

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



Diplomová práce

**Zapojení vybraných svalů  
při Nordic Walking a při cvičení na Crossovém trenážeru**

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracoval:

Štefan Horník

Praha, duben 2009

**Abstrakt:**

**Název:** Zapojení vybraných svalů při Nordic Walking a při cvičení na Crossovém trenážeru.

**Cíl práce:** Cílem práce je porovnat a popsat zapojení vybraných svalů při Nordic Walking a při cvičení na stroji Crosstrainer Elliptical.

**Metoda:** Povrchové elektromyografické měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

**Výsledky:** Podařilo se prokázat odlišný pořadí zapojování svalů u Nordic Walking a při cvičení na Crosstrainer Elliptical.

**Klíčová slova:** Nordic Walking, Crosstrainer Elliptical, povrchová elektromyografie, kinematická analýza, kvadrupedální chůze.

**Abstract:**

**Title:** The Activation of selected muscles at the Nordic Walking and during the Crosstrainer Elliptical workout.

**Purposes:** The general purpose of the study is to compare and describe muscle activation in the Nordic Walking and during the Crosstrainer Elliptical workout.

**Methods:** Surface electromyography combined with kinematography analysis used synchronized video recording.

**Results:** As the research shows, there is a difference in muscle timing between the NW exercising on the Crosstrainer Elliptical.

**Key words:** Nordic Walking, Crosstrainer Elliptical, Surface Electromyography, Quadrupedal Gait.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 12. 04. 2009

.....

Podpis diplomanta

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Rád bych touto cestou poděkoval Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za maximální ochotu, odborné vedení a poskytování cenných rad při zpracování mé diplomové práce. Doktorandkám Mgr. R. Bačákové, Mgr. P. Tlaškové, A, Mgr. Dufkové děkuji za aktivní pomoc při řešení dílčích problémů.

# OBSAH

1. Úvod .....	8
2. Přehled literatury .....	9
3. Teoretická východiska .....	13
<b>3.1 Strukturálně funkční vlastnosti kosterního svalu .....</b>	<b>13</b>
3.1.1 Anatomie kosterního svalu .....	13
3.1.2 Typy vláken kosterního svalu .....	16
3.1.3 Svalový tonus .....	18
3.1.4 Kontrakce kosterního svalu .....	19
<b>3.2 Řízení hybnosti .....</b>	<b>20</b>
3.2.1 Motorická jednotka a její struktura .....	20
3.2.2 Řízení pohybu .....	21
3.2.3 Svalové smyčky a řetězce .....	22
<b>3.3 Posturální a fazický svalový systém .....</b>	<b>23</b>
3.3.1 Posturální a lokomoční motorika .....	23
3.3.2 Lokomoce .....	24
3.3.3 Pohybové stereotypy a svalové disbalance .....	27
<b>3.4 Cvičení na Crosstrainer Elliptical jako součást fitness .....</b>	<b>30</b>
3.4.1 Vysvětlení pojmu fitness .....	30
3.4.2 Zásady při cvičení na Crosstrainer Elliptical .....	31
3.4.3 Benefity cvičení na Crosstrainer Elliptical .....	32
<b>3.5 Nordic Walking .....</b>	<b>32</b>
3.5.1 Historie .....	32
3.5.2 Technika .....	33
3.5.3 Dělení NW podle fyzické zdatnosti .....	36
3.5.4 Vybavení pro NW .....	36
3.5.5 Benefity Nordic Walking .....	37
<b>3.6 Elektromyografie .....</b>	<b>38</b>
3.6.1 Metoda EMG .....	38
3.6.2 Snímání elektrických dějů .....	38
3.6.3 Artefakty .....	42

4. Cíle a úkoly práce .....	44
4.1 Cíl práce .....	44
4.2 Úkoly práce .....	44
5. Hypotéza .....	45
6. Metodika práce .....	46
6.1 Obecná charakteristika výzkumu .....	46
6.2 Charakteristika probandů .....	46
6.3 Charakteristika použitých metod .....	48
6.3.1 Procedura měření .....	49
6.3.2 Technické vybavení použité při výzkumu .....	49
6.3.3 Popis lokalit měření .....	52
6.3.4 Zkoumané svaly .....	52
6.3.5 Lokalizace elektrod .....	57
7. Výsledky .....	60
8. Diskuse .....	63
9. Závěrečné shrnutí .....	68
Použitá literatura .....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Přílohy	



# 1. Úvod

Chůze s holemi má v horském prostředí dlouhodobou tradici. Pomáhá stabilizovat trup a zvětšovat opornou bázi na nerovném terénu. Zde spatřujeme značnou podobnost chůze s holemi s klasickou technikou běhu na lyžích. Kračmar et al (2007) říká, že nedochází sice ke skluzu, ale oproti běžné chůzi se krok prodlužuje a odraz paže je dotažen důsledně až do akrální oblasti.

Aktualizací chůze s holemi i mimo vysokohorský terén je sportovní aktivita Nordic Walking (dále NW) nebo severská chůze. V posledních letech se těší i v Čechách stále větší popularitě a již je značně využívána v rehabilitačních zařízeních. NW provozuje ve své kolébce – Finsku - celá pětina lidí i z důvodu jeho minimální náročnosti na vybavení, fyzickou kondici, věk a terén, ve kterém se uskutečňuje. Při správném provedení, ne příliš náročné techniky, je NW vhodný pro sportovce jako doplněk kondičního tréninku, stejně tak např. pro lidi s diabetem, obezitou, kardiopulmonálním, neuromuskulárním nebo jiným zdravotním oslabením.

Vhodnou zastřešenou alternativou pro NW (např. v nepříznivých povětrnostních podmínkách, absence vhodného terénu, nebo z důvodu atraktivity sportovních zařízení - víc aktivit pod jednou střechou) jsme shledali cvičení na Crossovém trenažéru (dále Crosstrainer Elliptical nebo jen Crosstrainer nebo Elliptical). Jedná se, ve smyslu působení na organismus, o trenažér podobný běžeckému pásu nebo stepperu, které jsou předurčeny k aerobní aktivitě. Výhodou crossového trenažéru je eliminace nárazu a minimalizace zátěže na klouby za současného zapojení velkých svalových skupin horního segmentu těla. Elipsovitá dráha pohybu a možnost reverzního chodu angažuje ještě více svalových skupin, proto se trénink stává mnohem efektivnější z hlediska práce oběhového systému, energetické spotřeby, aerobní kapacity - právě proto se Elliptical stal oblíbeným náčiním ve fitness centrech.

Cílem této studie je pomocí metody povrchové elektromyografie a synchronizovaným videozáznamem zmapovat práci vybraných svalů v průběhu jednoho krokového cyklu při NW a cvičení na Crosstrainer Elliptical, zpracovaná data následně porovnat a zjistit pořadí zapojování měřených svalů a jejich vzájemné korelace. Tím by se mohlo potvrdit, zda je cvičení na Elliptical vhodnou náhradou severské chůzi.

## 2. Přehled literatury

Důležitou roli ve výzkumu hrají pojmy jako fázický a posturální svalový systém, svalová disbalance a zásady pro korekci.

Dva vývojově rozdílné svalové systémy popsal Janda. Fázické svaly, které mají tendenci k oslabení, jsou z fylogenetického hlediska mladší než svaly posturální, které inklinují ke zkracování (Janda et al, 1996).

Správnou diagnostikou pro následující korekci vadného držení těla je potřeba vytvářet pohybové programy, ve kterých se aktivují víc svaly s tendencí ke zkrácení na úkor aktivity svalů s tendencí k oslabení. Hyperaktivní svaly se častou aktivitou dále posilují, hypoaktivní svaly v důsledku nedostatečné aktivity dále slábnou (Kabelíková, Vavrová, 1997).

*„Prvním krokem k nápravě je normalizace poměrů v periferních strukturách pohybového aparátu“. Důležitou součástí této nápravy je uvolnění a protažení zkrácených a posílení oslabených svalů“ (Kabelíková, Vavrová, 1997)*

Tato studie zkoumá aktivitu kosterních svalů při provádění činnosti kvadrupedálního lokomočního charakteru. V této souvislosti bych zmínil literární zdroje, které se zabývají, z kineziologického hlediska, ontogenickým vývojem člověka s využitím v rehabilitaci a ve sportu.

Vývojem antagonistické synergie v posturální ontogenezi se zabývá Kolář (Kolář, 1998) a prokazuje, že CNS disponuje kromě spinální a kmenové reflexologie ještě dalším genetiky fixovaným programem. Uvedený program se stává aktivní v době, kdy se konstantně objeví orientační mechanismy, tj. 4-6 týden po narození, kdy uzrává schopnost optické fixace a dítě začíná požívat hlavu k orientaci. *„Prostřednictvím zrání programu se začíná uplatňovat synchronní aktivita mezi svaly s antagonistickou funkcí. Hovoříme o svalové ko-kontrakci“ (Kolář, 1998, str. 142).*

Krokový cyklus v proběhlé ontogenezi člověka je zapsán v genetické informaci jako lokomoční pohybový vzor, který tvoří základní pohybový atribut lidského druhu. Fáze rozvoje lokomoce začínají od nástupu centrálních koordinačních mechanismů řízení polohy a pohybu, tj. asi do 4-6 týdne věku dítěte. V lokomoční aktivitě lze spatřovat koordinační charakteristiku v podobě krokového cyklu, určeného pro řízení pohybu všech čtyřech končetin. (Vojta, 1995).

Kvadrupedální lokomoce se transformuje do vertikálního bipedálního vzoru chůze. Z neurofyziologického hlediska však zůstává organizována ve zkřížením kvadrupedálním vzoru. Pozorujeme vyrovnávací souhyb trupu a horních končetin. Hovoříme o kvadrupedální lokomoci ve vertikále (Kračmar et al, 2007). Tento lokomoční vzor se uplatňuje u Nordic Walking a u cvičení na crossovém trenažéru. Kineziologickou analýzou ve sportu, především u činnosti, kde jsou i horní končetiny zdrojem pohybu a hnací silou, se zabývá Kračmar (2002). Např. u plavání, jízdě na kajaku, běhu na lyžích je velice důležitá koordinace mezi horními a dolními segmenty těla. A v souvislosti s fixací hybného stereotypu uvádí, že při tréninkové sportovní činnosti je vhodné aplikovat poznatek o centrálním řízení a komplexnosti a posilovat maximálně koordinaci působení svalových skupin, tzn. posilování hybných stereotypů pohybem odpovídajícím požadavkům na dokonalou techniku (Kračmar, 2002).

Pro kinematickou analýzu pohybu musíme najít vhodnou metodu. Vhodným prostředkem může být povrchová elektromyografie, která umožňuje pomocí povrchových elektrod registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu. Zdrojem elektrického signálu je změna iontové výměny na membráně při svalové kontrakci (Rodová et al, 2001).

Severská chůze, jako rozmáhající se pohybová aktivita, se stala předmětem mnoha studií. Zde uvádíme podstatný přehled:

**Porcari et al.** (1997) svojí studií zkoumali potenciál zvýšení intenzity a spotřeby energie spojené s použitím holí a bez nich. 32 zdravých jedinců (16 žen, 16 mužů) ve věku mezi 19 a 33 let se podrobilo testu maximální spotřeby kyslíku ( $VO_2max$ ) na pásu po dobu 20 minut, pak každý absolvoval dvě stejné trasy na submaximální úrovni podle individuálně zvoleného, identického tempa, pokaždé v jiný den. Jedna trasa bez holí a druhá s holemi. V průběhu testu byly každou minutu sledovány vydechované plyny, tepová frekvence a hodnocení vnímané námahy (RPE - Rating of Percieved Exertion). Výsledky mezi trasami byly porovnané podle Tukey's post hoc testu. Zjistilo se, že při použití holí se zvýšila spotřeba kyslíku o 23%, energetický výdej o 22%, odezva srdeční frekvence stoupla o 16% a průměrná hodnota RPE narostla o 1,5 jednotky. Z toho vyplývá, že použití holí při dané rychlosti zvyšuje intenzitu a tedy nabízí další tréninkové výhody chodců - sportovců (Porcari et al, 1997).

**Church et al** (2002) porovnává fyziologické odezvy organismu (spotřebu kyslíku a energetický výdej, tepová frekvence) při NW a běžné chůzi u 11 žen a 11 mužů, na trati 1600m (200 m úseky) bez hůlek a pak s hůlkami. U žen byla u NW naměřena o 3 ml/kg<sup>(-1)</sup>/min<sup>(-1)</sup> vyšší průměrná spotřeba kyslíku, 0,8 kcal/min<sup>(-1)</sup> vyšší energetický výdej a 5 vyšší TF/min<sup>(-1)</sup>. U mužů byly naměřeny hodnoty vyšší při provádění NW o 2,7 ml/kg<sup>(-1)</sup>/min<sup>(-1)</sup> spotřeba kyslíku, 1,2 kcal/min<sup>(-1)</sup> energetický výdej a 8,2 vyšší TF/min<sup>(-1)</sup>. Z toho plyne závěr, že při NW v porovnání s běžnou chůzí dochází k významnému nárůstu sledovaných ukazatelů (Church et al, 2002).

**Shiffer et al** (2006) provedli výzkum, jehož cílem bylo zjistit fyziologické odezvy organismu při provádění NW, běžné chůze a běhu. 15 žen ve středním věku participovalo na studii a v průběhu jednotlivých cvičení autoři sledovali TF, spotřebu kyslíku a hodnotu laktátu, která byla měřena po každé sekci. Disciplíny ukázaly rozdíl při intenzitě 1,8 – 2,1 m/s<sup>(-1)</sup> o 8% mezi NW a chůzí. Hodnota laktátu byla větší u NW v porovnání s chůzí v průběhu testu o intenzitě mezi 2,1 – 2,4 m/s<sup>(-1)</sup> také překvapivě vyšší laktát byl naměřen u NW v porovnání s během. Tepová frekvence byla dokonce vyšší u NW a chůze v porovnání s během při intenzitě 2,1 – 2,4 m/s<sup>(-1)</sup>. Při fixovaných hodnotách laktátu 2 mmol<sup>(-1)</sup> a 4 mmol<sup>(-1)</sup> došlo k zvýšení TF u NW a chůze v porovnání s během. Ačkoli rychlost u NW byla pomalejší než u chůze při fixaci laktátu 2 a 4 mmol<sup>(-1)</sup>, rozdíl u TF a spotřeby kyslíku nebyl zaznamenán. Výsledky demonstrují, že metabolické odezvy jsou nápomocné instrumenty ke stanovení intenzity u bipedální chůze. Protože rychlost u NW, při submaximální úrovni laktátu, je nižší než u chůze a běhu, podle naměřené hodnoty TF a příjmu kyslíku, běh a chůze nejsou vhodné pro doporučení NW tréninku. Navíc spotřeba kyslíku u NW není tak vysoká, jak se v minulosti uvádělo (Schiffer et al, 2006).

**Tlašková** (2008) v rámci diplomové práce na FTVS UK porovnávala pomocí povrchové elektromyografie synchronizované s videozáznamem zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při NW a při volné bipedální chůzi. Řešení její práce ověřilo obecně rozšířený názor, že svaly pletence ramenního jsou při chůzi s holemi více zapojeny do pohybu, tím pádem můžeme předpokládat i jejich větší zatížení (Tlašková, 2008).

**Stief et al** (2008) provedli inverzní dynamickou analýzu dolních končetin při provádění NW, bipedální chůze a běhu. 15 zkušených dospělých probandů provádělo jednotlivá cvičení, která vedla k výsledku, že NW nepřináší biomechanické benefity, jak se předpokládalo. NW zahrnuje větší zátěž na kolenní kloub po dopadu paty na zem, v porovnání s chůzí. Je to způsobeno delším krokem a větším úhlem plosky nohy v první části opěrné fáze kroku. V sagitální a frontální rovině byly pohyby dolních končetin míň výrazné, než u běhu. V transverzální rovině byly pohyby kotníku však větší, než u běhu a chůze. Na základě těchto výsledků se NW nedoporučuje pro lidi, kteří hledají aktivitu pro redukci zátěže na klouby dolních končetin (Stief et al, 2008).

V oblasti trenažérů, pro provádění aerobní aktivity, byly zaznamenány výzkumy, které porovnávaly práci hybného systému a fyziologickou odpověď organismu na danou zátěž. Avšak z dostupných zdrojů nebyly nalezeny žádné studie, které by zkoumaly jakoukoli činnost na crossovém trenažéru. Proto srovnávání aktivity Nordic Walking s činností na Crosstrainer Elliptical může přinést vítané informace v oblasti rehabilitace, kondičně-rekreačních aktivit, nebo v oblasti kondiční přípravy sportovců.

## 3. Teoretická východiska

### 3.1 Strukturálně funkční vlastnosti kosterního svalu

#### 3.1.1 Anatomie kosterního svalu

*„Z celkové tělesné hmotnosti připadá na svalstvo asi 40%. Z toho je 56% na dolních končetinách, 28% na horních končetinách a zbytek, tj. asi 16%, na trupu a na hlavě“.* (Stackeová, 2008, str. 16).

Kosterní svaly jsou hybnou, aktivní částí pohybového systému. **Sval** je orgán se složitou vnitřní strukturou se zapojením na nervový a cévní systém. Sval je složený z řady tkání: svalové, vazivové, nervové tkáně a z cév. Největší část aktivní hmoty svalu připadá na **příčně pruhovanou** svalovou tkáň. Svalová příčně pruhovaná tkáň je řízena mozkovými a míšními nervy. Je ve své činnosti pod kontrolou mozkové kůry a je **ovládána vůlí**; má tzv. volní inervaci. Kosterní svaly se upínají na kostru vždy tak, že sval přemostuje jeden nebo více kloubu (Dylevský, 2007).

Stavbu kosterního svalu je možné zkoumat na několika úrovních. Kosterní sval se na první pohled skládá z těchto částí:

- svalové břicho - masitá nejširší část
- hlava svalu
- šlacha
- mnoho specializovaných vazivových útvarů, které usnadňují a umožňují jeho funkci.

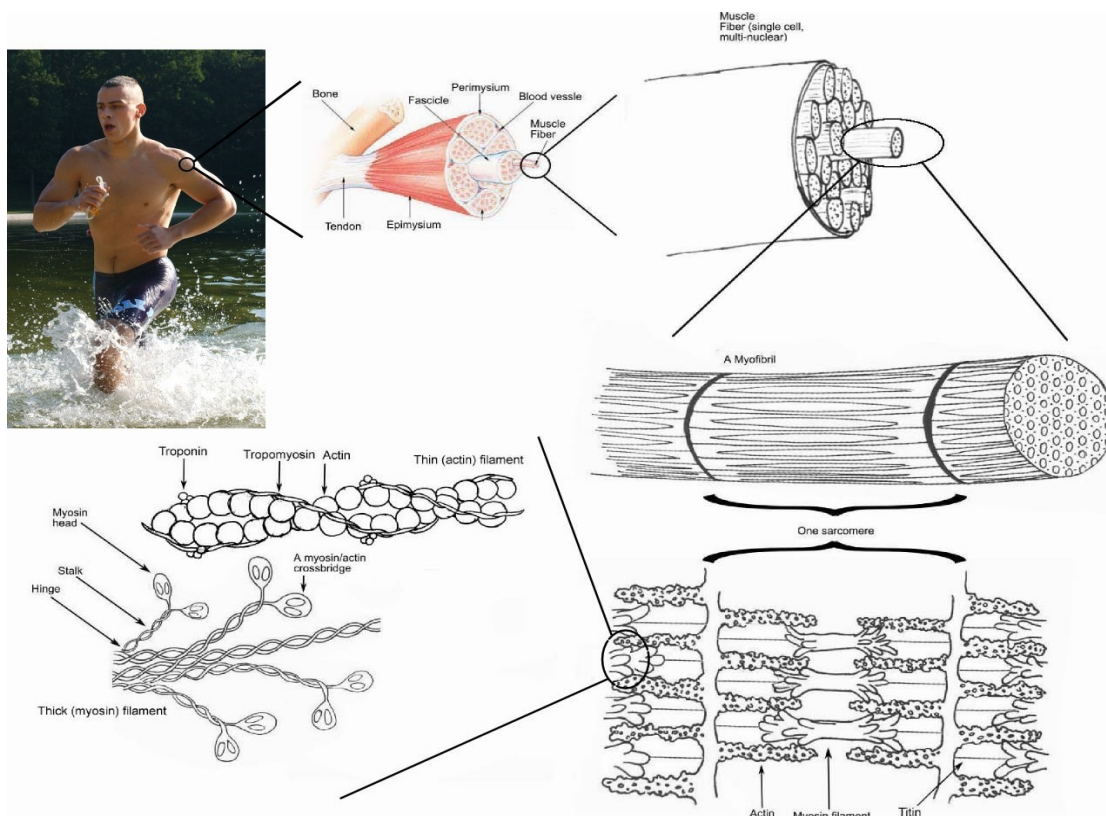
Je složen z dlouhých svalových vláken (až 40 cm), jež jsou tvořené v podstatě jednou, ale mnohojadernou buňkou, takzvaným rhabdomyocitem (typ myocytu). Vlákná jsou obalena řídkou vazivovou pochvou (Dylevský et al, 2000).

Dylevský (2007) popisuje, že množství a tvar svalových svazků ovlivňuje vnější tvar svalu. U plochých svalů jsou vlákna rozprostřena spíše do plochy, jiná vytvářejí břicho nebo hlavy dlouhých svalů. Šikmo uspořádané svazky jsou příčinou tzv. zpeření svalů. Zpeřený sval má jednotlivá vlákna nestejně dlouhá. Svaly mají proto nálevkovitý, trojúhelníkovitý

nebo trapézový tvar. Zpeření dává svalu možnost vykonávat komplikované pohyby, při kterých jednotlivé části mohou provádět rozdílné pohyby. Svalová vlákna se spojují v snopčky a snopce (10-100 svalových vláken), které jsou kryté silným vazivovým obalem. Snopce se pojí ve svaly kryté pevnou a pružnou vazivovou blanou - fascií (povázkou). Na obou koncích svalu přechází fascie v šlachy, které jsou pevně napojeny na kosti jako začátky a úpony svalů. Svalová i vazivová vlákna jsou elastická, umožňují až stoprocentní protažení své délky (Dylevský, 2007).

### Svalového vlákno

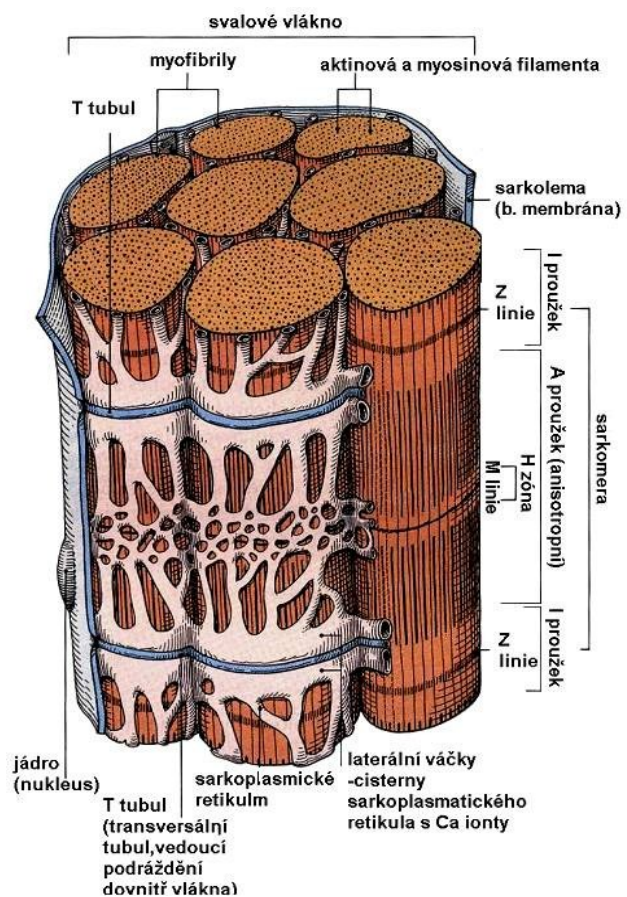
Každé svalové vlákno uvnitř v cytoplazmě obsahuje myofibrily, které umožňují kontrakci. Myofibrila je ještě příčně rozdělena na přepážky, sarkomery. Díky těmto sarkomerám dostaly příčně pruhované svaly svůj název (obr. č. 1.)



Obr. č. 1 Postup od vnějšího vzhledu svalů až k mikroskopickému uspořádání molekul. Pořadí je toto: sval > svalový snopce > svalové vlákno > myofibrila > sarkomera (www2).

Svalové vlákno z klasifikačního hlediska představuje mnohjadernou buňku o šířce 100-200  $\mu\text{m}$  mnohdy dosahující délky několika cm. Vlákno kosterního svalu má na povrchu elastickou buněčnou membránu (sarkolema), na jejímž povrchu jsou zakončení výběžků hybných (motorických) nervů. Uvnitř svalového vlákna (buňky) jsou vláček vlastního stažlivého systému, která jsou obalená a zčásti prostoupená sarkoplazmatickým retikulem, do kterého ústí četné "trubkovité" vchlípeniny - sarkolemy. Sarkoplasma (buněčná cytoplazma) obsahuje dále jádra svalových buněk a buněčné orgány, zejména mitochondrie a ribozomy. Svalový stah je výsledkem souhry všech těchto základních buněčných složek: povrchové membrány, sarkoplazmatického retikula a myofibril (Dylevský et al, 2000)

Základní morfologickou charakteristikou kosterního svalu je jeho nápadné příčné pruhování při pozorování v optickém mikroskopu, podmíněné pravidelným střídáním světlejších úseků a tmavších úseků navzájem se lišících menší nebo větší dvojlomností. Uprostřed každého pásu A je poněkud méně lomivá oblast zvaná zóna H. Středem světlé zóny K prochází poněkud tmavší linie M. Uprostřed pásu I je úzký vysoce lomivý pruh označený jako linie Z. **Sarkomera** je přesný úsek myofibril mezi dvěma sousedními Z liniemi. Další vývoj rozlišovací techniky prokázal podrobnější strukturu myofibril.



Obr. č. 2. Detail sarkomery (www1)



Každá myofibrila obsahuje množství paralelních vláken - myofilament, které jsou v podstatě dvojího charakteru: **silná**, tvořená bílkovinou zvanou **myozin** o průměru  $1,5-1,7 \times 10^3$  nm a **tenká**, tvořená bílkovinou zvanou **aktin** o průměru  $5-6,0 \times 10^2$  nm. V izotropních úsecích (I) jsou tenká vlákna aktinová, v tmavých částech anizotropních pásů (A) jsou přítomna tenká vlákna aktinu i tlustá vlákna myozinu, v H zóně A pásu jsou úzká myozinová vlákna. Na aktin jsou vázány ještě další bílkoviny – troponin a tropomyozin. (Vránová, Semiginovský, 1983).

### 3.1.2 Typy vláken kosterního svalu

Svalová vlákna mají sice řadu společných makroskopických znaků, které dovolují jejich jednotný obecný popis, ale sval je ve skutečnosti heterogenní populací (Dylevský, 2007).

Na základě nápadně rozdílných vlastností jak morfologických, (rozdílná barva) při rozdílné koncentraci hemoglobinu) tak funkčních (rozdílná rychlost stahu) a biochemických (rozdílný obsah a aktivity enzymů) se v zásadě rozlišují 3 základní typy vláken kosterního svalu (Vránová, 1983).

V Dylevského (2007) obecné kineziologii jsou podle uvedených kritérií popsány čtyři typy svalových vláken (tab. č. 1)

Typ vlákna	Morfologická charakteristika	Funkční charakteristika
typ I, SO (vytrvalostní, oxidativní)	velmi tenká a bohatě kapilarizovaná, 100% mitochondrií	statické, pomalé pohyby; polohové funkce; malá MJ; malá síla a odolnost proti únavě; tonická vlákna
typ IIa, FOG (rychlá, oxidativně glykolytická)	středně silná a kapilarizovaná, 70% mitochondrií	rychlý a silový pohyb; fázická vlákna
typ IIb, FG (velmi rychlá, glykolytická)	velmi silná a málo kapilarizovaná, 40% mitochondrií	maximální silový pohyb; fázická vlákna
typ III	nediferencovaná vlákna	není známa

Tab. č. 1 Přehled typů svalových vláken (Dylevský, 2007).

- 1. Pomalá červená vlákna** (typ I, SO - Slow Oxidative) jsou poměrně tenká (cca 50  $\mu\text{m}$ ), mají méně myofibril, hodně mitochondrií a přítomnost většího množství myoglobinu jim dodává červenou barvu. Jsou typická velkým množstvím krevních kapilár. Enzymaticky jsou červená vlákna vybavena k pomalejší kontrakci, ale jsou vhodná pro protrahovanou vytrvalostní činnost. Jsou ekonomičtější a vhodnější pro stavbu svalů zajišťujících spíše statické a polohové funkce a pomalý pohyb. Málo se unaví. Nazývají se také „tonická vlákna" (slow fibres).
- 2. Rychlá červená vlákna** (typ IIa, FOG - Fast Oxidative Glycolytic) jsou objemnější (cca 80-100  $\mu\text{m}$ ), mají více myofibril a méně mitochondrií. Enzymaticky jsou vybavena k rychlým kontrakcím prováděným velkou silou, ale po krátkou dobu. Jsou méně ekonomická a mají jen střední množství kapilár. Hodí se pro výstavbu svalů zajišťujících rychlý pohyb prováděný velkou silou. Jsou velmi odolná proti únavě. Používá se pro ně také název „fázická vlákna" (switch fibres).
- 3. Rychlá bílá vlákna** (typ IIb, FG - Fast Glycolytic) mají velký objem, málo kapilár, nízký obsah myoglobinu a nízký obsah oxidativních enzymů. V důsledku silně vyvinutého sarkoplazmatického retikula a vysoké aktivity iontů Ca a Mg dochází u těchto vláken k rychlému stahu prováděnému maximální silou. Vlákna jsou málo odolná proti únavě.
- 4. Přebodná vlákna** (typ III) představují vývojově nediferencovanou populaci vláken, která je zřejmě potenciálním zdrojem předchozích tří typů vláken.

Zastoupení jednotlivých typů svalových vláken ve svalech u různých živočišných druhů má vzhledem k jejich funkční charakteristice nepochybně zásadní význam pro svalovou výkonnost, rychlost prováděného pohybu, ekonomii svalové práce apod. (Dylevský, 2007).

Rozsáhlou a mnohaletou diskusi o tom jestli jsou svalová vlákna daná geneticky, nebo naopak, mají schopnost se přetvářet z některého typu vláken určitým pohybovým režimem, je možné podle současného stavu vědomostí uzavřít asi takto:

- Pohybová aktivita má zcela nepochybný plastický vliv na diferenciaci určitého typu svalového vlákna.
- Specifickou pohybovou aktivitou dochází k vynucené diferenciaci vláken specifického typu.
- Nově diferencovaná vlákna zřejmě vznikají z nediferencovaných vláken III. typu.

Z praktického hlediska můžeme tuto velmi složitou problematiku zjednodušeně charakterizovat takto: **FG => FOG => SO**.

Toto schéma říká, že cvičením lze v daném svalu a svalové skupině vynutit diferenciaci vláken vysoce odolných proti únavě a vláken zajišťujících v rámci celého svalu polohové, spíše statické a vytrvalostní pohybové parametry. Rychlostní a silové osobnostní znaky jsou podmíněny převážně genotypově; vytrvalostní znaky lze významně ovlivnit pohybovými aktivitami. Rozdíl v zastoupení typů vláken u lidí různého somatického typu nebyl zjištěn (Dylevský, 2007) (Puhke, 2006).

### 3.1.3 Svalový tonus

Pod tímto pojmem chápeme každé svalové napětí, které přímo nesouvisí s pohybem. Trojan (2003) rozlišuje dva typy svalového tonu:

1. **Tonus vyplývající z vlastností elastických struktur svalu**, který má podklad v elastických strukturách svalu, představuje příznivou výchozí polohu svalu pro kontrakci. Existuje dlouhodobě, bez energetických nároků, nejvíce únavu, ani nevykazuje činnostní potenciály.
2. Tzv. **reflexní tonus**, má charakter slabé izometrické kontrakce. Je řízen signalizací ze svalových vřetének, která závisí na stupni natažení svalu a inervaci. Pro jeho udržování má význam i senzitivní inervace z okolí kloubů. Reflexní tonus např. také napomáhá rychlému uskutečnění náhlé kontrakce (Trojan, 2003).

### 3.1.4 Kontrakce kosterního svalu

Smrštění svalu (svalová kontrakce) je vyvoláváno nervovým vzruchem šířícím se uvnitř svalu. Myozin a aktin jsou základní kontraktilní bílkoviny svalového vlákna (Dylevský, 2000).

Nervový impulz přinášející povel ke stahu podmiňuje postsynaptickou depolarizaci membrány svalového vlákna, šířící se jak po jeho povrchu, tak prostřednictvím tzv. T-systému, tj. výběžky (kanálky) sarkolemy do hloubky a při jejich návaznosti na systém sarkoplazmatického retikula rovněž do nitra svalového vlákna (Vránová, 1983).

Účinkem vzruchu (impulzu) se uvolňují vápenaté ionty, které vyvolávají elektrochemické děje vedoucí k vzájemné vazbě a zasouvání molekul myozinu a aktinu, ze kterých se skládají myofibrily. Důsledkem je zkrácení myofibril svalového vlákna projevující se zkrácením celého svalu. Nervový podnět, který smrštěním svalu vyvolává, musí mít určitou intenzitu. Podněty, které právě stačí k vyvolání smrštění, označujeme jako prahové podněty. Na příliš slabé (podprahové) podněty sval nereaguje. Kosterní sval je schopen zkrácení o 30 - 50 % délky vlákna. Zkrácení svalu je provázeno zvětšením obvodu svalového břicha, jeho ztvrdnutím a odpovídajícím pohybem tělních článků. **Změny elektrického potenciálu** vznikající v kontrahujících se svaích, můžeme snímat elektromyografem (EMG). **EMG** můžeme vyšetřovat jak normální svalovou akci, tak sledovat poruchy svalového pohybu, poruchy inervace a postup rehabilitačních procedur. Smrštění svalu probíhá ve dvou fázích.

Ve svalu nejprve **vzroste napětí** bez jeho zkrácení (**izometrická fáze**). Napětí svalu odpovídá hmotnosti posunovaného předmětu nebo překonávanému odporu. Teprve potom se sval **smrští (izotonická fáze)** a vykonává pohyb.

Každý sval je i při tzv. klidu ve stavu určitého klidového napětí, kterému říkáme svalový **tonus**. Jde o pohotovostní napětí, které zabezpečuje trvalý kontakt kloubních ploch, zajišťuje vzpřímené držení těla a udržuje polohu útroh v břišní dutině (Dylevský, 2007).

## 3.2 Řízení hybnosti

### 3.2.1 Motorická jednotka a její struktura

Motorická jednotka (dále MJ) je základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky. Skládá se z motoneuronu v předním míšním rohu spojeného neuritem se skupinou kontraktálních vláken ve svalu. V míše je spojen motoneuron svými dendrity s míšní neuronální sítí a dostává se tak do styku s drahami, kterými přicházejí do sítě signály jak z centra, tak i z periferie a ovlivňují jeho dráždivost. Při překročení prahu dráždivosti motoneuronu vzniká signál šířící se neuritem ke skupině svalových vláken, reagujících na něj synchronním záškubem, který se po krátké době sám uvolní (Véle, 2006).

Jedno nervové vlákno inervuje desítky až stovky svalových vláken. Vlákná míšních nervů, která inervují kosterní svaly, končí na **motorických ploténkách**. Ploténky jsou specializované úseky svalových vláken, ke kterým se přikládají rozšířené konce výběžků nervových buněk. Zpětné informace pro centrální nervový systém o protažení svalu vycházejí ze zvláštních snímačů (receptorů), uložených ve svalech a šlachách – ze šlachových tělísek a svalových vřetének (Dylevský, 2007)

MJ pracuje rytmicky kvantovým způsobem podle zákona „vše nebo nic“ a uvolněné kvantum mechanické energie je za normálních podmínek vždy stejné.

Pracovní cyklus MJ prochází dvěma fázemi:

1. v aktivním stavu dochází ke zkrácení svalových vláken (aktivace – „vše“)
2. v klidovém stavu má sval svoji klidovou délku (relaxace – „nic“) (Véle, 2006)

Např. pohybová schopnost obratnost, které projevem je především koordinačně náročná a složitá pohybová činnost, je z 80% určena geneticky. Podle Havlíčkové (2006) však stupeň rozvoje těchto schopností je také podmíněn do jisté míry i průměrnou velikostí motorických jednotek svalů. Čím menší motorické jednotky příslušný sval má, tím koordinovaněji pracuje. Naopak čím má sval větší motorické jednotky, tím může vyvinout větší sílu. Dále uvádí, že základní podmínkou rozvoje těchto schopností v ontogenezi je zralost

nervového systému. Rozvoj obratnosti nepředpokládá zvláštní typologii svalových vláken (Havlíčková et al, 2006).

### 3.2.2 Řízení pohybu

Řízení pohybu lze popsat jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení zamýšleného cíle (Véle, 2006). Základem hybnosti je svalový tonus, zajišťovaný činností páteřní míchy (Trojan et al, 2003).

Činnost kosterního svalstva je vždy řízena jako jediný funkční celek. Jednotlivé pohybové projevy sice můžeme zjednodušené rozdělit do kategorií s odpovídající anatomickou a funkční organizací, ale zároveň si musíme být vědomi toho, že zejména u člověka se na řízení motoriky podílejí prakticky všechny oddíly CNS, počínaje mozkovou kůrou a konče páteřní míchou (Trojan et al, 2003).

Za řízení hybného systému zodpovídají dva základní okruhy - vertikální a horizontální.

Prostřednictvím předních rohu míšních jsou tyto okruhy propojeny na zpětnovazebném principu (jejich aferentní i eferentní složkou) ve vertikálním směru, řídicími systémy (Kračmar, 2002)

Těmi jsou, systém postojových a vzpřimovacích reflexů (motorický systém polohy, opěrná motorika), při jehož řízení se účastní retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček (vestibulární a spinální mozeček) (Trojan, 2003). Nejdůležitější složkou somatických funkcí vyšších živočichů jsou **cílené, úmyslné pohyby**. U člověka jsou také základním předpokladem všech funkcí společenských, tj. řeči a práce. Cílené pohyby představují tzv. **motorický systém pohybu**, řízený činností mozkové kůry, bazálních ganglií a mozečku (Trojan et al., 2001). Přitom všechny nervové vlivy, které způsobují svalovou kontrakci, se uplatňují ve své konečné podobě prostřednictvím motoneuronů z jader hlavových nervů, nebo z páteřní míchy. (Trojan et al., 2003)str. 612

**Horizontální** regulační okruhy, jsou zodpovědné za koordinaci a jemné řízení pohybu. Zde tušíme centrální lokalizaci jemného ladění sportovní techniky při mnohonásobném opakování při fixaci pohybového stereotypu v průběhu tréninkového procesu (Kračmar, 2002).

Na optimální úrovni nastavení těchto okruhů je závislý konečný produkt, kterým je jak kvantitativní úroveň pohybu, tak i jeho koordinační složka

**Řízení volného pohybu**, ovládá CNS dvěma druhy aktivity. Prvá je **stimulující emoční aktivita** (podnět) a druhá je **brzdící racionální aktivita** (úvaha). Účelový pohyb je odezvou na sensorický podnět provázený emocí rozhodující o intenzitě pohybu. Při slabé emoci je pohybová odezva slabá nebo žádná. Silná emoce vyvolá intenzivní až překotnou pohybovou reakci. Racionální úvaha pohyb naopak přibrzdí. Má-li zamýšlený pohyb dosáhnout určeného cíle, musí být dobře koordinovaný, což vyžaduje vyváženost obou druhů kontroly (Véle, 2006)

**Pohyb řízený výměnou informací** probíhá obousměrnou výměnou informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem. Zdrojem těchto zpětnovazebních informací o průběhu pohybu jsou propioceptivní receptory ve svalech, šlachách, kloubech a vestibulárním aparátu, ale i receptory kožní, zrakové i sluchové. Informace z receptorů se porovnávají v CNS s vyslanými příkazy. Při zjištění odchylky mezi zamýšleným pohybem a jeho provedením a vyhodnocení rozdílu mozečkem je nutno provést ještě v průběhu pohybu korekci, aby se dosáhlo cíle. Vědomí je zaměřeno na cíl pohybu, nikoli na jeho průběh, ale přesto je pohyb automaticky kontrolován (Vale, 2006).

### 3.2.3 Svalové smyčky a řetězce

Svaly, které umožňují udržet jak polohu segmentů proti vlivu zevní síly, tak i provádět pohyb, většinou neprovádějí pohyb v základních rovinách, ale nejčastěji diagonálně a ve více segmentech současně (Véle, 2006). **Svalovou smyčku** tvoří skupina dvou svalů upínajících se na dvě vzdálená pevná místa (puncta fixa). Mezi oba svaly je včleněn pohyblivý kostní segment (punctum mobile), jehož poloha je vyvažována tahem obou svalů (Véle, 2006). Svaly vykonávají společnou funkci jako tým, protože při pohybu působí vždy několik svalů současně. Propojují pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami a tvoří svalovou smyčku, která přitahuje pohyblivý segment k jednomu či druhému opěrnému bodu nebo, fixuje pevně jeho pozici vůči opěrným bodům (Véle, 2006).

**Svalový řetězec** vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami do řetězce, tvořícího samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS. Těchto řetězců může pracovat současně několik, tím se značně rozšiřuje adaptabilita a flexibilita pohybové soustavy jako celku. Zřetěžené svaly nemusí pracovat synchronně ve všech svých člancích, protože CNS umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného časového rozvrhu (timing), kterým se pohyb svalů koordinuje a tím se dosahuje přesnosti pohybu při úspoře energie (Véle, 2006). Svalový řetězec v osovém orgánu zabezpečuje dvě protichůdné činnosti:

- Stabilizaci polohy jednotlivých celků (hold).
- Vzájemný pohyb celků (move).

Stabilizační složka se projevuje jako mírně omezující negativní zpětná vazba, přispívající ke koordinaci a jistotě pohybu, která pohybu nejen předchází, ale současně ho provází a zakončuje (Véle, 2006).

### 3.3 Posturální a fazický svalový systém

#### 3.3.1 Posturální a lokomoční motorika

Zaujetí a udržování klidové polohy organismu v gravitačním poli, ze které může pohyb vycházet, nazýváme **posturou** (držením) a zaujetí cílově zaměřené polohy nazýváme **attitudou** (postojem), po které následuje vlastní pohyb (Véle, 1997).

Posturální motorika udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy (balancováním kolem střední polohy), kterým se zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a naopak.

Udržování polohy je trvale naprogramováno, probíhá podvědomě, ale přesto se flexibilně přizpůsobuje okamžitému stavu prostředí a při neočekávané změně podmínek vstupuje ihned do vědomí (Véle, 2006).



Variabilita pohybové funkce je dána různými typy používaných svalů. Podle Véleho (1997, 2006) posturální motorika pracuje více s tonickými svaly i při lokomoci, ale i při jemné motorice se používá více fazických svalů, schopných vyvinout rychle větší sílu po kratší dobu. Posturální i lokomoční systém zahrnuje oba typy svalů (Véle, 1997, 2006).

**Spolupráci posturální a lokomoční motoriky** Véle (2006) popisuje jako lokomoční pohyb, který uskutečňují sice končetiny, ale podílí se na něm značně i osový orgán, který tak spolu tvoří systém hrubé motoriky. Posturální systém udržuje zaujatou polohu těla a brání její změně. Lokomoční systém prosazuje naopak změnu polohy těla proti jejímu udržování. Oba systémy vzájemně partnersky spolupracují (Véle, 2006).

### **3.3.2 Lokomoce**

Při lokomoci se jedná o přesun těla z místa na místo, který může probíhat různým způsobem. Nejběžnějším typem lokomoce je chůze sloužící základním životním potřebám (Véle, 2006).

Véle (2006) opisuje základní vývojové fáze posturální ontogeneze lokomoce postupně od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze.

#### **Kvadrupedální chůze**

Prvé pokusy o lokomoci vznikají u dítěte v poloze na břiše plazením. V začátečných pokusech o lokomoci dochází zároveň i ke změně dýchacích pohybů, protože svaly používané pro dýchací pohyby přebírají zároveň i funkci posturálních svalů. Plazení jako první primitivní typ lokomoce připomíná pohyb tuleně a přechází brzy do plíživého pohybu, kde se na pohybu začínají aktivně podílet i dolní končetiny (Véle, 2006). Od nástupu centrálních koordinačních mechanismů řízení polohy a pohybu, tj. asi do 4 - 6 týdnů po narození, lze v lokomoční aktivitě spatřovat koordinační charakteristiku v podobě krokového cyklu, určeného pro řízení pohybu všech čtyřech končetin. Krokový cyklus představuje pro každou končetinu definovaný pohyb, vyjádřený ve čtyřech fázích: flekční, relaxační, opěrné a odrazové. Kračmar (2002) aplikoval tento vývojově ontogenetický pohled na lidskou lo-

komoci do oblasti motoriky zdravých sportujících jedinců při rozboru jízdy na kajaku (Kračmar, 2002).

### **Bipedální chůze**

*„K posturálně zajištěné bezpečné bipedální chůzi bez vnější opory dochází teprve v pozdější fázi vývoje, až dítě získá schopnost stabilizace vertikálního pohybu těla na jedné noze alespoň po dobu 2-3 sekund“ (Véle, 2006, str. 347).*

Bezpečná chůze je možná jenom při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla, kterou je CNS schopen zajistit za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. Na udržení polohy i pohyb při lokomoci působí antigravitační svaly. Propulzní síla, produkovaná svaly odrazové končetiny, zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a švihová končetina brání pádu trupu, podporovanému gravitací při posunu těžiště vpřed, vyvolaném odrazovou končetinou (Véle, 2006).

Podle Véleho (2006) lze rozdělit pohyb dolních končetin při chůzi na 3 fáze:

1. *švihová fáze*: končetina postupuje vpřed bez kontaktu s opornou bází,
2. *oporná fáze*: končetina je po celou dobu ve styku s opornou bází,
3. *fáze dvojí opory*: obě končetiny jsou zároveň ve styku s opornou bází (Véle, 2006).

**Lokomoční princip** definují Vojta, Peters (1995) a uvádí, že pro všechny vzory pohybu vpřed, které se rozvinou v lidské motorické ontogenezi, jako je otáčení, „tulenění“, lezení po čtyřech, volná bipedální chůze, platí jisté zákonitosti:

- Vyvážené, automatické řízení polohy těla (posturální reaktibilita),
- změna těžiště trupu a vzpřímení trupu proti gravitaci,
- fazická aktivita svalů s daným úhlovým pohybem mezi segmenty končetin a osovým orgánem (hlava a páteř).

Při koordinovaném pohybu vpřed přejímají končetiny oporu prostřednictvím přenášení těžiště těla. Opěrný bod bude při pohybu vpřed znamenat pevný bod – **punctum fixum**. Osový orgán bude vzhledem k tělu mobilní. Tím je zajištěno mezi páteří a končetinami důležité funkční spojení. Přes ramenní a pánevní pletenec se tělo vzpřímí. Tělo je přenášeno z místa opory na další místo opory (Vojta, 1995).



### 3.3.3 Pohybové stereotypy a svalové disbalance

Stackeová (2004) vidí tento fyziologický základ v rozdílné reaktivitě svalů na zatížení, jež spočívá v rozdělení svalů na posturální a fazické. Posturální svaly jsou fyziologicky starší, udržují vzpřímený postoj a mají tendenci ke zkrácení, mají nižší práh dráždivosti, lepší cévní zásobení, vyšší odolnost vůči škodlivým vlivům a lepší regenerační schopnosti. Fazické svaly jsou fylogeneticky mladší, mají zvýšený práh dráždivosti, tendenci k oslabení až hypotrofii (Stackeová, 2004).

Problematická je otázka hranice normy, protože pohybové stereotypy jsou do značné míry individuální, charakteristické pro každého jedince, který si je vytváří během ontogeneze jako řetěz podmíněných a nepodmíněných reflexů (Lewit, 1990).

Tzv. vadné držení těla se objevuje především u těch jedinců, kterým chybí tendence k variabilitě posturálních a pohybových obměn, nebo u těch jedinců, kteří jsou nuceni k dlouhodobému zaujímání neměnné nebo opakovaně stejné polohy (Stackeová, 2008). Např. u lidí se sedavým zaměstnáním dochází nejen k ochabování svalů, ale také k přetížení svalů udržujících statickou polohu některých částí těla. Výsledkem může být např. typická poloha člověka sedícího u obrazovky počítače, televize, ve škole s kulatými zády, rameny stočenými vpřed a předsunutou hlavou (Tlapák, 2006).

K špatným pohybovým stereotypům patří především poruchy svalové koordinace následkem poruchy centrálního řízení. Pro správnou diagnostiku se musí vycházet z abnormality, tj. z poruchy funkce. Vyšetřujeme nejen sílu, ale i kvalitu pohybu (Lewit, 1990).

Vrátíme-li se k otázce disbalance svalových skupin, tj. utlumení převážně fazických (u hyperaktivity převážně posturálních svalů), uvědomíme si, že se tak narušuje správně koordinovaná motorika. To platí zvláště pro svaly, které jsou v poměru agonistů a antagonistů (Lewit, 1990).

Schematicky lze říci, že je tak narušována původně fyziologická rovnováha mezi oběma systémy ve smyslu převahy systému s převážně posturální funkcí.

Oba systémy jsou v součinnosti, kterou nazýváme dynamická svalová rovnováha. Je udržována centrálním řídicím mechanismem formou dynamických pohybových stereotypů.

Vytvořená svalová disbalance, která vznikla jednostranným přetěžováním a porušením této rovnováhy se nesprávným pohybovým stereotypem dále prohlubuje (Stackeová, 2004) (Kabelíková, 1997).

#### **Svalové skupiny s tendencí k oslabení:**

- Paravertebrální svaly, především tzv. autochtonní muskulatura a extenzory páteře v hrudním úseku,
- dolní fixátory lopatky (střední a spodní vlákna m. trapezius, mm. rhomboideí, m. latissimus dorsi a m. serratus anterior),
- vnější rotátory ramenního kloubu - m. infraspinatus,
- horní a střední část m. pectoralis maior,
- střední a zadní část m. deltoideus,
- hluboké flexory krku,
- mm. abdominis,
- mm. glutei,
- m. tibialis anterior.

#### **Svalové skupiny s výraznou tendencí ke zkrácení:**

- M. sternokleidomastoideus,
- horní fixátory lopatky – m. levator scapulae a horní část m. trapezius,
- spodní a horní vlákna m. pectoralis maior,
- extenzory bederní páteře včetně m. quadratus lumborum,
- flexory kyčle – m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius, m. tensor fasciae latae,
- adduktory kyčelního kloubu,
- flexory kolenního kloubu – m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus,
- m. triceps surae,
- m. piriformis (Stackeová, 2004).

## Hlavní zásady pro korekci poruch

Při cvičení je třeba přednostně procvičovat svalové skupiny s tendencí k oslabení. Posílení těchto svalových skupin je nezbytné jednak pro správné držení těla, jednak bez posílení těchto svalů není možné pokračovat v posilování dalších. Tlapák (in Stackeová, 2004) obecně definuje tento princip jako zásadu „od centra k periférii“ (Stackeová, 2004).

Další důležitou zásadou při koncepci cvičení je pravidlo: nejdříve vždy protáhnout svaly zkrácené, pak teprve procvičovat svaly oslabené.

Proto je velice důležité uvědomit si zásady pro uvolňování a protahování zkrácených svalů:

- Cvičenec musí být ve stabilní a pohodlné poloze. Tato poloha nesmí být náročná ani po stránce fyzické, ani po stránce psychické. Čím větší je svalová aktivita nutná k udržení polohy, tím je větší nebezpečí, že bude podráždění ze svalů udržujících polohu vyzařovat i do svalů protahovaných. A čím více pozornosti musí cvičenec věnovat udržení vratké nebo namáhavé polohy, tím méně se může soustředit na přesné zacílení cvičebního účinku a na vědomé uvolnění protahovaných svalů.
- Všechny protahovací pohyby mají být prováděny pomalu, s vyloučením rychlých přechodů z většího zkrácení do protažení. Rychlým protažením svalu se snadno vyprovokuje napínavý reflex, který zvyšuje svalové napětí. K protahování jsou vhodné cviky, které mají charakter výdrží. Výhodou výdrží je také to, že se cvičenec může snáze soustředit na volní relaxaci a navíc protahované struktury mají dost času, aby se protažení přizpůsobily, mohou se na protažení snáze adaptovat.
- Pro protahování jsou nevhodné cviky, ve kterých jsou protahované svaly zatěžovány tím, že musí udržovat polohu těla proti působení gravitace, zvláště-li přitom přemáhat velký odpor.
- Cvik má být prováděn tak, aby velikost protažení byla stále pod volní kontrolou cvičence a protahování bylo možno kdykoli zastavit. Tím se sníží nebezpečí, že dojde k poškození protahovaného svalu v důsledku jeho nadměrného protažení. Proto jsou k protahování zkrácených svalů nevhodné švihové pohyby, u kterých se pohyb uskutečňuje do velké míry setrvačností.
- Protážení nesmí být bolestivé. Bolest brání dokonalému uvolnění protahovaného svalu. Může také dojít k poškození protahovaných struktur. Bolest znamená patologickou signalizaci z periferie (Kabelíková, Vávrová 1997).

## 3.4 Cvičení na Crosstrainer Elliptical jako součást fitness

### 3.4.1 Vysvětlení pojmu fitness

Dnešní doba je charakterizována přemírou stresu a hypokinezí. To má za následek negativní vliv na pohybové a funkční možnosti lidského organismu a na zdraví jedince, u kterého dochází ke zhoršení svalové koordinace, držení těla, snížení kloubní pohyblivosti, svalové atrofii a zhoršení výkonnosti kardiovaskulárního a respiračního aparátu. Fitness se proto naskýtá jako vhodné řešení, pokud je správně prováděné (Stackeová, 2008).

Jde o cvičení ve fitness centrech, jehož součástí je cvičení s volným závažím a cvičení aerobního charakteru na speciálních trenažérech nebo skupinových lekcích. Za předpokladu užívání výživových suplementů, dodržování dietního režimu a celkového zdravého životního stylu. Cílem je rozvoj tělesné zdatnosti, zlepšení držení a tvaru těla a upevnování zdraví (Kolouch, Kolouchová, 1990).

Fitness chápáno v širším kontextu jako tělesná zdatnost je schopnost těla efektivně fungovat s optimální účinností a hospodárností. Blahušová (in Stackeová, 2008) ho rozděluje do pěti složek, které souvisí se zdravím.

1. **Kardiorespirační vytrvalost** je nejdůležitější součástí fitness. Schopnost přenášet kyslík a živiny k pracujícím svalům, má za následek zlepšení funkce srdce, cév, plic a redukci rizikových faktorů jejich onemocnění. Aerobní cvičení je nejúčinnějším prostředkem pro zlepšení vytrvalosti.
2. **Svalová síla** je schopnost překonávat nebo udržovat vnější odpor svalovou kontrakcí. Charakteristická je vysoká intenzita a krátká doba výkonu. Cvičení na rozvoj svalové síly se provádí s volnou zátěží nebo na posilovacích strojích.
3. **Svalová vytrvalost** je schopnost svalu opakovaně vydávat sílu proti odporu nebo výdrž ve svalové kontrakci. Jde o dlouhodobější aktivitu nižší intenzity.
4. **Kloubní pohyblivost** nebo flexibilita se dá zlepšit strečinkem. Její rozvoj umožňuje provádět pohyb bez potíží a pomáhá předejít poškození kloubů, vazů a svalů.
5. **Složení těla** je ukazovatel, kterým se sleduje množství podkožního tuku a množství aktivní tělesné hmoty (Stackeová, 2008).

### **Fitness vs. Wellness**

Pojem fitness je v posledních letech nahrazován pojmem wellness, který rozšiřuje jeho obsah o stránku psychickou. Původní fitness centra se skládala pouze z posilovacích strojů, činek a tzv. aerobních zón. Nově vznikající wellness centra obsahují ještě část určenou pro regeneraci, jako jsou vodní procedury, sauny, solária apod. Wellness znamená dobrou psychickou kondici a pocit životní pohody (Stackeová, 2008). Součástí fitness nebo wellness je i použití zmiňovaných strojů pro zlepšování aerobní vytrvalosti. Starší simulátory běhu na lyžích, u nás známé pod názvem Orbitrek, prošli vývojem a dospěli k propracovanější verzi, která nabízí efektivnější účinek a je šetrnější ke kloubům. Obecný název pro vylepšený „orbitrek“ není jednotný, ale nejvíce se ujal název Crosstrainer nebo Elliptical, kvůli své eliptické křivce, kterou vytváří při cvičení (rovněž spojováno v Crosstrainer Elliptical).



*Obr. č. 3 Crosstrainer Glidex XT pro 600*

### **3.4.2 Zásady při cvičení na Crosstrainer Elliptical**

- Pro zdokonalení držení těla se zásadně nepředklánět, postoj musí být zpříma, bři.
- dbát aby horní i dolní končetiny vykonávali veškeré pohyby v plném rozsahu pro zefektivnění účinku tréninku,
- nastavit odpor na správnou úroveň, odpovídající trénovanosti cvičence,
- umístit správně dolní končetiny a po celou dobu cvičení je udržovat v semiflexi,
- synchronizovat práci dolních a horních končetin (Kaasl, 2000).



### **3.4.3 Benefity cvičení na Crosstrainer Elliptical**

- Posílení velkých svalových skupin celého těla,
- zlepšení svalové obecné vytrvalosti, funkcí kardiovaskulárního a respiračního systému, aerobního výkonu a aerobní kapacity,
- menší zatížení kloubu kolen a kyčlí, než u jiných aerobních aktivit,
- spalování tuku a redukce hmotnosti.

## **3.5 Nordic Walking**

Nordic walking (dále NW) je chůze se speciálně uzpůsobenými holemi, jedná se o „outdoorovou“ pohybovou aktivitu, zdravotní cvičení, které je zaměřeno na rozvoj kondice. Rozšiřuje nabídku aktivit jako je jogging, běžecké lyžování či přirozená kondiční chůze (Vystrčil, 2004).

### **3.5.1 Historie**

Kořeny NW sahají do počátku roku 1930 ve Finsku, kde se provází jako mimosezonní aktivita pro běžkařské specialisty.

#### **80. léta**

NW se vyvinul ve Finsku do jeho současné formy jako rekreační pohybová aktivita. První trasy s holemi byly nabízené na Finských univerzitách jako nová forma sportu pro všechny.

#### **90. léta**

Proběhly první výzkumy, které byly publikovány v USA. V r. 1996 Finská asociace pro rekreační sport a outdoorové aktivity (Suomen Latu) podepisují kontrakt s výrobcem holí Exel a společně vytváří speciální hole pro NW. Sauvakävely – chůze s holemi mění v r. 1997 svůj název na komerčně srozumitelný Nordic Walking. Na světě je tak oficiálně nový sport, který si enormním způsobem získává své přívržence. Byly vydány nové brožury, články, testy, studie a vyškoleni noví instruktoři. NW v r. 1998 získává prestižní světové prvenství jako Zdravotní aktivita roku a rozrůstá se do Dánska, Švédska a Norska.

### **2000 - 2003**

V roce 2000 byla ve Finsku založena mezinárodní asociace International Nordic Walking Association (INWA), která má za cíl šířit osvětu a vzdělávat lidi v NW. INWA vytvořila mezinárodní vzdělávací systém NW a přibírá první členy (Rakousko a Německo). S přispěním firmy Exel natáčí své první instruktážní video. Severská chůze byla hlavní téma na Mezinárodní výstavě sportovního náčiní v Mnichově. Počet lidí, provozujících NW, se za poslední roky zdvojnásobil na 2 milióny.

### **2004 - 2009**

V Německu vzniká první magazín s názvem Nordic Fitness Sports. Světoví oděvní giganti (Adidas, Meindl, atd.) začali prodávat speciálně navržené oděvy a obuv pro NW. Počet členů INWA se rozrostl na 18 a v r. 2009 se počet lidí, kteří se aktivně věnují chůzi s holemi, odhaduje na 8-10 miliónů (www5).

## **3.5.2 Technika**

Krok začíná odrazem z prstů a bříšek chodidla zadní nohy, na konci odrazu je koleno v extenzi. Druhá noha je před tělem flektovaná v koleně podle délky kroku (čím je krok delší, tím je úhel mezi bércelem a stehnem ostřejší). Paže, která se nachází před tělem, je v semiflexi, hrot hůlky se zapichuje podle rychlosti chůze buď do úrovně paty přední dolní končetiny, nebo (většinou) v rozsahu paty přední nohy až za tělo. Druhý způsob se využívá u pomalejší chůze. Během celého cyklu by se směrem dopředu neměla hole dostat za ver-

tikální osu danou zápěstím této horní končetiny. Při přenosu síly, ke které dochází od zabodnutí hůlky do odrazu, nesmíme zvedat rameno. Protější paže se ve stejném čase dostává do extenze a dokončuje odpich.

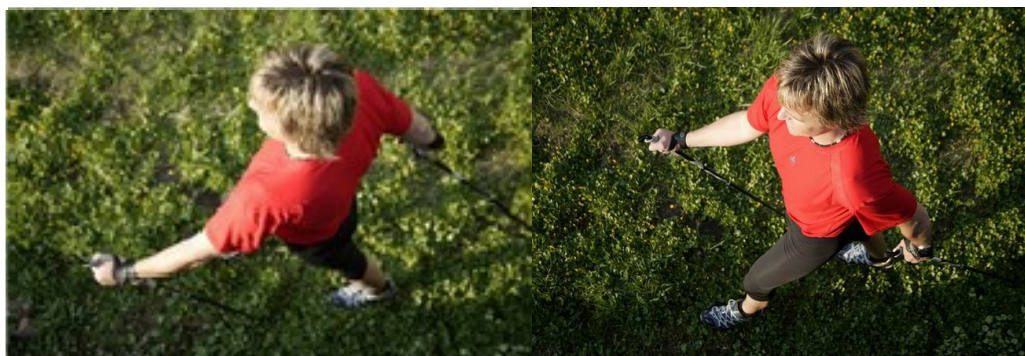
**Odpich** hůlkou a odraz protilehlé nohy se odehrává více méně v jednom okamžiku, jde o střídavý pohyb. Chodidlo zadní dolní končetiny směřuje dopředu. Jako první se podložky dotýká pata. Následuje dvojoporová fáze, kde se zadní horní končetina pohybuje uvolněně dopředu a nahoru, přední horní končetina začíná odpich aktivním napínáním v loketním kloubu. Ruky obou paží se setkávají mírně před tělem. Zadní dolní končetina flektuje v koleně a směřuje dopředu. Po dokončení kroku a odpichu se celý cyklus opakuje v obráceném pořadí.



*Obr. č. 4 Pozice ruky  
([www.inwa-nordicwalking.com](http://www.inwa-nordicwalking.com))*

Sklon hůlek je také podstatný prvek u NW. Horní konec držený rukou musí být vždy vpředu vzhledem k dolnímu konci hůlky. Pouze úhel sklonu se během krokového cyklu mění ve vertikálním směru.

Vzpřímené držení těla je důležité kvůli plynulosti pohybu, hlava a krk jsou v prodloužení trupu. Hůlky umožňují **prodloužení kroku**, které ale nesmí být provázeno hyperextenzí kolene. Tato chyba vede k přetížení přední části kloubu, proto by při dopadu paty měl být kolenní kloub v přirozeně mírné flexi. Obdobné nebezpečí hrozí páteři v hrudní a bederní oblasti páteře při nadměrné rotaci pánve vzhledem k fixovaným ramenním pletencům. Střed rotačních pohybů se oproti běžné chůzi posunuje více do stran!



Obr. č. 5 Správná rotace ramen a pánve (www5).

Před zahájením lekce nesmíme zapomenout na zahřátí, důkladný strečink a kloubně-mobilizační cvičení a **uvolňovací cvičení** po jejím ukončení. V obou fázích je výhodné použít *hůlky jako nářadí* (Vystrčil, 2004).

Při **chůzi do kopce** je předklon těla větší, zkracujeme krok (záleží na sklonu svahu), více zapájíme svaly horní poloviny těla a intenzivněji pracují i svaly zadní strany stehen a lýtko. Účinné používání hůlek umožňuje prodloužit krok během stoupání a zároveň tak odlehčuje dolním končetinám. Chůzi do mírného kopce můžeme využít jako nácvik správného používání hůlek pro začátečníky, umožňuje jim rychleji pochopit podstatu pohybu.

Při **chůzi z kopce** snižujeme těžiště, kroky jsou výrazně kratší. Kolena jsou po celou dobu chůze neustále v semiflexi, chodidla jsou většinu času v kontaktu s podložkou celou plochou podrážky. Odpich hůlkami je méně výrazný. Důraz je kladen na přenos části hmotnosti na hůlky, čímž se odlehčí kloubům dolních končetin. Pozor na přenášení hrotů hůlek před tělo, potencionálně se tím zvyšuje nebezpečí úrazu a snižuje se efektivita pohybu.

#### **Nečastější chyby u NW:**

- Porucha koordinace horních a dolních končetin v „křížmochodním“ vzoru,
- nenapříměné držení trupu (hrudní kyfóza, hlava v předklonu, nebo v předsunu mezi rameny),
- trup v přehnaně přímém (vertikálním) postavení,
- směřování dolního konce hůlek vpřed a odraz z hůlky před tělem,
- pevné držení hůlky celou dlaní při přenosu vpřed,
- přehnané až křečovitě držení rukojeti hůlky,
- špatné navlečení řemíneků,
- paže příliš blízko u těla,
- zapomínání na odraz „z hůlky“ zadní rukou,
- příliš dlouhé kroky (napjaté ruce – chůze „robot“),
- příliš dlouhé hůlky, nepružící materiál, ocelové hroty použité na tvrdém povrchu,
- nevhodná obuv,
- zanedbávání rozcvičky,

- chůze s hůlkami bez jejich využití (Vystrčil, 2004).

### 3.5.3 Dělení NW podle fyzické zdatnosti

1. rekreační – zdravotní
2. kondiční – fitness
3. aktivní - sportovní

ad 1. Rekreační úroveň NW je vhodná především pro lidi, kteří hledají vhodnou a efektivní pohybovou aktivitu pro volný čas téměř v jakémkoliv věku. Tento stupeň je také vyhovující pro lidi limitované fyzickou kondicí, kteří nemají mnoho zkušeností s pravidelným cvičením, mají slabší koordinační schopnosti, případně specifické zdravotní problémy, které jim ovšem nebrání v provozování chůze s hůlkami.

ad 2. Tento stupeň je určen pro lidi s odhodláním zlepšit svou kondici, aktivně cvičí minimálně dvakrát týdně a berou tuto aktivitu jako výborný doplněk svého repertoáru ostatních pohybových aktivit.

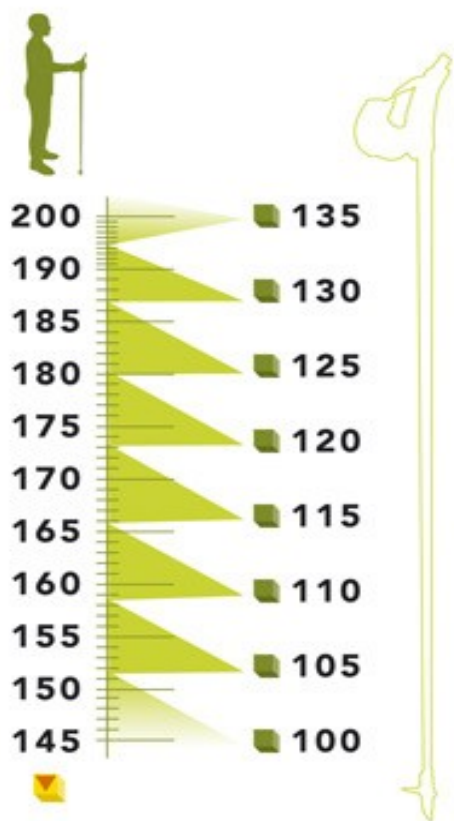
ad 3. Na tomto stupni se již setkáváme se sportovci, kteří berou NW jako součást kondičního tréninku v mezisezonním období, a také s jednotlivci, kteří jsou ve výborné kondici s dobrým rozsahem pohybu a pružným svalovým aparátem. Jejich koordinační a rovnovážné schopnosti jsou na vysoké úrovni a mají jasnou představu, co od tréninku očekávají (Tlašková, 2008).

### 3.5.4 Vybavení pro NW

#### Hůlky

Pro Nordic Walking jsou vyráběny speciální odlehčené hole, které musí být pevné, ale i pružné, a proto jsou vyráběny z karbonu. Hroty jsou chráněny gumovou patkou, která je nezbytná pro chůzi na tvrdém povrchu (např. asfaltu). Na měkkém povrchu (např. v lese, na louce) se patka sejme a hole se zapichují hroty do země. Úchop by měl být maximálně pohodlný a příjemný. Z tohoto důvodu se u kvalitních holí pro tyto části používá korek. Nejpodstatnější část holí pro Nordic Walking jsou poutka pro uchycení na zápěstí. Ty

musejí udržet hůl v kontaktu s rukou, protože jedním ze základních principů této techniky



je střídavé uchopení a uvolnění hole. Patentovaný úchyt, používaný u špičkových modelů, podporuje použití správné techniky při cvičení bez zvláštního úsilí. Důležitá je také délka hole, pro začátečníky má být délka rovna výšce postavy v cm krát 0,66. Pro pokročilejší techniky se délka hole mění (koeficient 0,68 a 0,70).

#### **Obuv a oblečení**

V dnešní době jsou již vyvinuty speciální boty pro NW. Mají patentovanou podrážku, při chůzi dochází k valivému pohybu a zátěž je tím pádem rovnoměrně rozkládána na celou plochu chodidla. Konstrukce podrážky podporuje přirozený způsob chůze, tím minimalizuje negativní vliv na klouby a napomáhá správnému držení těla.

Obr. č. 6 Doporučená výška holí (www4).

#### **Sportester**

je velmi užitečnou součástí vybavení, protože tepová frekvence (dále TF) je jediným ukazatelem zatížení organismu, který lze snadno využít pro kondiční a sportovní účely. Podle TF lze velmi přesně regulovat úroveň zatížení, ať už je cílem snižování nadváhy, nebo udržování a zvyšování kondice (www3).

### **3.5.5 Benefits Nordic Walking**

- Vylepšení běžné chůze,
- přirozený pohyb, který aktivuje až 90% velkých svalových skupin,

- harmonický a symetrický trénink celého těla,
- zlepšení krevního oběhu a metabolismu,
- bezpečný, zdravotně a biomechanicky nezávadný pohyb,
- upravuje korektní držení těla a posturu,
- naučené dovednosti přenesené do každodenního života,
- fyzický pohyb vyhovující pro všechny bez ohledu na věk, pohlaví a kondici,
- nesoutěžní sport (www5).

## **3.6 Elektromyografie**

### **3.6.1 Metoda EMG**

Elektromyografie (dále EMG) je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva.

Skupina metod proto, že pod označením EMG se rozumí některé zcela odlišné postupy, jako jsou například kondukční studie periferních nervů, vyšetření svalů jehlovou elektrodou, vyšetření blink-reflexu (Dufek, 1995).

EMG je velmi rozšířenou metodou, která se využívá v mnoha vědních oborech. Často se oddělují kondukční studie, u kterých se získávají informace o vedení periferních nervů, a elektromyografie jako taková, která u většiny znamená vyšetření svalů (Dufek, 1995).

### **3.6.2 Snímání elektrických dějů**

U EMG jde o zaznamenávání potenciálů mezi dvěma místy. Na tato místa ukládáme dvě elektrody:

- akční - přikládá se na aktivní část svalu, produkuje elektrické změny,

- referenční - umístěna nad elektricky málo aktivní oblastí.

Změna napětí mezi aktivní a referenční elektrodou je následně zaznamenána a vyhodnocována (Dufek, 1995).

Svalová EMG pracuje na principu charakteristické vlastnosti každé buňky živého organismu. Tou je iontová nerovnováha mezi intracelulární a extracelulární tekutinou, která je způsobena různou permeabilitou (propustností) buněčné membrány pro ionty. Díky iontové nerovnováze můžeme na povrchu membrány registrovat určité elektrické napětí, tzv. klidový potenciál. Svalové a nervové buňky se od ostatních buněk odlišují excitabilitou (vzrušivostí), která jim umožňuje dočasně měnit permeabilitu buněčné membrány, se kterou je spojen přesun iontů a změna elektrického napětí (Špaňhelová, 2001).

Elektrická aktivita svalu je vyjádřena akčním potenciálem, který vzniká, přestoupí-li depolarizační proud (vzruch) potenciál na úrovni prahu, a vyvolá otevření sodíkových kanálů membrány. Akční potenciál vzniká v motorické části mozkové kůry a pyramidovou dráhou se šíří k buňkám předních rohů míšních, kde je předáván motoneuronům. Z motoneuronu je veden k jednotlivým svalovým vláknům a přes nervosvalovou ploténku (neurotransmiterem je acetylcholin) se dále šíří po membránách svalových buněk. Vzruch, jdoucí přes motorické nervy, dosahuje různé motorické jednotky v různém okamžiku. Svalová vlákna se tedy nekontrahují současně, ale asynchronně. V rámci jedné motorické jednotky probíhá kontrakce současně. Za vzrušivou vlnou po uplynutí určité latentní doby přichází jedna vlna kontrakční. Rychlosti vzrušivé a kontrakční vlny mohou být u jednotlivých vláken rozdílné. Vznik kontrakční vlny vlákna je signalizován akčním potenciálem (Rodová et al, 2001).

Svalová aktivita se dá měřit pomocí EMG dvěma způsoby:

1. jehlová EMG - jedná se o invazivní, intramuskulární snímání potenciálů,
2. povrchová EMG (PEMG) - akční potenciál je snímán z povrchu kůže pomocí elektrod (někdy označovaná jako SEMG – Surface Electromyography).

### **Povrchová EMG**

PEMG poskytuje snadný přístup k fyziologickým procesům, které přímo souvisí se vznikem pohybu a produkováním síly. Výhodou je neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení. V povrchové EMG prochází akční potenciál přes přilehlé svalové tkáně,



podkožní tuk a kůže a je detekován na jejím povrchu. EMG signál je pak výsledkem sledu akčních potenciálů, jdoucích po svalových vláknech pod snímající elektrodou. Výboje a frekvence výbojů jednotlivých akčních potenciálů motorických jednotek jsou na sobě nezávislé. Frekvence akčních potenciálů jedné motorické jednotky je podle intenzity kontrakce a druhu svalu 6-25 akčních potenciálů za sekundu. U povrchové EMG se setkáváme s frekvencí vyšší a nepravidelnou, což je dáno převážnou asynchronní činností jednotlivých motorických jednotek. Na povrchové elektrody se propaguje mnoho různých časově posunutých napětí, proto má získaná křivka složitý a zcela nepravidelný průběh. Výsledný elektromyografický záznam není prostým součtem jednotlivých napětí, ale je výsledkem vzájemných interferencí v prostorovém vodiči – sval, tuková vrstva, kůže, elektrody (Rodová et al, 2001).

### **Faktory ovlivňující PEMG signál**

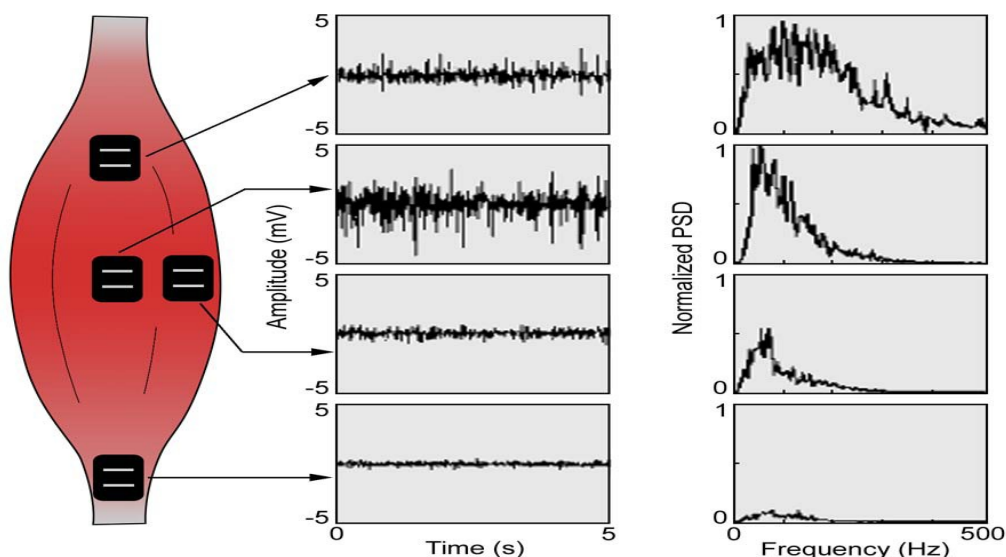
Precizní kvantitativní vztah mezi svalem a záznamem neexistuje, protože EMG signál je výsledkem mnoha fyziologických, anatomických a technických faktorů. K efektivnímu využití signálu je zapotřebí znát co nejvíce jeho zdroj ovlivnění. De Luca (1997) rozdělil zdroje do tří kategorií:

1. **kauzální** – počet zapojených MJ, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění jednotlivých svalů, vrstva tuku a kůže mezi elektrodou a MJ, velikost, tvar, lokalizace a vzdálenost elektrod,
2. **intermediární** – ovlivnění signálu aktivitou přilehlých svalů, softwarová filtrace, superpozice a kondukční rychlost akčních potenciálů,
3. **determinující** – počet aktivovaných a detekovaných MJ, stabilita náboru, amplituda, tvar a trvání jednotlivých sumačních potenciálů MJ, interakce svalových vláken.

Je důležité, aby bylo možné podle shromážděných a popsanych vlivů na EMG signál, vyjádřit všechny možné interakce a v měření usilovat o maximální vylepšení vztahů mezi jednotlivými faktory, EMG signálem a svalovou prací (De Luca, 1997) (Jiroš, 2007).

Obr. č. 6 znázorňuje ovlivnění amplitudy a frekvence spektra prostřednictvím lokalizace elektrod s ohledem na inervační zónu (vrchní elektroda), na rozhraní svalu a šlachy (spodní

elektroda) a laterální hranu svalu (střední elektroda vpravo). Z obrázku vyplývá, že nejlepší umístění elektrody je uprostřed bříška svalu mezi nejbližší inervační zónou a spojnicí svalu se šlachou (střední elektroda vlevo). V této oblasti je zaznamenána amplituda s nejlepším rozlišením (De Luca, 1997).



Obr. č. 6. Ukázka správného umístění elektrod (De Luca, C., J., 1997)

## Zpracování záznamu PEMG

Mezi nejzákladnější typy zpracování EMG signálu patří:

### 1. Frekvenční filtrace

Abychom dostali co nejlepší záznam, chceme chtěné vlny zesílit a nechtěné vlny potlačit. Filtry nám umožňují získat a zobrazit signál ve zvoleném frekvenčním okně, ve kterém jsou vykresleny chtěné vlny. Základním postupem při zpracování elektromyografického signálu je odfiltrování frekvencí nižších než 20 Hz (low-pass filtry) a vyšších než 500 Hz (high-pass filtry). Pak je nutné odfiltrovat síťovou frekvenci (50Hz), která také ruší záznam, což umožní tzv. notch filtry, které jsou schopné potlačit pouze určitou frekvenci. Nevýhodou je současné potlačení odpovídající části spektra chtěného záznamu (Dufek, 1995).

### 2. Rektifikace

Získáváme matematickou úpravou signálu, který osciluje nad a pod bazální linií tak, že se vypočte jejich absolutní hodnota, tj. všechny hodnoty jsou kladné. Potom

lze záznam zpracovat pro podrobnější zhodnocení pohybu pomocí průměrné amplitudy plochy pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu, průměrné frekvence apod. (Rodová et al, 2001).

### 3.6.3 Artefakty

Artefakty rozdělujeme na:

- **grafické** - jsou to útvary, které deformují a ruší záznam. Někdy mohou způsobit nečitelnost záznamu, vzácněji napodobují tvarem normálně se vyskytující potenciály a mohou vést k mylnému závěru,
- **zvukové** - jsou snadněji odlišitelné, neboť chybí grafický ekvivalent.

Odlišení od normálního záznamu:

- Artefakty se objevují obvykle buď jen v grafickém, nebo jen ve zvukovém záznamu,
- obvykle mají bizarní tvar a zvuk (není pravidlem),
- po odstranění technické chyby (zevní příčina je nejčastější) lze artefakty eliminovat.

#### Typy artefaktů

**Elektrodový šum** – vzniká na kontaktu elektrody a gelu či gelu a kůže polarizací elektrody. Proto používáme elektrody z málo polarizujících materiálů, tzv. inertních kovů. S narůstáním šumu je nutno doplnit gel, odmastit kůži a odstranit zrohovatělou povrchovou vrstvu epidermis, aby došlo k zvětšení povrchu elektrody. Šum zesilovače je vysokofrekvenční a projeví se „ztluštěním“ bazální linie. Je vysílán z různých složek zesilovače. Mikrofonový šum vzniká z mechanických vibrací nebo z osciloskopu. Je možné jej omezit snížením hodnoty horního filtru.

**Pohybové artefakty** – zapříčiněné např. skluzem elektrody po povrchu kůže – vznik na rozhraní gel-kov či gel-kůže. Otíráním může vzniknout elektrostatický náboj, který mění

podmínky snímání. Dochází ke změně impedance mezi elektrodou a kůží. Musíme dbát na pevné uchycení elektrod.

**Pocení** – mění impedanci na rozrání kůže-gel. Odstranit lze jen odmaštěním a otřením těsně před vyšetřením či opakovaním odmaštění v průběhu vyšetření.

**Radiová interference** – přechodný jev, kdy pacient slouží jako anténa a z reproduktoru jde zvuk vysílání radia či televize. Souvisí obvykle se špatným uzemněním.

**Porucha uzemnění** – při vadné či suché zemnicí elektrodě či při jejím nevhodném umístění. Dochází k elektromagnetické interferenci se střídavým síťovým proudem. Zdrojem jsou buď elektrické přístroje v okolí, či kontakt vyšetřující osoby s elektrodou. Je nutno vypnout spotřebiče v okolí a namočit zemnicí elektrodu. Krajiní řešení je odfiltrování frekvence 50 Hz, což může deformovat záznam (Dufek, 1995).

## **4. Cíle a úkoly práce**

### **4.1 Cíl práce**

Cílem práce je porovnání zapojení vybraných svalů s tendencí k ochabování při Nordic Walking a cvičení na Crossovém trenažéru. Předmětem hodnocení je pořadí zapojování jednotlivých svalů při jejich maximálních aktivačních hodnotách a souvztažnost u dvou rozdílných cvičení podobného charakteru.

### **4.2 Úkoly práce**

- Shromáždit teoretické podklady o Nordic Walking, Crostrainer Elliptical a měřicích metodách,
- vybrat vhodné probandy a zajistit místo pro výzkum,
- stanovit vyhovující povrchové svaly, které se významně podílejí na daném pohybu a zajistit erudovanou osobu pro aplikaci elektrod,
- pomocí EMG přístroje a videokamery zaznamenat potřebná data,
- zpracovat a popsat naměřená data,
- porovnat získané výsledky.

## **5. Hypotéza**

Pořadí zapojení vybraných svalů s tendencí k ochabování bude stejné jak při Nordic Walking, tak u cvičení na Crosstrainer Elliptical u obou probandů.

## **6. Metodika práce**

### **6.1 Obecná charakteristika výzkumu**

V této případové studii jsme sledovali a porovnávali aktivitu svalů s tendencí k ochabování, které zabezpečují pohyb při provádění Nordic Walking a při cvičení na Crosstrainer Elliptical. Na měření elektrického potenciálu svalové práce byl použit EMG přístroj, synchronizovaný s videozáznamem. Naměřené hodnoty jsme analyzovali na základě začátku nástupu a odeznění aktivity jednotlivých svalů a také jsme srovnávali jejich maximální naměřené hodnoty v rámci jednoho krokového cyklu.

Podle Choutka a Dovalila (1991) se míra specifičnosti vztahuje k posloupnosti zapojování určitých svalových skupin, k frekvenci pohybu, k vynakládanému úsilí a k době trvání svalového napětí.

### **6.2 Charakteristika probandů**

Na výzkumu byli zaangażováni dva probandi s výrazně rozdílným pohybovým stereotypem. Důvodem bylo zjistit, zda existuje rozdíl ve výsledcích zástupce sportující a nesportující populace. J. K., 22letý zástupce sportující populace, je bývalý závodník TJ Slovan Karlovy Vary v běhu na lyžích, má za sebou 13letou kariéru. V současnosti se věnuje triatlonu a v posledních dvou letech působí také jako instruktor Nordic Walking. Lze předpokládat vysokou koordinační úroveň a silně fixovaný pohybový stereotyp. J. S., 23letá studentka FF UK, byla pro výzkum vybrána jako zástupkyně nesportující populace, která v zimě sporadicky lyžuje a v létě si chodí zaplavat. Lze předpokládat neekonomizující a málo koordinované pohyby.





## 6.3 Charakteristika použitých metod

U obou probandů jsme naměřili aktivitu vybraných svalů v 10 sekundových sekvencích jak při provádění NW, tak u cvičení na stroji Crosstrainer Elliptical pomocí metody povrchové elektromyografie, která je podrobně popsána v teoretické části práce. Hodnotícím elementem jsou lokální maxima a jejich vzájemné načasování (tzv. timing) a posouzení vzájemných korelací svalů. Při měření byl pořízen videozáznam, který byl synchronizován s EMG přístrojem KaZe05. Zaznamenaná data byla zpracována počítačovým programem MS Excel, Dartfish a Paint. Výzkum se uskutečnil ve spolupráci s Katedrou sportů v přírodě – oddělení vodních sportů na FTVS UK za účasti vedoucího práce doc. Kračmara, fyzioterapeutek a studentek postgraduálního studia a probandů.

### Některá omezení metody EMG

*„Elektromyografie jako metoda objektivizace svalových funkcí vyvolává řadu kontroverzních názorů. Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu. Neměříme práci svalu. Ale měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu“ (Kračmar et al, 2007)*

Dále je nutné si uvědomit zejména:

- Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na 1 osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrody). Při analýze pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem.
- Zapojení velkého počtu motorických jednotek deformuje křivku, kvůli vzájemné interferenci. Přibližně od zapojení 50% motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi 2 různými činnostmi.

- poměrné posouzení svalové práce mezi 2 různými svaly je velmi obtížné. Do hry vstupuje různá vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku, různá velikost motorických jednotek (např. okohybné svaly vs. m. gluteus maximus).
- Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod (Kračmar et al, 2007).

### **6.3.1 Procedura měření**

Měření probíhalo následujícím způsobem:

- důkladné vyčištění předpokládaných ploch pro umístění elektrod,
- stanovení nejvhodnějších míst na těle probanda fyzioterapeutem, pro nalepení povrchových elektrod, na základě fyzioterapeutických postupů podle Jandy (palpací při simulovaném pohybu),
- natření vodivým gelem a následné nalepení elektrod na označená místa,
- provedení kalibrace stroje,
- kontrolní testy pro získání reliability,
- vlastní měření, které spolu s nalepováním trvalo cca 3 hodiny u každého probanda.

### **6.3.2 Technické vybavení použité při výzkumu**

#### **Elektromyografické zařízení**

Pro měření svalových akčních potenciálů ve výzkumu byl použit mobilní polyelektromyografický přístroj s technickým názvem KaZe05, který vytvořil Karel Zelenka ve spolupráci s Katedrou fyzioterapie na FTVS UK.

Technický popis EMG přístroje:

- 8 měřicích kanálů (7 pro snímání svalů, 1 pro synchronizaci s videozáznamem),
- rozhraní frekvence 30 – 1200HZ při 3dB/kanál,
- vzorkování: 200Hz, tj. 5ms,
- nastavitelnost doby měření: od 2,5s – 327s,
- stupeň citlivosti v rozmezí 0,05 – 6 mV,
- rozměry přístroje s akumulátory: 185x140x42 mm, hmotnost 1,3 kg.

### **Videokamera**

Jednalo se o digitální videokameru CANON HDV 1080i SONY s rozlišením 3,1 megapixelů a frekvencí snímání 50 obrázků/sec.

### **Crosstrainer**

Crossový trenažér TECHNOGYM GLIDEX 600 XT PRO je model určený pro náročné v domácím i komerčním použití. Vyniká speciální ergonomií, kvalitním zpracováním a moderním designem. Při zachování kompaktní velikosti zajišťuje dostatečně dlouhý krok, komfortní a bezpečný pohyb pro trénink. Je vybaven displejem pro ovládání a komunikaci s uživatelem.

Technický popis:

- Elektromagnetický brzdový systém o brzděném výkonu 500W,
- profesionální šlapací střed se zapouzdřenými ložisky,
- elektronická změna zátěže,
- napájení: síťová přípojka 230 V / 50 Hz,
- stroj je vybaven transportními kolečky pro snazší manipulaci,
- nosnost, rám: 150 kg,
- Rozměry stroje - délka: 204 cm, šířka: 70 cm, výška: 160 cm

Měřitelné údaje:

- čas, rychlost, vzdálenost, kalorie,
- paměť uživatele,
- program pro redukci hmotnosti,

- testy kondice, tréninková zóna
- měření tepu: hand pulse (dotykový snímač), možnost připojení hrudního pásu s přesností EKG

## Hůlky

Ve výzkumu byly použity hůlky značky TOKO 120cm:

- materiál tubusu - 80% karbon, 20% skelné vlákno
- madlo - z korku
- poutko - polorukavice, odepínací tzv. KlikClak

### 6.3.3 Popis lokalit měření

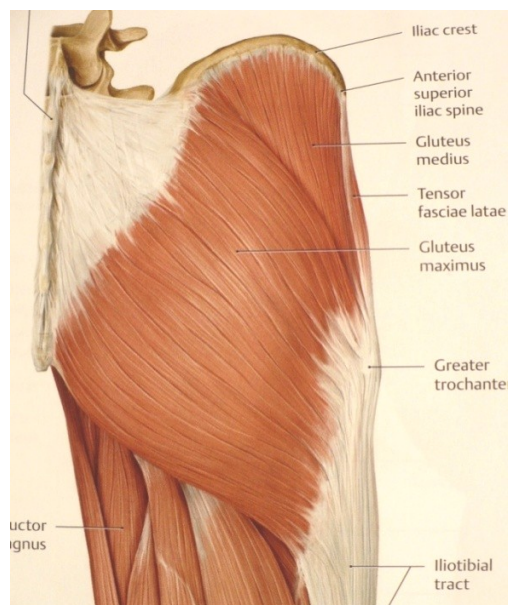
Měření se odehrávalo v parku situovaném v Praze Vokovicích u vodní nádrže Džbán. Travnatý terén se sklonem cca 10° je vyhovující pro Nordic Walking. Druhá část měření proběhla se svolením managementu v Sportovním Centru Evropská v areálu FTVS UK.

### 6.3.4 Zkoumané svaly

#### **M. gluteus maximus:**

**Začátek:** od zevní plochy lopaty kyčelní kosti (za linea glutea posterior), od laterálního okraje křížové a kostrční kosti a na lig. sacrotuberale.

**Úpon:** sestupuje laterodistálně tak, že jeho horní se připínají do tractus iliotibialis, dolní snopce pak na tuberositas glutea.



Obr. č. 7 M. gluteus maximus (Gilroy, 2008)

**Funkce:** Gluteus maximus v povrchové vrstvě je masivní čtyřúhelníkový sval s velmi hrubými svalovými snopci. Sval provádí extenzi v kyčelním kloubu. Při fixované končetině sval vyvolává a udržuje záklon pánve a tím vzpřimuje postavení trupu. Zabezpečuje

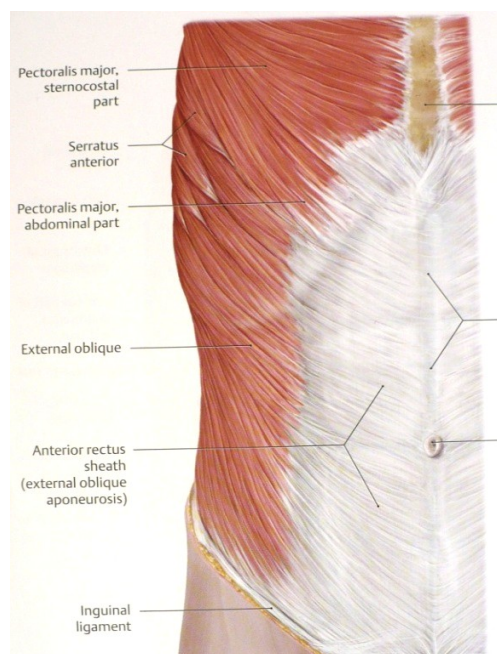
laterální stabilitu trupu, dolní končetinu také addukuje a převádí ji do zevní rotace. Snopce jdoucí do tractus iliotibialis abdukuje v kyčli a extendují v kolenním kloubu. Bez funkce m. gluteus maximus není možná chůze do schodů a do kopce, protože hýžd'ový sval při tomto pohybu fixuje stojnou nohu. Nelze provést ani výskok (Dylevský, 2000).

### **M. obliquus externus abdominis**

**Začátek:** masitá část svalu začíná od V. – XII. žebra tak, že jeho zuby se vsouvají mezi zuby m. serratus anterior a zuby m. latissimus dorsi. Laterální okraj širokého zádového svalu spolu se zadním okrajem m. obliquus externus abd. a s hřebenem kyčelní kosti vytvářejí trojúhelníkové políčko, kde je břišní stěna oslabená – *trigonum lumbale*. Svalové snopce sestupují šikmo mediokaudálně k čáře táhnoucí se podél zevního okraje přímého svalu břišního – *linea semiulnaris* – až do výše spina iliaca anterior superior. Odtud pak svalové snopce zevního šikmého svalu přecházejí v aponeurotické pruhy, které překračují střední čáru a vytvářejí s aponeurózami ostatních svalů laterální skupiny tuhý vazivový pruh – *linea alba*.

**Úpon:** úpon větší části svalu je v *linea alba*. Dolní část svalu se upíná masitým okrajem na kyčelní hřeben. Dolní okraj aponeurózy, mírně zesílený a žlábkovitě „podhrnutý“ směrem do břišní dutiny, se nazývá tříselný vaz – *lig. inguinale*. Vaz probíhá od spina iliaca anterior superior k tuberculum pubicum. Zde se vějířovitě rozbíhá:

- kaudálně k os pubis jako tzv. *lig. lacunare*,
- kraniálně jako *lig. reflexum*.



Obr. č. 8 M. obliquus abd. ext. (Gilroy, 2008)

**Funkce:** tento velmi rozsáhlý plochý sval, ležící na povrchu boční břišní stěny plní hlavní funkci ve flexi páteře a zdvihání pánve. Při oboustranné kontrakci je synergistou m. rectus

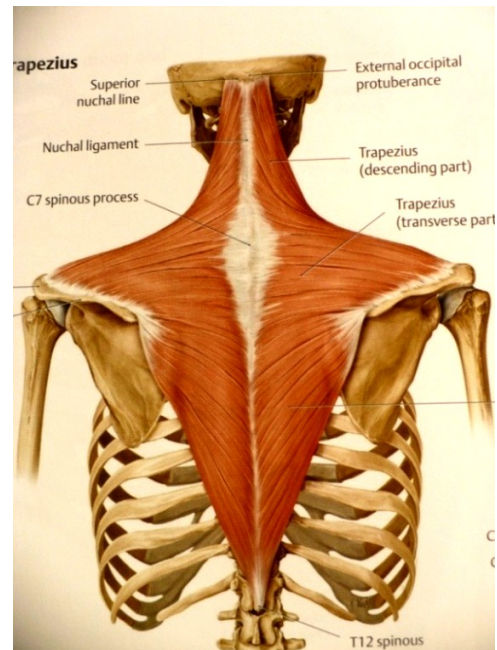
abdominis. Při unilaterální kontrakci svalu dochází k rotaci trupu na opačnou stranu. Sval je součástí břišního lisu (Dylevský, 2000).

### **M. trapezius:**

**Začátek:** odstupuje od protuberantia occipitalis externa, od přilehlé části linea nuchae a dále od trnů všech hrudních obratlů. Delší počáteční šlachy v oblasti C7 podmiňují s druhostrannými snopci vznik poměrně rozsáhlého aponerutického políčka, tzv. *speculum rhomboideum*.

**Úpon:** od dlouhého začátku se svalové snopce sbíhají směrem k ramenu. Vzniká tak několik svalových komponent (porcí):

- **pars descendens**, sestupující k zevnímu konci klíční kosti,
- **pars transversa**, probíhající horizontálně ke hřebenu lopatky,
- **pars ascendens**, vystupující k začátku hřebene lopatky.



Obr. č. 9 m. trapezius (Gilroy, 2008)

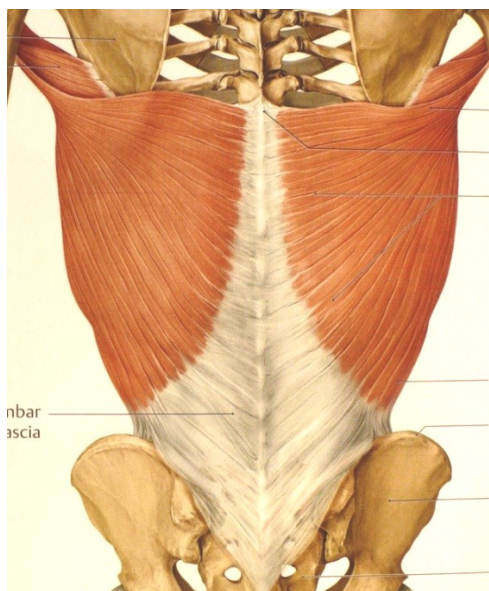
**Funkce:** ovládá především pohyby lopatky, kterou přitlačuje k hrudní stěně a fixuje ji. Transverzální část táhne lopatku k páteři (addukce). Descendentní část táhne lopatku kranio-medálně (elevace). Ascendentní část posouvá lopatku kaudomedálně (deprese).

Při fixované horní končetině extendují sestupné svalové snopce hlavu. Při oboustranné akci celého svalu dojde k vypnutí hrudníku. Funkční porucha trapézového svalu velmi významně ovlivňuje držení hlavy a držení horní poloviny těla (Dylevský, 2000).

### **M. latissimus dorsi:**

**Začátek:** začíná plochou aponerózou na trnech šesti kaudálních hrudních obratlů, na všech trnech bederních obratlů a na crista sacralis mediana (tzv. páteřní část svalu). Další část odstupuje od crista iliaca (tzv. kyčelní část) a další pak od tří až čtyř kaudálních žebere (tzv. žeberní část).

**Úpon:** všechny snopce směřují k podpažní jamce, kde se krátkou a plochou šlachou upínají společně s m. teres major na crista tuberculi minoris.



**Funkce:** provádí addukci, extenzi a vnitřní rotaci paže. Při fixaci horních končetin zvedá trup, kostální začátky svalu se uplatňují při vdechu (Dylevský, 2000).

Obr. č. 10 M. latissimus dorsi (Gilroy, 2008)

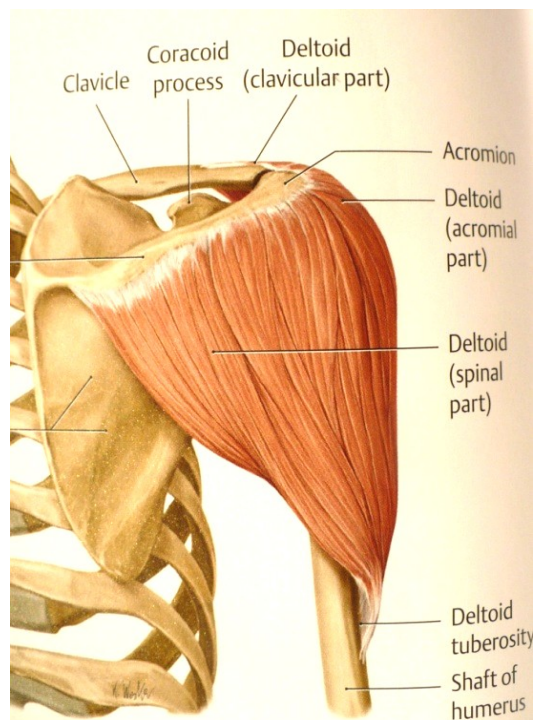
### M. deltoideus:

#### Začátek:

- **pars clavicularis** začíná od zevní třetiny klíční kosti,
- **pars acromialis** odstupuje od nadpažku,
- **pars spinalis** začíná od celé délky spina scapulae.

**Úpon:** hrubé svalové snopce sestupují ke svému úponu na tuberositas deltoidea (humeri).

**Funkce:** deltový sval kryje ramenní kloub z ventrální, proximální, laterální a dorzální strany. Akromiální část svalu provádí abdukci paže a její udržování, klavikulární část provádí ventrální flexi, abdukci a vnitřní rotaci paže a spinální část svalu provádí extenzi a zevní rotaci paže (Dylevský, 2000).



Obr. č. 11 M. deltoideus (Gilroy, 2008)

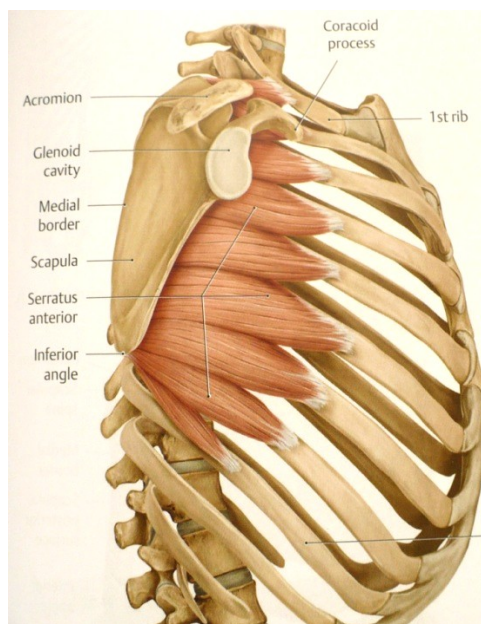


### **M. serratus anterior:**

**Začátek:** sval začíná zuby od devíti kraniálních žebér, přičemž dolní kraj svalu se zasouvá mezi podobně upravené snopce m. obliquus externus abdominis.

**Úpon:** přikládá se na boční a zadní plochy hrudníku a upíná se po celé délce mediálního okraje lopatky.

**Funkce:** Přitahuje lopatku k hrudníku, táhne ji zevně (zvláště dolní úhel lopatky), čímž obrací kloubní jamku nahoru. Napomáhá tak předpažení a vzpažení nad horizontálu. Při vyřazení svalu (obvykle při poruše inervace) odstává lopatka křídlovitě od hrudní stěny a pohyb horní končetiny je značně limitován. Je-li lopatka fixována, zdvihá kontrahovaný sval žebra – je pomocným inspiračním svalem (Dylevský, 2000).

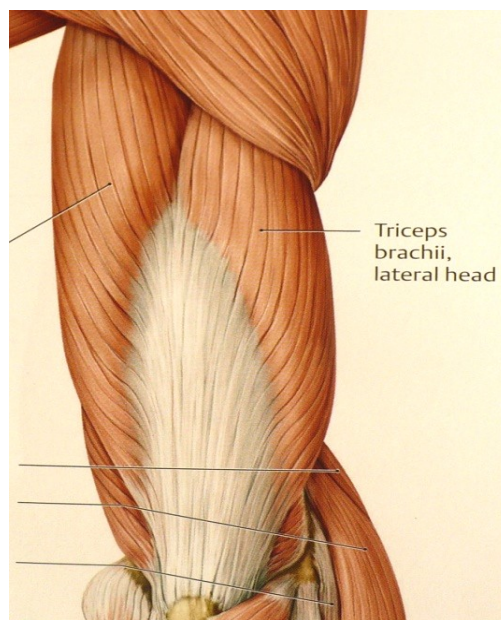


Obr. č. 12 M. serratus ant. (Gilroy, 2008)

### **M. triceps brachii:**

**Začátek:**

- caput longum začíná krátkou a silnou šlachou na tuberculum infraglenoidale (scapulae) a probíhá pak distálně mezi m. teres major, který je uložen ventrálně a distálně mezi m. teres minor, který je naopak uložen dorzálně a proximálně;
- caput laterale odstupuje od zadní plochy humeru, proximálně až po sulcus nervi radialis;
- caput mediale jde od zadní plochy humeru pod tímto žlábkem.



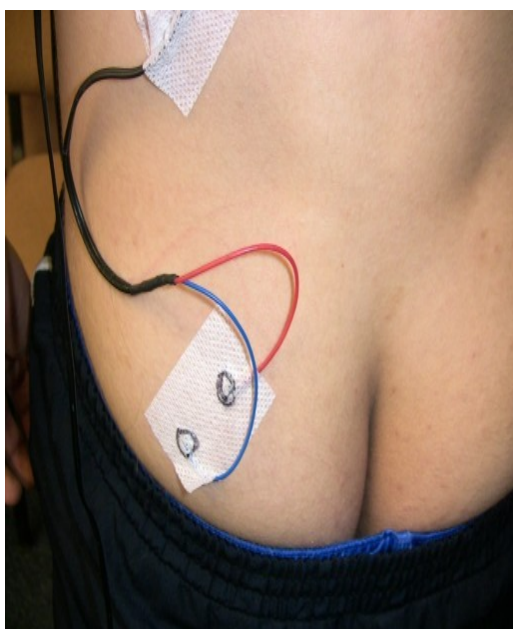
Obr. č. 13 M. triceps brachii (Gilroy, 2008)

**Úpon:** společné břicho trojhlavého svalu přechází v dlouhou a širokou čtyřúhelníkovou šlachu, která se upíná na olecranon ulnae.

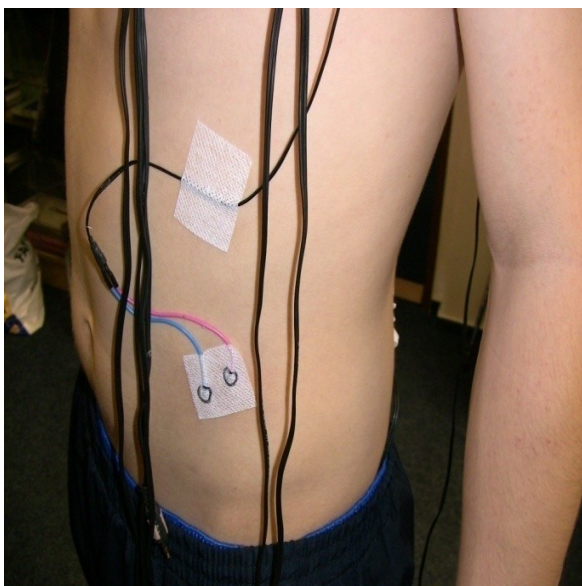
**Funkce:** tento mohutný sval na zadní straně paže vyvolává extenzi v loketním kloubu. Caput longum provádí addukci a extenzi v ramenním kloubu. Extenční aktivita m. triceps brachii je závislá na postavení končetiny v loketním kloubu. V krajní extenzi a v krajní flexi je účinnost trojhlavého svalu poměrně malá. Caput longum a zevní hlava představují rezervní složku svalů, která se uplatňuje při pohybu proti odporu. Caput mediale je extenzorem při jakékoli extenční aktivitě (Dylevský, 2000).

### 6.3.5 Lokalizace elektrod

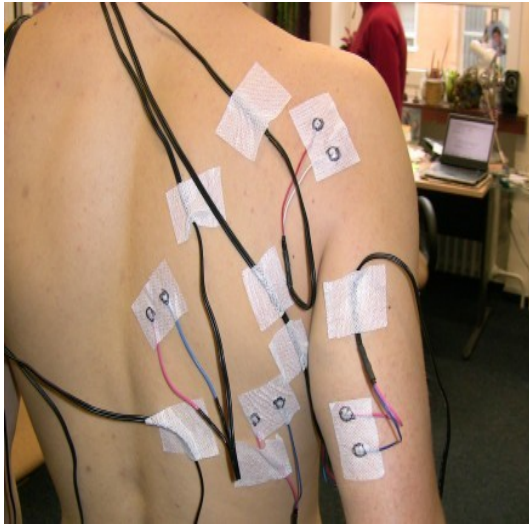
Fotografie zobrazují přesné umístění elektrod EMG přístroje u probanda J. K.



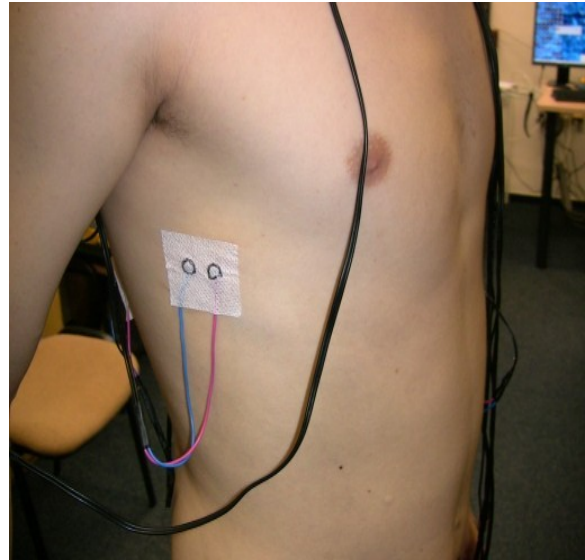
*Obr. č. 15 Umístění elektrod  
na m. gluteus maximus*



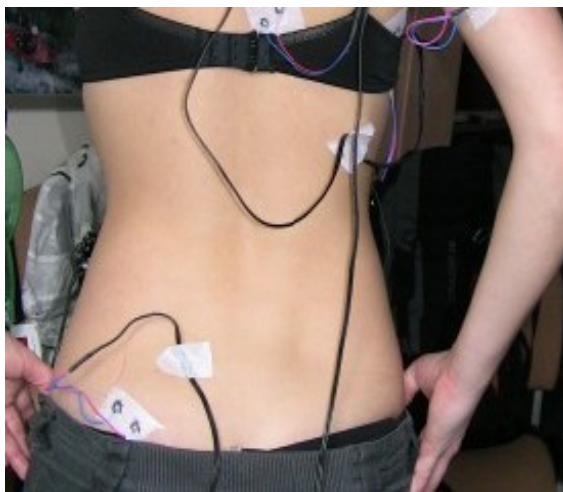
*Obr. č. 14 Umístění elektrod  
na m. obliquus abd. ext.*



*Obr. č. 16 Umístění elektrod na m. triceps brachii, m. deltoideus, m. trapezius, m. serratus anterior.*

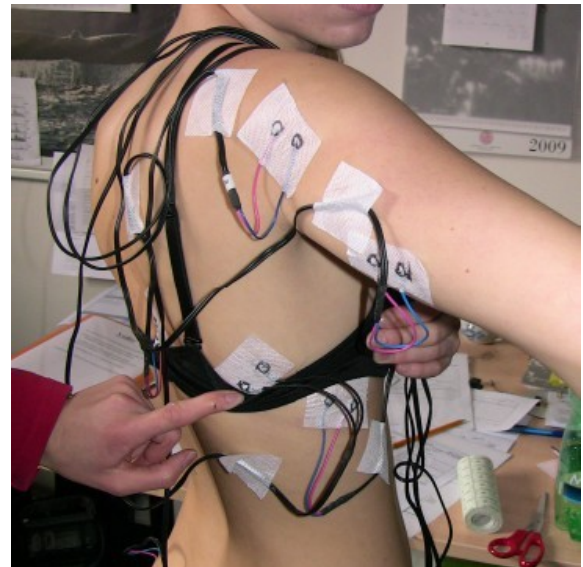


*Obr. č. 17 Umístění elektrod na m. serratus ant.*

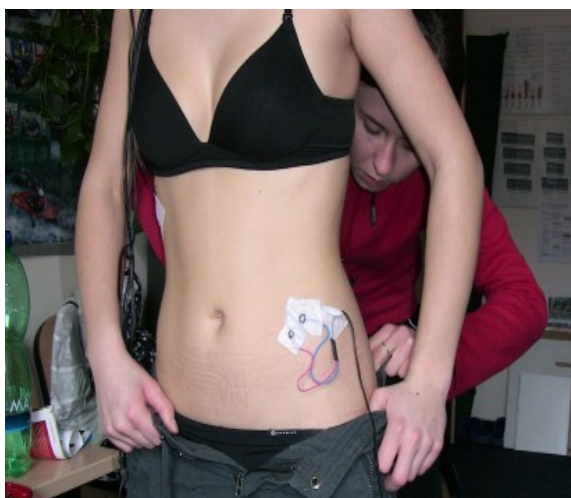


*Obr. č. 18 Umístění elektrod na m. gluteus maximus.*

Fotografie zobrazující přesné umístění elektrod EMG přístroje u probanda J. S.



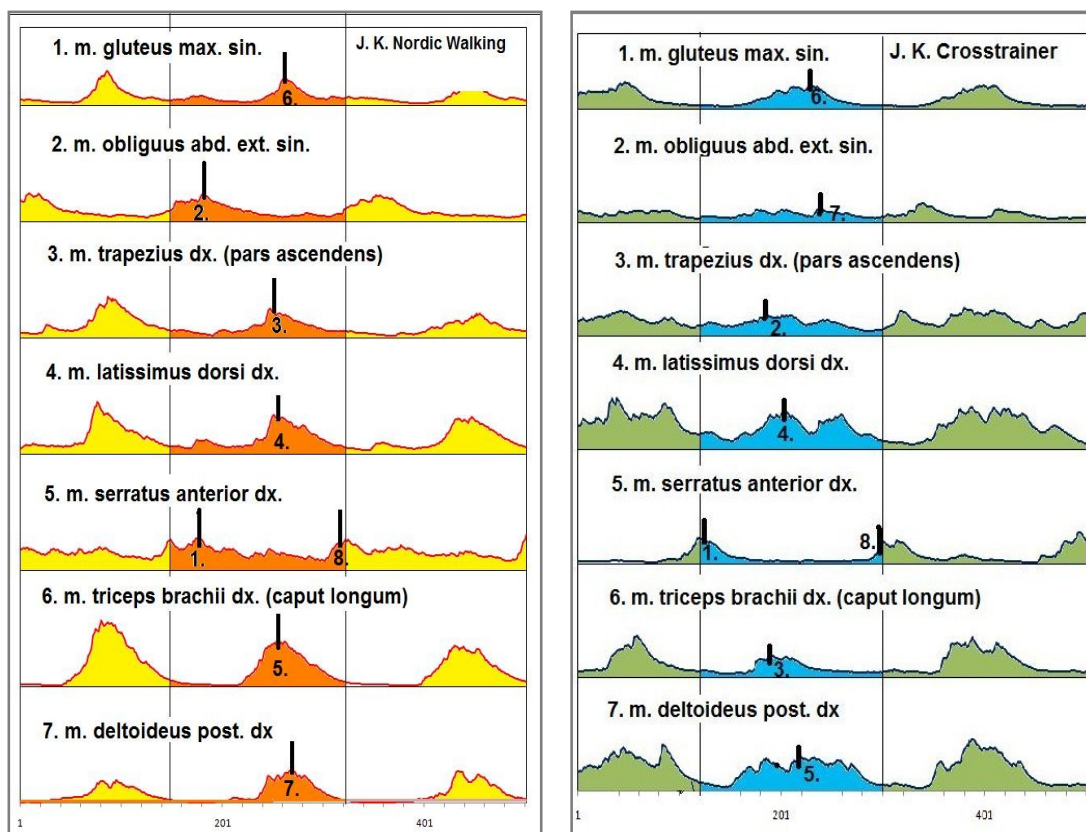
*Obr. č. 19 Umístění elektrod na m. serratus ant., m. triceps brachii, m. trapezius, m. deltoideus.*



*Obr. č. 20 Umístění elektrod na m. obliquus abd. ext.*

## 7. Výsledky

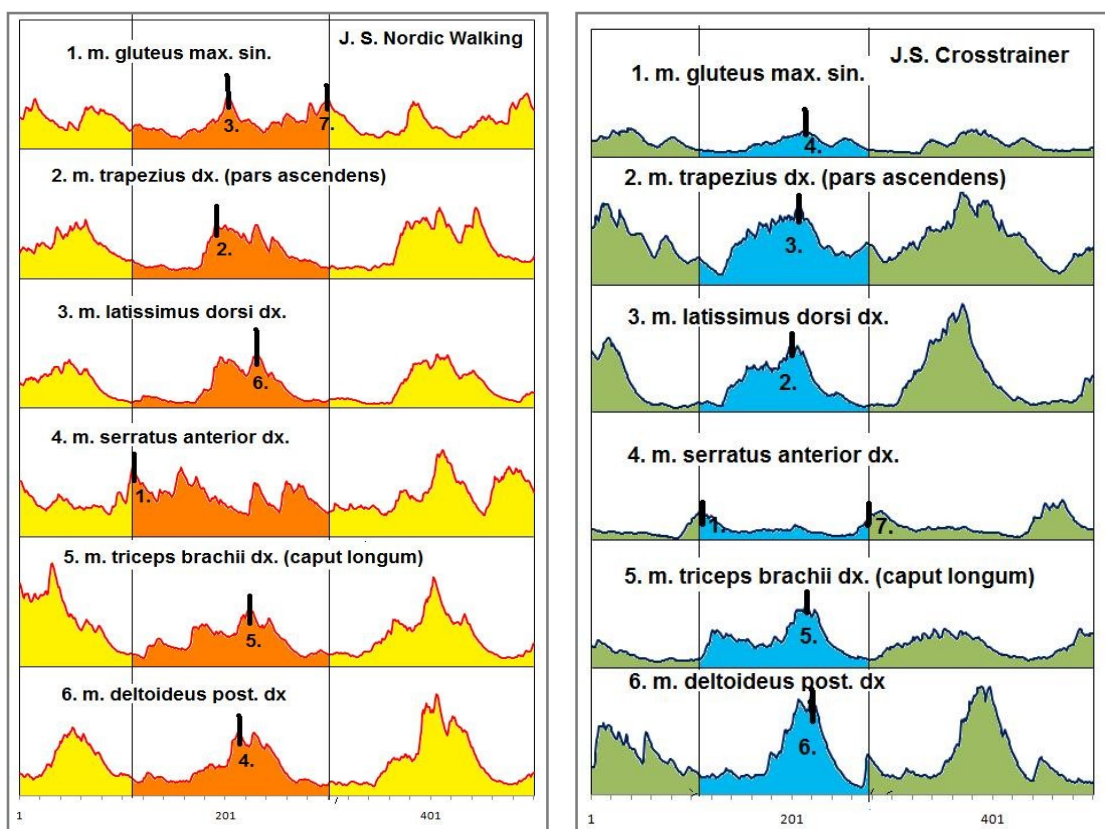
V následujících grafech jsou zobrazeny intraindividuální porovnání EMG signálu v rámci jednoho krokového cyklu pro oba probandy. Fotografické sekvence celého kroku jsou uvedeny v přílohách.



Graf č. 1 Znáornění lokálních maxim v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a cvičení na Crosstrainer Elliptical u probanda J. K.

Proband J. K.	Citlivost	
Svaly	NW	Elliptical
1. m. gluteus max. sin.	0,05mV	0,1mV
2. m. obliquus abd. ext. sin.	1mV	0,05mV
3. m. trapezius (pars ascendens) dx.	0,1mV	0,1mV
4. m. latissimus dorsi dx.	0,1mV	0,1mV
5. m. serratus anterior dx.	0,05mV	0,05mV
6. m. triceps brachii (caput longum) dx.	0,5mV	0,5mV
7. m. deltoideus post. dx.	0,5mV	0,5mV

Tabulka č. 2 Hodnoty citlivosti EMG přístroje pro NW a Elliptical u probanda J. K.



Graf č. 2 Znárodnění lokálních maxim v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a cvičení na Crosstrainer Elliptical u probanda J. S.

<b>Proband J. S.</b>	<b>Citlivost</b>	
	<b>NW</b>	<b>Elliptical</b>
<b>Svaly</b>		
1. m. gluteus max. sin.	0,05mV	0,05mV
2. m. trapezius (pars ascendens) dx.	0,1mV	0,05mV
3. m. latissimus dorsi dx.	0,1mV	0,05mV
4. m. serratus anterior dx.	0,05mV	0,1mV
5. m. triceps brachii (caput longum) dx.	0,2mV	0,05mV
6. m. deltoideus post. dx.	0,1mV	0,1mV

*Tabulka č. 3 Hodnoty citlivosti EMG přístroje pro NW a Elliptical u probanda J. S.*

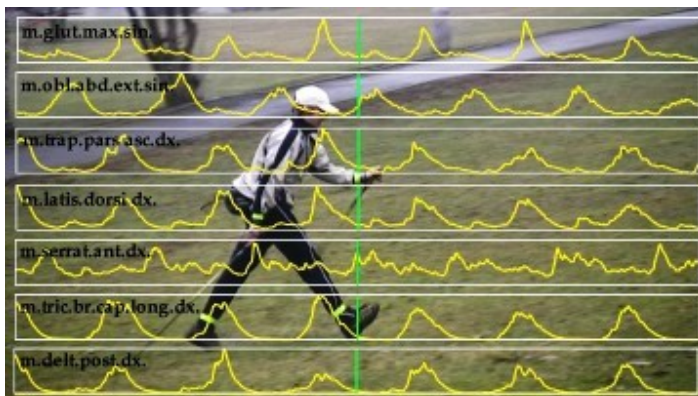
## 8. Diskuse

Předmětem diskuse je vyhodnocení výsledků a porovnání dosavadních zjištění, vyplývajících z naměřených hodnot dvou probandů, zastupujících sportující a nespportující složku populace.

Při měření došlo k amortizačnímu poškození elektrody umístěné na m. obliquus externus abdominis sin. u probanda J. S. Kvůli riziku zkreslení výsledků po opětovném nalepení elektrody nebyl tento sval do výzkumu zařazen.

### Proband J. K.

Průběh pohybu při NW a cvičení na Elliptical u probanda J. K jsou znázorněné v grafu č. 1. Ve vyznačených bodech v obou částech grafu jsou stanoveny úseky jednoho krokového cyklu u obou aktivit. Reálný čas kroku u NW byl 1.05s, u Elliptical 0.9s. Proband se v momentě zahájení krokového cyklu, při kontaktu pravé nohy s podložkou (Obr. č. 21), nachází ve fázi dvojí opory (přechodem mezi švihovou a opornou fází). Kontinuálně aktivovaný m. serratus anterior plní posturální funkci pravděpodobně kvůli absenci functa fixa.



Obr. č. 21 Zahájení krokového cyklu NW u probanda J. K.



Obr. č. 22 Pozice č. 5 u NW u probanda J. K.

U obr. č. 22 dochází k aktivaci m. obliquus externus abdominis sin., snímaného na kontralaterální straně, který je v této poloze oporným bodem pro trup.



Nejvýraznější souhra všech zkoumaných svalů je v pozici č. 6 (obr. č. 23), kde dochází k opoře o hůlku a na akru paže vzniká nové punctum fixum. Děje se to v okamžiku fázi došlapu kontralaterální nohy, kdy je tělo přenášeno k dalšímu punctu fixu na akru pravé horní končetiny.



Obr. č. 23 Pozice č. 6 u NW u probanda J. K.

V pravé části grafu č. 1 můžeme spatřit pravidelné náборы všech měřených svalů. Začátek krokového cyklu jsme stanovili podle polohy pravé dolní končetiny, která se nachází v přední úvratí, zadní končetina je v semiflexi kolene a přechází do extenze a zevní rotace v kyčli. V této poloze dosahuje svého lokálního maxima m. serratus anterior, který plní svou reciproční funkci s m. latissimus dorsi. Mnohem delší čas nástupu a odeznění aktivace svalu byly zjištěny u m. deltoideus post., pravděpodobně kvůli možnému zpětnému tahu pákových madel při cvičení na Elliptical. Také práce m. obliquus externus abdominis je míň výrazná, snad kvůli menším rotacím trupu. Z grafů je patrné, že proband J. K. má pevně fixovaný hybný stereotyp, který zabezpečuje ekonomizující práci svalů.

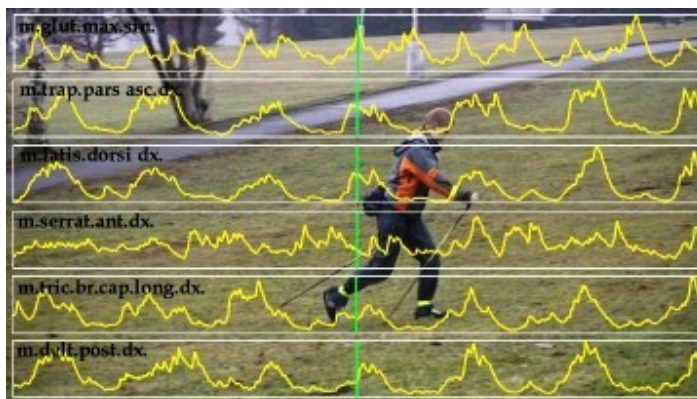
Z grafu č. 1 lze vyčíst pořadí stanovených lokálních maxim. Jediný sval se dvěma nábory u obou cvičení byl m. serratus anterior, avšak stanovení začátku a konce náboru m. serratus anterior u probanda J. K. při NW je obtížné. I když se pořadí lokálních maxim u obou cvičení neshoduje, můžeme říci, že charakter pohybu a následně vyhodnocené křivky EMG mají společné rysy jak pro NW, tak pro Crosstrainer Elliptical. Komplexní srovnání lokálních maxim je v tab. č. 4.

Svaly J. K.	Nordic Walking		Crosstrainer	
	pořadí peaků	t (s)	pořadí peaků	t (s)
1. m. gluteus max. sin.	6.	6,41	6.	4,89
2. m. obliquus abd. ext. sin.	1.; 9.	5,87; 6,88	7.	4,94
3. m. trapezius (pars ascendens) dx	3.	6,33	2.	4,68
4. m. latissimus dorsi dx.	5.	6,39	4.	4,77
5. m. serratus anterior dx.	2.; 8.	5,98; 6,72	1.; 8	4,36; 5,25
6. m. triceps brachii (caput longum) dx.	4.	6,37	3.	4,69
7. m. deltoideus post. dx.	7.	6,44	5.	4,85

*Tabulka č. 4 Pořadí lokálních maxim s odpovídajícími časovými hodnotami u probanda J. K.*

### **Proband J. S.**

U probanda J. S. při NW v momentě zahájení krokového cyklu dosahuje maximální hodnoty m. serratus anterior. Amplituda je po celý čas průběhu kroku s trváním 0,8s nestabilní. V tomto okamžiku se paže pohybuje směrem k ventrální flexi v ramenním kloubu a lopatka se oddaluje od páteře. M. trapezius reaguje na pohyb lopatky nárůstem aktivity. Jako druhý dosahuje lokální peak m. latissimus dorsi, následně za ním se zanedbatelným rozdílem 0,07s m. trapezius. V poloze č. 6. (Obr. č. 24) bylo dosaženo lokálního maxima s rozdílem 0.2s u svalů m. gluteus maximus, m. trapezius a m. latissimus dorsi.



*Obr. č. 24 Poloha č. 6 u NW u probanda J. S.*

U cvičení na Elliptical je práce svalu synchronizovaná v poloze č. 5 (Obr. č. 25), lokální maxima dosahují v těsném pořadí za sebou svaly – m. latissimus dorsi, m. trapezius pars ascendens, m. gluteus maximus, m. triceps brachii, m. deltoideus posterior. Práce m. serra-

tus anterior je tlumená aktivací m. latissimus dorsi a je výrazně nižší než při NW. Souvislost je třeba hledat v stabilnější oporné bázi těla a absence fáze dvojí opory při cvičení. M. serratus dosáhl jako jediný dvě lokální maxima v jednom krokovém cyklu, který trval 0,85s. Podrobnější přehled pořadí lokálních maxim je uveden v tab. č.5. Naopak aktivace u m. deltoideus, m. latissimus dorsi a m. trapezius (pars spinalis) je o poznání vyšší. Naopak snížení plochy pod křivkou je patrné u m. gluteus maximus. Z toho vyplývá, že probandka zapojila do cvičení víc horní segment těla.



Obr. č. 25 Poloha č. 5 u Elliptical u probanda J. S.

U probandky J. S. je znatelný větší nábor motorických jednotek s neekonomickou svalovou prací.

Svaly J. S.	Nordic Walking		Crosstrainer	
	pořadí peaků	t (s)	pořadí peaků	t (s)
1. m. gluteus max. sin.	<b>3.; 7.</b>	6,17; 6,56	<b>4.</b>	3,05
2. m. trapezius (pars ascendens) dx.	<b>2.</b>	6,1	<b>3.</b>	3,04
3. m. latissimus dorsi dx.	<b>6.</b>	6,3	<b>2.</b>	3,03
4. m. serratus anterior dx.	<b>1.</b>	5,94	<b>1.; 7.</b>	2,55; 3,4
5. m. triceps brachii (caput longum) dx.	<b>5.</b>	6,27	<b>5.</b>	3,07
6. m. deltoideus post. dx.	<b>4.</b>	6,21	<b>6.</b>	3,09

Tabulka č. 5 Pořadí lokálních maxim s odpovídajícími časovými hodnotami u probanda J. S.

U obou probandů byl u každého měření nahráván synchronizovaný videozáznam. Pomocí počítačového programu Dartfish jsme stanovili přesný krokový cyklus. Následně jsme extrahovali z každého cyklu 10 obrázků, které nám vytvořili fotografickou sekvenci

(vid' přílohy) pomocí, které můžeme hodnotit EMG amplitudy s detailním pohybem probanda.

<b>NORDIC WALKING</b> Proband J. K.	m. glut. max. sin.	m. obl.ext. abd. sin.	m. trapezius dx.	m. lat. dorsi dx.	m. serr. ant. dx.	m. tri- ceps b.dx.	m. delt. post. dx.
m. glut. max. sin.	1	-0,078	0,697	0,782	0,280	0,705	0,701
m.obl.ext. abd.sin.		1,000	-0,363	-0,277	0,364	-0,430	-0,370
m. trapezius dx.			1,000	0,892	0,063	0,939	0,877
m. lat. dorsi dx.				1,000	0,077	0,909	0,928
m. serr. ant. dx.					1,000	-0,027	0,012
m. triceps b.dx.						1,000	0,904
m. delt. post. dx.							1

*Tabulka č. 6 Vzájemné korelace svalů u probanda J. K. při Nordic Walking.*

<b>CROSSTRA INER</b> Proband J. K.	m. glut. max. sin.	m. obl.ext. abd. sin.	m. trapezius dx.	m. lat. dorsi dx.	m. serr. ant. dx.	m. triceps b.dx.	m. delt. post. dx.
m. glut. max. sin.	1	0,205	0,460	0,644	-0,489	0,590	0,829
m.obl.ext. abd.sin.		1,000	0,147	0,172	-0,286	0,098	0,203
m. trapezius dx.			1,000	0,289	0,119	0,427	0,423
m. lat. dorsi dx.				1,000	-0,552	0,606	0,789
m. serr. ant. dx.					1,000	-0,336	-0,526
m. triceps b.dx.						1,000	0,627
m. delt. post. dx.							1

*Tabulka č. 7 Vzájemné korelace svalů u probanda J. K. při cvičení na Elliptical.*

<b>CROSSTRAINER</b> Proband J. S.	m. glut. max. sin.	m. trapezius dx.	m. lat. dorsi dx.	m. serr. ant. dx.	m. triceps b.dx.	m. delt. post. dx
m. glut. max. sin.	1	0,552	0,553	-0,454	0,088	0,684
m. trapezius dx.		1,000	0,824	-0,303	0,427	0,472
m. lat. dorsi dx.			1,000	-0,277	0,526	0,337
m. serr. ant. dx.				1,000	0,041	-0,354
m. triceps b.dx.					1,000	0,112
m. delt. post. dx.						1

*Tabulka č.8 Vzájemné korelace svalů u probanda J. S. při Nordic Walking.*

<b>NORDIC WALKING</b> Proband J. S.	m. glut. max. sin.	m. trapezius dx.	m. lat. dorsi dx.	m. serr. ant. dx.	m. triceps b.dx.	m. glut. max. sin.
m. glut. max. sin.	1	0,210	0,173	0,263	0,068	0,032
m. trapezius dx.		1,000	0,890	0,161	0,612	0,745
m. lat. dorsi dx.			1,000	0,277	0,708	0,772
m. serr. ant. dx.				1,000	0,221	0,203
m. triceps b.dx.					1,000	0,653
m. delt. post. dx.						1

*Tabulka č.9 Vzájemné korelace svalů u probanda J. S. při cvičení na Elliptical*

## **Popis korelačních tabulek:**

V korelačních tabulkách jsme porovnávali míru stupně asociace dvou proměnných.

V tabulkách byly barevně zvýrazněny korelační hodnoty kde dané svaly se aktivují a pracují společně od 0,6 – 0,79 a od 0,8 – 0,99 korelačního koeficientu (KK)

U probanda J. K. při NW asociovalo 6 párů svalů nad hodnotami 0,8 a 4 páry nad 0,6 (KK).

Při cvičení na Crosstrainer u J. K. dosáhl jenom 1 pár hodnotu nad 0,8 a 5 páru nad 0,6 (KK).

U probandky J. S. při NW spolupracoval jenom jeden pár nad hodnotou 0,8 a jeden nad 0,6 (KK).

Při cvičení na Crosstrainer u probandky J. S. spolupráce jednoho páru svalů byla nad hodnotou 0,8 a až 5 párů svalů spolupracovalo nad hodnotou 0,6 (KK).

T těchto výsledků je patrný rozdíl v společné aktivitě svalů u provádění NW a při cvičení na Crosstrainer Elliptical.

## 9. Závěrečné shrnutí

Cílem práce bylo porovnat zapojení vybraných svalů při Nordic Walking a cvičení na Crossovém trenažéru.

Podařilo se shromáždit teoretické materiály o Nordic Walking z internetu, diplomových prací zabývajícím se NW, z vlastních zkušeností s provozováním této aktivity.

Probandi byli vybráni z řad studentů UK. První bývalý závodník běhu na lyžích a instruktor Nordic Walking. Druhá zástupkyně nespportující populace.

Zabezpečili jsme vhodné lokality a následné měření proběhlo na Praze 6 na travnaté ploše při nádrži Džbán a v sportovním centru SC Evropská.

Získaná data byla zpracována pomocí metod:

- stanovení pořadí lokálních maxim v rámci jednoho krokového cyklu,
- vzájemné porovnávání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v jednom krokovém cyklu se sjednocením časových os,
- přiřazení pozic klíčových míst pohybu získaných ze synchronizovaného videozáznamu,
- porovnávání vzájemné korelace měřených svalů.

Zpracovaná data byla intraindividuálně porovnána.

Nepotvrdila se hypotéza, že pořadí zapojení vybraných svalů při NW a cvičení na Crossovém trenažéru je stejná.

Hypotéza byla zamítnuta, protože pořadí lokálních maxim u NW se neshodovalo s pořadím lokálních maxim při cvičení na Crossovém trenažéru ani u jednoho probanda. Také naměřené EMG křivky jednotlivých svalů byly při porovnávání odlišné u NW a cvičení na Elliptical.

## Použitá literatura

- 1) **Alter, M., J. 1998.** *Strečink*. Champaign : Grada Publishing, spol. s r.o., 1998. 80-7169-763-X.
- 2) **Carola, R., Harley, J., P., Noback, Ch., R. 1992.** *Human Anatomy*. USA : McGraw-Hill, 1992. 91-19649.
- 3) **De Luca, C., J. 1997.** The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The International Society for Biomechanics*. [Online] 5. 7. 1997. [Citace: 2. 3. 2009.]
- 4) **Dufek, J. 1995.** *Elektromyografie*. Brno : IDVPZ, 1995. ISBN 80-7013-208-6.
- 5) **Dylevský, I. 2007.** *Obecná kineziologie*. Praha : Grada, 2007. stránky 164-165. ISBN 978-80-247-1649-7.
- 6) **Dylevský, I. 2007.** *Základy funkční anatomie člověka*. Praha : Manus, 2007. stránky 53-55. ISBN 978-80-86571-00-3.
- 7) **Dylevský, I., Druga, R., Mrázková, O. 2000.** Praha : Grada, 2000. ISBN 80-7169-681-1.
- 8) **Gilroy, A., R., MacPherson, B., R., Ross, L., M.A. 2008.** *Atlas of Anatomy*. New York : Thieme, 2008. ISBN 978-1-60406-062-1.
- 9) **Havlíčková, L., Bartůňková, S., Dlouhá, R., Melichna, J., Šrámek, P., Vránová, J. 2006.** *Fyziologie tělesné zátěže I*. Praha : Karolinum, 2006. ISBN 978-80-7184-875-2.
- 10) **Choutka, M., Dovalil, J. 1991.** *Sportovní trénink*. Praha : Olympia/Karolinum, 1991. ISBN 80-7033-099-6.
- 11) **Church, T.S., Earnest, C., P., Morss, G., M. 2002.** Field Testing of Physiological Responses Associated With Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. Září 2002, Sv. 73, vydání 3, str. 296.
- 12) **Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J., Pavlů, D. 1996.** *Svalové funkční testy*. Praha : Grada, 1996. ISBN 80-247-0722-5.
- 13) **Janda, V., Poláková, Věle., 1966.** *Funkce hybného systému*. Praha : Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.
- 14) **Jiroš, M. 2007.** Činnost m. trapezius při dvou typech posilování - analytickém a s využitím některých principů PNF. *Diplomová práce*. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2007.



- 15) **Kaasl, P. 2000.** *Zeštíhlete svoje břicho, zadek, stehna navždy.* Praha : Pragma, 2000. ISBN-80-7205-792-8.
- 16) **Kabelíková, K., Vávrová, M. 1997.** *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy.* Praha : Grada, 1997. ISBN 80-7169-384-7.
- 17) **Kolář, P. 1998.** Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. [editor] Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* Prosinec 1998, Sv. V., 4., stránky 142-143.
- 18) **Kolouch, V., Kolouchová, L. 1990.** *Kondiční kulturistika.* Praha : Olympia, 1990.
- 19) **Kračmar, B. 2002.** *Kineziologická analýza sportovního pohybu.* Praha : Triton, 2002. ISBN 80-7254-292-3.
- 20) **Kračmar, B. 2002.** Kineziologická studie sportovní lokomoční činnosti. [editor] Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2002, Sv. IX, č. 3.
- 21) **Kračmar, B., Sedliská, V., Kuželka, M. 2007.** *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi.* Brno: Masarikova Univerzita : Sborník mezinárodní konference Sport a kvalita života. Ed: Blahutkov, 2007. str. 75. ISBN 978-80-210-4435-7.
- 22) **Kračmar, B., Vystrčilová, M., Psotová, D. 2007.** Sledování aktivity vybraných svalů u Noridic Walking a chůze pomocí povrchové EMG. [editor] Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* Zář 2007, Sv. XIV, č.3, stránky 101-106.
- 23) **Lewit, L. 1990.** *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace.* Praha : Nakladatelství dopravy a spojů, 1990. ISBN 80-7030-096-5.
- 24) **Porcari, J.,P., Hendrickson, T.,L., Walter, P., R., Terry, L., Walsko, G. 1997.** The physiological responses to walking with and without Power Poles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport.* Červen 1997, Sv. 68, vydání 2, stránky 161-6.
- 25) **Puhke, R. 2006.** Adaptive changes of myosin isoforms in response to long-term strength training in skeletal muscle of middle-aged persons. *Disertační práce.* Tartu : Tartu University Press, 2006.
- 26) **Rodová, D., Mayer, M., Janura, M. 2001.** Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. [editor] Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2001, č. 4, stránky 173-177.
- 27) **Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., Strüder, H., K. 2006.** Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. *European Journal of Applied Physiology.* Sept. 2006, Sv. 98, 1., stránky 56-61.
- 28) **Stackeová, D. 2004.** *Fitness - Metodika cvičení ve fitness centrech.* Praha : Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0840-5.

- 29) **Stackeová, D. 2008.** *Fitness programy teorie a praxe.* Praha : Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-541-3.
- 30) **Stief, F., Kleindienst, F., I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S., Krabbe, B. 2008.** Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics.* Nov. 2008, Sv. 24, 4, stránky 351 - 9.
- 31) **Špaňhelová, Š. 2001.** EMG verifikace posturální aktivity stoje s různou šířkou opěrné báze. *Diplomová práce.* Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2001.
- 32) **Tlapák, P. 2006.** *Tvarování těla pro muže a ženy.* 2. vydání. Praha : ARSCI, 2006. ISBN 80-86078-57-4.
- 33) **Tlašková, P. 2008.** Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking. *Diplomová práce.* Praha : Karlova Univerzita, 2008.
- 34) **Trojan, S. et al. 2003.** *Lékařská fyziologie.* Praha : Grada Publishing, a.s., 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- 35) **Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., Votava, J. 2001.** *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka.* Praha : Grada, 2001. ISBN 80-2470-031-X.
- 36) **Véle, F. 2006.** *Kineziologie.* Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- 37) **Véle, F., 1997.** *Kineziologie pro klinickou praxi.* Praha : Grada, 1997. ISBN: 80-7169-256-5.
- 38) **Vojta, V., Peters, A. 1995.** *Vojtův princip.* Berlin : Grada, 1995. ISBN 80-7169-004-X.
- 39) **Vránová, J., Semiginovský, B. 1983.** *Fyziologická chemie.* Praha : Karlova univerzita, 1983.
- 40) **Vystrčil, M. 2004.** Severská chůze. *Diplomová práce.* Olomouc : Univerzita Palackého - FTK, 2004.
- 41) **www1.** [www.natur.cuni.cz/fyzi/odd\\_neuro/kontrakce.ppt](http://www.natur.cuni.cz/fyzi/odd_neuro/kontrakce.ppt). [Online] [Citace: 4. leden 2009.]
- 42) **www2.** <http://cs.wikipedia.org/wiki/Sval>. [Online] [Citace: 25. Únor 2009.]
- 43) **www3.** [www.nordic-walking.cz](http://www.nordic-walking.cz). *Vybavení.* [Online] [Citace: 17. Březen 2009.]
- 44) **www4.** [www.suomenlatu.fi](http://www.suomenlatu.fi). [Online] [Citace: 25. Březen 2009.]
- 45) **www5.** [www.inwa-noridcwalking.com](http://www.inwa-noridcwalking.com). *History.* [Online] INWA, Nordic Walking. [Citace: 20. Březen 2009.]
- 46) **www6.** [www.severskáchůze.cz](http://www.severskáchůze.cz). [Online] [Citace: 14. Březen 2009.]

## **Přílohy**

### **Seznam příloh:**

Video sekvence krokového cyklu u Nordic Walking – proband J. K.	str. I.
Video sekvence krokového cyklu u Crosstrainer. Elliptical – proband J. K.	str. II.
Video sekvence krokového cyklu u Nordic Walking – proband J. S.	str. III.
Video sekvence krokového cyklu u Crosstrainer Elliptical – proband J. S.	str. IV.
EMG záznam v průběhu 10s u Nordic Walking u probanda J. K.	
EMG záznam v průběhu 10s u Crosstrainer Elliptical u probanda J. K.	str. V.
EMG záznam v průběhu 10s u Nordic Walking u probanda J. S.	
EMG záznam v průběhu 10s u Crosstrainer Elliptical u probanda J. S.	str. VI.