution of human running: Effects of changes in lower-limb length on locomotor economy. *Journal of Human Evolution*. Volume 53, Issue 2, August 2007, Pages 191–196.
36. KARLSSON, E. *Sauvakävelyn historia*. [on-line]. © 2007 [cit. 03.11.2007]. Dostupné na www.: http://www.suomenlatu.fi/pdf/lajit_sauvakavely/historiikki
37. KARLSSON, E. *Tekniikka kuntoon*. [on-line]. © 2007 [cit. 08.11.2007]. Dostupné na www.: <http://www.suomenlatu.fi/hilavitkutin/hilavitkutin.cgi?S031903>
38. KASMAN, G. *Using surface elctromyography*. [on-line]. © 2008 [cit. 29.11.2007]. Dostupné na www.: <http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp>
39. KELLER, O. *Obečná elektromyografie*. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
40. KIRTLEY, C. *Clinical gait analysis. Theory and practice*. Churchill Livingstone. 2006, ISBN 0-4431-0009-8.
41. KOCUR, P. et al. Effect of Nordic Walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome – a controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 2009; 23: 995-1004
42. KOLÁŘ, P.: *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Galén 2009, ISBN 978-80-7262-657-1, str. 265, 266.
43. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Reh. Fyz. Lék.* 2006, č. 4, s. 155-170.
44. KOLÁŘ, P.: Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 1996; 1: 4-8.
45. KOLÁŘ, P.: Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Reh. Fyz. Lék.*, 1998, č. 4, s. 142-147.
46. KONRAD, P. *The ABC of EMG – A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale: Noraxon, 2005.
47. KÖPPL, C. Evolution of sound localisation in land vertebrates. *Curr Biol*. 2009 Aug 11;19(15): R635-9.

48. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-282-3.
49. KRAČMAR, B., Vystrčilová, M., Psotová, D. Sledování aktivity vybraných svalů u Nordic Walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Reh. Fyz. Lék.* 2007, č. 3, s. 101-106.
50. KRAČMAR, B., TLAŠKOVÁ, P., MRŮZKOVÁ, M. Geneticky determinovaný pohybový program při zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking, *Rehabilitácia*, Vol. 45, No. 2, 2008, 67-73.
51. KRAČMAR, B., TLAŠKOVÁ, P., VYSTRČILOVÁ, M. Elected Coordination Indicators of the Inclusion of Shoulder Girdle Muscles during Nordic Walking. *Acta Universitatis Carolinae – Kinantropologica*. Vol. 45, 1 – 2009.
52. KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, ISBN 978-80-244-2762-1.
53. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Reh. Fyz. Lék.*, 2004, č. 2, s. 88-94.
54. KUČERA, M., DYLEVSKÝ, I. et al. *Pohybový systém a zátěž*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 1997.
55. KUČERA, M., KOLÁŘ, P., DYLEVSKÝ, I. et al. *Dítě, sport a zdraví*. Praha, Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-712-7.
56. KUKKONEN-HARJULA, K. et al. Self-guided brisk walking training with or without poles: a randomized-controlled trial in middle-aged women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Aug 2007, Vol. 17, Issue 4, p316-323, 8p.
57. LEBEDEV, O. A.: Fins made for walking. *Nature*, 390, 1997, s. 21-22.
58. LEE, J. H. et al. Detection of onset and offset time of muscle activity in surface EMGs using the Kalman smoother. *IFMBE Proceedings*, vol. 14/2, pp.1103-1106, 2007.
59. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, 2003. ISBN 80-86645-04-5

60. MERLETTI, R., PARKER, P. *Electromyography*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2004.
61. MOMMERTO VÁ-JAUCHOVÁ, P. *Nordic Walking pro zdraví*. Praha: Plot, 2009. ISBN 978-80-86523-98-9.
62. MORSØ, L. et al. Nordic Walking and chronic low back pain: design of a randomized clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2006, October 2, p77. [on-line] © 2006 [cit. 22.01.2008]. Dostupné na www.:
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1610114>
63. MUNZAROVÁ, A. *Flexní rýhy člověka a antropoidních primátů*. Brno, 2002. Diplomová práce na MU PF. Vedoucí práce: Vladimír Novotný.
64. MURRAY, M. et al. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *Journal of Orthopaedic research*, 1984, 2, p. 272-280.
65. NISCHWITZ, M., MEIER, G.R., DIETERLE, C. et al. *Nordic Walking bei Patienten mit Diabetes mellitus Typ 2*. Diabetologie und Stoffwechsel 2006;1.
66. NORDIC WALKING.INWA. *Walking technique* [on-line]. © 2002-2003 [cit. 12.02.2008]. Dostupné www:<<http://inwa.nordicwalking.com/>>
67. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČERMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 16, 4, s. 177-180.
68. PAVLŮ, D. : *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN 80-7204312-9, str 71.
69. PORCARI, J. et al. The physiological responses to walking with and without powerpoles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. Washington : Jun 1997. Vol. 68, Iss. 2; p. 161
70. PUPIŠ, M. et al. *World race walking research*. Banská Bystrica: Univerzita Mateja Bela, FHV, 2011, ISBN 978-80-557-0159-2.
71. RODOVÁ, D., MAYER M., JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Reh. Fyz. Lék*. 2001, č. 4, s. 173-177.

72. SEDLISKÁ, V. Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2007
73. SCHIFFER, T., KNICKER, A., DANOHL, R., STRUDER, K. H. Energy Cost and Pole Forces during Nordic Walking under different Surface Conditions. *Medicine and science in sports and exercise*. 2009, vol. 41, no. 3, s. 663-668.
74. SCHÖTTLER, M. KUHN, W., FREY, A. Nordic Walking – eine moderne alltagsraugliche form der prävention? *Phys. Rehab. Kur. Med.* 2005;15
75. SODERBERG, G., L., KNUTSON, L., M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*, 2000, 80, p. 485-498.
76. SOUMAR, L., BOLEK, E. *Běh na lyžích*. Praha: Grada Publishing, spol. s r.o., 2001, ISBN 80-247-0015-8.
77. SPROD, L.K et al. The effects of walking poles on shoulder function in breast cancer survivors. *Integrative Cancer Therapies* 4(4); 287-293,2005
78. SRBKOVÁ, K. *Kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při běhu na lyžích klasickou a volnou technikou*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2006.
79. STAUDE, G. et al. Onset Detection in Surface Electromyographic Signals: A Systematic Comparison of Methods. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, vol. 2, pp. 67-81, 2001.
80. STEGEMAN, D.,F., HERMENS, H., J. *Standards for surface electromyography: the European project “Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)”* [on-line]. © 1997 [cit. 4.2.2011]. Dostupné na www.med.inu-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf
81. STEJSKAL, P., VYSTRČIL, M. Severská chůze a její využití v tělovýchovném lékařství. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 2005; 14 (4), s 158-165.
82. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Reh. Fyz. Léč.* 2006, č. 3, s 112-124.

83. ŠPULÁK, D., MIKULÍKOVÁ, P.: Segmentation of Electromyographic Signal During Periodic Movement. *16th International Student Conference on Electrical Engineering POSTER 2012*. Praha, 2012.
84. TLAŠKOVÁ, P. *Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking*. Praha, 2008. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí práce: Bronislav Kračmar.
85. TRAVELL, J., G., SIMONS, S., D., G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 1. Baltimore: Williams and Wilkins, 1999.
86. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
87. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-2470-031-X.
88. VANČATA, V. *Primatologie a evoluční antropologie. Díl 1. Primáti a jejich adaptace*. Praha: Karolinum, 2001.
89. VAUGHAN, C.L., DAVIS, B.L., O'CONNOR, J. C. *Dynamics of Human Gait*. Champaign, IL: Human Kinetics 1992.
90. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006.
91. VÉLE, F. *Kinesiologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
92. VÉLE, F. *Kinesiologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
93. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada, 1995. s. 25, 39, 95. ISBN 80-7169-044-X.
94. VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada, 1993. ISBN 80-85424-98-3.
95. VYSTRČIL, M. *Severská chůze*. Diplomová práce. Olomouc: Univerzita Palackého, FTK, 2004. s. 44.
96. WALTER et al. Acute responses to using walking poles in patients with coronary artery disease. *J Cardiopulm Rehabil* Jul-Aug; 16 (4), 245-50, 1996.

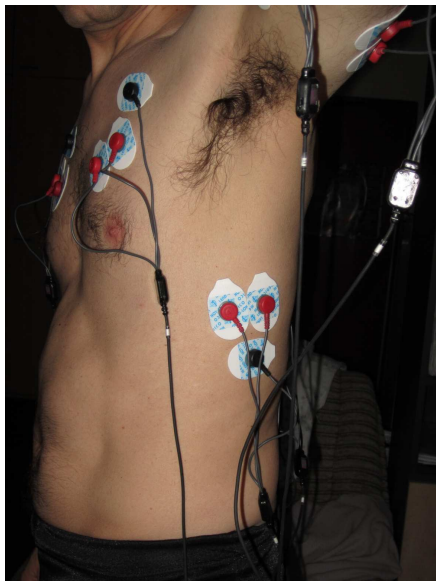
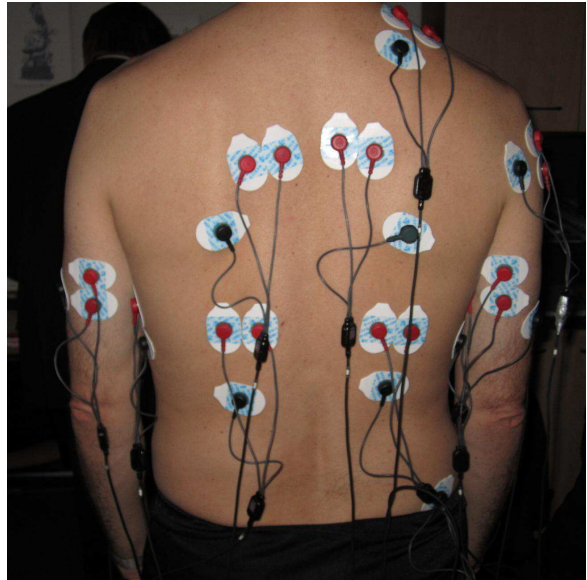
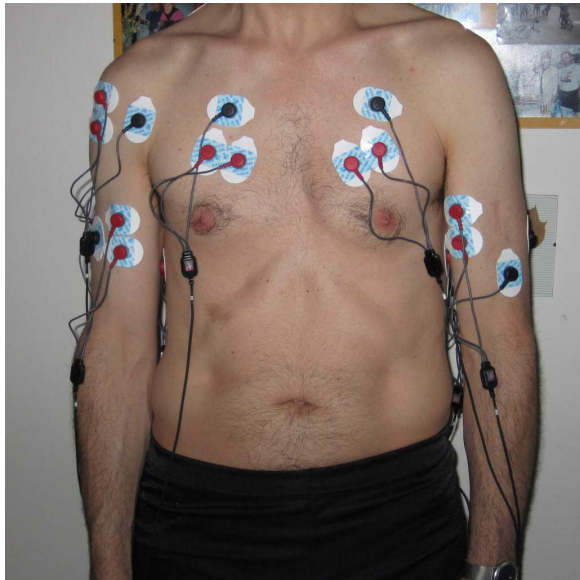
internetové zdroje:

97. RUNBLOGGER: Gorilla Walking, Disney's Animal Kingdom. [on-line cit. 20.8.2010]. Dostupné na: <http://www.youtube.com/watch?v=2Npc5QIS6Iw>
98. MR MIROSLAV MIRA: Nordic Walking, Severská chůze – představení & správná technika. [on-line cit. 20.8.2010]. Dostupné na: <http://www.youtube.com/watch?v=BI9ZLQIBh6Y>
99. <http://www.rl-corporis.cz/>
100. <http://www.seniam.org/>

9. Přílohy

Příloha č. 1

Ukázka lokalizace elektrod u probanda č 6.



Příloha č. 2

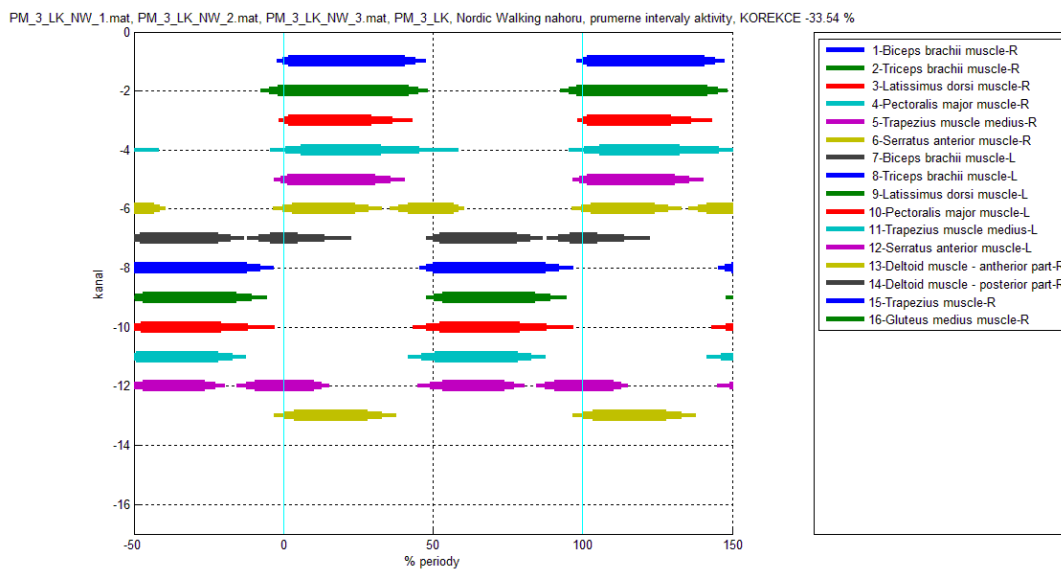
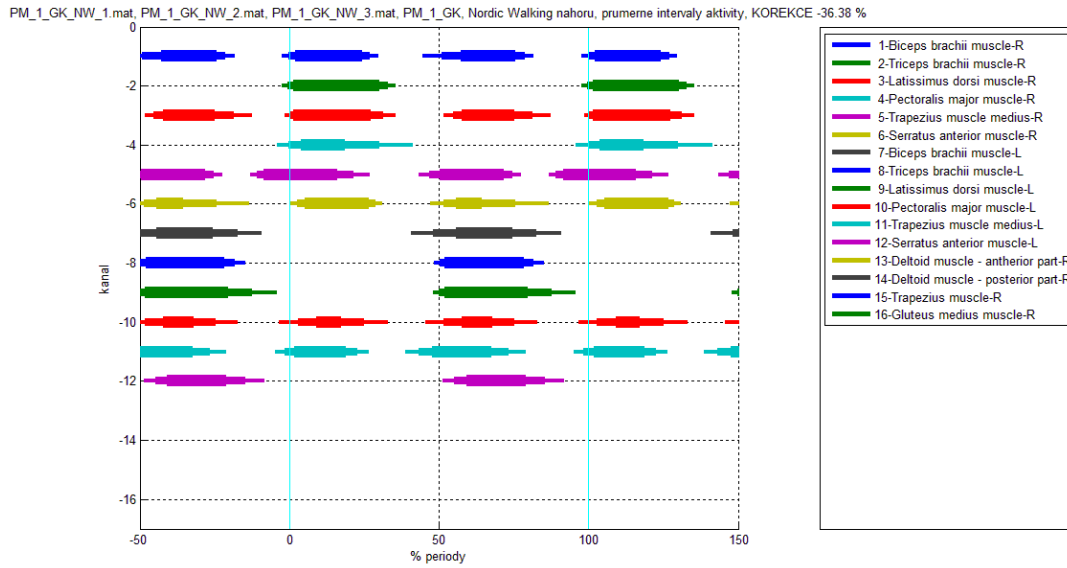
Počet zpracovaných period, průměrná délka periody a směrodatná odchylka

NW do kopce										
proband	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
Počet zpracovaných period	39	46	33	36	37	42	49	43	43	47
Průměrná délka periody / s	1,02	1,10	0,98	0,99	1,08	1,07	0,99	1,11	0,98	1,06
Std./s	0,04	0,04	0,02	0,05	0,04	0,03	0,02	0,05	0,01	0,03

chůze do kopce										
proband	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
Počet zpracovaných period	24	49	36	20	43	48	50	27	35	39
Průměrná délka periody / s	1,00	1,03	1,00	1,01	1,09	1,04	0,98	1,11	0,97	1,06
Std./s	0,02	0,04	0,04	0,04	0,03	0,03	0,02	0,04	0,06	0,02

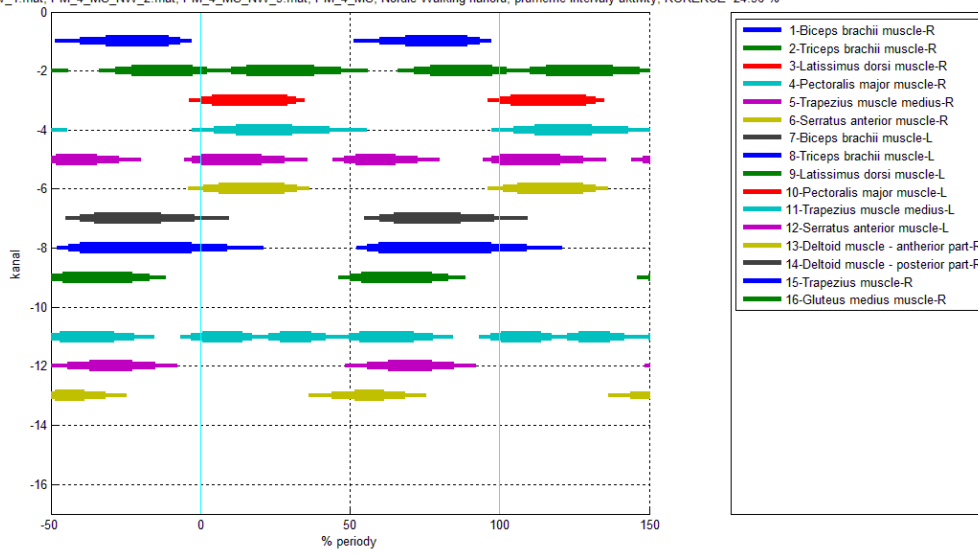
Příloha č. 3

Průměrné intervaly aktivity svalů při Nordic Walking (u probandů č. 1, 3-10 řazeno sestupně) a následně u volné chůze (u probandů č. 1, 3-10 řazeno sestupně) do kopce. Probandi jsou označeni PM_1 - PM_10.

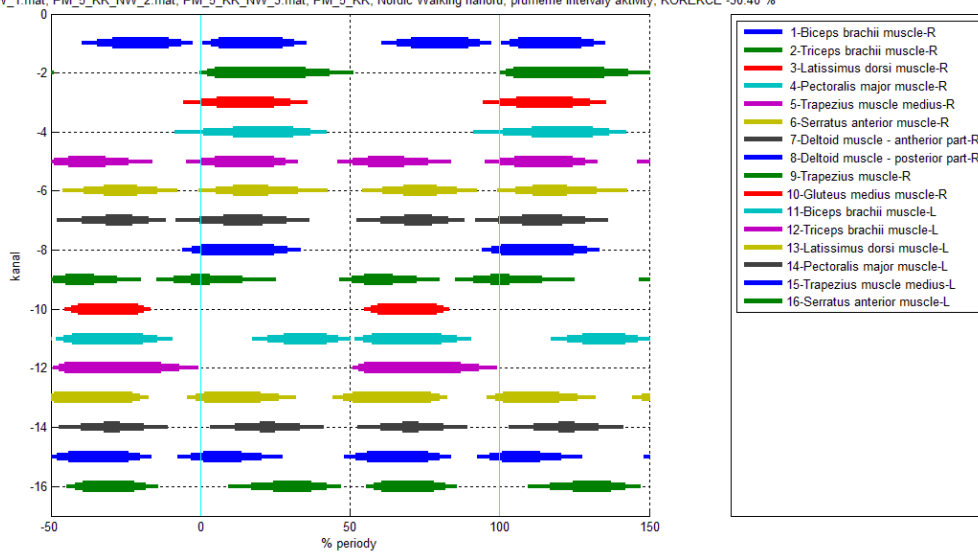


Příloha č. 3 - pokračování

PM_4_MS_NW_1.mat, PM_4_MS_NW_2.mat, PM_4_MS_NW_3.mat, PM_4_MS, Nordic Walking nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -24.56 %

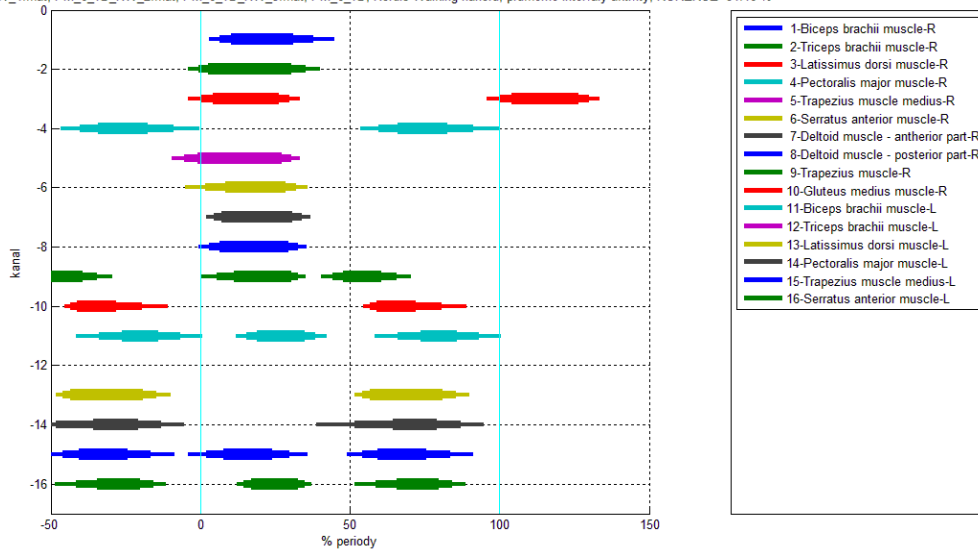


PM_5_KK_NW_1.mat, PM_5_KK_NW_2.mat, PM_5_KK_NW_3.mat, PM_5_KK, Nordic Walking nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -30.40 %

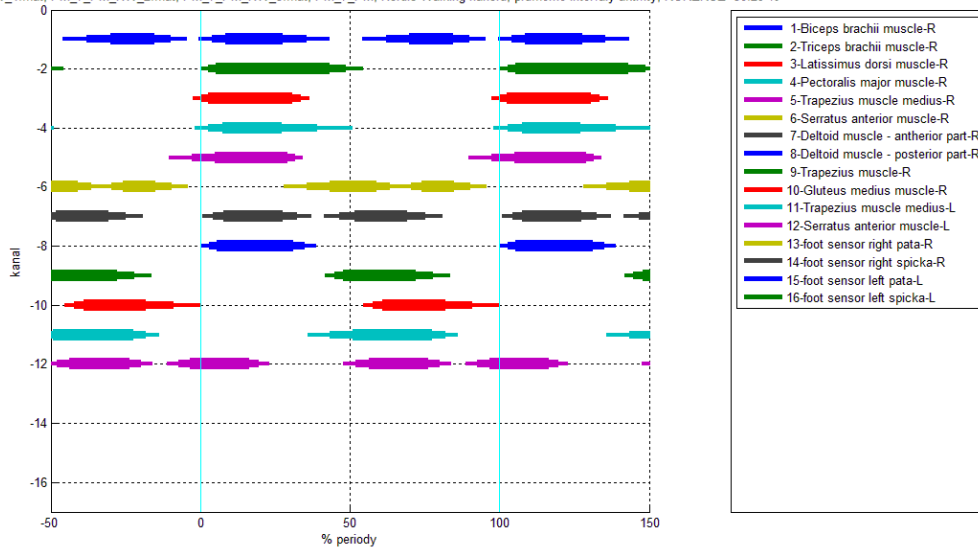


Příloha č. 3 - pokračování

PM_6_TD_NW_1.mat, PM_6_TD_NW_2.mat, PM_6_TD_NW_3.mat, PM_6_TD, Nordic Walking nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -84.16 %

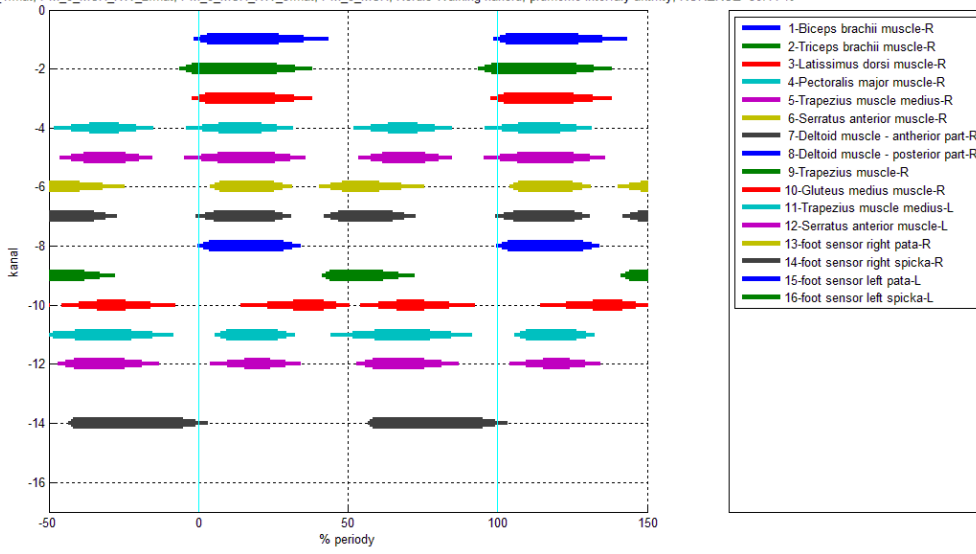


PM_7_PM_NW_1.mat, PM_7_PM_NW_2.mat, PM_7_PM_NW_3.mat, PM_7_PM, Nordic Walking nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -30.29 %

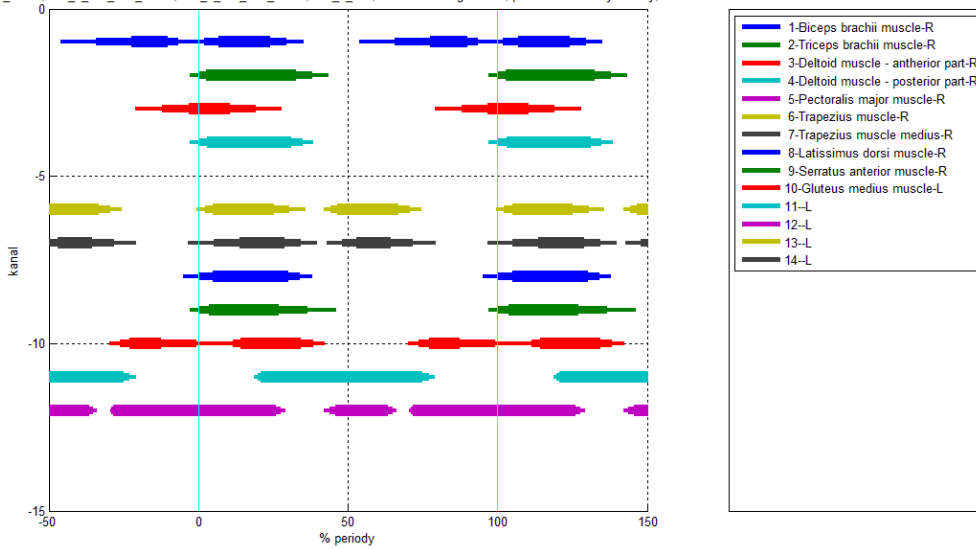


Příloha č. 3 – pokračování

PM_8_MCH_NW_1.mat, PM_8_MCH_NW_2.mat, PM_8_MCH_NW_3.mat, PM_8_MCH, Nordic Walking nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -30.14 %

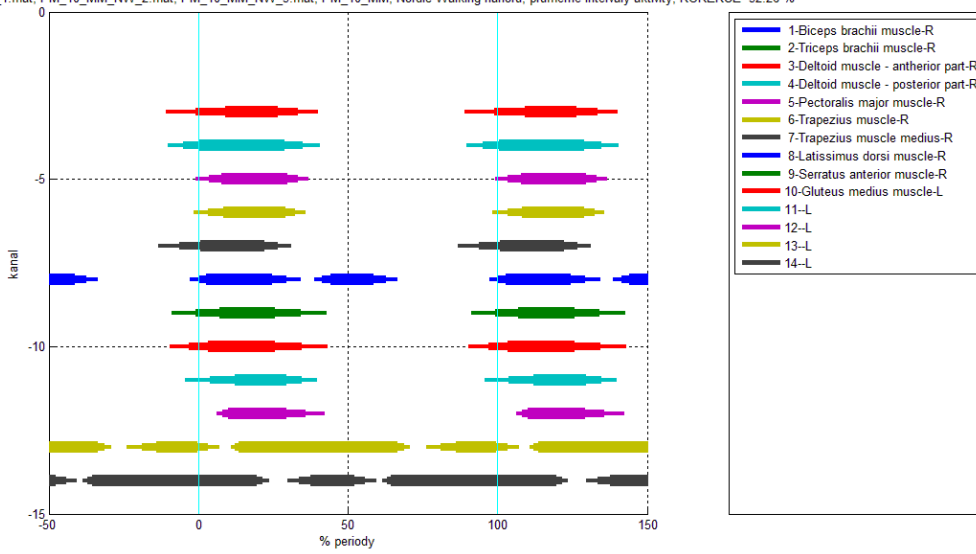


PM_9_MK_NW_1.mat, PM_9_MK_NW_2.mat, PM_9_MK_NW_3.mat, PM_9_MK, Nordic Walking nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -23.77 %

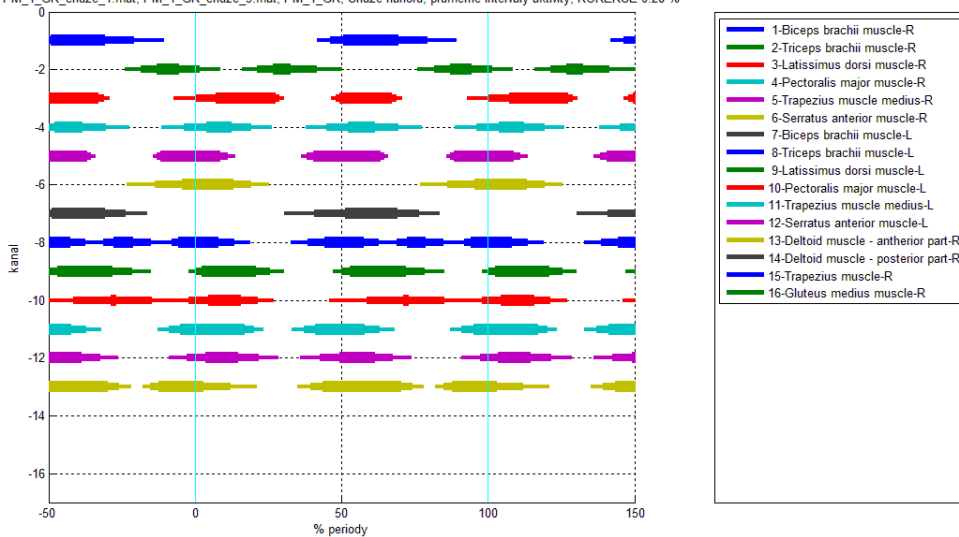


Příloha č. 3 – pokračování

PM_10_MM_NW_1.mat, PM_10_MM_NW_2.mat, PM_10_MM_NW_3.mat, PM_10_MM, Nordic Walking nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -32.26 %

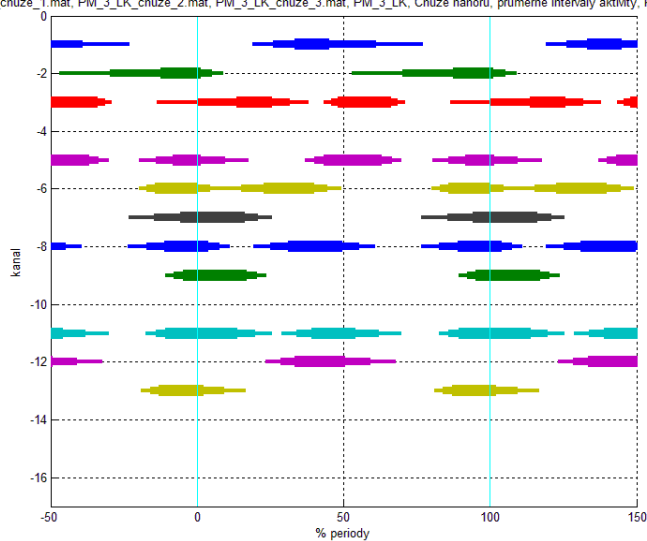


PM_1_GK_chuze_1.mat, PM_1_GK_chuze_3.mat, PM_1_GK, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE 0.28 %



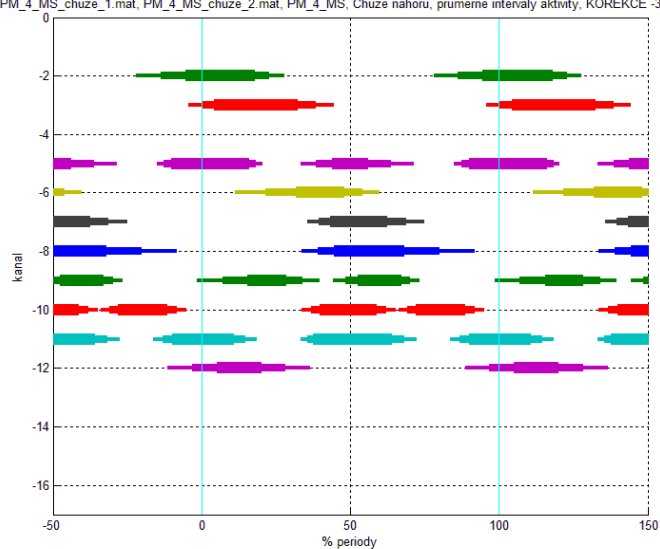
Příloha č. 3 – pokračování

PM_3_LK_chuze_1.mat, PM_3_LK_chuze_2.mat, PM_3_LK_chuze_3.mat, PM_3_LK, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE 9.56 %



- 1-Biceps brachii muscle-R
- 2-Triceps brachii muscle-R
- 3-Latissimus dorsi muscle-R
- 4-Pectoralis major muscle-R
- 5-Trapezius muscle medius-R
- 6-Serratus anterior muscle-R
- 7-Biceps brachii muscle-L
- 8-Triceps brachii muscle-L
- 9-Latissimus dorsi muscle-L
- 10-Pectoralis major muscle-L
- 11-Trapezius muscle medius-L
- 12-Serratus anterior muscle-L
- 13-Deltoid muscle - antherior part-R
- 14-Deltoid muscle - posterior part-R
- 15-Trapezius muscle-R
- 16-Gluteus medius muscle-R

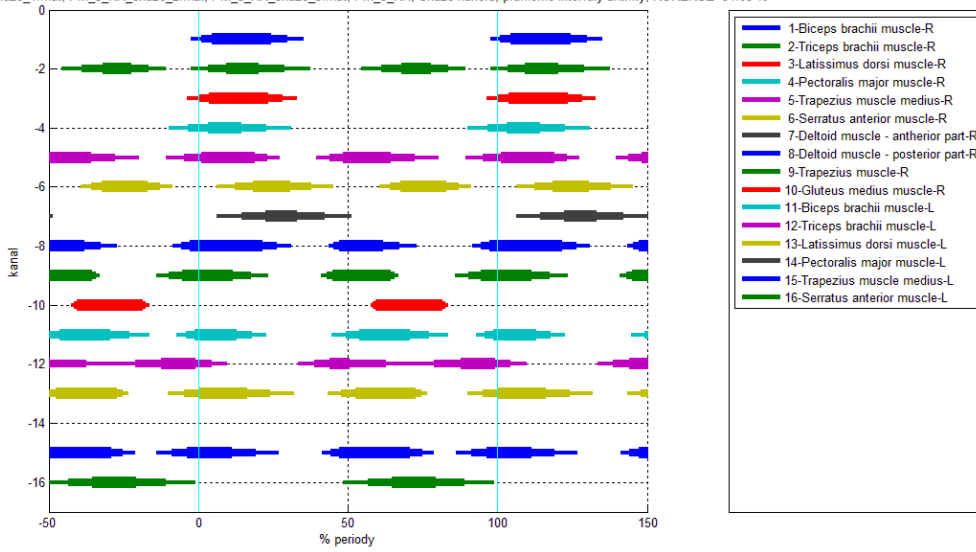
PM_4_MS_chuze_1.mat, PM_4_MS_chuze_2.mat, PM_4_MS, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -35.89 %



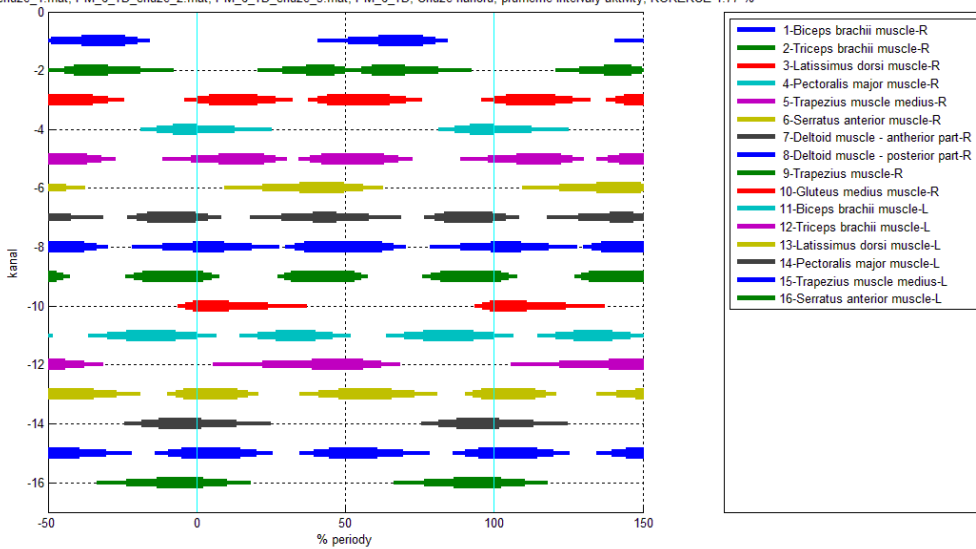
- 1-Biceps brachii muscle-R
- 2-Triceps brachii muscle-R
- 3-Latissimus dorsi muscle-R
- 4-Pectoralis major muscle-R
- 5-Trapezius muscle medius-R
- 6-Serratus anterior muscle-R
- 7-Biceps brachii muscle-L
- 8-Triceps brachii muscle-L
- 9-Latissimus dorsi muscle-L
- 10-Pectoralis major muscle-L
- 11-Trapezius muscle medius-L
- 12-Serratus anterior muscle-L
- 13-Deltoid muscle - antherior part-R
- 14-Deltoid muscle - posterior part-R
- 15-Trapezius muscle-R
- 16-Gluteus medius muscle-R

Příloha č. 3 – pokračování

PM_5_KK_chuze_1.mat, PM_5_KK_chuze_2.mat, PM_5_KK_chuze_3.mat, PM_5_KK, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -31.03 %

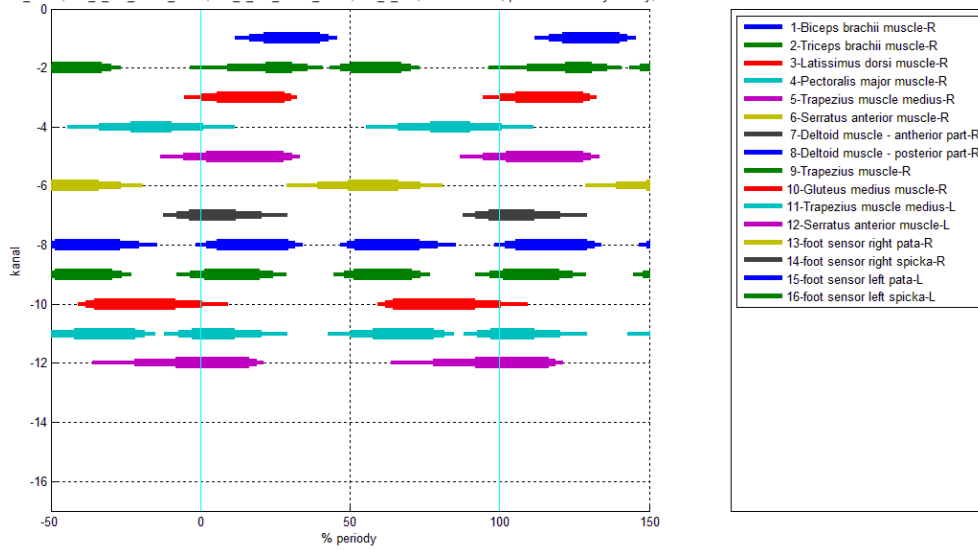


PM_6_TD_chuze_1.mat, PM_6_TD_chuze_2.mat, PM_6_TD_chuze_3.mat, PM_6_TD, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE 1.77 %

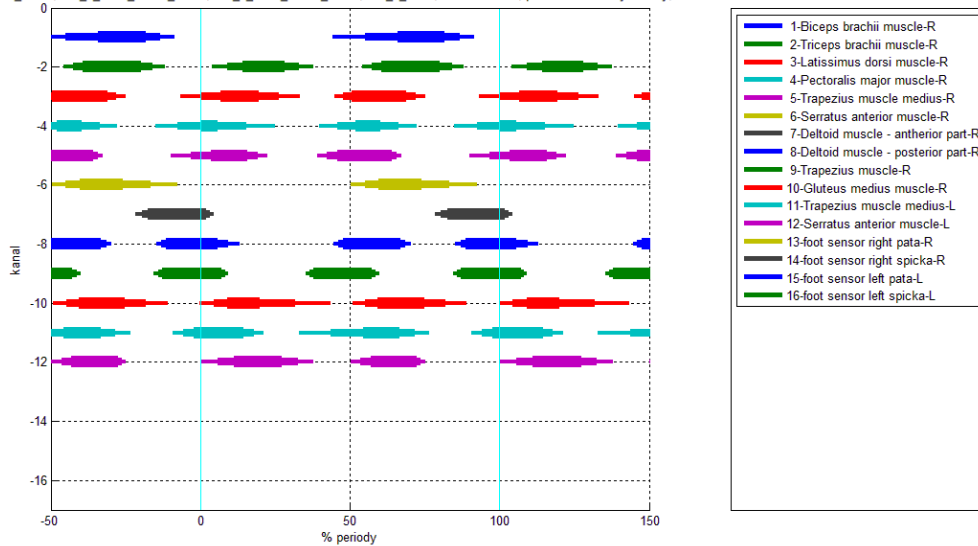


Příloha č. 3 – pokračování

PM_7_PM_chuze_1.mat, PM_7_PM_chuze_2.mat, PM_7_PM_chuze_3.mat, PM_7_PM, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -28.20 %

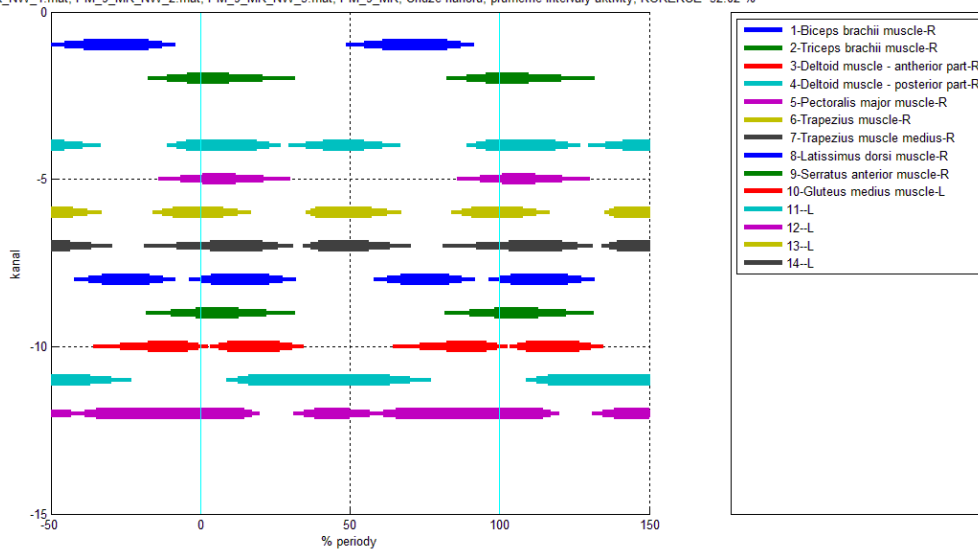


PM_8_MCH_chuze_1.mat, PM_8_MCH_chuze_2.mat, PM_8_MCH_chuze_3.mat, PM_8_MCH, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -36.41 %

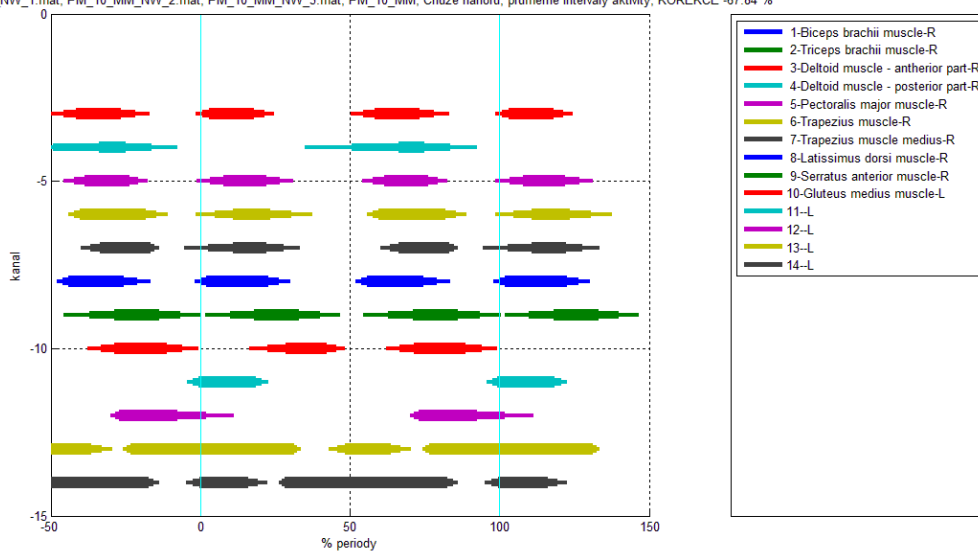


Příloha č. 3 – pokračování

PM_9_MK_NW_1.mat, PM_9_MK_NW_2.mat, PM_9_MK_NW_3.mat, PM_9_MK, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -32.02 %



PM_10_MM_NW_1.mat, PM_10_MM_NW_2.mat, PM_10_MM_NW_3.mat, PM_10_MM, Chuze nahoru, prumerne intervaly aktivity, KOREKCE -67.84 %



Příloha č. 4

Korelace obálek téhož svalu v po sobě jdoucích periodách (Pozn.: N – nezměřeno)

Prům. korelace obálek v po sobě jdoucích periodách										
	NW	chůze	NW	chůze	NW	chůze	NW	chůze	NW	chůze
Proband	1.		2.		3.		4.		5.	
1-Biceps brachii muscle-R	0,96	0,97	0,85	0,88	0,97	0,91	0,93	0,98	0,94	0,94
2-Triceps brachii muscle-R	0,97	0,90	0,95	0,88	0,97	0,91	0,91	0,96	0,97	0,86
3-Latissimus dorsi muscle-R	0,96	0,97	0,92	0,94	0,97	0,95	0,97	0,97	0,95	0,93
4-Pectoralis major muscle-R	0,89	0,63	0,93	0,90	0,89	0,73	0,95	0,80	0,83	0,80
5-Trapezius muscle medius-R	0,95	0,97	0,89	0,88	0,94	0,86	0,93	0,96	0,92	0,93
6-Serratus anterior muscle-R	0,93	0,91	0,91	0,90	0,94	0,87	0,96	0,90	0,93	0,91
7-Biceps brachii muscle-L	0,87	0,90	0,90	0,89	0,94	0,95	0,94	0,96	0,94	0,93
8-Triceps brachii muscle-L	0,95	0,89	0,95	0,90	0,98	0,91	0,94	0,96	0,95	0,81
9-Latissimus dorsi muscle-L	0,94	0,93	0,94	0,92	0,96	0,93	0,94	0,90	0,95	0,94
10-Pectoralis major muscle-L	0,82	0,57	0,85	0,85	0,86	0,59	0,51	0,83	0,60	0,66
11-Trapezius muscle medius-L	0,95	0,91	0,84	0,89	0,92	0,92	0,91	0,95	0,95	0,95
12-Serratus anterior muscle-L	0,89	0,88	0,91	0,85	0,94	0,69	0,51	0,46	0,94	0,87

Prům. korelace obálek v po sobě jdoucích periodách										
	NW	chůze	NW	chůze	NW	chůze	NW	chůze	NW	chůze
Proband	6.		7.		8.		9.		10.	
1-Biceps brachii muscle-R	0,91	0,91	0,94	0,87	0,93	0,88	0,93	0,87	N	N
2-Triceps brachii muscle-R	0,94	0,90	0,68	0,82	0,79	0,77	0,94	0,91	N	N
3-Latissimus dorsi muscle-R	0,92	0,90	0,97	0,95	0,95	0,92	0,96	0,92	0,95	0,96
4-Pectoralis major muscle-R	0,89	0,89	0,87	0,52	0,91	0,74	0,90	0,77	0,96	0,93
5-Trapezius muscle medius-R	0,95	0,93	0,94	0,91	0,90	0,89	0,96	0,94	0,93	0,93
6-Serratus anterior muscle-R	0,92	0,89	0,94	0,87	0,93	0,88	0,94	0,91	0,94	0,92
7-Biceps brachii muscle-L	0,86	0,90	0,92	0,83	0,92	0,87	N	N	N	N
8-Triceps brachii muscle-L	0,86	0,87	0,97	0,85	0,96	0,89	N	N	N	N
9-Latissimus dorsi muscle-L	0,94	0,92	0,95	0,94	0,95	0,91	N	N	N	N
10-Pectoralis major muscle-L	0,91	0,90	0,84	0,43	0,84	0,62	N	N	N	N
11-Trapezius muscle medius-L	0,93	0,92	0,94	0,92	0,92	0,91	N	N	N	N
12-Serratus anterior muscle-L	0,89	0,89	0,93	0,93	0,90	0,83	N	N	N	N

Příloha č. 5

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 1

1. GK NW nahoru Korelace obalek celeho zprac, useku mezi svaly navzajem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,87	0,92	0,86	0,83	0,89	0,64	0,51	0,71	0,78	0,89	0,53
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,90	0,69	0,64	0,81	0,41	0,18	0,42	0,56	0,69	0,31
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,81	0,74	0,88	0,58	0,41	0,65	0,70	0,80	0,52
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,78	0,80	0,67	0,49	0,70	0,94	0,89	0,53
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,71	0,69	0,64	0,73	0,77	0,91	0,50
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,57	0,44	0,66	0,71	0,79	0,48
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,60	0,67	0,65	0,72	0,56
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,88	0,60	0,63	0,60
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,75	0,77	0,65
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,87	0,56
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,54
12-Serratus anterior muscle-L												1

1. GK chuze nahoru Korelace obalek celeho zprac, useku mezi svaly navzajem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,48	0,87	0,77	0,79	0,86	0,49	0,61	0,76	0,62	0,79	0,74
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,39	0,34	0,35	0,42	0,18	0,18	0,25	0,23	0,31	0,25
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,80	0,76	0,87	0,45	0,58	0,86	0,58	0,79	0,72
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,69	0,75	0,42	0,46	0,74	0,67	0,78	0,65
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,76	0,34	0,69	0,58	0,45	0,89	0,75
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,35	0,62	0,81	0,53	0,80	0,70
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,14	0,36	0,40	0,32	0,20
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,46	0,36	0,68	0,74
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,57	0,72	0,65
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,53	0,51
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,78
12-Serratus anterior muscle-L												1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 3

3. LK NW nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,93	0,89	0,87	0,87	0,83	0,62	0,33	0,44	0,58	0,52	0,55
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,82	0,80	0,81	0,74	0,46	0,09	0,22	0,40	0,30	0,45
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,82	0,92	0,81	0,60	0,28	0,40	0,56	0,50	0,56
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,74	0,84	0,69	0,44	0,51	0,78	0,58	0,73
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,69	0,56	0,26	0,39	0,48	0,48	0,48
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,57	0,34	0,39	0,59	0,51	0,56
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,81	0,84	0,84	0,81	0,85
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,94	0,81	0,86	0,60
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,81	0,84	0,63
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,79	0,81
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,66
12-Serratus anterior muscle-L												1

3. LK chuze nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,78	0,76	0,73	0,61	0,74	0,80	0,77	0,62	0,68	0,71	0,73
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,79	0,72	0,69	0,77	0,80	0,75	0,62	0,67	0,74	0,65
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,80	0,78	0,72	0,85	0,68	0,76	0,74	0,76	0,68
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,61	0,69	0,82	0,72	0,70	0,98	0,68	0,88
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,57	0,73	0,59	0,60	0,55	0,73	0,54
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,74	0,81	0,54	0,65	0,67	0,65
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,82	0,85	0,75	0,85	0,76
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,63	0,67	0,75	0,74
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,63	0,80	0,63
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,61	0,88
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,69
12-Serratus anterior muscle-L												1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 4

4. MS NW nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,73	0,65	0,82	0,71	0,84	0,86	0,71	0,75	0,66	0,75	0,62
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,72	0,79	0,62	0,78	0,77	0,51	0,45	0,63	0,54	0,54
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,82	0,84	0,89	0,65	0,35	0,40	0,54	0,59	0,53
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,82	0,93	0,83	0,55	0,63	0,78	0,80	0,76
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,88	0,69	0,55	0,61	0,61	0,83	0,64
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,81	0,56	0,63	0,69	0,78	0,68
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,76	0,73	0,68	0,77	0,65
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,87	0,59	0,69	0,61
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,62	0,78	0,67
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,66	0,95
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,71
12-Serratus anterior muscle-L												1

4. MS chuze nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,96	0,89	0,88	0,84	0,82	0,95	0,92	0,80	0,66	0,79	0,69
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,85	0,86	0,88	0,79	0,93	0,90	0,74	0,66	0,80	0,68
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,81	0,76	0,75	0,83	0,78	0,76	0,55	0,67	0,72
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,75	0,78	0,90	0,88	0,83	0,71	0,79	0,86
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,63	0,86	0,80	0,63	0,51	0,82	0,58
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,79	0,75	0,64	0,56	0,71	0,61
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,95	0,82	0,72	0,88	0,70
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,85	0,72	0,83	0,65
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,63	0,72	0,67
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,65	0,52
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,59
12-Serratus anterior muscle-L												1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 5

5. KK NW nahoru Korelace obalek celého zprac, useku mezi svaly navzajem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,86	0,88	0,79	0,83	0,83	0,57	0,54	0,73	0,66	0,60	0,71
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,80	0,74	0,77	0,72	0,36	0,28	0,61	0,55	0,42	0,54
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,81	0,87	0,89	0,67	0,64	0,82	0,70	0,73	0,80
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,75	0,85	0,63	0,59	0,73	0,84	0,65	0,79
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,82	0,63	0,63	0,86	0,63	0,75	0,71
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,76	0,72	0,84	0,75	0,77	0,86
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,92	0,81	0,63	0,90	0,88
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,80	0,59	0,91	0,83
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,69	0,90	0,83
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,64	0,76
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,85
12-Serratus anterior muscle-L												1

5.KK chuze nahoru Korelace obalek celého zprac, useku mezi svaly navzajem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,79	0,89	0,74	0,86	0,79	0,82	0,58	0,86	0,53	0,76	0,70
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,78	0,66	0,69	0,76	0,71	0,54	0,71	0,49	0,61	0,67
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,76	0,83	0,85	0,85	0,65	0,84	0,58	0,76	0,79
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,70	0,77	0,72	0,64	0,71	0,92	0,67	0,78
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,71	0,86	0,61	0,89	0,53	0,88	0,68
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,77	0,68	0,75	0,61	0,67	0,83
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,67	0,87	0,56	0,87	0,78
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,59	0,56	0,64	0,79
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,54	0,91	0,71
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,54	0,69
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,70
12-Serratus anterior muscle-L												1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 6

6. TD NW nahoru Korelace obalek celeho zprac. useku mezi svaly navzajem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,76	0,77	0,79	0,79	0,89	0,66	0,77	0,62	0,81	0,80	0,78
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,86	0,66	0,88	0,80	0,57	0,58	0,46	0,62	0,66	0,76
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,66	0,94	0,79	0,49	0,55	0,55	0,61	0,71	0,66
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,71	0,83	0,74	0,80	0,72	0,86	0,87	0,78
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,83	0,56	0,62	0,56	0,66	0,75	0,73
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,73	0,79	0,64	0,84	0,84	0,82
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,68	0,58	0,76	0,74	0,73
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,61	0,81	0,80	0,70
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,74	0,83	0,65
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,86	0,79
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,76
12-Serratus anterior muscle-L												1

6. TD chuze nahoru Korelace obalek celeho zprac. useku mezi svaly navzajem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,82	0,72	0,81	0,71	0,79	0,77	0,78	0,73	0,76	0,72	0,77
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,68	0,85	0,72	0,88	0,80	0,80	0,68	0,81	0,68	0,81
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,75	0,88	0,77	0,55	0,71	0,79	0,67	0,80	0,61
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,80	0,88	0,79	0,84	0,77	0,83	0,79	0,82
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,80	0,59	0,77	0,83	0,69	0,81	0,67
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,76	0,81	0,74	0,80	0,75	0,79
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,81	0,59	0,76	0,59	0,86
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,73	0,80	0,71	0,81
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,73	0,89	0,73
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,78	0,84
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,73
12-Serratus anterior muscle-L												1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 7

7. PM NW nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,67	0,78	0,87	0,82	0,75	0,77	0,52	0,63	0,68	0,70	0,55
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,53	0,68	0,63	0,65	0,64	0,49	0,63	0,65	0,65	0,59
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,82	0,91	0,67	0,48	0,22	0,37	0,44	0,48	0,47
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,87	0,83	0,67	0,45	0,63	0,70	0,71	0,61
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,76	0,58	0,37	0,55	0,59	0,66	0,59
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,55	0,40	0,64	0,62	0,69	0,56
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,82	0,78	0,82	0,81	0,65
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,82	0,83	0,83	0,62
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,83	0,92	0,72
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,87	0,76
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,77
12-Serratus anterior muscle-L												1

7. PM chuze nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,68	0,59	0,60	0,59	0,70	0,68	0,49	0,59	0,62	0,58	0,69
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,59	0,61	0,55	0,64	0,49	0,47	0,48	0,59	0,50	0,54
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,73	0,89	0,76	0,54	0,55	0,65	0,70	0,67	0,72
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,67	0,75	0,57	0,58	0,70	0,95	0,72	0,64
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,72	0,55	0,51	0,64	0,63	0,66	0,69
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,61	0,67	0,70	0,71	0,70	0,74
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,63	0,69	0,56	0,68	0,68
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,70	0,52	0,70	0,54
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,63	0,92	0,66
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,64	0,68
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,64
12-Serratus anterior muscle-L												1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 8

8. MCH NW nahoru Korelace obalek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,54	0,70	0,76	0,69	0,81	0,76	0,67	0,71	0,79	0,77	0,78
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,47	0,59	0,43	0,57	0,60	0,37	0,44	0,50	0,53	0,54
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,84	0,71	0,85	0,69	0,42	0,54	0,66	0,79	0,64
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,75	0,87	0,82	0,57	0,65	0,81	0,82	0,77
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,71	0,79	0,79	0,83	0,76	0,85	0,76
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,80	0,58	0,64	0,79	0,82	0,78
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,78	0,81	0,85	0,81	0,83
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,93	0,76	0,76	0,77
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,78	0,81	0,81
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,79	0,86
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,78
12-Serratus anterior muscle-L												1

8. MCH chuze nahoru Korelace obalek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem												
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Latissimus dorsi muscle-R	4-Pectoralis major muscle-R	5-Trapezius muscle medius-R	6-Serratus anterior muscle-R	7-Biceps brachii muscle-L	8-Triceps brachii muscle-L	9-Latissimus dorsi muscle-L	10-Pectoralis major muscle-L	11-Trapezius muscle medius-L	12-Serratus anterior muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,66	0,56	0,64	0,47	0,62	0,68	0,65	0,54	0,59	0,56	0,73
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,41	0,55	0,41	0,45	0,47	0,50	0,31	0,49	0,41	0,59
3-Latissimus dorsi muscle-R			1	0,74	0,65	0,81	0,59	0,70	0,75	0,61	0,75	0,68
4-Pectoralis major muscle-R				1	0,66	0,75	0,62	0,67	0,64	0,90	0,80	0,76
5-Trapezius muscle medius-R					1	0,53	0,45	0,52	0,76	0,57	0,82	0,61
6-Serratus anterior muscle-R						1	0,70	0,59	0,60	0,67	0,76	0,72
7-Biceps brachii muscle-L							1	0,68	0,58	0,63	0,58	0,74
8-Triceps brachii muscle-L								1	0,75	0,66	0,61	0,70
9-Latissimus dorsi muscle-L									1	0,58	0,80	0,63
10-Pectoralis major muscle-L										1	0,73	0,71
11-Trapezius muscle medius-L											1	0,70
12-Serratus anterior muscle-L												1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 9

9. MK NW nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem										
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Deltoid muscle - anterior part-R	4-Deltoid muscle - posterior part-R	5-Pectoralis major muscle-R	6-Trapezius muscle-R	7-Trapezius muscle medius-R	8-Latissimus dorsi muscle-R	9-Serratus anterior muscle-R	10-Gluteus medius muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,62	0,83	0,69	0,80	0,83	0,84	0,76	0,81	0,75
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,70	0,92	0,64	0,54	0,80	0,90	0,84	0,76
3-Deltoid muscle - anterior part-R			1	0,72	0,77	0,74	0,83	0,76	0,82	0,75
4-Deltoid muscle - posterior part-R				1	0,67	0,65	0,85	0,92	0,86	0,80
5-Pectoralis major muscle-R					1	0,73	0,88	0,78	0,83	0,78
6-Trapezius muscle-R						1	0,80	0,64	0,70	0,69
7-Trapezius muscle medius-R							1	0,91	0,91	0,88
8-Latissimus dorsi muscle-R								1	0,91	0,88
9-Serratus anterior muscle-R									1	0,86
10-Gluteus medius muscle-L										1

9. MK chuze nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem										
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Deltoid muscle - anterior part-R	4-Deltoid muscle - posterior part-R	5-Pectoralis major muscle-R	6-Trapezius muscle-R	7-Trapezius muscle medius-R	8-Latissimus dorsi muscle-R	9-Serratus anterior muscle-R	10-Gluteus medius muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	0,58	0,75	0,58	0,61	0,53	0,69	0,71	0,76	0,58
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,78	0,84	0,68	0,73	0,82	0,73	0,80	0,77
3-Deltoid muscle - anterior part-R			1	0,81	0,74	0,76	0,86	0,75	0,86	0,74
4-Deltoid muscle - posterior part-R				1	0,75	0,79	0,87	0,84	0,83	0,79
5-Pectoralis major muscle-R					1	0,67	0,83	0,74	0,78	0,68
6-Trapezius muscle-R						1	0,86	0,62	0,75	0,66
7-Trapezius muscle medius-R							1	0,83	0,89	0,84
8-Latissimus dorsi muscle-R								1	0,84	0,83
9-Serratus anterior muscle-R									1	0,80
10-Gluteus medius muscle-L										1

Příloha č. 5 - pokračování

Crosskorelace obálek celého zpracovaného úseku mezi svaly u probanda č. 10

10. MM NW nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem										
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Deltoid muscle - anterior part-R	4-Deltoid muscle - posterior part-R	5-Pectoralis major muscle-R	6-Trapezius muscle-R	7-Trapezius muscle medius-R	8-Latissimus dorsi muscle-R	9-Serratus anterior muscle-R	10-Gluteus medius muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	1	0,88	0,77	0,81	0,72	0,83	0,84	0,90	0,86
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,88	0,77	0,81	0,72	0,83	0,84	0,90	0,86
3-Deltoid muscle - anterior part-R			1	0,83	0,85	0,78	0,83	0,75	0,85	0,86
4-Deltoid muscle - posterior part-R				1	0,94	0,91	0,86	0,72	0,86	0,91
5-Pectoralis major muscle-R					1	0,96	0,87	0,79	0,89	0,92
6-Trapezius muscle-R						1	0,84	0,72	0,84	0,87
7-Trapezius muscle medius-R							1	0,74	0,85	0,88
8-Latissimus dorsi muscle-R								1	0,84	0,75
9-Serratus anterior muscle-R									1	0,90
10-Gluteus medius muscle-L										1

10. MM chuze nahoru Korelace obálek celého zprac. úseku mezi svaly navzájem										
	1-Biceps brachii muscle-R	2-Triceps brachii muscle-R	3-Deltoid muscle - anterior part-R	4-Deltoid muscle - posterior part-R	5-Pectoralis major muscle-R	6-Trapezius muscle-R	7-Trapezius muscle medius-R	8-Latissimus dorsi muscle-R	9-Serratus anterior muscle-R	10-Gluteus medius muscle-L
1-Biceps brachii muscle-R	1	1	0,83	0,90	0,90	0,82	0,83	0,86	0,89	0,87
2-Triceps brachii muscle-R		1	0,83	0,90	0,90	0,82	0,83	0,86	0,89	0,87
3-Deltoid muscle - anterior part-R			1	0,73	0,86	0,79	0,77	0,87	0,74	0,68
4-Deltoid muscle - posterior part-R				1	0,84	0,79	0,80	0,76	0,84	0,87
5-Pectoralis major muscle-R					1	0,86	0,82	0,90	0,85	0,78
6-Trapezius muscle-R						1	0,85	0,89	0,84	0,75
7-Trapezius muscle medius-R							1	0,79	0,84	0,79
8-Latissimus dorsi muscle-R								1	0,80	0,71
9-Serratus anterior muscle-R									1	0,87
10-Gluteus medius muscle-L										1



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Kineziologický obsah lokomoce pletencem ramenním při Nordic Walking

Forma projektu: doktorská

Autor (hlavní řešitel): Mgr. Petra Mikulíková

Školitel (v případě studentské práce): doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Popis projektu. Projekt se zabývá kineziologickým rozbořením fyzické hybnosti pletence ramenního a postury při jedné z forem lokomoce, kterou je Nordic Walking. Získané výstupy mohou být přínosné k doporučení pro využití pohybové aktivity pro dlouhodobé udržování dobré fyzické kondice, prevenci vertebrogenních obtíží, k využití k léčebným účelům v rámci fyzioterapie, pro zefektivnění sportovní přípravy, ale i jako prostředky pro prevenci svalových disbalancí a úpravu koordinace pohybu. Výzkum bude mít charakter primární experimentální analytické studie. Pro měření bude použita metoda snímání povrchové neinvazivní elektromyografie prostřednictvím přenosného přístroje ME 6000 Biomonitor (Mega Electronics, Kupio, Finland). Použité měřicí zařízení je napájeno vlastními zdroji o napětí 6V bez výkonných kondenzátorů. Nehrozí zde žádné nebezpečí úrazu elektrickým proudem
Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky. Invazivní metodiky při výzkumu nejsou použity
Etické aspekty výzkumu. Výzkum je prováděn na zdravých dospělých jedincích na základě jejich svobodného rozhodnutí a se svolením s provedením měření na jejich osobě. Výsledky ani osobní data nebudou zneužity.
Informovaný souhlas (příložen)

V Praze dne 21.6.2012

Podpis autora: *Mikulikova*

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: *0142/2012*

dne: *28.6.2012*

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy
UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

1

Bartůňková
podpis předsedy EK

Příloha č. 7

Informovaný souhlas probanda – originál je k dispozici u Etické komise UK v Praze, FTVS

INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Já, níže podepsaný(-ná):

.....

Souhlasím, že jsem byl (-la) v rozhovoru s terapeutkou a prostřednictvím tohoto informovaného souhlasu dostatečně a srozumitelně seznámen (-na) s účelem a cílem výzkumu.

Výzkum bude prováděn za účelem výzkumné práce v rámci postgraduálního studia, studentkami doktorandského studia oboru kinantropologie, FTVS, UK v Praze.

Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, jakou formou bude výzkum probíhat. Byl (-la) jsem informován (-na) o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie.

Byl (-la) jsem informován (-na) o tom, že veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány, bez uvedení mého jména a příjmení.

Bylo mi umožněno vše si rozvážit a zeptat se na vše, co považuji za podstatné.

S postupem a výzkumnými metodami souhlasím.

V

Datum:.....

Terapeut:.....

Podpis:.....

Proband:.....

Podpis:.....

Informace sdělené probadovi:

V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů v oblasti pletence ramenního a trupu měřicí metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat tak, že se nejprve stanoví nejvhodnější umístění povrchové elektrody pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpáce svalů). Stanovení lokalizace elektrod bude provádět kvalifikovaný fyzioterapeut. Následně bude povrch kůže očištěn lékařským lihem. Na předem definovaná místa budou umístěny elektrody pro povrchovou elektromyografii. Přístroj Mega ME6000 bude mít proband umístěn v příručním zavazadle pásem kolem pasu. Úkolem probanda je na znamení zahájit chůzi do kopce s holemi určenými pro Nordic Walking, následně totéž bez použití holí. Každý úkon bude proband provádět 3-5x po dobu nejvýše 20 sekund. Mezi jednotlivými měřeními bude nejméně 3 minuty pauza pro odpočinek. Výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. V prezentaci výsledků a jejich dokumentaci nebudou uveřejněny osobní informace (jméno, pohlaví, rok narození). O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započítím výzkumu. Studie je prováděna za účelem vypracování disertační práce. Výsledky měření budou zpracovány a uvedeny v disertační práci.