

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

# DIPLOMOVÁ PRÁCE

2011

Bc. Hana VATĚROVÁ, DiS.

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Srovnávací kineziologická analýza jízdy na vozíku a plazení**

The comparative kineziologic analysis of forward stroke  
on wheelchair and crawling

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, Csc.

Zpracovala:

Bc. Hana Vatěrová, DiS.

Praha, duben 2011

**ABSTRAKT:**

**Název práce:**

Srovnávací kineziologická analýza jízdy na vozíku a plazení.

**Cíle práce:**

Cílem práce je porovnání zapojování vybraných svalů pletence ramenního při jízdě na vozíku a při plazení.

**Metoda:**

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

**Výsledky:**

Podářilo se prokázat odlišný charakter pohybové činnosti mezi jízdou na vozíku a plazením. Byl naměřen odlišný timing zapojování vybraných svalů mezi těmito aktivitami. Nebyl prokázán přirozeně lokomoční charakter při jízdě na vozíku.

**Klíčová slova:**

Jízda na vozíku, plazení, pletenec ramenní, povrchová elektromyografie, kinematická analýza.

## **ABSTRACT:**

### **Title:**

The comparative kineziologic analysis of forward stroke on wheelchair and crawling.

### **Objectives of the Thesis:**

The aim of the thesis is to compare muscle activity of selected muscles in shoulder girdle during forward stroke on wheelchair and crawling.

### **Method:**

Surface electromyography combined with kinematography analysis used synchronized video recording.

### **Results and Conclusions:**

As the research shows, there is a difference in muscle activity (timing) between forward stroke on wheelchair and during crawling. It was proved that the activity of forward stroke on wheelchair does not have natural locomotive character.

### **Keywords:**

Forward stroke on wheelchair, crawling, shoulder girdle, surface electromyography, kinematics analysis.

**Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a použila pouze uvedené zdroje.

V Praze dne 15. 4. 2011

.....

Bc. Hana Vatěrová, DiS.

**Poděkování:**

Ráda bych zde poděkovala doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi za poskytnutí potřebných podkladů a za cenné připomínky při vedení mé diplomové práce. Děkuji také všem ostatním, kteří se na této práci podíleli.

**Svolení:**

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:

Číslo OP:

Datum vypůjčení:

Poznámka:

---

## OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD.....</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>CÍL, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY .....</b>	<b>14</b>
<b>4</b>	<b>REŠERŠNÍ ČÁST .....</b>	<b>15</b>
<b>4.1</b>	<b>Funkční anatomie ramenního kloubu.....</b>	<b>15</b>
<b>4.2</b>	<b>Kineziologie.....</b>	<b>15</b>
4.2.1	Činnost svalová .....	15
4.2.2	Tonické a kinetické systémy .....	16
4.2.3	Svalová dysbalance .....	17
4.2.4	Svalové smyčky a řetězce.....	19
4.2.5	Řízení pohybové činnosti .....	22
4.2.6	Pohybové stereotypy.....	23
4.2.7	Pohybová ontogeneze .....	23
4.2.8	Období posturální ontogeneze .....	24
4.2.9	Posturálně lokomoční motorika .....	25
4.2.10	Punctum fixum.....	27
4.2.11	Postura a atituda .....	27
4.2.12	Centrace kloubu.....	28
<b>4.3</b>	<b>Poruchy hybnosti .....</b>	<b>28</b>
4.3.1	Míšní léze .....	28
<b>4.4</b>	<b>Problematika vozíčkářů.....</b>	<b>29</b>
4.4.1	O jízdě na vozíku obecně .....	29
4.4.2	Sed na vozíku .....	31
4.4.3	Technika jízdy na mechanickém vozíku .....	32
<b>4.5</b>	<b>Generování sil .....</b>	<b>35</b>
<b>4.6</b>	<b>Povrchová elektromyografie .....</b>	<b>36</b>



<b>5</b>	<b>METODOLOGIE .....</b>	<b>38</b>
<b>5.1</b>	<b>Obecná charakteristika výzkumu .....</b>	<b>38</b>
5.1.1	Design výzkumu .....	39
<b>5.2</b>	<b>Charakteristika použitých metod .....</b>	<b>39</b>
5.2.1	Vymezení a omezení .....	41
<b>5.3</b>	<b>Charakteristika sledovaného probanda.....</b>	<b>42</b>
<b>5.4</b>	<b>Výběr sledovaných svalů .....</b>	<b>42</b>
5.4.1	Popis vybraných svalů.....	43
<b>5.5</b>	<b>Lokalizace elektrod .....</b>	<b>48</b>
<b>5.6</b>	<b>Popis techniky měření.....</b>	<b>49</b>
5.6.1	Výběr pohybu pro měření.....	50
5.6.2	Popis místa měření .....	50
<b>5.7</b>	<b>Výchozí nastavení citlivosti snímacích kanálů .....</b>	<b>50</b>
<b>5.8</b>	<b>Způsob vyhodnocení a interpretace dat .....</b>	<b>51</b>
<b>5.9</b>	<b>Metodologická poznámka .....</b>	<b>51</b>
<b>6</b>	<b>VÝSLEDKY PRÁCE .....</b>	<b>53</b>
<b>7</b>	<b>DISKUSE.....</b>	<b>59</b>
<b>8</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>71</b>

# 1 ÚVOD

Jízda na mechanickém invalidním vozíku je pohybová aktivita, kterou vykonávají někteří z nás neomezeně mnohokrát za den. Je to pohyb, bez kterého by se specifická skupina lidí s trvalým postižením dolních končetin neobešla. Mezi tyto handicapované patří vozíčkáři – paraplegici. Paraplegie je úplné ochrnutí dolních končetin, při kterém zůstává pohyblivost horních končetin a horní části trupu zachována. Kterékoli pohybové aktivity takto postižených jsou vykonávány aktivitou právě končetin horních.

V praxi máme potvrzeno, že klienti s tímto fyzickým omezením trpí často opakovanými bolestmi ramenních kloubů. Vlivem mnoha různých pohybových činností a také jízdy na vozíku objektivně dochází k přetěžování a sekundárním poruchám této konkrétní oblasti pohybové soustavy.

Mezi fyziologické pohybové aktivity pramenící z lidské posturální ontogeneze patří kvadrupedální zkřížená lokomoce, která je v prvním roce života dítěte (v horizontální poloze) uskutečňována mimo jiné také přes pletenec ramenní. Dítě, v rámci přirozeného motorického vývoje, prochází konkrétní pohybovou fází, jež je zavzata do kvadrupedálního lokomočního charakteru pohybu, tzv. tuleněním. Tulenění není přesně vymezeným kvadrupedálním pohybovým vzorem, ale pro nás je zde významné. Můžeme ho nahradit u dospělých jedinců plazením po předloktí bez vědomé účasti dolních končetin, jinými slovy také u vozíčkářů.

Pomocí povrchové elektromyografie zde vytvoříme rámcovou mapu koordinace vybraných svalů ramenního pletence při pohybovém cyklu jednoho kroku obou rozdílných pohybových aktivit. Použití mobilního EMG přístroje, který byl vyvinut na UK FTVS, dovoluje provést výzkum v reálných podmínkách. Za současného snímání videozáznamu a jeho synchronizaci s přístrojem EMG nám umožní sledovat polohu probanda v konkrétní fázi pohybu a zároveň porovnat s EMG aktivitou sledovaných svalů. Záznam EMG může ukázat, kdy se do pohybu zapojí konkrétní sval a kdy jiný sval relaxuje.

V této práci se budu zabývat dvěma typy jízdy na vozíku vs. tulenění (plazení). Oba rozdílné druhy pohybové aktivity budou měřeny v přehledných podmínkách a následně mezi sebou porovnány. Práce by měla porovnat mezi sebou aktivaci

sledovaných svalů z oblasti pletence ramenního při jízdě na vozíku a plazení. Nabídnu tak pohled na faktickou rozdílnost obou motorických možností. Na základě zjištěných údajů bude možné vyslovit závěr o možné terapii u poruch z přetěžování vozíčkářů nebo v rámci rehabilitace nabídnout některé sportovní aktivity uskutečňované v lokomočním charakteru.

Srovnání charakteru pohybu u jízdy na vozíku a plazením by tedy mohlo přinést obohacující informace vzhledem ke chronické problematice ramenních kloubů u vozíčkářů.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Teorií jízdy na vozíku se u nás v počátcích této problematiky začal zabývat Kábele (Kábele, 1992). Kábele popisuje poměrně detailně úchop obručí kol, polohu celých horních končetin a trupu v sedu, rytmus jízdy na vozíku apod.

V poslední době se také u nás již poukazuje na několik druhů variant pohybu horních končetin při jízdě na vozíku. Dnes se již ví a upozorňují na to některé zahraniční studie, že existují asi čtyři pohybové vzory propulze u jízdy vpřed na vozíku, z nichž nejefektivnější je způsob semicirkulární propulze. (Faltýnková, 2004)

V zahraničních studiích se také zabývají nejrůznějšími detaily při pohybu jízdy na vozíku. Měří se např. dynamika pohybu kloubů celé horní končetiny, hodnotí se zatížení těchto kloubů, určuje se vliv práce trupu na propulzi samotnou, hodnotí se kvalita sedu na vozíku atd. Poslední hodnotnou, námi dostupnou literaturou, je zahraniční literatura od Peadretti a Earleho (Pedretti, Earle, 2001) kde se autoři velmi podrobně zmiňují o důležitosti správné postury na vozíku, držení celého těla, trupu i horních končetin. Možnosti nastavení vozíků pro jejich maximální ergonomii popisuje Harvey. (Harvey, 2008)

U nás se nyní velmi podrobně zajímá o problematiku sedu a jízdy na různých druzích vozíků Vašíčková, kde se ve svých článcích (Vašíčková, 2009) zmiňuje nejen o významnosti správného sedu na vozíku v rámci jednotlivých postižení, ale přibližuje i rozsáhlé možnosti pomůcek a nastavení vozíků pro individuální potřeby.

Bohužel, Vašíčková se zatím zabývá ve svých článcích a přednáškách často právě nastavením vozíků a důležitostmi správného sedu, avšak odborná literatura o samotné jízdě na vozíku a funkčním zapojování svalů horních končetin při ní nám zatím příliš dostupná není.

Ramenní kloub je jako kloub složitý často vystavený různým mikrotraumatům a přetížení. Velmi známé jsou jeho poškození vlivem přetížení nebo dysbalancí svalových struktur v jeho okolí, např. onemocnění rotátorové manžety. Ví se, že bolestivost ramene je úzce spjata s funkcí svalových tkání. Janda (Janda, 2001) zmiňuje ve své přednášce již známou kooperaci mezi postavením páteře a ramenním

kloubem. Správná činnost ramenního kloubu přímo souvisí s jeho centrováním postavením zajištěné vhodnou funkcí svalů.

O konkrétnosti centrace ramenního kloubu vypovídá celá teorie léčby Václava Vojty (Vojta, Peters, 1997). Véle (Véle, 2006) se ve své práci již dlouho zmiňuje o práci tzv. svalových smyček a funkcí svalů v řetězcích. To celé souvisí s teorií lidské posturálně motorické ontogeneze jedince, kdy se celý pohyb odehrává formou předem nastavených pohybových programů (Kolář, 2002). Tyto globální pohybové vzory jsou v raném stádiu dětství odehrávány v kvadrupedální zkřížené lokomoci, která je uskutečňována také přes pletenec ramenní. V těchto fyziologických pohybových vzorech můžeme nalézt souvislosti s centrací ramenního kloubu, výchozí uložení puncta fixa, svalovou souhru agonisty s antagonistou, práci svalů v celých svalových řetězcích apod. (Vojta, Peters, 1997)

Kračmar (Kračmar, 2002) nachází spojitosti mezi jednotlivými sporty a fyziologickými posturálně lokomočními pohybovými vzory. Popisuje analogie, kdy např. u běhu na lyžích, jízdě na kajaku, plavání, bruslení aj. je jistá shodnost v charakteru pohybu. Celou svou studii potvrzuje a doplňuje elektromyografickým měřením svalové aktivity vybraných svalů.

### **3 CÍL, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY**

#### **Cíl práce**

Cílem této práce je kineziologický rozbor pohybu paraplegického vozíčkáře při jízdě vpřed na vozíku a při plazení. Hlavním cílem je vytvořit a popsat rámcovou koordinační mapu činnosti vybraných svalů, které se zapojují do pohybu během jednoho pohybového cyklu při každé ze dvou zvolených pohybových aktivit. Výsledky poté v souvislosti s teorií o vývojové ontogenezi člověka porovnat.

#### **Úkoly práce**

1. Shromáždit teoretické podklady týkající se problematiky kineziologie a teorie o pohybové ontogenezi jedince.
2. Shromáždit odborné informace a znalosti o problematice sedu a jízdě na vozíku vozíčkáře – paraplegika.
3. Zvolit svaly, na jejichž změřené činnosti pomocí metody EMG budeme naši práci analyzovat.
4. V rámci možností vytvořit odpovídající podmínky pro hodnověrnost výzkumu a maximálně tak zajistit jeho validitu.
5. Kineziologicky a časoprostorově charakterizovat svalovou práci v průběhu jednoho průměrného pohybového cyklu při každé z těchto dvou pohybových aktivit a jejich rozdílnost porovnat.

#### **Hypotézy**

H 1

Timing zapojování sledovaných svalů v oblasti pletence ramenního se bude lišit při jízdě na vozíku od plazení.

H 2

Kineziologický charakter práce sledovaných svalů pletence ramenního při jízdě na vozíku nebude v intencích posturálně lokomoční motoriky.

## 4 REŠERŠNÍ ČÁST

### 4.1 Funkční anatomie ramenního kloubu

Rameno je složeno ze čtyř kloubů: sternoclaviculárního, akromioclaviculárního, glenohumerálního a thoracoscapulárního. Pletenec ramenní usnadňuje pohyb a zaujetí HK v prostoru. To je umožněno vzájemně se doplňujícími pohyby lopatky po hrudníku a pohyby v glenohumerálním kloubu. Mechanismus pohybů v rameni je velmi složitý a v současnosti je předmětem zájmu dalších odborných studií. Dříve byly pohyby v ramenním kloubu důsledně rozdělovány a uváděla se pohyblivost v jednotlivých skloubeních. Toto umělé dělení ovšem neodpovídá skutečné funkci pletence ramenního, protože za normálních okolností je pohyb všech kloubů synchronizovaný, nikoli izolovaný. (Gross, Fetto, Rosen, 2005)

Dle Jandy (Janda, 2001) je však pro správné postavení a funkci ramenního kloubu důležité i postavení a funkce celé Cp (viz. dále).

### 4.2 Kineziologie

Pohyb člověka je řízen za účelem dosažení konkrétního zamýšleného cíle. Aktivní pohyb je základním projevem života, je účelově řízen nervovou soustavou reagující na podněty ze zevního i vnitřního prostředí. Člověk se však může pohybovat i pasivním působením vnější síly. Charakteristickým rysem lidského pohybu je rytmické střídání pohybových fází, např. flexe – extenze. (Véle, 2006)

#### 4.2.1 Činnost svalová

Základní jednotkou pohybu je motorická jednotka ve svalu. Ta pracuje na principu zákona vše nebo nic, což se v praxi projeví jako svalová kontrakce, nebo útlum. Průběh akčních potenciálů v motorických jednotek lze snímat elektromyograficky a tím evidovat objektivně jejich aktivitu (viz. dále). (Véle, 2006)

Kontrakce svalu je řízena motoneurony míšních a hlavových nervů na segmentální úrovni. Každý sval má určitý tonus. Tonus představuje příznivé podmínky pro kontrakci každého svalu, existuje dlouhodobě a bez významných energetických nároků. Nejeví únavu, ani nevykazuje činnostní potenciály. Reflexní tonus, čili neustálé

napětí svalu je řízeno na úrovni míšní – signalizací ze svalových vřetének a ze stupně napětí svalu a okolí kloubů, tzv. propriocepce. (Trojan, 2003)

#### **4.2.2 Tonické a kinetické systémy**

Tato diference je jednak funkční a jednak morfológická. Tonické svalové výkony jsou výkony dlouhodobé, pomalé svým nástupem i průběhem. Kinetické svalové výkony jsou nárazové, jednorázové, rychle nastupující a rychle probíhající, a energeticky náročné. Každý sval obsahuje jak tonické (posturální) tak i kinetické (fázické) jednotky. Mohou se tak zúčastnit tonických i kinetických reakcí. (Kolář, 1988)

##### Svaly s převahou tonické funkce

Mají tendenci zkracovat se. Mají pomalejší průběh stahu s delší latencí. Jsou více odolné proti zátěži. Reagují již na malé protažení. V oblasti pletence ramenního a trupu jsou to svaly:

- Erectores trunci – pars lumbális
- m.quadratus lumborum
- mm.obliqui abdominales ext. et int.
- m.pectoralis major
- m.pectoralis minor
- m.trapezius – pars descendens
- m.levator scapulae
- m.subscapularis
- m.deltoideus
- m.sternocleidomastoideus
- mm.scaleni
- svaly na horních končetinách – flexorové svalové skupiny



### Svaly s převahou fázické funkce

Mají výraznou tendenci k útlumu. Jsou fylogeneticky mladší a do pohybové ontogeneze se zařazují později, než svaly tonické čili posturální. Mezi tyto svaly v oblasti pletence ramenního a trupu se řadí:

- m.gluteus maximus, medius et minimus
- m.rectus abdominis
- m.serratus anterior
- m.trapezius – pars ascendens et transversa
- mm.rhomboidei
- m.supraspinatus et m.infraspinatus
- hluboké flexory šíje (m.longus colli, m.longus capitis)
- svaly na horních končetinách – extenzorové svalové skupiny

(Lewit, 2003)

Mezi oběma systémy existuje jednak synergie, jednak antagonismus. Synergie je dána tím, že tonická aktivita zajišťuje polohu, vytváří výchozí úroveň pro činnost fázickou. A aby mohl být vykonán pohyb, je třeba uvolnit držení základní polohy. Systém fázický má inhibiční vliv na systém tonický. Kinetický systém tedy pracuje zásadně na principech reciproční inhibice. Tonický systém však pracuje jak s mechanismem simultánní inervace agonistů a antagonistů, tak s mechanismem reciproční inervace. Při vyšších nárocích na svalovou sílu dochází k zapojení i tonických jednotek pracujících simultánní inervací, což způsobí i zapojení antagonisty. (Kolář, 1988)

#### **4.2.3 Svalová dysbalance**

Svalová dysbalance je jednoduše nepoměr mezi napětím dvou vzájemně spolupracujících svalových skupin. Zpravidla se neomezují pouze na jednu oblast. Naopak se často sdružují, kombinují a navzájem podmiňují. (Janda, 2004)

### Příčiny svalových dysbalancí:

- pohybová chudost
- jednostranné přetěžování s nedostatečnou kompenzací
- chronické přetěžování nad hranici kvalitní funkce svalu
- změna pohybového stereotypu, např. vlivem úrazu nebo nemoci

(Lewit, 2003)

Typické dysbalance mezi zkrácenými a oslabenými svalovými skupinami jsou do jisté míry konstantní a charakteristické, že je Janda (Janda, 1982) shrnul do tří typických syndromů. Vzhledem k problematice uvedeme pouze jeden ze tří syndromů – vztahující se k našemu tématu:

### Horní zkřížený syndrom

oslabení:

- dolní fixátory lopatek (m.trapezius – pars ascendens, m.serratus anterior)
- mezilopátkové svaly (m.trapezius – pars transversa, mm.rhomboidei)
- hluboké flexory šíje (m.longissimus cervicis, m.capitis, m.omohyoideus, m.thyroideus)

zkrácení:

- horní fixátory lopatek (m.trapezius – pars descendens, m.levator scapulae)
- mm.pectorales (m.pectoralis major et minor)
- extenzory šíje (mm.erectores trunci, m.trapezius – pars ascendens) a krátké extenzory šíje

(Lewit, 2003)

U svalových dysbalancí dochází zpravidla taktéž ke změnám statiky i hybných stereotypů. (Janda, 2004)

Běžný popis činnosti svalů odpovídá popisu práce na principu reciproční inervace, kdy facilitovaný sval inhibuje svého odpovídajícího antagonistu a antagonist takto zpětně ovlivňuje svého agonistu. Toto vysvětlení funkčně odpovídá spinálnímu řízení. Naráží však na obtíže v případě, že při pohybu zjišťujeme zapojení svalů, které s vlastním pohybem zdánlivě nesouvisí. Zároveň známe pohyby, při kterých svaly označované jako antagonisté pracují v synergické časoprostorové charakteristice, označované jako koaktivace. Zapojování anatomicky vzdálených svalů spatřujeme při globálních pohybových vzorech, ať přirozených nebo uměle vyvolaných. Jednotlivé svaly se aktivují v celých skupinách – řetězcích, podle intenzity překonávaného odporu a podle aktuální posturální situace (viz. dále). (Véle, 2006)

#### **4.2.4 Svalové smyčky a řetězce**

Svaly se mohou pouze zkrátit přiblížením svých úponů a poté nabýt zpět své původní délky. Umožňují provádět pohyb. Většina běžných pohybů však neprobíhá v těchto základních rovinách, ale nejčastěji diagonálně a ve více segmentech současně. Tím tvoří svalové skupiny společnou funkci. (Véle, 2006)

##### Svalové smyčky

Svaly propojující pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami tvoří svalovou smyčku, která přitahuje svalový segment k jednomu či druhému pevnému bodu, nebo fixuje jeho pozici vůči opěrným bodům. Tvoří ji skupina dvou svalů upínajících se na dvě vzdálená pevná místa (puncta fixa), mezi něž je včleněn pohyblivý segment (punctum mobile), jehož poloha je vyvažována tahem obou těchto svalů. Takto fixovaný kostní segment se stává oporou pro jiný pohyblivý segment. Spojení svalů do jednoduchých smyček nebo složitějších řetězců integruje jejich funkci.

V důsledku excitace nebo inhibice uvnitř svalové smyčky vzniká nerovnováha ve svalovém napětí, která vede postupně ke změně klidové polohy segmentu dané smyčky. (Véle, 2006)

##### Svalové řetězce

Podle Véleho (Véle, 1997) tímto pojmem rozumíme propojení více než dvou svalů nebo celých svalových smyček, které jsou navzájem opět funkčně napojené, a

mezi něž je včleněna volná nebo pohyblivá kost či šlašitý útvar (nebo i více punct mobile). Směr průběhu svalových vláken je ve svalech řetězce přibližně shodný. Funkční řetězec spojuje několik samostatných hybných segmentů, které mají v tomto funkčním spojení více pohybových možností, nežli segmenty samotné. Může působit jak ve směru jednom, tak i v protichůdných směrech, čili fungují jako otěže, mezi něž je dynamicky zavěšen kostní segment.

Takovýto svalový řetězec tvoří samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS. Těchto řetězců může pracovat současně několik a tím se značně rozšiřuje adaptabilita a flexibilita pohybové soustavy jako celku. (Véle, 2006)

Spojení jednoduchých řetězců do složitých komplexů umožňují ploché fascie, které mají na hrudníku směr šikmý, takže se kříží a vytváří tak funkční spojení (např. mezi pletencem ramenním jedné strany a pánevním strany druhé). Tyto řetězce probíhají jak po přední, tak po zadní straně hrudníku (Véle, 2006). Vycházejí přitom z kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru suchozemských tetrapodů. Tato funkce formuje strukturu čtyřnohých suchozemců již 460 miliónů let. (Vančata, 2002)

Dále Véle (Véle, 1997) uvádí, že po funkční stránce mohou svaly v řetězci spolupracovat jako synergisté synchronně – při udržování polohy vřazeného segmentu a mohou pracovat jako funkční antagonisté – při změně polohy segmentu. Jiná možnost jejich práce je postupná (sekvenční) aktivace řetězců, která probíhá dle stanoveného časového rozvrhu, řízeného programově a korigovaného zpětnou proprioceptivní vazbou. Aktivace jednotlivých segmentů probíhá jako vlna aktivity postupně od jednoho segmentu k druhému.

Jako příklad svalového řetězce můžeme uvést dva velké systémy na trupu, které mají zkřížený průběh svalů a fascií. Oba tyto tahy spojují hrudník s dolními končetinami do jednoho funkčního celku, který je vpředu více flexibilní, nežli na straně zadní:

#### Vzadu:

pletenec ramenní – m.lattisimus dorsi – lumbodorsální fascie – processus spinosi – m.gluteus maximus kontralaterálně – fascia lata druhé strany.

### Vpředu:

pletenec ramenní – m.pectoralis major – mm.obliqui externi abdomini – střední čára – mm.obliqui interni abdomini druhé strany – lig.inquinale – fascia lata kontraleterální strany.

Na zadní straně se oba kontralaterální pruhy kříží přes přes relativně fixní processus spinosi, ale vpředu je křížení podstatně volnější kolem pochev m.rectus abdominis. (Véle, 2006)

Jiné svalové řetězce jsou například kratší, ale svým vzájemným funkčním propojením také fixují trup a brání tak jeho přepadávání dopředu či dozadu. Jen pro přehled – kolem pletence ramenního existuje mnoho svalových smyček a řetězců, je to jen ve zkratce a pro představu: smyčka pro abdukcii a addukci lopatky, smyčka pro depresi a elevaci lopatky, smyčka pro depresi a elevaci ramene, smyčka fixující lopatku, řetězec mezi trupem a lopatkou, řetězec mezi ramenním pletencem a trupem, řetězec zpevňující pletenec ramenní, otevřený a uzavřený řetězec, včetně již zmiňovaných dlouhých zkřížených řetězců trupu. (Véle, 2006)

Řetězení funkcí vzniká podle Véleho (Véle, 1997) pravděpodobně na základě předpokladu, že CNS neřídí svaly jednotlivě, nýbrž řídí jednotlivé pohyby. To znamená, že různí jedinci za různých podmínek mohou k provedení stejného úkonu využít stejné kombinace svalových aktivit tak, aby to nejlépe vyhovovalo provedení pohybového záměru, čili aby byl pohyb pro organismus za každých podmínek co nejekonomičtější.

Funkci svalových řetězců lze analyzovat klinicky a také elektromyograficky. Činnost fyzicky i funkčně zřetězených svalů je nedílnou součástí pohybového chování v běžné denní činnosti, tzv. ADL. (Véle, 2006)

Pro správné technické provedení pohybu je určující výchozí postavení odpovídající pohybovému záměru, neboli atituda. Atituda následně facilituje svalové skupiny účastnící se provedení zamýšleného pohybového vzoru. Přináší automatický proces pohybu vpřed předem naprogramovaný v CNS. Tato synergická funkce se nazývá optimálním držením těla a je základem pro cílenou motoriku a fyziologickou lokomoci (viz. dále). (Véle, 2006)

#### 4.2.5 Řízení pohybové činnosti

Véle (Véle, 2006) popisuje řízení pohybu jako účelové organizování aktivity pohybového systému k dosažení zamýšleného cíle. Pohyb vnějších orgánů pohybové soustavy slouží k účelovému pohybu pro udržení polohy těla a k jeho pohybu v zevním prostředí. Je buďto reflexní reakcí na působení vnějšího podnětu nebo vzniká volným rozhodováním myslí. CNS ovládá tuto aktivitu dvěma způsoby. První je stimulující emocionální aktivita (neboli podnět) a druhá je brzdící racionální aktivita (čili úvaha).

Proces řízení pohybu probíhá obousměrnou výměnou informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem, který však nemusí na daný příkaz zareagovat nutně správně a pohyb se tedy může od původního záměru odchýlit. Aby k tomuto nedošlo, je nutné, aby měl řídicí orgán vždy informace o tom, jak byl příkaz vykonán, a zda a nakolik se odchýlil od určeného záměru. Zdrojem těchto nutných zpětnovazebných informací o průběhu pohybu jsou propioceptivní receptory ve svalech, kloubech a šlachách, ale také ve vestibulárním aparátu, v kožních receptorech a díky smyslům zrakovým a sluchovým. Informace z receptorů se vždy porovnávají v CNS s vyslanými příkazy. (Véle, 2006)

##### Hierarchie řídicího procesu

- 1) autonomní úroveň řídicí základní biologické funkce
- 2) spinální úroveň pro základní ovládání svalů – zdrojů fyzikální síly
- 3) subkortikální úroveň pro hrubou (posturální a lokomoční) motoriku (viz. dále)
- 4) kortikální úroveň pro účelovou (ideokinetickou) motoriku

Véle (Véle, 2006) upozorňuje, že jednotlivé řídicí úrovně nelze od sebe izolovat, protože se při každém pohybu na procesu řízení podílí hierarchicky.

Z výše uvedeného plyne poznatek, že po příkazu k pohybu vzniká nejprve aktivita v oblastech subkortikálních a v limbickém systému, který je zdrojem prožitku podnětu. Následně se objeví aktivita v bazálních gangliích. Nakonec se aktivuje kortikální motorická oblast (tzv. homunculus) a teprve potom se aktivita přenáší z Betzových pyramidových buněk k míšním motoneuronům a potom ke svalům. (Véle, 2006)

Před zahájením pohybu je třeba aktivovat posturální systém a vytvořit tak pro následný pohyb potřebné předpoklady a aktivovat mysl, aby mohlo vzniknout rozhodnutí, a to jaký pohyb bude zvolen a za jakým účelem. Mozek jako celek je organizátorem a integrátorem přípravy pohybu. Iniciátorem je ale limbický systém.

Při každém pohybu je tedy aktivní i limbický systém, který v závislosti na emočních vlastnostech ovlivňuje také intenzitu pohybové reakce a zajišťuje tvorbu paměťových stop důležitou pro fixaci pohybových programů. (Véle, 2006)

Véle (Véle, 2006) však také zmiňuje, že neurochirurg Pribram vytvořil novou teorii o ukládání do paměti na podkladě holografického principu.

#### **4.2.6 Pohybové stereotypy**

Podle Koláře (Kolář, 1988) lze pohybový stereotyp označit také jako návyk, přičemž se jedná o dynamický stereotyp jako ucelený řetězec podmíněných a nepodmíněných reflexů. V oblasti motoriky mluvíme o hybných neboli pohybových stereotypech. Vznikají na základě stereotypně se opakujících podnětů. Mezi svaly se vytváří pevná vazba zajišťující jistou kombinaci v zapojení svalů, která je při daném pohybu vždy konstantní. Svalová aktivita během pohybu tedy není náhodná, ale má své stabilní místo jak z hlediska časového zapojení, tak i intenzity.

Většina našich pohybů je součástí programového vybavení. Kvalita a rozsah programového vybavení hybných stereotypů jsou pak závislé jednak na kvalitě CNS, jednak na kvalitě a množství podnětů (způsobu jejich tvorby) a na tom, jak byly hybné stereotypy fixovány. (Kolář, 1988)

#### **4.2.7 Pohybová ontogeneze**

Typickým základním pohybem pro lidský organismus je chůze, tzv. bipedální zkřížený pohybový vzor, avšak v raných stádiích vývoje dítěte je to v horizontální poloze lokomoce oporou o horní končetiny, tedy lezení, plazení nebo tulenění, vše jako kvadrupedální zkřížený lokomoční vzor. Vše se totiž odehrává v diagonálním charakteru. Kvadrupedální pohybový vzor vznikl právě již v druhovém vývoji a jeho počátky jsou podle nedávných pramenů datovány do období středního devonu, těsně před přechodem živočišných druhů z vody na souš. U určitého druhu našeho předchůdce začal být pohyb neurofyziologicky organizován z vlnivého charakteru

pohybu ve vodním prostředí směrem ke zkříženému kvadrupedálnímu vzoru. Rozhodující skutečností je utvoření místa opory, tzv. puncta fixa (viz. dále). (Vacková, 2004)

Na fylogenetický vývoj člověka navazuje motorická a posturální ontogeneze člověka. Věle (Věle, 1995) popisuje obsah pohybové ontogeneze jedince v následujících fázích:

- 1) porod, začátek plného působení gravitace
- 2) horizontální indiferentní postura
- 3) horizontální orientovaná postura
- 4) horizontální lokomoce k vertikální postuře (kvadrupedální zkřížený vzor)
- 5) vertikální postura
- 6) lokomoce ve vertikále, bipedální lokomoce

V případě člověka je to spontánní motorika, která je absolutně nevědomá, ale vždy přesně cílená. Kromě jiných záměrů je to také za účelem pohybu vpřed, což se postupem času vyvine v účinnou lokomoci, nejdříve kvadrupedální, poté ve vyzrálém stádiu pro člověka typickou – bipedální lokomoci. (Kračmar, 2002)

#### **4.2.8 Období posturální ontogeneze**

Pro analýzu pohybu je důležité období pohybového vývoje jak po stránce strukturální, tak po stránce funkční. Z vývojového hlediska lze motoriku dělit do několika po sobě jdoucích životních období. Pro klinickou kineziologii obecně a zároveň pro naši práci je důležitá pohybová analýza z období posturální ontogeneze, tedy v období života jedince v jeho prvním roku života. Dochází v ní k individuálnímu rozvíjení posturální a také lokomoční funkce. (Věle, 2006)

Vývoj této rané volní hrubé motoriky začíná sledovacími pohyby očí provázenými polohovými reakcemi při přesunu opory, jak to popsal Vojta (Vojta, 1993). Důležité je celkové hledisko, že posturální reakce se spouštějí pohledem na věci působící emoční napětí. Postupně se tak jedná o proměnu reflexních pohybů na pohyby účelové zaměřené, čili ideokinetické. Vojta shromáždil a popsal tyto bazální pohybové vzory jako pohybové modely, které jsou fylogeneticky specifické a geneticky fixované.



Právě ony tvoří rámcový koncept (fixed patterns) pro tvorbu pozdějších pohybových programů.

Lidská motorická ontogeneze je tedy odstartována počátkem vyhasínání primitivních prenatálních reflexů a jejich postupným nahrazováním komplexními motorickými programy od 4 – 6 týdne života jedince, popsány např. i Vojtou (Vojta, 1993).

Klinická kineziologie také vychází ze stanoviska, že pohybový systém složený z pohyblivých segmentů reaguje vždy jako celek. Pohybový projev má vždy osobní a individuální ráz. Např. i malá individuální vrozená změna ve tvaru lopatky může ovlivnit funkci celé paže, jak zjistil Krobot. Individualitu motorického projevu je třeba respektovat a při analýze z ní vycházet. (Véle, 2006)

#### **4.2.9 Posturálně lokomoční motorika**

Lokomoční systém mění fázickým pohybem (-move-) nejen vzájemnou polohu segmentů, ale i polohu celé soustavy v zevním prostředí. Řízení lokomoce probíhá většinou automaticky podvědomě, přestože pohybový program je spuštěn vědomě. Vědomí však nesleduje průběh spuštěného pohybu, nýbrž jeho cíl.

Posturální i lokomoční funkce náleží do oblasti hrubé motoriky jedince. (Véle, 2006)

Lokomoce je tedy automatická koordinovaná činnost, spontánní lidská motorika, která je řazena do několika fází. Ty jsou recipročně propojeny a pravidelně se opakují. Při lokomoci je zapojeno veškeré kosterní svalstvo a svalové kontrakce mají svůj přesný průběh (tzv. timing). Důležité jsou:

- zvládnutí polohy těla
- centrace kořenových kloubů
- vzpřimovací mechanismus
- fázický pohyb

(Vojta, Peters, 1995)

Pohyb je řízen prostřednictvím CNS komplexně vlivem ontogenetického vývoje a pomocí vrozených pohybových programů.

Vojta předkládá empiricky uspořádanou empirii, která se vztahuje na pozorovanou aktivitu svalů osového orgánu, svalů pletencových a končetinových. Všechny části těla se nacházejí při lokomoci v jisté aktivitě, která zajistí vzpřímení a pohyb člověka ve zkříženém vzoru vpřed. Na vzpřímení se podílí celé kosterní svalstvo, avšak nedokonalý vzor držení těla, který odpovídá obrazu patologie, se projevuje chybějící či nedostatečnou vzpřimovací funkcí. Převládají primitivní vzory držení, vyvíjí se patologicky náhradní pohybový vzor. (Vojta, Peters, 1995)

Za důležitý v naší práci považujeme rozvoj fyziologických posturálních funkcí osového orgánu s oporou o horní končetiny, např. u lezení, plazení nebo tulenění.

#### Fáze tulenění

Tulenění se objevuje u dětí přibližně kolem sedmého měsíce života. Tulenění je cíleně využíváno k pohybu vpřed. Při tulenění se dítě opírá střídavě o lokty, vytahuje se předloktím dopředu a dolní končetiny mohou přebírat dočasnou střídavou oporu o vnitřní stranu kolene (Orth, 2009). Tulenění se objeví, bude-li se dítě zajímat o předmět, který leží v dohledu. Dolní končetiny se však tohoto pohybu neúčastní, jsou vláčeny pasivně za tělem. Fáze tulenění trvá dva až tři týdny, je fyziologická a přesně odpovídá vývojově-motorické ontogenezi jedince. Je však slepou uličkou pro další pokračování v pohybu vpřed. Avšak pro úspěšnost motorického vývoje jedince je třeba projít tímto stádiem. (Vojta, Peters, 1995)

Tulenění není přesným kvadrupedálním lokomočním vzorem, ale pro náš výzkum je jeho charakter pro nás významným. Je to součást kvadrupedálního lokomočního vzoru. Podle principu kraniokaudálního směru dozrávání CNS však ještě pletenec pánevní nedosáhne na svoji lokomoční funkci. Že se jedná o funkci individuální, postavenou na prastarých pohybových vzorech, je zřejmé z toho, že podobný pohyb dolních končetin, kterého je později možno dosáhnout při spontánním plazení, dokážeme vyvolat daleko dříve při reflexní lokomoci podle Vojty v poloze na břiše. Skutečnost, že dítě ještě v šestém až sedmém měsíci nezapojí dolní končetiny do lokomoce a po dokončení posturálně pohybové lokomoce toto již jedinec dokáže,

ukazuje na fakt, že se tvoří individuální pohybový program, kdy obecný pohybový vzor je přizpůsobován individuálním podmínkám konkrétního jedince.

### Plazení

Tak, jako se čtyřnožci pohybují vpřed ve zkříženém vzoru, se plazení spontánně ve své komplexní podobě u člověka nevyskytuje.

Globální vzor plazení, lezení a tulení tedy obsahuje svalové souhry, dílčí vzory motorické ontogeneze, které vedou ke zdravému motorickému vývoji.

#### **4.2.10 Punctum fixum**

Při lokomoci dochází ke vzrůstající a stupňující svalové aktivitě, kdy se tělo všemi svými částmi snaží dosáhnout vrchol vzpřímení a pohyb vpřed. Bude-li těžiště trupu při pohybu vpřed přeneseno laterálně, kraniálně a dorzálně, tzn. proti gravitaci a směrem k punctum fixum (pevný bod), musí být směr tahu určitého svalu a svalové skupiny směřován právě k punctum fixum (dále jen PF). Určité svaly táhnou směrem distálním k PF a umožňují lokomoční funkci, tzn. účastní se držení těla a také pohybu vpřed. Vedle toho spolupůsobí v recipročním cyklu pohybu vpřed také proximálně při cíleném fázickém pohybu. (Vojta, Peters, 1995)

Osový orgán bude vzhledem k tělu mobilní – punctum mobile (dále jen PM). Celé tělo se bude pohybovat vpřed směrem k existujícímu budoucímu opěrnému bodu. Tím je zajištěno mezi osovým orgánem a končetinami důležité funkční spojení. Přes pletenec ramenní i pánevní se tělo vzpřímí. Tělo je přenášeno z místa opory na nové místo opory. Distální směr tahu svalu diferencuje svalovou funkci a je nevyhnutelným předpokladem pro lokomoci. (Vojta, Peters, 1995)

#### **4.2.11 Postura a atituda**

Posturální systém nastavuje a udržuje konfiguraci jednotlivých segmentů těla v klidové i výchozí účelově orientované poloze (atitudě), ze které teprve pohyb vychází. Tonická aktivita posturálních svalů se hodnotí jako statický pohyb (hold) sloužící udržování zaujaté polohy těla. Udržování polohy těla (postury) je iniciováno činností krátkých svalů stabilizujících polohy jednotlivých segmentů, ale zároveň je udržováno také aktivitou delších svalů integrujících jednotlivé segmenty do stabilizovaného celku. Také dýchací pohyby působí na posturu, a protože se pravidelně opakují, je vliv

respiračních pohybů na držení těla neustálý a tím účinný. Posturální aktivita předchází pohybu, pro který vytváří výchozí bázi a spuštěný pohyb provází i zakončuje. (Véle, 2006)

#### **4.2.12 Centrace kloubu**

Funkční centrace kloubu podle Koláře (Kolář, 1996) je takové kloubní postavení v průběhu pohybu, které vyvolává jeho optimální zatížení. Vzniká rovnováha obou antagonistických složek svalového systému, která umožňuje nejen fyziologické postavení v kloubu, ale i stabilně funkční postavení v průběhu pohybu. Naopak, decentrace i jen jednoho kloubu ovlivňuje změnou propriorecepce funkci dalších segmentů.

Při pohybu vpřed hraje nastavení úhlů v rameni i v kyčli důležitou roli. Funkce muskulatury v této oblasti způsobí na opěrné končetině páku, která přesunuje těžiště trupu ve směru PF. Tato svalová funkce současně slouží při vzpřímení těla proti gravitaci. Vzpřímení přináší tělu prostřednictvím PF informaci o stabilní výchozí poloze proti gravitaci. Vrchol vzpřímení je dosažen, když muskulatura klíčových kloubů (rameno, kyčel) vykonává antigravitační funkci. (Vojta, Peters, 1997)

### **4.3 Poruchy hybnosti**

#### **4.3.1 Míšní léze**

##### Obraz centrální (spastické) parézy

Mezi klasické příznaky patří:

- úbytek svalové síly, popř. svalové ochrnutí (paréza či plegie) v důsledku poruchy vedení volní hybnosti
- vymizení nebo snížení tlumícího vlivu na reflexní aktivitu projevující se zvýšením šlachových reflexů, zvýšeným svalovým napětím (spasticitou) a přítomností tzv. pyramidových jevů, které byly za normálních okolností potlačeny. Při déle trvající paréze vznikají i svalové kontraktury, které se stávají definitivními.

(Káš, 1997)

### Obraz úplné (kompletní) transverzální léze míšní

Při úplném přerušení míchy, způsobeném např. úrazem, vzniknou typické obrazy dané výškovou lokalizací postižení. Nad místem přerušení míchy není žádná porucha, v místě přerušení je chabá obrna a pod místem přerušení je spastická obrna. K tomu se přidávají poruchy cití pro všechny jeho kvality v místě porušení a distálně odtud. Dále vznikají trofické poruchy, poruchy mikce a defekace, poruchy sexuálních funkcí, poruchy termoregulace a neurovegetativní poruchy. (Káš, 1997)

Při úplné transverzální lézi míšní jsou typické příznaky jako:

- porucha volní hybnosti (paréza, plegie),
- porucha svalového tonu (spasticita),
- to vše v příslušných segmentech (v bederní části se jedná o dolní končetiny a spodní část trupu
- zvýšeny pyramidové jevy iritační v příslušných oblastech,
- anestezie čili necitlivost pro všechny kvality cití pod místem přerušení, to vše oboustranně;
- poruchy močení, vyprazdňování, termoregulace, trofiky tkání a neurovegetativní poruchy.

Při neúplné transverzální lézi míšní se projevují poruchy jen dle přerušení jednotlivých drah. (Káš, 1997)

## **4.4 Problematika vozíčkářů**

### **4.4.1 O jízdě na vozíku obecně**

Lokomoce, čili možnost přesunu nebo pohybu vpřed, je u paraplegiků (nejen) zajištěna jízdou na vozíku. Je to technika, kterou vymysleli již v 17. stol. pravděpodobně Angličané. Zpráva dokazuje, že v té době se objevil zřejmě první mechanický vozík za účelem usnadnění pohybu, ačkoli byl zamýšlen pro kohokoli. Tehdy ještě netušili, jak důležitou pomůckou to v budoucnosti bude pro osoby s pohybovým handikepem. (Kábele, 1992)

Nevýznamné pro nás není, že se od těch dob mnohé nezměnilo. K mobilitě vozíčkáře se používá sice mnoho různých variant a úprav vozíků, ale jezdí se stále jen v sedavé poloze, stejným způsobem a to pohonem vpřed pouze aktivitou horních končetin. Díky dnešní snaze o bezbariérovost se však jezdí pravděpodobně trochu snadněji. To ale nic nemění na faktu, že k tomuto druhu lokomoce je zapotřebí větší aktivní vytrvalost HKK, než je tomu běžně u zdravého jedince, což pak následně vede k jejich zvýšenému zatěžování. Při představě, že takto postižený zapojuje HKK nejen ke způsobu lokomoce, ale také k běžným denním aktivitám je jasné, že mnohonásobně větší námaha HKK nemůže přinášet odpovídající užitek. (Kábele, 1992)

Dále je nutné zdůraznit, že opakovanou jízdou (v často terénních podmínkách) dochází snadno také k úrazům ramen a jiných kloubů. (Faltýnková, Kříž, Kábrtová, 2004)

Sedavá poloha není ideální pro postavení celé páteře, což má následně vliv dle Jandy (Janda, 2001) na postavení krční páteře a ramenních kloubů a v neposlední řadě na rozvoj špatných pohybových stereotypů. Ty jsou dále podporovány synchronním pohybem obou HKK ve směru zezadu vpřed, čímž je snadné si v nelehkých podmínkách pomoci synkinézou trupu.

O dalších negativních vlivech sedavé polohy např. vlivu na dýchání, oxygenaci tkání a přetěžování kardiovaskulárního aparátu se zde v této práci více rozšiřovat nebudeme.

Bolesti ramenního kloubu u vozíčkářů vznikají nejčastěji chronickým přetěžováním ramene, degenerativními změnami v něm, zvýšeným napětím svalů z přední strany ramene, oslabením svalstva na jeho zadní straně a ze svalové nerovnováhy obecně, která často vede k onemocnění tzv. impingement syndromu. (Kříž, 2004)

Fakt, že 40-50% paraplegiků trpí muskuloskeletální bolestí ramenního kloubu je znám. Obecně se bolest přisuzuje a popisuje jako přetížení pletence ramenního či konkrétněji etiologicky nejčastěji jako jedna z diagnos - chronický impingement syndrom, subacromiální bursitis, tendinitis šlachy dlouhé hlavy bicepsu nebo aseptická nekrosa hlavice femuru. (Vašíčková, 2009)

Vašíčková (Vašíčková, 2009) poukazuje na situace, kdy patologický sed na vozíku zapříčiněný nevhodnou oporou klienta - paraplegika, vede k akcentaci bolesti ramenního kloubu či dokonce tyto obtíže vyvolává. Komplexní posouzení sedu klienta - vozíčkáře, zajištění adekvátní zevní opory dle jeho klinických potřeb může přispět k symetrizaci sedu, centraci ramenního kloubu, zmírnění přetížení jednotlivých struktur a zmírnění obtíží.

Jakékoli bolesti mohou vést sekundárně k traumatu, poškození, poranění nebo zánětům muskuloskeletárních i viscerálních struktur a tkání. Fyzioterapie ovlivňuje, až zabraňuje těmto bolestem pomocí pohybové léčby, cvičením, relaxací a masáží a reedukačním cvičením napomáhá návratu k předchozím aktivitám. Nedávná švédská studie prokázala, že až 63% klientů s poškozením míchy má zkušenosti s jedním nebo jiným druhem pohybové léčby nebo s odstraňováním bolestí pomocí fyzioterapie. (Harvey, 2008)

Ve většině případů se jedná o bolesti bederní nebo krční páteře. Toto pak může vést k nestabilitě celého trupu. Žádoucím se zde tedy jeví terapeutické povzbuzování vozíčkářů k aktivitě za účelem prevence sekundárních poškození. Chronické bolesti vznikají většinou skrytě, bez zjevné příčiny. Je důležité bolestem předcházet a včas léčit vhodnou metodou. Tyto stavy se léčí spíše než pasivním přístupem aktivním cvičením s podporou k návratu k předchozím aktivitám. Přinejmenším jedna nekonkrétní klinická studie prokázala úspěch, když podporou tělesné aktivity u vozáčkářů dokázali pozitivně ovlivnit jejich chronické bolesti. (Harvey, 2008)

Cílem rehabilitace je dosažení co největší možné úrovně funkčních schopností postiženého. (Javůrek, 1999)

#### **4.4.2 Sed na vozíku**

Vhodná poloha v sedu na vozíku je základním aspektem pro celkový management klientů a vozíčkářů po poškození míchy. Sed na vozíku není důležitý jen z hlediska samotné mobility, ale z hlediska zajištění správného postavení celého trupu, prevence bolestí a kontraktur. V poslední době se vyvinulo mnoho pomůcek a možností k zajištění a podpory správného sedu vozíčkářů. Nyní máme mnoho různých variant vozíků, pomůcek a jiných podpůrných zařízení vhodných k maximálnímu pohodlí a zdraví klientů – vozíčkářů. (Harvey, 2008)

Správná postura (sed na vozíku) pro daného jedince je ta, která umožňuje provést potřebný úkon (ADL) s maximální účinností a minimálním úsilím. Sed je pro vozíčkáře polohou pro vykonávání každodenních aktivit. Oblasti náchylné k deviaci při posturální inkompetenci jsou: pánev kolem kyčelního kloubu, střední hrudní páteř (Th6-Th9), krční páteř a chodidla. Správný výběr a nastavení vozíku umožní dobrou kvalitu postury – vzpřímený sed, posturální kontrolu a stabilitu trupu, efektivní využívání funkční kapacity HKK při ADL a při pohonu vozíku. (Faltýnková, 2004)

Důležitý pro sed na vozíku je samotný vozík a jeho mnoho různých specifikací, možností a variací. Samozřejmou výhodou je jeho možnost individuálního nastavení. Vozík musí klientovi tzv. sedět. Pro zajištění správného sedu na vozíku je nutné zajištění správné šíře sedadla, jeho hloubky, výška sedadla od podlahy, výška opěradla, výška opěrky pro předloktí, také sedací podložka, zádová podpora, opěra pro nohy (tzv. stupačka) a jiná podpurná zařízení. Detaily správného nastavení a používání jsou popsány velmi podrobně v zahraniční literatuře (Pedretti, Early, 2001).

Účinek stability sedu, vzpřímeného sedu a mobility je determinován také vhodným výběrem ideální sedací podložky. Sed by měl být pro klienta zároveň maximálně přirozeným a příjemným. (Harvey, 2008)

Dalšími zmíněnými úvahami pro zaujmutí správné pozice sedu na vozíku jsou: vyrovnání trupu páteře a tonu svalstva, zachování fyziologického postavení, postavení pánve a postavení trupu v ose. Stabilita pánve a trupu je výchozí pro uvolnění a správnou funkci HK. Umožnění zaujmutí základní polohy pro rameno ovlivňuje funkci celé HK. (Pedretti, Early, 2001)

V této literatuře je také vyjádřena důležitost správného držení HKK v pohodlné a tedy fyziologické poloze se zachováním maximální podpory funkce HKK – tedy zejména pro manipulaci, ADL a jízdu na vozíku. Funkce HKK je však vždy závislá na individuálním i momentálním stavu klienta a rozhodnutí terapeuta o funkci a postavení HKK se prioritně řídí znalostmi terapeutů o individuálních motorických schopnostech HKK. (Pedretti, Early, 2001)

#### **4.4.3 Technika jízdy na mechanickém vozíku**

Pohyb na vozíku je jedním ze základních dějů pro nezávislost a svobodu klientů, kteří nemohou chodit. Pohyb na vozíku je však o to složitější, o co náročnější



jsou okolní podmínky. Vozíčkáři musí často řešit tuto situaci a přizpůsobovat svou jízdu okolním podmínkám. Často se jedná o obyčejné překážky, kterými jsou například chodníky, nájezdy, svahy, nebo event. jízda v terénu. (Harvey, 2008)

Při běžné, rytmicky se stále opakující jízdě na vozíku směrem vpřed se vozík uvádí do pohybu rukama pomocí obručí, které jsou upevněny na zadních velkých kolech. Ruce uchopí obruče v místě vrcholu velkých kol tak, aby palec směřoval dopředu, hřbet dlaně pak vzhůru. Prsty nesmí být obtočeny kolem celého obvodu obruče, neboť hrozí nebezpečí poranění o úchyty obručí. Vozíčkář sedí pohodlně opřen ve vozíku a plynulým tahem obou horních končetin současně točí obručemi vpřed až do úplného napnutí paží v loktech. Cyklus se opakuje volně a rytmicky tempem asi 20 až 25 záběrů za minutu. Trup zůstává stále opřen o zadní opěrku. Existuje však i další technika. Trup je lehce předkloněn a mírně se pohybuje vpřed i vzad, komíhá spolu s pohybem paží. Paže musí dosáhnout daleko (20 až 30 cm) za vrchol obruče. Rytmus je ve všech fázích plynulý, paže tlačí stejnoměrně na poháněcí obruče. Při rychlejším tempu je trup více předkloněn, podle možností postiženého 60 až 70 stupňů, paže zabírají co nejsilněji dolů, po záběru se co nejrychleji vracejí do výchozí polohy. (Kábele, 1992)

Klienti s paraplegií často ovládají svůj mechanický vozík na nejvyšších úrovních a velmi dobře překonávají různé podmínky zručně a hbitě. Mají nejlepší předpoklad pro ideální zapojování HKK při pohonu vozíku vpřed tzv. propulzi. (Harvey, 2008)

Při jízdě na vozíku se využívá tzv. propulze, která může mít až čtyři různé vzory.

Tzv. propulzní vzor se dělí na dvě fáze: aktivační – doteková a relaxační. V praxi se ukázal jako ideální semicirkulární (polokruhovitý) propulzní vzor, přičemž důležitými faktory dále jsou: vozík a jeho možnosti nastavení, kvalita sedu, a kvalita úchopu. (Faltýnková, 2004)

Věda se zabývá tématy, jak zlepšit ergonomii jízdy na vozíku tak, aby nebyly přetěžovány horní končetiny, snížila se možnost poranění a úrazů a také, aby nedocházelo ke špatnému vlivu nejen na ramenní kloub. Částečně je to dáno tím, že především ramenní kloub je kloub složitý. Předmětem zkoumání dnes také je, jakou

nejekonomičtější technikou bychom měli jet, tedy jaké síly by se měli uplatňovat, aby nedocházelo k úrazům a přetížení ramenních i vzálených kloubů, ale naopak k jejich stabilizaci během jízdy na vozíku. Ví se, že především neoptimálním držením ramen i hrudní páteře dochází právě k jejich poranění, přičemž jistou úlohu hraje i nevýhodná technika jízdy na vozíku. Tou je např. technika pumpování (viz. dále), která k těmto kloubům rozhodně není šetrná. (Woude, De Groot, Hollander, Veeger, 2004)

V podobné zahraniční studii se také můžeme dočíst, že existuje více technik používání horních končetin a úchopů k pohonu vpřed při jízdě na vozíku. Poukazuje se především na rozdílnost pohybů paží při tzv. pumpování. Při pumpování ruka uchopí obruč v místě jeho vrcholu a v případě propulzního pohybu se tedy jedná o tlakový dopředný silový moment, kdy ruka poté opouští obruč v místě ukončení dotekové fáze. V případě polokruhovitěho pohybu paží, ruka uchopí obruč v místě počátku dotekové fáze a aktivitou svalů pažních táhne obruč i s kolem vozíku nahoru a vpřed, kde se poté tah přemění v tlak směrem dopředu, jako je tomu u již zmiňovaného pumpování. Zajímavé však je, že ač dle průzkumů a očekávání by měla být technika polokruhovitěho pohybu účinnější, se však paradoxně v praxi ukazuje, že bez ohledu na rychlost pohybu, je technika pumpování více užívaná. Mnoho vozíčkářů tuto techniku používá, přestože při tlačném pohybu vpřed (v druhé fázi dotekové) ztrácí ještě další potenciální energii nadbytečným tlakem paží dolů – kolmo do země (Woude, De Groot, Dallmeijer, Janssen, 2001). Tento pohyb se dle našeho názoru zcela vyčleňuje z lokomočních propulzních koordinačních ukazatelů přirozené lidské lokomoce. Tedy lokomoce rozvíjené v průběhu lidské posturálně pohybové ontogeneze, založené na fylogeneticky podmíněné kvadrupedální lokomoci suchozemských tetrapodů. Pohyb zdravotně hendikepovaného na mechanickém vozíčku vychází ze skutečnosti, že mezi podložku a pohybovou soustavu je vložen jednoduchý stroj – kolo. Ten není součástí jak fylogeneze, tak ontogeneze. Jeho existence se dá počítat maximálně na staletí, zatímco fylogeneze čtvernožců na stovky miliónů let a fylogeneze rodu Homo na šest až sedm miliónů let. Podobně viz cyklistický krok níže.

Dále se uplatňují v technice jízdy na vozíku i jiné síly (např. rotační), které tak jako mnoho aspektů, nejsou ještě zcela probádány a jsou tedy předmětem otázek a sledování do budoucnosti. Tak, jako se ví, že pumpování je energeticky snazší

technikou jízdy na vozíku (ve srovnání s technikou polokruhovitého pohybu – jež si vědci nedokáží vysvětlit), neví se přesně jednotlivé rozdílnosti ve výkonu jiných technik používaných pro jízdu na vozíku. Ve všech případech se však jedná o velmi podobnou, téměř shodnou kineziologii provedení pohybu. (Woude, De Groot, Hollander, Veeger, 2004)

Jen pro zajímavost přikládám výsledky další zahraniční studie (Yang, 2009), kde vědci zjistili, že povrchovou EMG stimulací trupového svalstva vozíčkářů se zvyšuje výkonnost propulze u jízdy na vozíku při současném měření na dynamometru. EMG aktivita ramenních svalů při této činnosti zůstala nezměněna.

## 4.5 Generování sil

Zatímco lidský pohybový vzor lokomoce je obecně založen na archetypálních základech (Véle, 2006), nahlédneme-li např. na jízdu na kole z podobného, vývojového hlediska, nalézáme rozdíly oproti bazální formě lokomoce lidského člověka:

1. jízda na kole není součástí fylogenetického vývoje našich předchůdců. Nenacházíme zde ani alternativy, ani nižší vývojové fáze tohoto fenomenu.
2. cyklistický krok není výsledkem vývoje jedince v rámci posturálně pohybové ontogeneze. (Kračmar, 2005)

Z výše řečeného vyplývají další souvislosti. Jízda na kole je umožněna rozvojem civilizace. Tento civilizační projev měl však příliš krátkou dobu a intenzitu na to, aby mohl zanechat stopy v základním archetypu pohybového programu lokomoce člověka, vytvářeného přibližně sedm miliónů let. A ve svém širším rámci, tedy jako lokomoce suchozemských obratlovců až čtyřistapadesát miliónů let. (Vacková, 2004)

Při jízdě na kole generují sílu dolní končetiny, která otáčí pomocí převodníku mechanickým přenosem tímto způsobem poháněné kolo, které pak vyvíjí pohyb vpřed. Jedná se také o lokomoci člověka, ne však v její přirozené formě. Jak již bylo zmíněno, přirozená lidská lokomoce se vyznačuje vytvořením místa opory (punctum fixum) na akrálních koncích končetin – distálně, proximální část těla je k místu opory přitahována, případně je od něj odrážena. Při jízdě na kole je však vytvořeno punctum fixum především na pánvi – proximálně, spočívající v sedle kola a dolní končetiny

prostřednictvím akrálních částí pouze generují sílu, která vůbec nemusí vyvolávat lokomoci. (Kračmar, 2006)

## 4.6 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie (dále jen EMG) je vyšetřovací metoda měřící svalovou aktivitu. EMG snímá svalovou aktivitu buď povrchově, nebo intramuskulárně. Povrchovou svalovou aktivitu snímáme pomocí povrchové elektromyografie (dále jen PEMG), intramuskulární svalovou aktivitu pomocí jehlové EMG.

Hlavním předmětem měření EMG jsou vzájemné časové vztahy mezi aktivitou několika jednotlivých svalů. Tato vyšetřovací metoda je vhodná k hodnocení činnosti svalových vzorců projevujících se při jednotlivých pohybech. EMG umožňuje rozpoznat nesprávné vzorce a tím i přecvičovat na vzorce správné. Využívá se hojně ve sportovní medicíně či v rehabilitačním lékařství. (Trojan, 2005)

PEMG umožňuje snímání povrchové elektrické aktivity svalů pomocí povrchových elektrod. Povrchové elektrody snímají veškeré změny elektrického potenciálu, ke kterým dochází při běžné svalové činnosti. Tato metoda je neinvazivní a nebolestivá. (Kasman, 2008)

Podrobněji EMG vyšetřuje svalovou aktivitu pomocí analýzy změn elektrického potenciálu, ke kterým dochází při funkci svalu. Prvotním zdrojem změny elektrického potenciálu uvnitř svalu je depolarizace a následně repolarizace povrchové membrány svalového vlákna. Depolarizaci membrány doprovází pohyb iontů generující elektrické pole v blízkosti svalového vlákna. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek svalu. Ty jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných vláken. Akční potenciál poté prochází při vlastním měření PEMG přes přilehlé svalové tkáně, především tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány.

Vzniklý záznam se označuje jako elektromyogram. Jedná se o vyjádření interferenčního vzorce vzniklého překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek (dále jen MJ). Nejedná se však o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale o výsledek jejich interferencí v prostorovém vodiči – kůže, sval, elektrody. (Rodová, 2001)

Při snímání záznamů pomocí PEMG je zapotřebí snížit odpor kůže na minimum. Kůže se před aplikací elektrod musí dokonale odmastit rozpouštědlem tak, aby byla suchá. Doporučuje se případně skarifikovat speciální abrazivní pastou. Uložení aktivních snímacích elektrod je vždy nad svalovým bříškem co nejbližší motorickému bodu. Referenční snímací elektroda je umístěna nad šlachou svalu. Mezi kůží a elektrodou se aplikuje vodivý gel. Vhodné jsou miskové elektrody a k jejich dostatečnému přilepení na kůži se používají leukoplasti. (Kadaňka, 1994)

PEMG nás informuje o průběhu rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže, ale neposkytuje žádnou bližší informaci o elektrické aktivitě přilehlých MJ. Nevýhodou použití PEMG mohou být nepřesně definovatelné polohy povrchových elektrod vůči aktivním MJ jednotlivých svalů. Obecně je doporučována vzdálenost elektrod 10 mm ve stopě střední linie svalu v oblasti největšího bříška svalu. (De Luca, 2003)

Pro získání kvalitního EMG záznamu je nutné optimální nastavení přístrojů, věrné zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách – bipolární svod, zabránění artefaktům a stanovení optimálních snímacích bodů na svalu.

Obecně EMG signál umožňuje zjistit, zda je sval aktivní, či nikoli, popř. určí míru svalové aktivity. V kineziologické oblasti se PEMG využívá při měření aktivace konkrétního svalu v určitém časovém prostoru – tzv. timing. Dále slouží k pozorování koaktivace některých svalů v průběhu komplexního i selektovaného pohybu. Zaznamená vliv zátěže na svalovou funkci. Pomocí PEMG lze při vyšetřování komplexních pohybových vzorů sledovat okamžik a rychlost nástupu svalové činnosti vybraných svalů i relativní poměr jejich zapojení. Metodika PEMG je uznávána jako platný prostředek pro vyšetření kineziologické analýzy lidského pohybu. (Rodová, 2001)

## 5 METODOLOGIE

### 5.1 Obecná charakteristika výzkumu

Kineziologický obsah pohybu vybraných svalů horní končetiny a trupu jsme sledovali formou prvotní analytické případové studie inspirované pilotní případovou studií (Kračmar, 2006). Předmětem porovnání byly fáze jednoho kroku při tulenění s fází jednoho kroku záběru vpřed při jízdě na vozíku. Obojí konané v maximálně prostých podmínkách, tzn. bez uplatnění jakýchkoli překážek (bariér), po rovině a s minimálním odporem. Podstatou analýzy bylo sledování elektrické aktivity zvolených svalů ramenního pletence a trupu pomocí PEMG metody, kinematické analýzy a následné porovnání dvou různých pohybových kroků – plazení (tulenění) a jízdy vpřed na vozíku. K této analýze bylo použito porovnání nástupu aktivace svalů (timing), ale také odeznění aktivací vybraných svalů horní končetiny a trupu v souvislosti se synchronizovaně přiřazenými pohybovými aktivitami probanda. Posouzení charakteru EMG křivky ve smyslu výskytu navíc lokálních maxim, posouzení střední hodnoty plochy pod EMG křivkou jednoho krokového cyklu.

Při měření (snímání) PEMG byl zároveň pořízen i videozáznam. Zaznamenaná data byla převedena do počítače a upravena speciálním počítačovým programem – KaZe05. Výzkum probíhal ve spolupráci s katedrou sportů v přírodě FTVS UK.

Práce zkoumá míru koordinační podobnosti cílových pohybů, tj. plazení a jízdu na vozíku. Výzkum se pokusí odhalit kineziologická specifika obou různých pohybových kroků vzhledem k jednotlivým uzlovým bodům, resp. jejich fázím.

Rozhodující metodou výzkumu bude PEMG analýza synchronizovaná s videozáznamem. Výzkum je koncipován jako terénní bez omezení laboratorními podmínkami. Kvantitativní srovnání získaných dat je postaveno na analýze časových řad, stanovení timingu svalových náborů konkrétně vybraných svalů, popisující vlastnosti pohybového stereotypu. Dále na porovnání ploch pod EMG křivkou jednotlivých kroků a především stanovení míry podobnosti průběhu EMG křivky vyjádřené koeficientem determinace poukazujícím na míru podobnosti aktivace svalu v čase.

Na základě zjištěných údajů bude možné vyslovit závěr.

### **5.1.1 Design výzkumu**

Studie se zabývá analýzou dvou rozdílných činností prováděných na jedné měřené osobě. Obě činnosti budou kvalitativně i kvantitativně posouzeny a vzájemně intraindividuálně porovnány. Výzkum má charakter případové studie s experimentálním způsobem získávání dat. Sledovanou proměnnou je rychlost lokomoce při jízdě na vozíku. Byl zkoumán jeden proband - paraplegik s přesně ustanoveným hybným stereotypem propulze na vozíku.

## **5.2 Charakteristika použitých metod**

Provedli jsme povrchové měření EMG u konkrétních svalů pletence ramenního zajišťujících pohyb při tulení i jízdě na vozíku. Toto vyšetření jsme doplnili o kinematickou analýzu pomocí časové analýzy videozáznamu. U zvoleného probanda jsme naměřili 1x výslednou sekvenci po 20 vteřinách krokového cyklu tulení a 2x sekvenci po 20 vteřinách krokového cyklu jízdy vpřed na vozíku. Všechna měření byla použita bez přelepování elektrod na levém ramenním pletenci.

Časování pohybu jsme provedli na základě analýzy jednoho krokového cyklu:

při tulení:

1. fáze opory, atituda, příprava na pohyb
2. fáze přenosu těžiště vpřed
3. fáze relaxace

při jízdě na vozíku:

1. fáze doteková, přípravná
2. fáze doteková, aktivační
3. fáze relaxační

### Mobilní přístroj EMG

V této studii bylo pro snímání elektrické aktivity svalů použito přenosného EMG zařízení KaZe05 (viz. Obr. 1), které bylo vyvinuto na FTVS UK v Praze. K dispozici bylo 7 kanálů pro přenos EMG potenciálů ze svalů. Osmý kanál byl použit pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou. Proband byl monitorován během pohybu vpřed při jízdě na vozíku a následně při tulenění. Během těchto aktivit měl proband speciální mobilní zařízení EMG přímo na těle.



*Obr. 1: Přenosné EMG zařízení KaZe05 (Sedliská, 2007)*

#### *Technické specifikace:*

<i>Výrobce a autor:</i>	Karel Zelenka, FTVS UK Praha
<i>Charakteristika:</i>	nezávislý polyelektromyografický mobilní přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů
<i>Počet měřících kanálů:</i>	8 (7 kanálů pro EMG měření potenciálů svalových skupin, 1 kanál pro synchronizaci s videozáznamem)
<i>Vzorkování:</i>	200 Hz
<i>Frekvence:</i>	30 – 1200 Hz při 3 dB/kanál
<i>Stupeň citlivosti:</i>	nastavitelný v rozmezí 6 – 0,05 mV



## Videokamera

*Technické specifikace:*

*Typ:* digitální videokamera CANON HDV 1080i SONY

*Rozlišení:* 3,1 megapixely

*Frekvence snímání obrázků:* 50 obr/s

### **5.2.1 Vymezení a omezení**

Elektromyografie je metoda, které se používá k objektivizaci svalových funkcí. Názory na ni jsou však mnohdy sporné. „Především je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu, neměříme ani svalovou práci. Měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci, a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.“ (Kračmar, 2006)

Dále je nutné si uvědomit:

1. Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měřené na jedné osobě, bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi jednotlivými měřeními. Nevýhodou celého projektu je minimální možnost zobecnění výsledků.
2. Při analýze měřené pohybové aktivity je vhodné zvolit pro výzkum probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem sledovaného pohybu.
3. „Zapojení velkého počtu MJ způsobuje vzájemnou interferenci signálu, která působí na EMG křivku deformačně. Přibližně, od zapojení 50% MJ nestoupá křivka dále lineárně – není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, zdali se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi.“ (Kračmar, 2006)
4. Ovlivňujícími faktory pro měření PEMG jsou také rozdílná vodivost kůže na různých místech těla, odlišná masa podkožního tuku a individuální velikost MJ. Bezvýznamná je snaha o poměrné posouzení svalové práce mezi dvěma různými svaly, např. okohybné svaly vs. M.gluteus maximus.

5. „Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou elektrody lokalizovány. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v postavení kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce daného svalu pro přesnější lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji. Tedy tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická.“ (Kračmar, 2006)

### 5.3 Charakteristika sledovaného probanda

Pro tuto případovou studii jsme zvolili jednoho probanda – paraplegika, 6 let po úrazu míchy, se stabilně zafixovanými pohybovými stereotypy a s typickým klinickým nálezem tohoto postižení.

<i>Obecná dg.:</i>	postraumatická léze míšní
<i>Výše léze:</i>	mezi obratli L1 a L2
<i>Zachovaná citlivost:</i>	do 1/3 stehen, bilaterálně stejně
<i>Svalový test:</i>	odpovídá stavu postižení L1- L2
<i>Mobilita:</i>	soběstačný, aktivitu zvládá samostatně
<i>Spasticita:</i>	nízká

Proband byl vybrán na základě celkově dobrých, vhodně prezentovatelných pohybových schopností, aktuálně bez fyzické či psychické újmy. Proband v průběhu sledování nevykazoval objektivně známky změny celkového tělesného stavu. Také subjektivně byl proband s celým průběhem měření spokojen. Zpracování a prezentace výsledků probíhaly anonymně.

### 5.4 Výběr sledovaných svalů

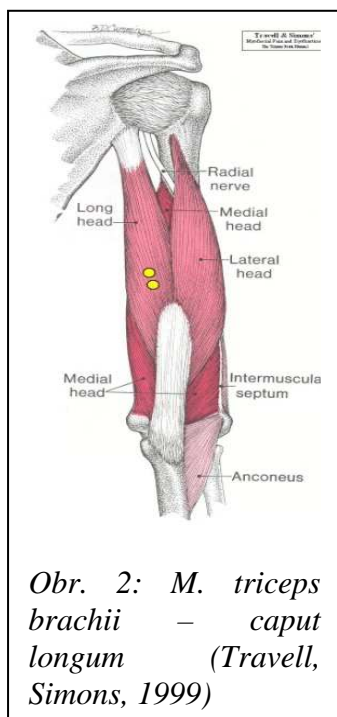
Svaly, které jsme si k tomuto sledování zvolili, byly vybrány na základě jejich funkce, jak je uvádí Čihák (Čihák, 2001), Janda (Janda, 2004), Javůrek (Javůrek, 1986) a Véle (véle, 2006). Byly sledovány svaly levého ramenního pletence.

Skupinu sledovaných svalů tvoří:

1. m. triceps brachii sin. – caput longum
2. m. biceps brachii sin. – caput longum
3. m. latissimus dorsi sin.
4. m. trapezius sin. – pars transversa
5. m. serratus anterior sin.
6. m. pectoralis major sin. – pars sternalis
7. m. infraspinatus sin.

#### 5.4.1 Popis vybraných svalů

##### M. triceps brachii



*Začátek svalů:* caput longum – tuberculum infraglenoidale

(pod kloubní jamkou na lopatce)

caput laterale – zadní plocha humeru,  
proximálně od sulcus nervi radialis

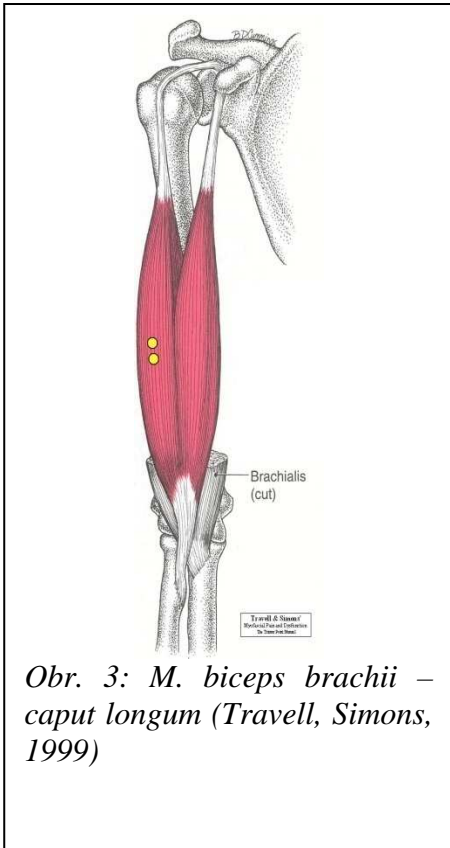
caput mediale – zadní plocha humeru,  
distálně od sulcus nervi radialis

*Úpon svalů:* úponovou šlachou na olekranon

*Funkce:* extenze loketního kloubu, dorsální flexe a addukce v ramenním kloubu (Čihák, 2001)

*Lokalizace elektrod:* caput longum – asi 6 cm distálně od zadní axilární řasy (Kadaňka, 1994)

## M. biceps brachii



*Začátek svalu:* caput longum – tuberculum supraglenoidale (nad kloubní jamkou na lopatce)

caput breve – proc. coracoideus

*Úpon svalu:* hlavní šlachou na tuberositas radii, plochou povrchovou šlachou (aponeurosis muscui bicipitis brachii) na povrchovou předloketní fascii na ulnární straně

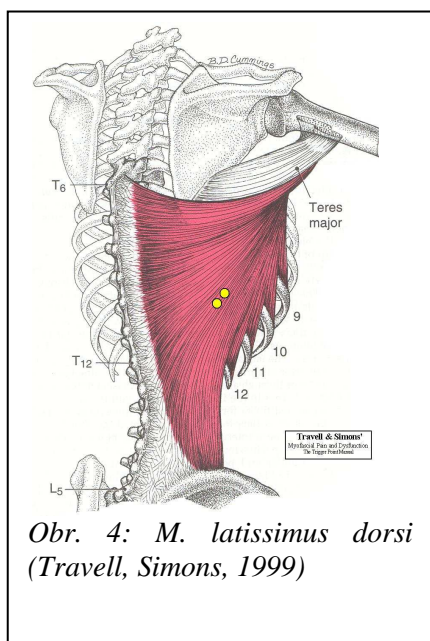
*Funkce:* hlavní funkcí v kloubu loketním je ohyb a supinace, vedlejší funkcí (cca 1/3 síly svalu) dlouhé hlavy je pomoc při abdukci, krátké hlavy addukce a ventrální flexe (Čihák, 2001)

*Lokalizace elektrod:* doprostřed svalového břicha svalu na ventrální ploše paže. (Kadaňka, 1994)

### M. latissimus dorsi

*Začátek svalů:* prostřednictvím aponeurosy (fascia thoracolumbalis) od dorsální části crista iliaca, dorsální plochy kosti křížové, trnů bederních obratlů, tří kaudálních žebér, trnů pěti až šesti kaudálních hrudních obratlů, několika snopci od povrchové fascie m. teres major

*Úpon svalů:* na humerus (překrývá dolní úhel lopatky), na crista tuberculi minoris

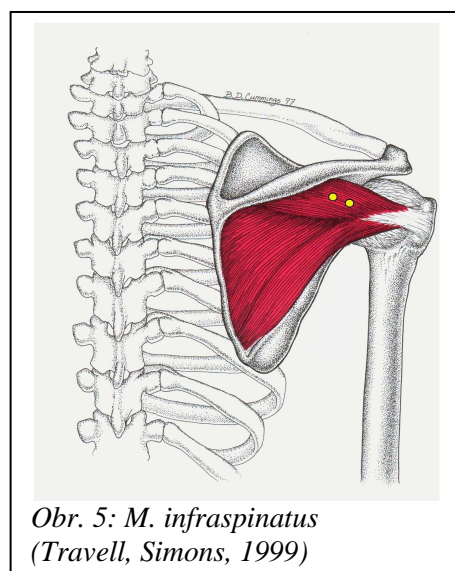


Obr. 4: *M. latissimus dorsi*  
(Travell, Simons, 1999)

*Funkce:* addukce a vnitřní rotace humeru, dorsální flexe humeru v kloubu ramenním (ve spolupráci s m. teres major a se spinální částí m. deltoideus), při fixované paži zdvihá žebra, vnější okraj svalu pomáhá více zakřivit hrudní páteř a tím zmenšit hrudník při prudkém výdechu (Čihák, 2001)

*Lokalizace elektrod:* při záběrovém pohybu z ventrální do dorzální flexe se všechny části m. latissimus dorsi aktivují nejvíce při abdukci do 15°, tudíž není nutné vyžadovat specifické umístění elektrody (Bačáková, Dufková, 2008)

### M. infraspinatus



Obr. 5: *M. infraspinatus*  
(Travell, Simons, 1999)

*Začátek svalů:* fossa infraspinata a tuhá povrchová fascie svalu

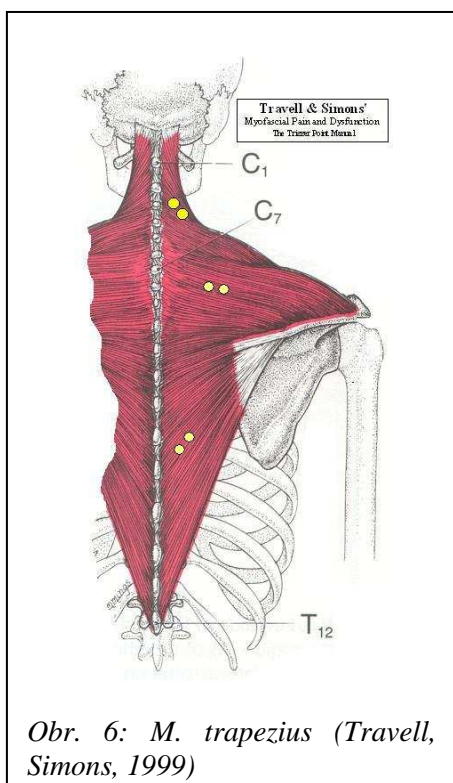
*Úpon svalů:* po zadní straně ramenního kloubu na tuberculum majus humeri (na jeho střední fasetu). Šlacha zesiluje pouzdro ramenního kloubu vzadu. Mezi šlachou a kloubním pouzdrům ramenního kloubu bývá bursa subtendinea musculi infraspinati

*Funkce:* zevní rotace v ramenním kloubu (Čihák, 2001)

## M. trapezius

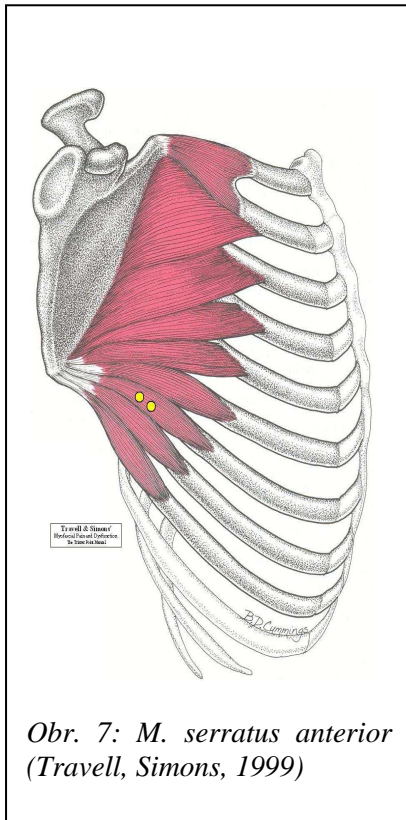
*Začátek svalů:* protuberantia occipitalis externa, linea nuchalis superior, až linea nuchalis suprema, lig. nuchae a trnové výběžky krčních a hrudních obratlů až po trn Th12 včetně

*Úpon svalů:* je v jednotlivých úsecích svalů odlišný – kraniální sestupné snopce se upínají na zevní konec klavikuly, na akromion a na spina scapulae, střední příčné snopce se upínají na spina scapulae, kaudální vzestupné snopce se upínají zdola na spina scapulae, od vnitřního okraje až po tuberculum deltoideum



- Funkce:*
1. Sval fixuje a stabilizuje lopatku
  2. Kraniální snopce zdvihají rameno, kaudální snopce táhnou lopatku dolů. Celý sval přitahuje lopatku k páteři (ramena dozadu)
  3. Protože sestupné snopce dosahují dále laterálně než snopce vzestupné, vytáčí současná akce obou těchto částí lopatku dolním úhlem zevně – kloubní jamku vzhůru (synergista - m. serratus anterior). Tím se sval účastní zdvižení paže nad horizontálu (Čihák, 2001)

### M. serratus anterior



Obr. 7: *M. serratus anterior* (Travell, Simons, 1999)

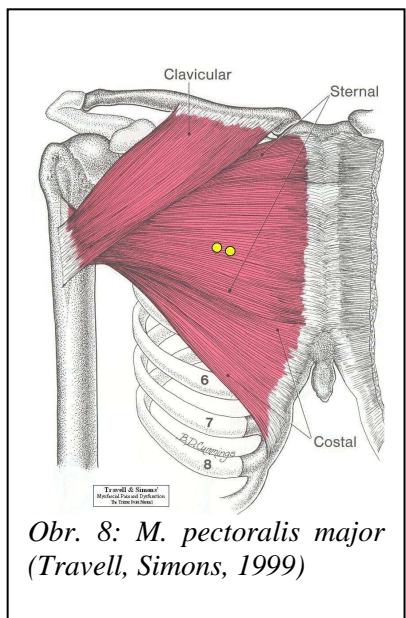
*Začátek svalů:* na 1. až 9. žebro

*Úpon svalů:* mediální okraj lopatky, snopce od 4. žebra a dalších žebere se sbíhají až na angulus inferior scapulae

*Funkce:* přidržuje lopatku k hrudníku a současně táhne za mediální okraj a zejména dolní úhel, vytáčí dolní úhel lopatky zevně, lopatka tak svými pohyby doplňuje pohyby ramenního kloubu. Vytočení dolního úhlu lopatky zevně je podmínkou pro abdukci paže nad horizontálu (Čihák, 2001)

*Lokalizace elektrod:* těsně laterálně od dolního pólu lopatky, alternativa je kolmo proti některému z žebere v přední axilární čáře (Kadaňka, 1994)

### M. pectoralis major



Obr. 8: *M. pectoralis major* (Travell, Simons, 1999)

*Začátek svalů:* mediální část klíční kosti, sternum a přilehlé části prvních šesti žebere, přední část 6. žebra a pochva přímého svalů břišního. Sval se podle začátku obvykle rozlišuje na – pars clavicularis, pars sternocostalis a pars abdominalis.

*Úpon svalů:* Crista tuberculi majoris humeri

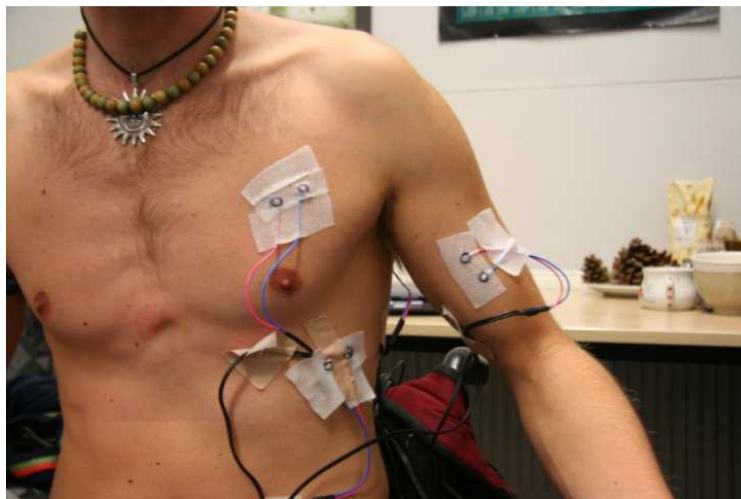
*Funkce:* funkce se liší podle jednotlivých složek svalů – klavikulární část pomáhá při předpažení a udržuje v něm paži, sternokostální a abdominální části addukují paži a rotují ze zevní rotace navnitř (Čihák, 2001)

## 5.5 Lokalizace elektrod

Následující obrázky dokumentují správnost a objektivnost přesné lokalizace a přilepení elektrod pro snímání EMG potenciálů sledovaných svalů.



*Obr. 9 : Zobrazení přilepených elektrod na přední straně trupu*

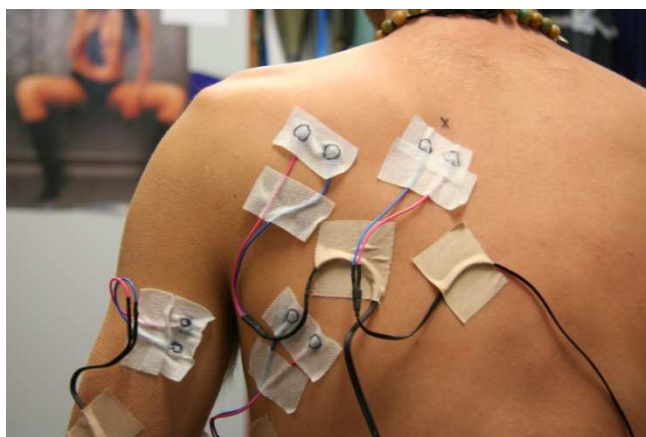


*Obr. 10: Detail lokalizace elektrod m. pectoralis major – pars sternalis, m. biceps brachii – ventrální plocha, m. serratus anterior*





*Obr. 11 : Zobrazení přilepených elektrod na zadní straně trupu*



*Obr. 12 : Detail lokalizace elektrod m.infraspinatus, m. trapezius pars transversa, m.latissimus dorsi a m. triceps brachii – caput longum*

## **5.6 Popis techniky měření**

Měření EMG probíhalo následujícím způsobem:

1. Stanovení nejvhodnějších míst pro aplikaci povrchových elektrod na těle probanda. Použili jsme některé speciální fyzioterapeutické vyšetřovací metody – svalový test dle Jandy (Janda, 2004), simulaci požadovaného pohybu za současné palpce svalů
2. Umístění elektrod dle požadovaných regulí na předem označená místa
3. Kalibrace přístroje EMG

4. Provedení několika zátěžových testů za účelem ověření reliability měření
5. Vlastní měření pro získání dat

### 5.6.1 Výběr pohybu pro měření

Pro měření byla stanovena nejdříve jízda na vozíku po rovině v běžném tempu, následovaná jízdou ve svižném tempu. Posléze bylo provedeno tulenění po hladkém povrchu. Směr pohybů byl konkrétně vytyčený, podmínkou byl stanoven pohyb vpřed.

### 5.6.2 Popis místa měření

Obojí měření probíhalo na nezměněném místě v kryté tělocvičně, na ploché podlaze, po rovném, hladkém a nekluzkém povrchu, bez překážek. Stálost vnějších podmínek byla po celou dobu v rámci dosažitelných možností nezměněna.

## 5.7 Výchozí nastavení citlivosti snímacích kanálů

Odlišnost nastavení citlivosti jednotlivých kanálů vyplývá ze specifiky EMG jako metody. Není možné určit stejnou citlivost všech měřících kanálů. Na nižší EMG hladině náboru by na křivce vznikly sotva postřehnutelné a nečitelné efekty a při vyšší neregulované hladině by došlo k tzv. přetečení zaznamenaných dat a tím k znehodnocení celého náboru EMG. Pro přehled zde uvedeme tabulku s výchozím nastavením citlivosti snímacích kanálů jednotlivých svalů (viz. Tab. 1).

*Tab. 1: Nastavení citlivosti snímacích kanálů jednotlivých svalů  
(hodnoty jsou uvedeny v jednotkách: mV)*

sledované svaly	vozík	rychlý vozík	tulenění
m. triceps brachii sin. – c. long.	0,2	0,2	0,2
m. biceps brachii sin. – c. long.	0,2	0,5	1,0
m. latissimus dorsi sin.	0,1	0,2	0,2
m. trapezius sin. – transv.	0,1	0,1	0,5
m. serratus anterior sin.	0,5	0,05	0,1
m. pectoralis major sin. – stern.	0,1	0,1	0,2
m. infraspinatus sin.	0,1	0,2	0,2

Z pohledu nastavení kanálů v kategorii vozík a rychlý vozík je zajímavé nastavení zesilovače pro sval m. serratus anterior. Tento sval pohybující lopatkou

ventrálně směrem k hrudníku nestačí být při intenzivnější jízdě zapojován. Dotýkáme se zde zřejmě chyby koordinace při usilovném pohybu.

## **5.8 Způsob vyhodnocení a interpretace dat**

Zpracování a porovnání naměřených dat bylo provedeno metodami:

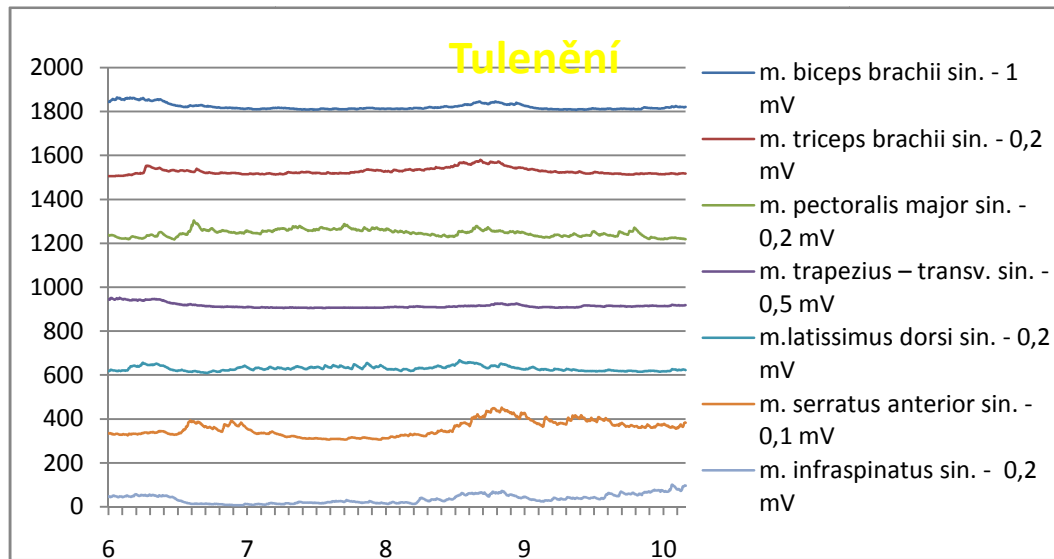
- Bylo stanoveno pořadí lokálních maxim měřených svalů v rámci jednoho krokového cyklu
- Byly určeny významné začátky a ukončení aktivace svalů metodou 10% úrovně relativního peaku
- Pro charakteristiku vykonané práce svalu byly stanoveny střední hodnoty pod EMG křivkou v rámci krokových cyklů
- Byly sjednoceny časové osy pro vzájemné porovnání křivek EMG aktivity měřených svalů v rámci jednoho krokového cyklu
- K odpovídajícím místům v EMG grafech byly přiřazeny diferencované pozice klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu. Pro intraindividuální porovnání EMG grafů byly záznamy převedeny na společnou citlivost snímacích kanálů – v případě nutnosti změny jejich citlivosti mezi měřeními pro dosažení kvalitních EMG křivek v náboru

## **5.9 Metodologická poznámka**

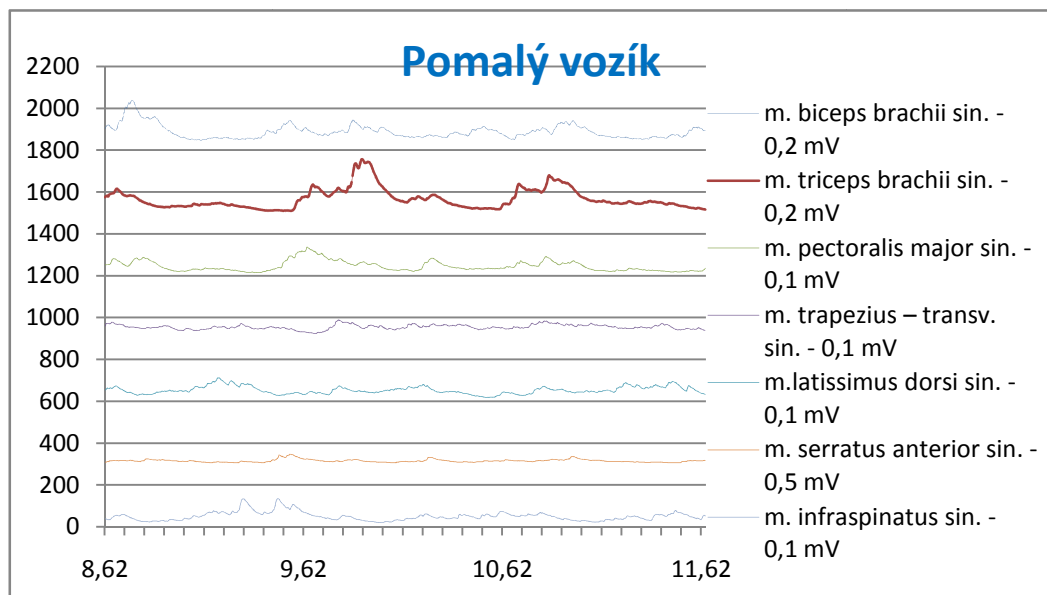
- Měření probíhalo po počátečním zahřátí a rozcvičení
- Výběr svalů byl určen náhodně. Byl však ovlivěn kineziologickými znalostmi o lokomoci uskutečňované přes pletenec ramenní
- Palpace svalů a určení místa pro aplikaci elektrod byly provedeny jednou osobou za spolupráce zkušeného týmu
- Celé měření proběhlo bez přelepování elektrod. Sledovala se také míra potivosti probanda pro včasnou detekci odlepení elektrod a znehodnocení nahraných dat

- Nejdříve byla zvolena pro měření činnost snazší – jízda na vozíku. Poté se přešlo k tulení. Byly dodrženy krátké přestávky, počet opakování, kontroly stavu vnějších i vnitřních podmínek apod.
- Celkové časové rozmezí měření probanda bylo přibližně 3,5 hodiny

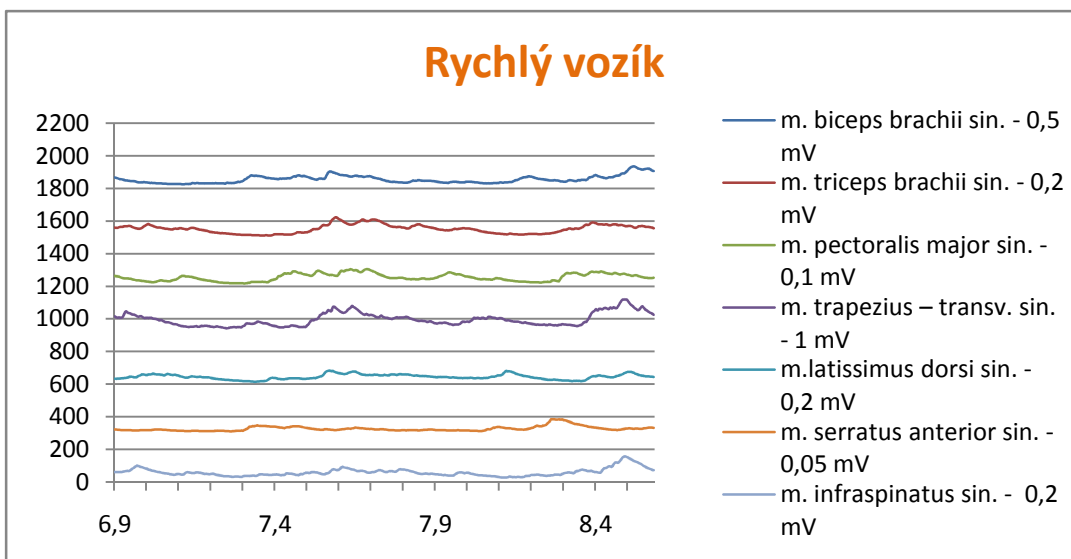
## 6 VÝSLEDKY PRÁCE



Obr. 13 : EMG záznam svalové aktivity vybraných svalů u jednoho krokového cyklu plazení (tulenění)

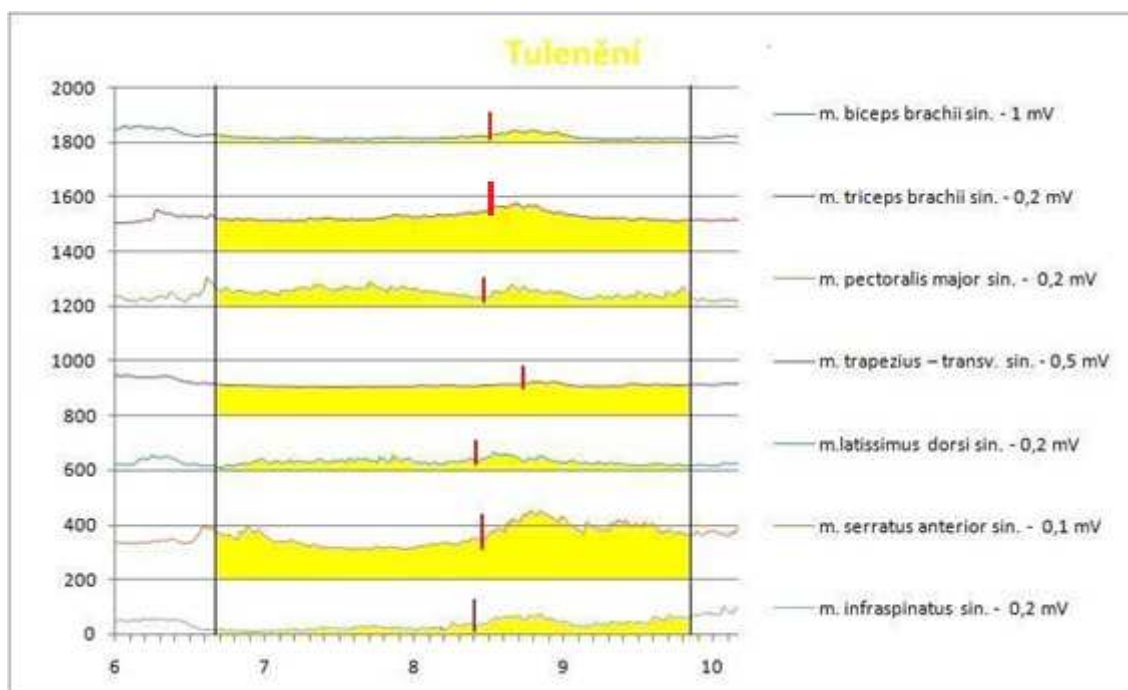


Obr. 14 : EMG záznam svalové aktivity vybraných svalů u jednoho krokového cyklu jízdy na vozíku (pomalé)

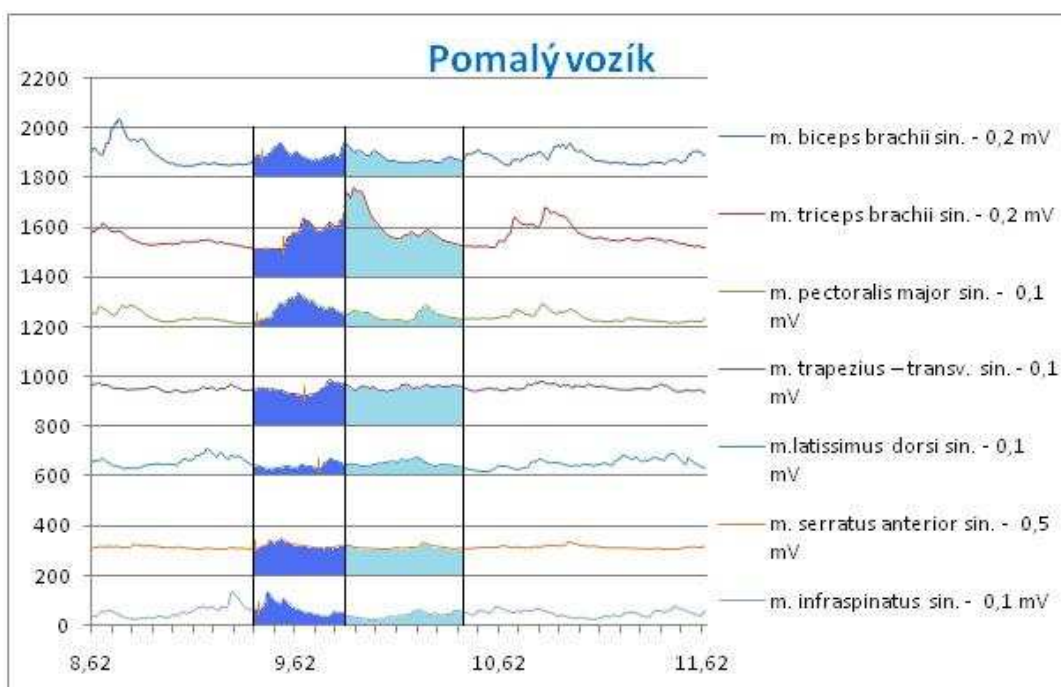


Obr. 15 : EMG záznam svalové aktivity vybraných svalů u jednoho krokového cyklu rychlé jízdy na vozíku

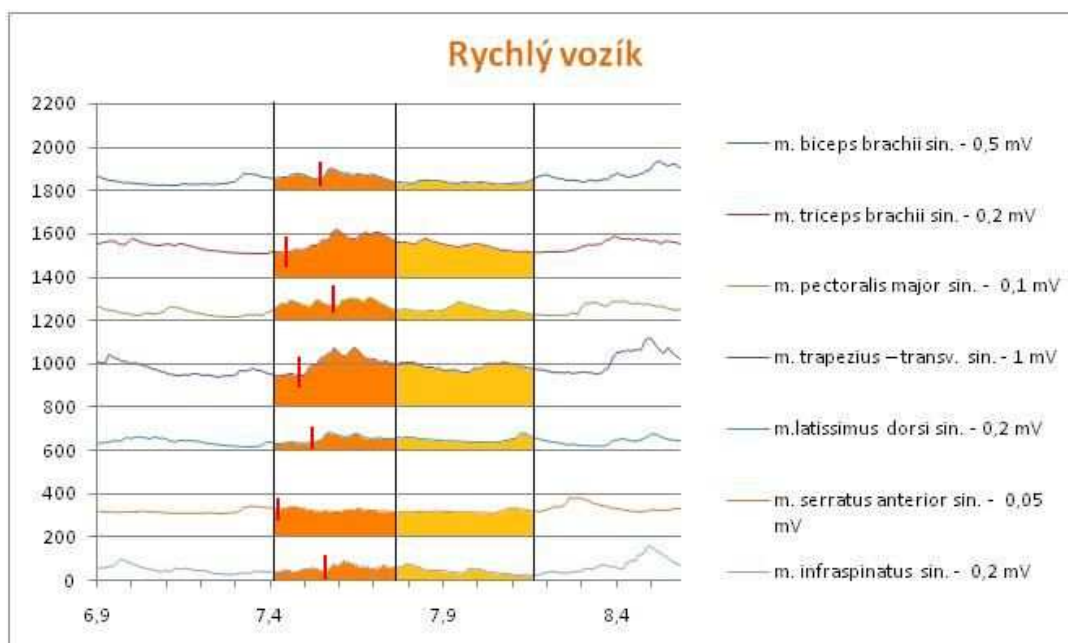
Následující obrázky ukazují intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou s vyznačením svalových náborů jednotlivých svalů v rámci sledovaných krokových cyklů.



Obr. 16 : Vyznačení svalových náborů sledovaných svalů a plochy pod EMG křivkou v rámci krokového cyklu u plazení



Obr. 17 : Vyznačení svalových náborů sledovaných svalů a plochy pod EMG křivkou v rámci krokového cyklu při jízdě na vozíku

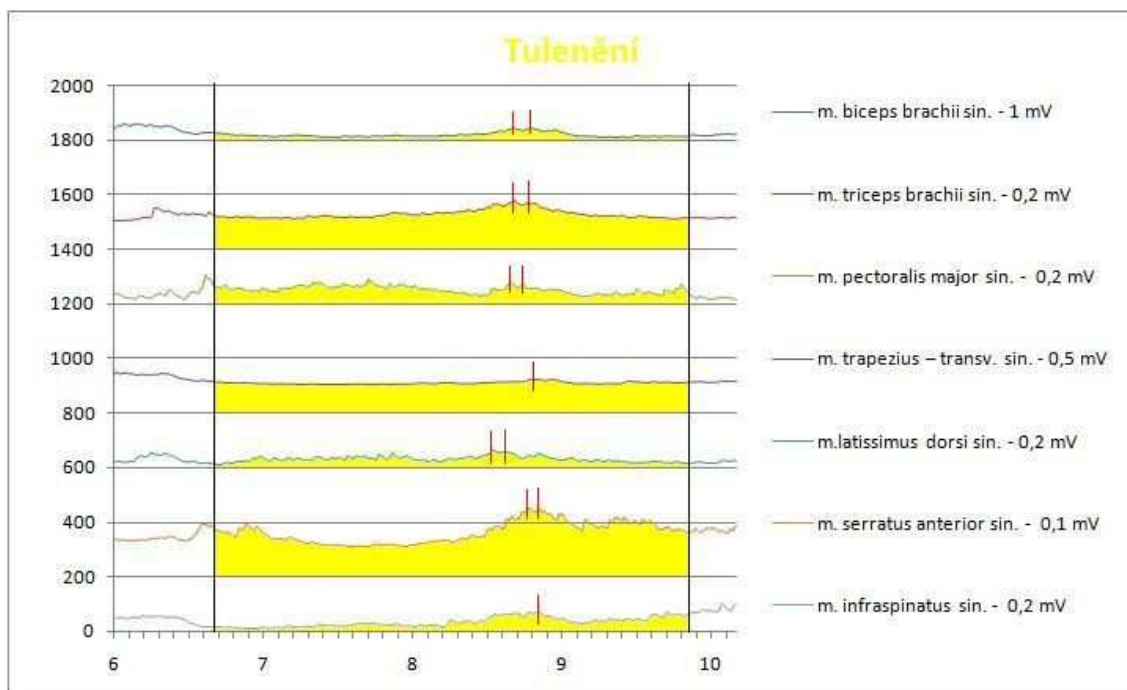


Obr. 18 : Vyznačení svalových náborů sledovaných svalů a plochy pod EMG křivkou v rámci krokového cyklu u rychlé jízdě na vozíku

Následující tabulka (viz. Tab. 2) ukazuje pro celkový přehled pořadí pozic svalových náborů EMG křivky v rámci sledovaných krokových cyklů.

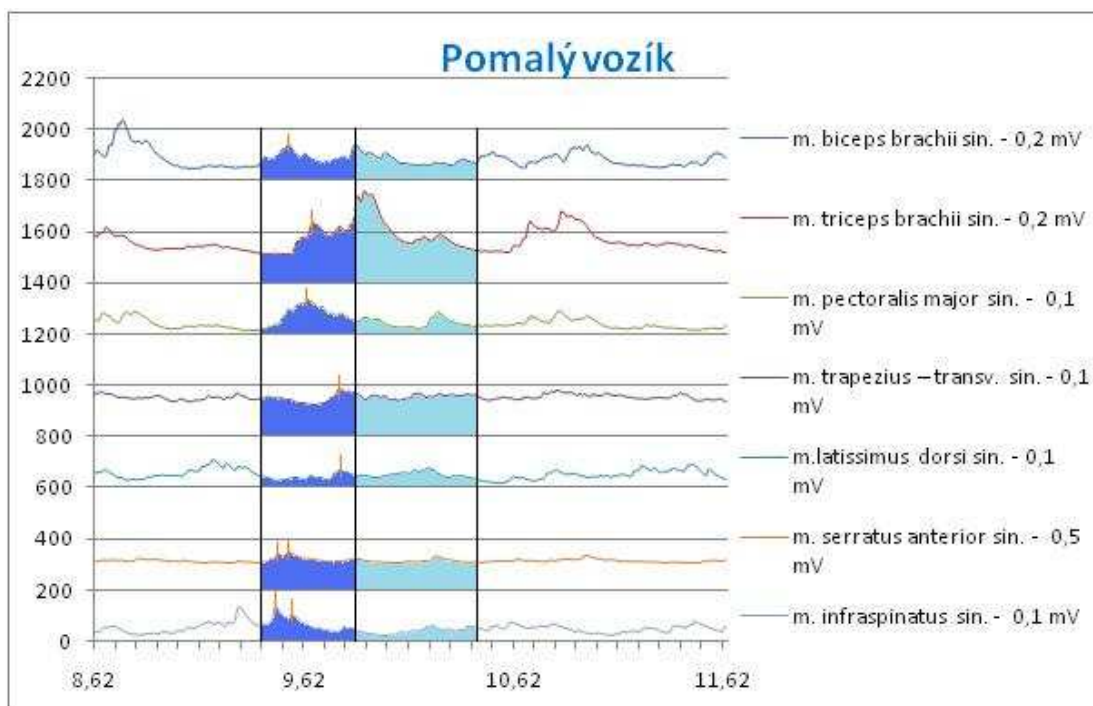
Tab. 2: Pořadí pozic svalových náborů EMG křivky v rámci sledovaných krokových cyklů

sledované svaly	plazení	jízda na vozíku	rychlá jízda
m. triceps brachii sin. – cap. long.	5,6	5	2
m. biceps brachii sin. – cap. long.	5,6	4	5
m. latissimus dorsi sin.	1,2	7	4
m. trapezius sin. – pars transv.	7	6	3
m. serratus anterior	3	1	1
m. m. pectoralis major – pars stern.	4	2	7
m. infraspinatus	1,2	3	6

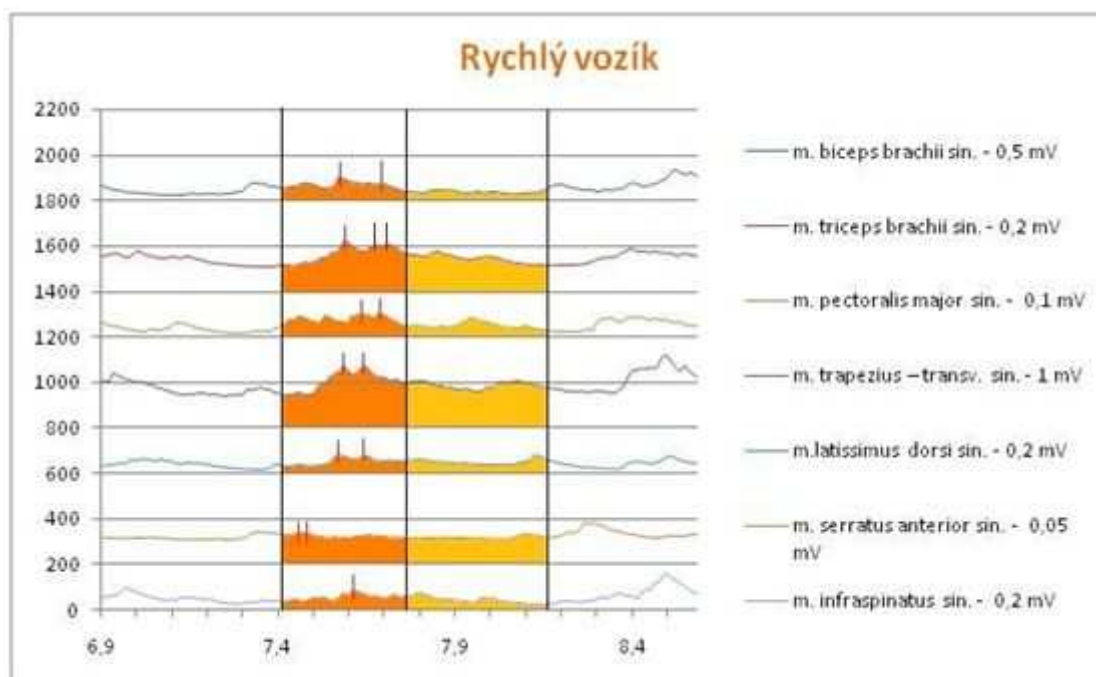


Obr. 19 : Vyznačení lokálních maxim sledovaných svalů a plochy pod EMG křivkou v rámci krokového cyklu u plazení





Obr. 20 : Vyznačení lokálních maxim sledovaných svalů a plochy pod EMG křivkou v rámci krokového cyklu u jízdy na vozíku



Obr. 21 : Vyznačení lokálních maxim sledovaných svalů a plochy pod EMG křivkou v rámci krokového cyklu u rychlé jízdy na vozíku

Následující tabulka (viz. Tab. 3) ukazuje pro celkový přehled pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaných krokových cyklů.

*Tab. 3: Pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaných krokových cyklů*

<b>sledované svaly</b>	<b>plazení</b>	<b>jízda na vozíku</b>	<b>rychlá jízda</b>
m. triceps brachii sin. - cap. long.	4,5 (první peak) 8,9 (druhý peak)	7	6 (první peak) 11 (druhý peak) 14 (třetí peak)
m. biceps brachii sin. - cap. long.	4,5 (první peak) 8,9 (druhý peak)	3,4	4 (první peak) 13 (druhý peak)
m. latissimus dorsi sin.	1 (první peak) 2 (druhý peak)	8,9	3 (první peak) 8,9,10 (druhý peak)
m. trapezius sin. - pars transv.	10	8,9	5 (první peak) 8,9,10 (druhý peak)
m. serratus anterior	7 (první peak) 11,12 (druhý peak)	2 (první peak) 3,4 (druhý peak)	1 (první peak) 2 (druhý peak)
m. m. pectoralis major - pars stern.	3 (první peak) 6 (druhý peak)	6	8,9,10 (první peak) 12 (druhý peak)
m. infraspinatus	11,12	1 (první peak) 5 (druhý peak)	7

## 7 DISKUSE

Podle rozboru literatury jsme se nedostali k výsledkům, které by popisovaly koordinační souvislosti propulzní práce pletence ramenního u vozíčkářů. Nebyly ani nalezeny práce, které by užívaly metodu EMG při terénním, nikoliv laboratorním šetření. Není proto v diskuzi možno vést polemiku s jinými výsledky a práce se tak stává pilotní v obecném smyslu.

Z kineziologického pohledu se do procesu fyziologického plazení (tulenění) zapojuje v oblasti pletence ramenního celá řada pažních, zádových i břišních svalů důležitá pro jejich synergickou funkci, ale také autochtonní musculatura (viz. Kap. 4.2.9). Jsou to také svalové skupiny povrchní a hluboké vrstvy se vzájemnou synergickou funkcí agonistů a antagonistů (Vojta, Peters, 1995).

Při plazení se nacházejí na horní části trupu a HKK všechny části v aktivitě, která zajistí vzpřímení a pohyb těla ve zkříženém vzorci.

Vojta klade za důležité utvoření puncta fixa, vůči kterému se může pohyb poté realizovat. Při koordinovaném pohybu vpřed přejímá horní končetina oporu prostřednictvím přenášení těžiště těla vpřed. Ramenní kloub je v centrovaném postavení. Opěrný bod znamená při pohybu pevný bod – punctum fixum. Osový orgán – trup bude vzhledem k celému tělu mobilní. Trup se začne pohybovat k existujícímu nebo budoucímu bodu.

### Jízda na vozíku

Jízda vpřed na vozíku (viz. Kap. 4.4.1) je lokomoční pohyb v sedící poloze, prováděný aktivitou horních končetin za současného souhybu trupu. Dolní končetiny a dolní část trupu jsou z důvodu neurologické inaktivity neúčastny. Punctum mobile se u jízdy na vozíku z kineziologického hlediska stávají obě paže, zatímco trup s vozíkem (sedací podložka) tvoří „pevné“ punctum fixum. Dostáváme se tak mimo hranice fyziologických pohybových vzorů, kdy jejich nedílnou součástí je např. distální směr pohybu svalu a tedy punctum fixum uložené vpřed. Hlavním, a dalo by se říci při této lokomoci jediným představitelem je zde vozík, který sice umožňuje vlastní lokomoci vpřed, ale za jiných, zcela rozdílných podmínek.

Punctum fixum zde tedy fakticky tvoří pasivní dolní část trupu i s vozíkem samotným a punctem mobile jsou akrální části horních končetin, které pohybují koly vozíku ve směru vpřed. Tato činnost je vykonávána oběma horními končetinami současně, a to z pozice z mírného zapažení do mírného předpažení. Celý pohyb se odehrává za účasti souhybu trupu do flexe.

Nastává zde zároveň situace, kdy dochází ke generování sil působících přes kola vozíku na pohyb vpřed. Stejně jako je tomu u cyklistického kola, kdy se síla tlačená dolními končetinami přenáší na převod kola, se i zde pomocí horních končetin stejným způsobem přenáší na kolo u vozíku. Následně tak pomocí mechanismů dochází ke generování sil pro pohyb vpřed, jež není výsledkem vývoje jedince v rámci posturálně pohybové ontogeneze (viz. Kap. 4.4.3).

Pohyb paží při jízdě na vozíku, je proveden z extenčního postavení v rovině sagitální (za trupem) do flekčního postavení v mírném předpažení. Vylučuje se tak pohyb horní končetiny a trupu vpřed za punctum fixum, Těžiště trupu nenásleduje přenesení laterálně, kraniálně a dorsálně, ba právě naopak. Směr tahu určitého svalu či svalové skupiny není směřován k punctum fixum (viz. Kap. 4.2.10). Při tomto druhu pohybu zákonitě nedochází k pohybovým synkinézám jako je např. napřímení osového orgánu ani k funkční centraci kloubu (viz. Kap. 4.2.9). V těchto ohledech tak jízda na vozíku nespĺňuje kritéria pro fyziologickou posturálně lokomoční aktivitu. Vymyká se pravidlům pohybové ontogeneze jedince.

Objektivně pomocí aspekce lze hodnotit pohyb horních končetin a doprovodné souhyby trupu při jízdě na vozíku: pohyby obou horních končetin jsou v aktivním momentu současné, neprovádí se ani v diagonálním ani ve zkříženém vzoru, což s sebou přináší synkinézu trupu do flexe. Postavení trupu při pohybu vpřed není vzpřímené, ale flekční (viz. Kap. 4.2.7).

Dále lze objektivně zaznamenat také špatnou polohu trupu a ramen předcházející pohybu vpřed – atitudu (viz. Kap. 4.2.11). Většinou jde o trvalé zaujmutí pozice, kdy svaly s převahou tonické funkce se vlivem přetěžování stávají zkrácenými a naopak. Nastává tak mezi svaly typická svalová dysbalance (viz. Kap. 4.2.3 a 4.2.4).

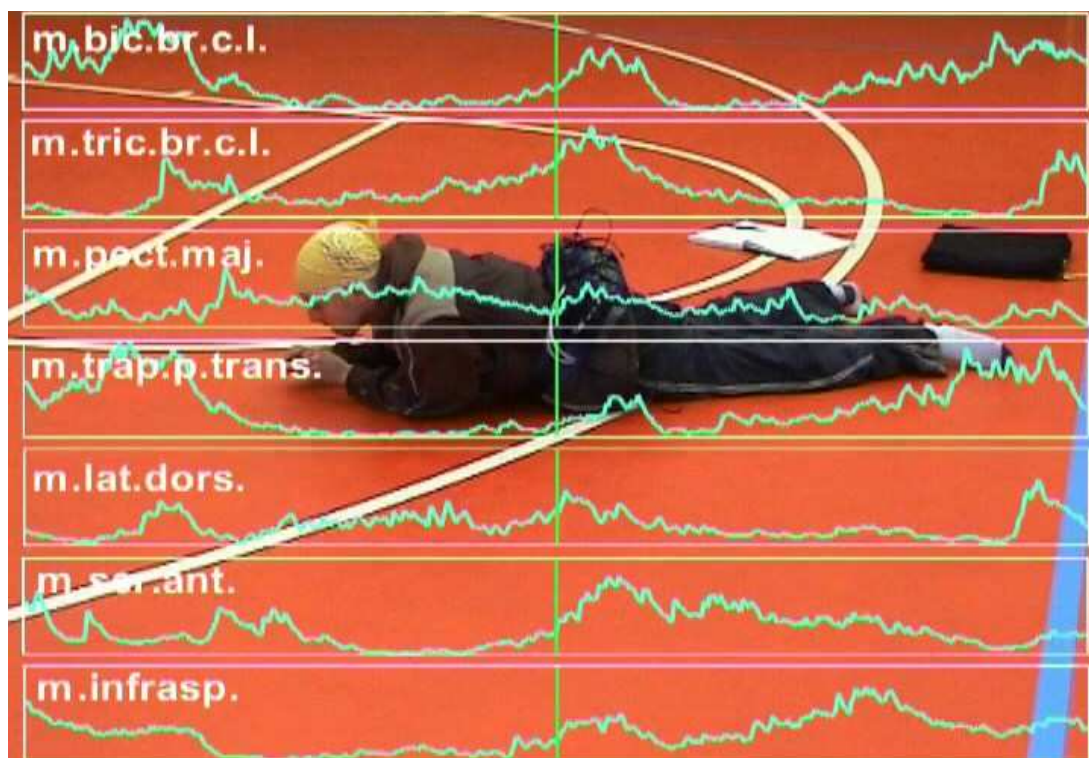
Na základě těchto stereotypně se opakujících patologických podnětů se pak sekundárně vyvíjí špatné pohybové stereotypy (viz. Kap. 4.2.6). Jestliže se konkrétní

úkoly provádějí chybnými pohybovými stereotypy, je pohyb neekonomickým a ten se pak stává předpokladem možnosti provádění pohybu včetně zbytečných úrazů a poškozování (Kračmar, 2002).

Souhrnem lze říci, že při jízdě na vozíku neplatí zásada uloženého puncta fixa před trupem, nedochází při této aktivitě k napřímení osového orgánu, nejde o centrované postavení ramen. Tato pohybová aktivita se též neprovádí z hlediska posturálně lokomoční ontogeneze jedince v globálním pohybovém vzoru, ani v žádném diagonálním vzorci, podobným např. Kabathovým. Dochází zde k přetěžování některých svalů, bez aktivní spoluúčasti antagonistů, a tím ke svalové dysbalanci, tedy i špatnému postavení trupu obecně. Tyto patologické známky pak především s největší pravděpodobností vedou k následným prohlubováním přetěžování nejen interaktivních ramenních kloubů, ale i celého pohybového aparátu jako celku – k jeho nejrůznějším bolestem.

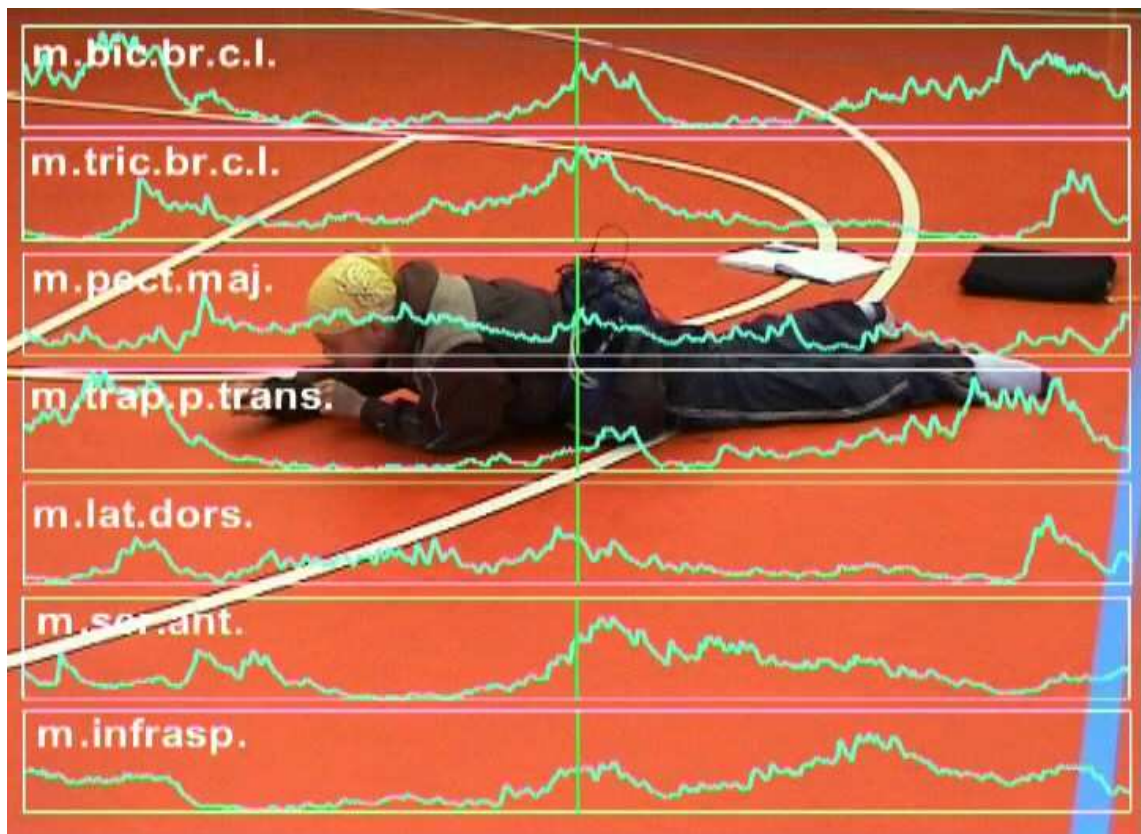
#### Dodatek

Při lokomoční činnosti, jakou je jízda na mechanickém vozíku, viditelně nedochází k základním prvkům, které Vojta zobecnil jako fyziologické a o kterých víme, že se podílí na správné činnosti všech svalů v těle a přispívají tak k funkčnímu i strukturálně správnému držení celého těla.



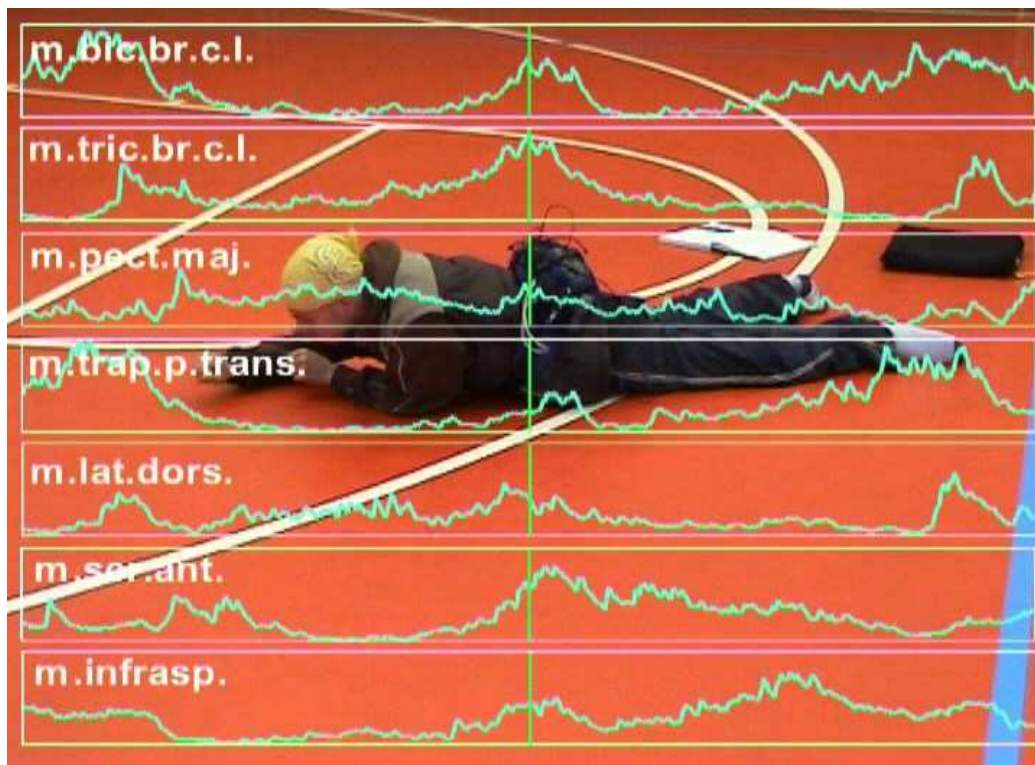
Obr. 22: Svalový nábor *m. infraspinatus sin.*, *m. latissimus dorsi sin.* a *m. pectoralis major sin.*

M. infraspinatus je celou dobu aktivován jako sval rotátorové manžety (jako antagonist) ve spolupráci s funkcí svalů *m. latissimus dorsi* i *m. pectoralis major*. Všechny tyto tři svaly mají přibližně stejně dlouhý timing zapojování (viz. Obr. 22) a tvoří tak lepší stabilizaci ramenního kloubu (viz. Kap. 4.2.12). M. latissimus dorsi je označován jako hlavní sval pro fyziologickou lokomoci realizovanou pletencem ramenním. Jeho funkcí je extenze, addukce a vnitřní rotace. V této fázi je zachycen jeho svalový nábor za spolupráce jeho funkčního antagonisty *m. infraspinatu*, který dle Kračmara v koaktivaci s velkým vnitřním rotátorem udržuje kloub při rotaci ramenního kloubu v centrováném postavení.



Obr. 23: Maximální peak *m. pectoralis major sin.*

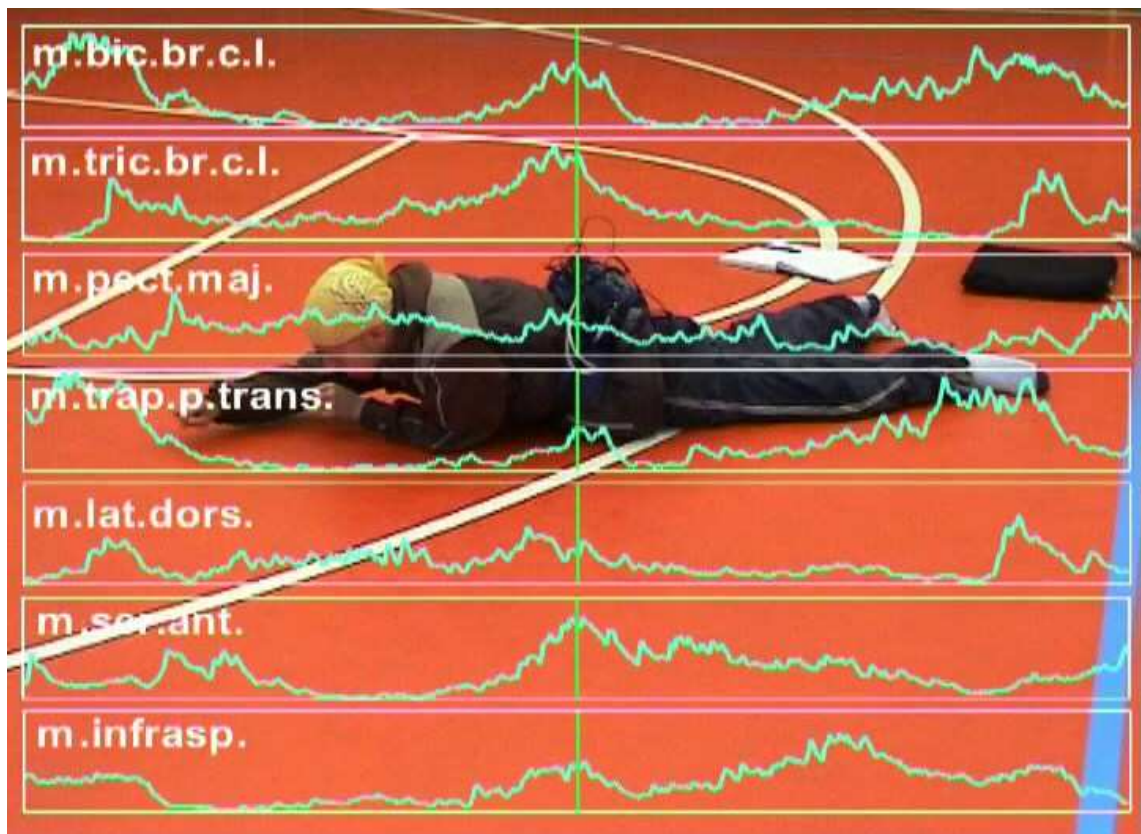
M. pectoralis major zde (viz. Obr. 23) jakoby napomáhá jako synergista m. latissimu dorsi do vnitřní rotace ramenního kloubu, jeho celková funkce i podle těchto EMG záznamů spíše posturálního charakteru. Základní funkcí m. pectoralis major – pars sternalis jako svalů s převahou tonické funkce je addukce v horizontále, což odpovídá maximálnímu peaku m. pectoralis major tak, jak to můžeme vidět na tomto obrázku. Tento sval zde provádí téměř shodné provedení pohybu jako je tomu v Kabatových diagonálách konkrétně ve 2. diagonále pro horní končetinu extenčního vzorce s variantou flexe lokte.



Obr. 24: Lokální maximum *m. biceps brachii* a *m. triceps brachii*.

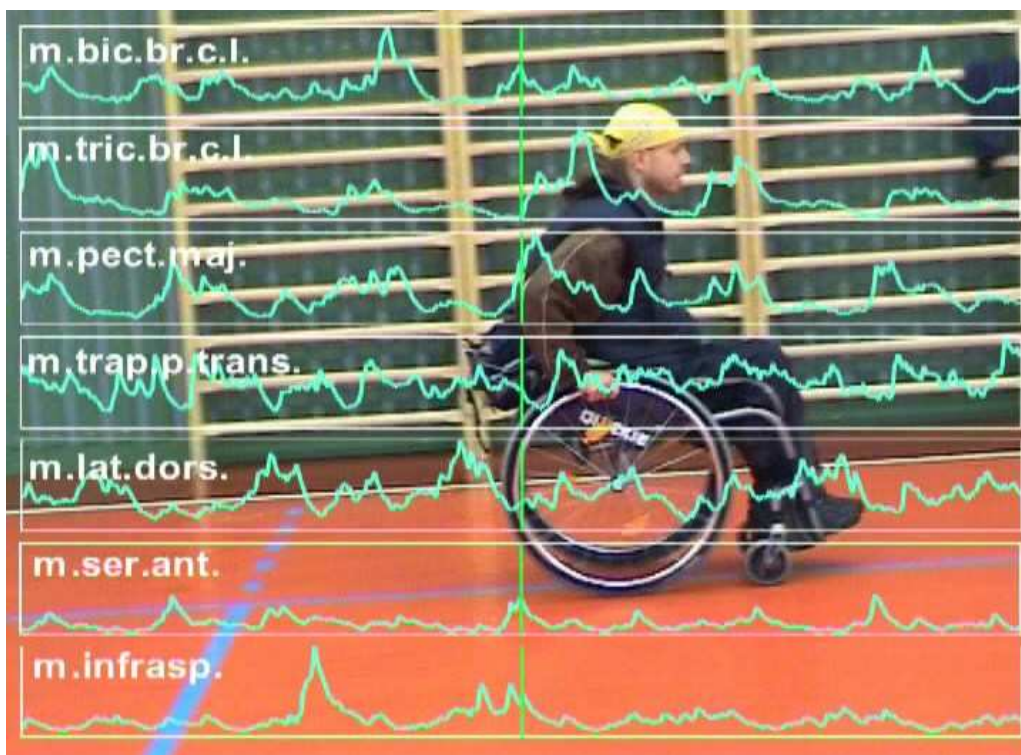
Při pohledu na obr. 24 vidíme lokální maxima *m. biceps brachii* a *m. triceps brachii*, kteří jsou vzájemně v kokontrakci. Vytváří tak mimo jiné stabilizaci ramenního koubu ve fázi nejnáročnějšího zatížení. Proto ten velký svalový nábor obou těchto svalů. *M. triceps brachii* nastupuje svou aktivitu o něco dříve, je to zřejmě spojené s extenzí paže. *M. biceps brachii* aktivizuje svou kokontrakci o něco později jako reakci na funkci svého antagonisty.



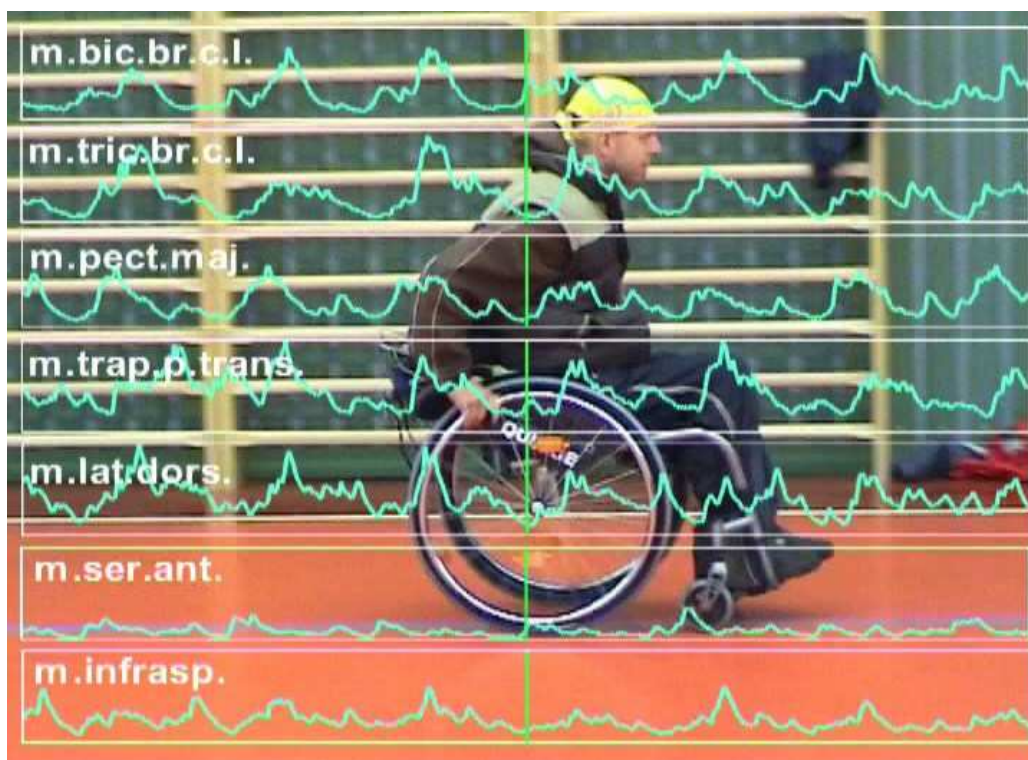


Obr. 25: Lokální maximum *m. serratus anterior sin.* a *m. trapezius sin. – pars transverza*

*M. serratus anterior* je zapojován společně s *m. trapezius – pars transverza*. Tyto dva svaly tvoří svalovou smyčku dle Véleho (viz. Kap. 4.2.4). *M. serratus anterior* přidržuje lopatku k hrudníku, doplňuje tak pohyby v ramenním kloubu. V této fázi (viz. Obr. 25) je aktivován společně s *m. trapézius- pars transverza*, se kterým se podílí na stabilizaci ramenního kloubu a lopatky. Tvoří tak oba tzv. dotažení pohybu s fixací lopatky.

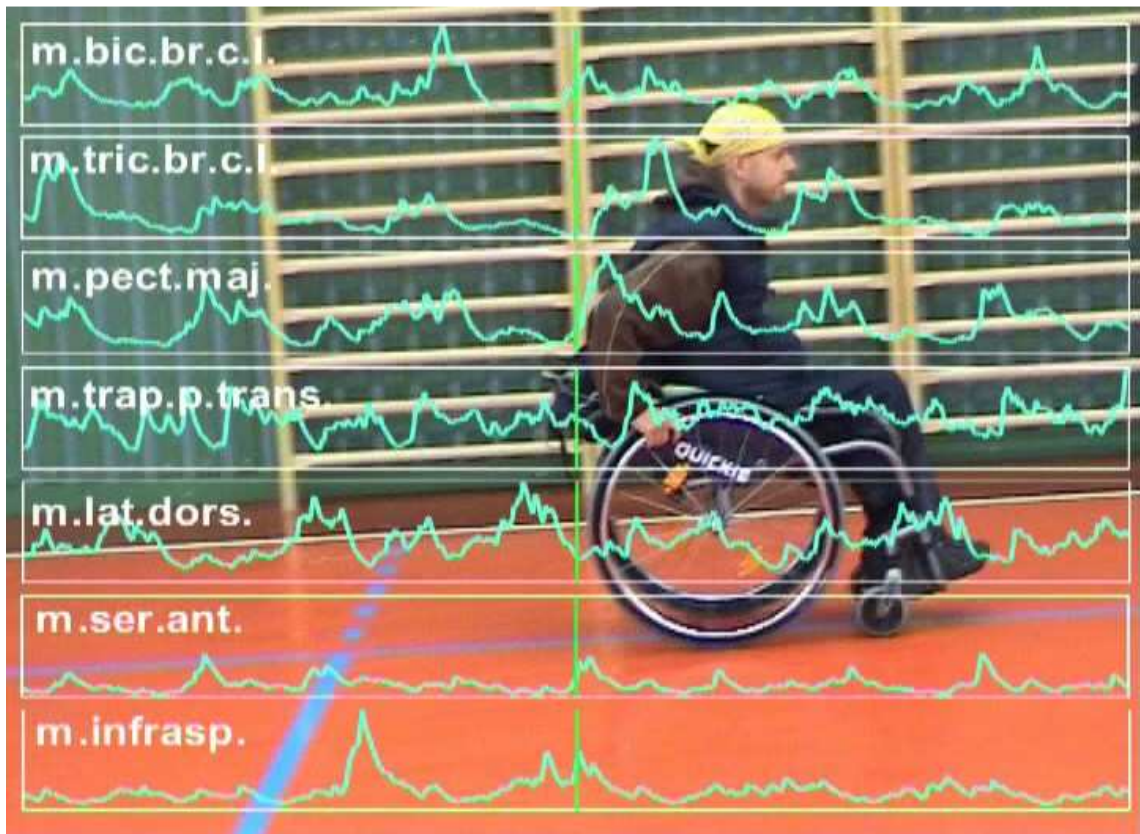


Obr. 26: Jedno ze dvou lokálních maxim m. biceps brachii sin. u jízdy na vozíku



Obr. 27: Jedno ze dvou lokálních maxim m. biceps brachii sin. u rychlé jízdy na vozíku

M. biceps brachii není v obou případech (pomalá i rychlá jízda) shodně v kokontrakci s m. triceps brachii sin., který se později aktivuje až na konci dotekové fáze při jeho „odrazu“ od kola. Zároveň se zde v této fázi kineticky projevuje m. serratus anterior, který jinak po celou dobu zajišťuje práci spíše charakteru tonického. Lokální maximum m. biceps brachii je na obr. 27 časově o něco opožděno, vzhledem k obr. 26 - odpovědí je zřejmě samotný pomalejší průběh celé jízdy.



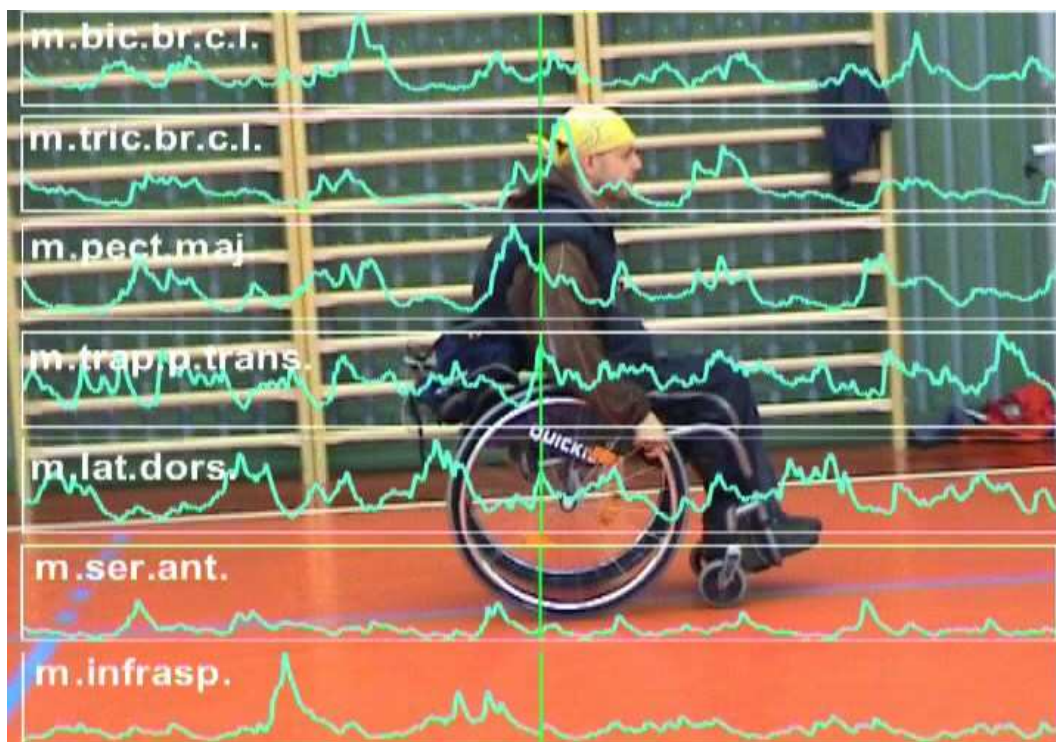
*Obr. 28: Nástup aktivace svalu m .pectoralis major sin. v čase na začátku dotekové fáze*



Obr. 29: Svalový nábor *m. pectoralis major sin.* při rychlé jízdě na vozíku

*M. pectoralis major* se při jízdě na vozíku aktivuje v průběhu celé dotekové fáze. Jeho svalový nábor je zaznamenán na obrázcích 28 a 29. Lokální maximum (u pomalé jízdy) je naměřeno v místě jeho největšího zatížení a to na vrcholu dotekové fáze, kdy jde horní končetina před osu trupu. Při pomalé jízdě na vozíku je aktivita *m. pectoralis major* nastoupena opět o něco dříve než je tomu při jízdě rychlé, odpovědí by zřejmě bylo: „opět“ dobře provedený (ne švihový) pohyb. V konečné fázi jeho svalové práce (zvláště při rychlé jízdě) se k němu připojují dokonce i *m. trapezius transversus*, *m. latissimus dorsi* a také *m. triceps* a *biceps brachii*. Jedná se o koaktivaci nefyziologického lokomočního charakteru a to především až v momentu odrazové fázi ruky od kola vozíku (viz. Obr. 31).

Na obrázku 30 vidíme moment dvou lokálních maxim dle naší teorie nespolupracujících svalů - *m. trapezius transversus* a *m. latissimus dorsi*.



Obr. 30: Lokální maxima *m. trapezius transversus sin.* a *m. latissimus dorsi sin.* u pomalé jízdy



Obr. 31: Lokální maxima *m. biceps brachii sin.*, *m. triceps brachii sin.*, *m. pectoralis major sin.*, *m. trapezius transversus sin.* a *m. latissimus dorsi sin.* při rychlé jízdě na vozíku

Na všech předchozích obrázcích dosahuje svého významného lokálního maxima m. triceps brachii až při extenzi paže po skončení dotekové fáze. V obou dvou případech (rychlá i pomalá jízda) se v této fázi aktivace m. triceps brachii objevuje také lokální maximum m. biceps brachii jakožto jeho antagonisty.

Dle předchozích EMG naměřených hodnot je aktivita a funkce m. infraspinatus nspecificky objasněna. Jeho funkce je nejspíš více posturálního charakteru s fázickými výkyvy na začátku nebo na konci dotekové fáze. Posturální charakter zajišťuje především při zpětné fázi při polokruhovitém vzoru jízdy. Fázická funkce m. infraspinatu se zde neprojevuje ani ve spojitosti s kontrolou funkce vnitřních rotátorů.

## 8 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo porovnání zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při propulzi u jízdy na vozíku a při plazení.

Podarilo se shromáždit potřebné teoretické podklady o kineziologii člověka a jízdě na vozíku. Jádrem informací, ze kterých bylo čerpáno:

- dostupná literatura o kineziologii jedince
- dostupné informace o jízdě na vozíku
- údaje z internetu
- diplomové práce s obdobnými tématy
- konzultace s odborníky zabývající se touto tematikou
- vlastní zkušenosti pramenící z fyzioterapeutické praxe

Proband byl vybrán z řad klientů – vozíčkářů – paraplegiků jako vhodný figurant na základě předpokladu o jeho vhodné fyzické kondici a fixovaném pohybovém stereotypu propulze při jízdě na vozíku. Terén byl uznán jednoznačně jako vyhovující, se zachováním stabilních vnějších podmínek. Rychlá jízda na vozíku byla měřena k doplnění informací o odlišnosti mezi pohybovým charakterem jízdy na vozíku vs. plazení.

Sledované svaly byly vybrány s ohledem na jejich funkci při lokomoci uskutečňované přes pletenec ramenní a dostupnosti pro měření pomocí metody PEMG. Výběr měřených svalů byl omezen pouze počtem přenosových kanálů EMG přístroje.

Naměřené EMG hodnoty byly zpracovány a doplněny obrazovým záznamem společně s optoelektronickou synchronizací pohybu. Zpracování a porovnání dat bylo provedeno následujícími metodami:

- nalezení středních hodnot plochy pod EMG křivkou v rámci krokových cyklů
- určení významných začátků aktivace daných svalů
- stanovení pořadí svalových náborů sledovaných svalů v rámci jednotlivých krokových cyklů

- přiřazení diferencovaných pozic klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu k odpovídajícím EMG křvkám. Pro intraindividuální porovnání EMG grafů byly záznamy převedeny na společnou citlivost snímacích kanálů

Všechny výše uvedené metody byly užity jako nástroje ke kineziologickému rozboru sledovaného pohybu. Naměřená data byla porovnána intraindividuálně.

Potvrdila se první i druhá hypotéza.

H 1

Timing svalové aktivace vybraných svalů při jízdě na vozíku a plazení je rozdílný. U plazení se jedná o kokontrakci vzájemných antagonistů m. biceps a m. triceps brachii, dvojic svalů m. serratus anterior a m. trapezius transversus a dále pak dle funkce svalového řetězce o spolupráci mezi m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. U jízdy na vozíku byl naměřen odlišný timing svalů přední a zadní strany paže při jejich předpokládaném největším zatížení. Nebyla také potvrzena koaktivace m. pectoralis major s m. latissimus dorsi. Celkový charakter propulze na rozdíl od plazení je spíše fázický.

Pozn.:

Při rychlé jízdě na vozíku byla nalezena koaktivace dlouhých hlav pažních svalů a m. latissimus dorsi. Je to způsobeno velkým úsilím a snahou podat větší výkon. Směr pohybu paže při vytváření propulzní síly je opačný než při spontánním plazení. Celý pohyb je postaven na chybném pohybovém stereotypu (viz. Obr. 26-31). Nábor m. serratus anterior sin. vykazuje až desetkrát nižší hodnoty (upozorňujeme na poměr citlivosti snímacích kanálů u pomalé a rychlé jízdy: 0,5mV – 0,05mV). „Vypadnutí“ svalů m. serratus anterior sin. z pohybového vzorce ukazuje na výraznou chybu koordinace pohybu.

I přes uvedenou poznámku je H1 potvrzena, protože došlo při pomalé (a tedy koordinačně lépe provedené) jízdě k rozpadu kokontrakce dlouhých pažních svalů a m. latissimus dorsi, tak jak jsme ji našli při spontánním plazení.

H 2

Přestože při stereotypu jízdy na vozíku byl dodržen správný sed, polokruhovitý pohyb paží a zároveň nebyla užívána tzv. technika pumpování, dochází u ní k pohybu



obou HKK v čistě sagitální rovině, souhybu trupu a nedostatečnému napřímení celého osového aparátu. Punctum fixum není uloženo distálně a celý pohyb vpřed se odehrává pomocí „generování sil“. Nejedná se tak o lokomoční charakter z posturálně lokomoční ontogeneze. Za rozhodující marker odlišnosti pohybového stereotypu se také považuje rozdílný timing svalů, což výše potvrzuje hypotéza 1.

Diplomová práce svými výsledky ověřila nefyziologicky lokomoční charakter pohybového stereotypu propulze při jízdě na mechanickém vozíku. Při odlišném timingu antagonistických dvojic svalů dochází k decentrovanému postavení kloubů, v našem případě ramenního kloubu, což by mohlo podporovat myšlenku příčiny či prohlubování bolesti v kloubu.

Výsledky práce si dovoluji přispět k návrhu terapie nebo alespoň návrhu některých kompenzačních sportů, které by vozíčkář paraplegik mohl provozovat. Pokud by vozíčkář měl zájem provozovat nějaký sport pravidelně, potom lze ze sportů odehrávajících se v tzv. lokomočním charakteru pro vozíčkáře navrhnout: plavání – styl kraul, pádlování na kajaku či sportovní lezení.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ADL	activity day of living, aktivity všedního dne
cm	centimetr
Cp	cervikální, krční páteř
CNS	centrální nervová soustava
č.	číslo
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
dx.	dexter, pravý
EMG	elektromyografie, elektromyografický
FTVS UK	Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
Kap.	kapitola
Lp	lumbální, bederní páteř
M. nebo m.	musculus, sval
Mm. nebo mm.	musculí, svaly
mm	milimetr
MJ	motorická jednotka svalu
ms	milisekunda
mV	milivolt
Obr.	obrázek
PEMG	povrchová elektromyografie
PF	punctum fixum
PM	punctum mobile

s	sekunda, vteřina
sin.	sinister, levý
Tab.	tabulka
Thp	thorakální, hrudní páteř
vs.	versus, oproti, na rozdíl od

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A JINÉ ZDROJE

1. BAČÁKOVÁ, R., DUFKOVÁ, A. Aktivace musculus latissimus dorsi při práci horní končetiny. *Mezinárodní studentská vědecká konference 2008*. Praha: Sborník přednášek, 2008.
2. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
3. DE LUCA, C., J. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The international Society for Biomechanics. [on-line] 2003. [cit. 4. 3. 2010]. Dostupné z: <www.delsys.com>
4. FALTÝNKOVÁ, Z., KŘÍŽ, J., KÁBRTOVÁ, A. *Cesta k nezávislosti po poškození míchy*. 1. vydání. Praha: Svaz paraplegiků - Centrum Paraple, 2004.
5. FILKA, J. *Metodika tvorby diplomové práce*. 1. vydání. Brno: Knihář, 2002. ISBN 80-86292-05-3.
6. GROSS, M.G., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.
7. HARVEY, L. *Management of spinal cord injuries. A guide for physiotherapists*. Ghurchill Livingstone Elsevier, 2008. ISBN 978-0-443-06858-4.
8. HÁTLOVÁ, B. *Kinezioterapie*. Praha: UK, Karolinum, 2003. ISBN 80-246-0719-0.
9. HENDL, J. *Kvalitativní výzkum*. Praha: Portál, 2005. ISBN 80-7367-040-2.
10. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromusculární facilitace*. Praha: UK, Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.
11. JANDA, V. a kol. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-0722-5.
12. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: ID VPVZ, 1982.
13. JANDA, V. *Přednáška – Problematika ramenního kloubu*. Praha: Rehabilitační klinika FNKV, 2001.
14. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: SPN, 1986.

15. JAVŮREK, J. *Propedeutika fyzioterapie a rehabilitace*. Praha: UK, Karolinum, 1999. ISBN 80-7184-900-6.
16. JESENSKÝ, J. *Uvedení do rehabilitace zdravotně postižených*. Praha: UK Karolinum, 1995. ISBN 80-7066-941-1.
17. KÁBELE, J. *Sport vozíčkářů*. Praha: Olympia, 1992. ISBN 80-7033-233-6.
18. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1994. ISBN 80-7013-181-0.
19. KASMAN, G. *Using surface elctromyography*. [on-line] 2008. [cit. 5.2.2010]. Dostupné z: <<http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp>>
20. KÁŠ, S. *Neurologie v běžné lékařské praxi*. Praha: Grada publishing, 1997. ISBN 80-7169-339-1.
21. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
22. KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 1998, č. 4, s. 142-147.
23. KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2001, č. 4, s. 152-164.
24. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2006, č. 4, s. 155-170.
25. KOLÁŘ, P. Pohyb se týká celého organismu, nejen svalů a kostí. *Zdravotnické noviny*. 2002, č. 37, s. 16-17.
26. KOLÁŘ, P. Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1996, č. 4, s. 152-155.
27. KOLÁŘ, P. *Fyziologie hybnosti, relaxace a kompenzační cvičení ve sportovní gymnastice*. Praha: ÚV ČSTV, 1988.
28. KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. *Rehabilitácia*, 2001, č. 3, s. 157-170.
29. KRAČMAR, B. Sledování aktivity vybraných svalů u nordic walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, č. 3, s. 101-106.

30. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-292-3.
31. KRAČMAR, B. Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – I. Vývoj pohybu člověka v okolním prostředí. *Těl. vých. sport. mlád.* 2007, č. 3, s. 2-7.
32. KRAČMAR B., NOVOTNÝ P., MRŮZKOVÁ M., DUFKOVÁ A., SUCHÝ J. Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*, 2007, č. 1, s. 3-13.
33. KRAČMAR, B. Vliv cyklistiky na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005 č. 12 (1), s. 27-33.
34. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2004, č. 2, s. 88-94.
35. LEWIT, K. *Manipulační léčba*. 5. vydání. Praha: Česká lék. spol. J. E. Purkyně, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
36. LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti*. Učební texty UK 3. LF. Jinočany: H&H, 1993.
37. NOVOTNÝ, P. O. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky*. [on line]. 2003 [cit. 5. 2. 2010]. Dostupné z: <[www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky](http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky)>
38. ORTH, H. *Dítě ve Vojtově terapii*. České Budějovice: Kopp, 2009. ISBN 978-80-7232-378-4.
39. PAVLECH, M. *Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při střelbě golfovým úderem v ledním hokeji*. Praha, 2008. 64 s. Diplomová práce UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
40. PEDRETTI, L.W., EARLY, M.B. *Occupational therapy. Practice skills for physical dysfunction*. 5.edition, Mosby, Missouri, USA, 2001. ISBN 0-323-00765-1.
41. PFEIFFER, J. *Neurologie v rehabilitaci*. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1135-5.
42. RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2001, č. 4, s. 173-177.

43. SEDLISKÁ, V. *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Praha, 2007. Diplomová práce UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
44. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2006, č. 3, s. 112-124.
45. TEICHMANOVÁ, B. *Analýza aktivity vybraných svalů při jízdě na snowboardu a její porovnání při smýkaném a řezaném oblouku*. Praha, 2008. 59 s. Diplomová práce UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
46. TLAŠKOVÁ, P. *Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking*. Praha, 2008, 84 s. Diplomová práce UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
47. TRAVELL, J., G., SIMONS, S., D., G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 1. Baltimore: Williams and Wilkins, 1999.
48. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
49. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
50. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Praha, 2004, 97 s. Diplomová práce UK FTVS.
51. VANČATA, V. Fylogeneze člověka a jeho předků. In: Švecová, Milada a kolektiv, *Nové směry v biologických oborech a jejich speciálních didaktikách* 2002, Praha, Karolinum, s. 47 - 84.
52. VAN DER WOUDE, L.H.V., DE GROOT, S., HOLLANDER, A. P., VEEGER, H.E.J. Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency. *American journal of physical medicine and Rehabilitation* 2004, No. 8, pg. 640-649.
53. VAN DER WOUDE, L.H.V., VEEGER, H.E., DALLMEIJER, A.J., JENSSEN, T.W., ROZENDAAL, L.A. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical engineering and Physics* 2001, No. 23, pg. 713-733.

54. VAŠÍČKOVÁ, L. *Bolest ramenního kloubu a patologie sedu ve vozíku u paraplegiků*. [on line] 2009. [cit. 10. 1. 2010]. Dostupné z:  
<http://www.llb.cz/editor/filestore/konference/htmls/Sbornik.doc>
55. VAŠÍČKOVÁ, L. *O sezení*. [online] 2006. [cit. 2010-01-20]. Dostupné z:  
<<http://www.ligavoz.cz/vozickar/voz01-2006.pdf>>
56. VAŠÍČKOVÁ, L. *O sezení*. [online] 2006. [cit. 2010-01-20]. Dostupné z:  
<<http://www.ligavoz.cz/vozickar/voz04-2006.pdf>>
57. VATĚROVÁ, H. *Porovnání lokomoční aktivity mezi jízdou na kajaku a jízdou na vozíku*. Praha, 2006, 59 s. Bakalářská práce UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Bronislav Kračmar.
58. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
59. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
60. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995. ISBN 80-7169-044-X.
61. VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada Publishing, 1993. ISBN 80-85424-98-3.
62. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ P. Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2006, č. 2, s. 92-98.
63. YANG, Y.S., KOONTZ, A.M., TRIOLO, R.J., COOPER, R.A., BONINGER, M.L. *Biomechanical analysis of functional electrical stimulation on trunk musculature during wheelchair propulsion*. [online] 2009. [cit. 2010-01-21]. Dostupné z:  
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Boninger+Michael%5Bau%5D>>

#### **Elektronické zdroje:**

[www.ftvs.cuni.cz](http://www.ftvs.cuni.cz)

[www.ligavozic.cz](http://www.ligavozic.cz)

[www.paraple.cz](http://www.paraple.cz)

[www.pubmed.com](http://www.pubmed.com)

[www.vozickar.cz](http://www.vozickar.cz)

[www.zdn.cz](http://www.zdn.cz)



# SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1

## Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Jusé Martího 31, 162 32 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
http://www.ftvs.cuni.cz/

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

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

**Název:** Analýza aktivity vybraných svalů pletence ramenního při jízdě na vozíku a porovnání s aktivitou těchto svalů při plavání  
**Forma projektu:** diplomová práce  
**Autor:** Bc. Hana Vášlová  
**Školitel:** Doc. PaedDr. Bronislav Krutmar, CSc.

**Popis projektu:** Cílem práce je změření svalového potenciálu cíleně vybraných svalů pletence ramenního u vozíčkáře-paraplegika při klasické jízdě vprled na vozíku a změření stejných svalů při plavání. Na základě poznatků z klinické kineziologie pak bude vyhodnocena posturální a fyzická aktivita těchto svalů a jejich vzájemné funkční porovnání. Výsledky budou zpracovány a zhodnoceny v grafech a na obrázcích.  
**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:** Měření bude probíhat neinvazivní formou vyšetření pomocí PEMG metody v kombinaci s plošnou kinematickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu. Budou zajištěny standardní podmínky pro bezpečnost a reliabilitu tohoto vyšetření. Po celou dobu PEMG vyšetření bude přítomen tým zkušených odborníků.  
**Etické aspekty výzkumu:** Metoda bude provedena pouze na jednom probandovi. Proband bude s průběhem práce i s jejími výsledky řádně obeznámen. Pro zajištění dohody mezi autorem a probandem je jako první podklad doložen „Informovaný souhlas“, kterým obě strany svým podpisem stvrdí podmínky nutné k vytvoření této práce.  
**Informovaný souhlas (příložen)**

V Praze dne 26.2.2010

Podpis autora:

### Vyjádření etické komise UK FTVS

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

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 071/2010  
dne: 5.3.2010

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.



podpis předsedy EK

## Příloha č. 2

### SLOVNÍK

agonista	nekonkrétní sval, vyvolávající určitý pohyb, antonymem je antagonist
analýza	vědecká metoda založená na rozložení celku na části
antagonista	nekonkrétní sval, brzdící pohyb, vyvolávající pohyb v opačném směru. Antonymum ke slovu Agonista
atituda	postoj, přípravná pozice předcházející pohyb
dysbalance	nerovnováha, dysharmonie
fázický	kinetický, vykonávající pohyb
fylogeneze	vývoj (živočišného) druhu, platí i pro druh rostlinný
hypokineze	nedostatek pohybu
inervace	zásobování (nervosvalové), antonymum ke slovu inhibice
inhibice	útlum, potlačení nervosvalové činnosti
kinetický	fázický, pohybový, aktivní
kineziologie	věda o pohybu
koaktivace	synonymum ke slovu kokontrakce
kontrakce	svalový záškub, stah svalu
kokontrakce	synonymum ke slovu koaktivace, současná kontrakce antagonistů za účelem stabilizace
konstantní	stálá, zachovalá, neměnná
ontogeneze	vývoj jedince, vývoj živého organismu
postura	postoj, také pohotovost, bdělost
posturální	týkající se napětí svalstva (např. při stoji, sedu, napřímení apod.)
propriocepce	vnímání pomocí polohocitu

propulze	pohon, chod, impuls, pohyb vpřed u jízdy na vozíku
reciproční	vzájemný, střídavý, navzájem související
reliabilita	spolehlivost, hodnověrnost
rešerše	vyhledávání a soupis informací o určité problematice
segment	část, úsek, díl
simultánní	souběžně probíhající
spasticita	neovlivnitelné svalové záškuby (příč. nervové dráždění)
timing	nástup aktivity svalu v čase
tonus	svalové napětí
validita	platnost, správnost
verifikace	potvrzení, ověření