

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Klára Dvořáková

**Možnosti elektrostimulace paretických svalů
u pacientů s míšní lézí**

Bakalářská práce

Praha 2011

Autor práce: **Klára Dvořáková**

Vedoucí práce: **Mgr. Bronislav Schreier**

Oponent práce:

Datum obhajoby: **2011**

Bibliografický záznam

DVOŘÁKOVÁ, Klára. *Možnosti elektrostimulace paretických svalů u pacientů s míšní lézí*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2011, 73 stran. Vedoucí diplomové práce Mgr. Bronislav Schreier.

Abstrakt

Elektrostimulace nervosvalové tkáně patří ve fyzioterapii k základním léčebným postupům. Jednou z oblastí jejího využití je rehabilitace pacientů po míšní lézi. Protože však v české literatuře neexistuje dostatek zdrojů, ze kterých by bylo možno čerpat, rozhodla jsem se ve své práci nastínit přehled a možnosti jejich využití.

Při sestavování textu jsem vycházela ze svých vědomostí načerpaných během studia na 2.LF UK, odborné literatury dostupné v českém jazyce a v neposlední řadě z odborných článků, případových studií a literatury zahraničních autorů, neboť ty svým objemem tvoří převážnou část informací k této problematice dostupných.

Práce je rozdělena na části pojednávající o míše a míšních poraněních a elektrostimulaci a jejím praktickém využití. Velká část práce se zabývá využitím elektrostimulace pro zlepšení kvality života a rehabilitace spinálních pacientů. Zvláště pak prevenci dekubitů, respiračních onemocnění a osteoporózy. Závěrečné kapitoly jsou pak speciálně věnovány funkční elektrické stimulaci horní a dolní končetiny.

Klíčová slova

míšní léze, rehabilitace, elektrická stimulace, funkční elektrická stimulace, osteoporóza, dekubity, kardiopulmonální benefity, syndrom kaudy, konus-kauda syndrom, ortostatická hypotenze, respirační problematika

Bibliographic record

DVOŘÁKOVÁ, Klára. *Options of electrical stimulation of paretic muscles in patients with spinal cord injury*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, 2011. 73 p. Supervisor of the thesis Mgr. Bronislav Schreier.

Abstract

Electrostimulation of neuro-muscular tissue is one of the elementary treating methods in physiotherapy. One of the areas of its use is rehabilitation of patients with spinal cord injury. As there doesn't exist enough resources written in Czech language, I settled down to the goal of present the overview and options of its use in those patients.

As completing this text, I came out of my knowledges drawn through the studies on 2nd Faculty of Medicine Charles University, specialized publications available in Czech language and not least from specialized articles, case studies and literature of worldwide authors, because those are majority of informations available about this problematic.

This work stays from parts about spinal cord with its injuries and electrostimulation and its practical use. Big portion of the work deals with usage of electrostimulation to improve the quality of life of spinal patients. Especially in prevention of pressure ulcers, respiratory diseases and osteoporosis. Last chapters are specially devoted to functional electrostimulation of upper and lower limb.

Keywords

spinal cord injuries, rehabilitation, electrical stimulation, functional electrical stimulation, osteoporosis, pressure ulcers, cardiorespiratory benefits, cauda equina syndrome, conus-cauda syndrome, orthostatic hypotension, respiratory issues

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Bronislava Schreiera, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 12. srpna 2011

Klára Dvořáková

Poděkování

Děkuji Mgr. Bronislavu Schreierovi za cenné připomínky a vstřícný přístup při vedení mé bakalářské práce. Dále děkuji své rodině za trpělivost a podporu. Zvláštní dík patří Ladislavu Loučkovi za inspirativní přístup a motivaci v závěru mé práce.

Seznam zkratk

AIS	ASIA Impairment Scale
AQ	akomodační kvocient

ASIA	American Spinal Cord Injury Association
ATP	adenosintrifosfát
BMD	bone mineral density, kostní densita
C	krční obratel
CES	cauda equina syndrome, syndrom kaudy
CNS	centrální nervová soustava
CPG	central patterns generators, generátory centrálního pohybového vzoru
ES	elektrická stimulace
ES-LCE	electrical stimulation-induced leg cycle ergometry
FES	functional electrical stimulation, funkční elektrická stimulace
FESCE	functional electrical stimulation cycling exercise
FNS	functional neuromuscular stimulation, funkční neuromuskulární stimulace
Hz	Herz
ISCI	incomplete spinal cord injury, inkompletní míšní léze
L	bederní obratel
m., mm.	musculus, muscoli
mA	miliampér
mmHg	milimetr rtuťového sloupce
ms	milisekunda
MES	motorická elektrická stimulace
NMES	neuromuskulární elektrická stimulace
OH	ortostatická hypotenze
PEF	peak expiratory flow, vrcholový expirační průtok
S	křížový obratel
SCI	spinal cord injury, míšní léze
SCIM	Spinal Cord Independence Measure
TENS	transkutánní elektroneurostimulace
TES	terapeutická elektrická stimulace
Th	hrudní obratel
TK	krevní tlak
TKd	diastolický krevní tlak
TKs	systolický krevní tlak
TLC	total lung capacity, celková plicní kapacita
rpm	revolution per minute, otáčka za minutu

WISCI Walking Index for Spinal Cord Injury

Obsah

<u>ÚVOD.....</u>	<u>7</u>
<u>1 MÍCHA A MÍŠNÍ PORANĚNÍ.....</u>	<u>9</u>

1.1 ANATOMIE MÍCHY.....	9
1.2 MÍŠNÍ LÉZE.....	10
1.2.1 Změny reflektorické míšní činnosti.....	11
1.2.2 Poruchy vegetativního nervového systému a další rizika.....	11
1.2.3 Plasticita CNS po míšním poranění.....	12
1.2.4 Klasifikace míšních lézí.....	14
1.3 PÉČE O SPINÁLNÍHO PACIENTA.....	15
2 ELEKTROSTIMULACE.....	16
2.1 HISTORIE ELEKTROSTIMULACE.....	16
2.2 TERMINOLOGIE.....	16
2.2.1 Elektrostimulace denervovaných svalů.....	17
2.2.2 Elektrostimulace inervovaných svalů.....	19
2.2.3 Funkční elektrická stimulace.....	20
3 PRAKTICKÉ POUŽITÍ ELEKTRICKÉ STIMULACE U PACIENTŮ S MÍŠNÍ LÉZÍ	21
3.1 ZMĚNY VE SVALOVÉ TKÁNI JAKO NÁSLEDEK SCI A ELEKTRICKÉ STIMULACE.....	21
3.1.1 Fyziologie svalu.....	21
3.1.2 Patologie svalu po SCI.....	22
3.1.3 Ovlivnění svalové spasticity elektrickou stimulací.....	23
3.2 ELEKTRICKÁ STIMULACE A MĚKKÉ TKÁNĚ.....	23
3.2.1 Elektrická stimulace gluteálních svalů v prevenci dekubitů.....	24
3.3 OSTEOPORÓZA JAKO SEKUNDÁRNÍ KOMPLIKACE SCI.....	25
3.3.1 Ztráta kostní hmoty a demineralizace jako následek SCI.....	25
3.3.2 Vliv funkční elektrické stimulace na kostní tkáň.....	27
3.4 ELEKTRICKÁ STIMULACE A ORTOSTATICKÁ HYPOTENZE.....	29
3.4.1 Elektrická stimulace v kombinaci s ortostatickým tréninkem.....	30
3.4.2 Elektrická stimulace abdominálních svalů v terapii ortostatické hypotenze.....	31
3.5 KARDIORESPIRAČNÍ BENEFITY ELEKTRICKÉ STIMULACE.....	31
3.5.1 Fyzická dekondice spinálních pacientů.....	31
3.5.2 Kardiorespirační benefity funkční elektrické stimulace.....	32
3.5.3 Trénink chůze pomocí funkční elektrické stimulace a kardiorespirační benefity.....	33
3.5.4 Jiné varianty použití elektrické stimulace pro získání kardiorespiračních benefitů.....	33
3.6 VYUŽITÍ ELEKTRICKÉ STIMULACE V RESPIRAČNÍ PROBLEMATICE.....	34
3.6.1 Respirační komplikace pacientů s míšní lézí.....	34
3.6.2 Fyziologie a patofyziologie kašle.....	34
3.6.3 Aktivace expiračních svalů pomocí funkční elektrické stimulace.....	35
3.7 SYNDROM KAUDY A KONUS-KAUDA SYNDROM.....	37
3.7.1 Syndrom kaudy.....	37
3.7.2 Konus-kauda syndrom.....	38
3.8 FUNKČNÍ ELEKTRICKÁ STIMULACE A HORNÍ KONČETINY.....	40
3.9 FUNKČNÍ ELEKTRICKÁ STIMULACE A DOLNÍ KONČETINY.....	43
3.9.1 Funkční elektrická stimulace ve spojení s lokomočním tréninkem.....	45
3.9.2 FES-cycling.....	48
DISKUZE.....	53
ZÁVĚR.....	58
REFERENČNÍ SEZNAM.....	62
SEZNAM PŘÍLOH.....	72
PŘÍLOHY.....	73

ÚVOD

Téma své bakalářské práce jsem si vybrala na základě dvou stěžejních hledisek. Zaprvé, fyzikální terapie je z mého pohledu v dnešní době relativně nedocenená a její použití není tak rozsáhlé, jak by mohlo být. Mezi studenty je fyzikální terapie povětšinou tématem neoblíbeným a pro výkon povolání fyzioterapeuta je často považována za okrajovou oblast, které se málokdo chce v budoucnu věnovat. V současnosti jsou na českém trhu dostupné dvě základní monografie shrnující poznatky o fyzikální terapii, nicméně o elektrostimulaci využívané na spinální jednotce bychom tam informace hledali marně. Přitom právě na spinální jednotce by mohlo mít uvážlivé, rozvážné a cílené užití elektrické stimulace přesvědčivé výsledky.

Jak napsal prof. MUDr. Vladimír Janda: „Fyzikální medicínu čeká v blízké budoucnosti rozkvět, spojený s postupně narůstajícím kritickým přístupem k medikamentózní terapii. Privatizace zdravotnictví však představuje pro fyzikální medicínu nebezpečí profanace až vulgarizace, poněvadž v soukromé praxi se zdá na první pohled aplikace některých fyzikálně terapeutických postupů velmi lukrativní záležitostí, která nevyžaduje hluboké odborné znalosti. A tak jsme vystaveni kyvadlovému efektu, kterého bychom se chtěli vyvarovat.“ (Capko, 1998, s. 13)

Za druhé, jako student 2. lékařské fakulty UK jsem měla možnost seznámit se s inspirativním prostředím motolské spinální jednotky a setkávat se s kapacitami v oboru. V České republice se v současnosti nachází jen čtyři obdobná zařízení - v Praze, Brně, Liberci a Ostravě – Porubě. Proto si velmi cenním příležitosti setkávat se s pracovníky tak renomovaného pracoviště, jako je spinální jednotka Fakultní nemocnice Motol.

Poškození míchy je v současnosti jedním z nejzávažnějších zdravotních postižení vůbec. Nenes s sebou jen zdravotní následky, ale i výrazné dopady ve sféře sociální a ekonomické. Proto by mělo být cílem rehabilitace těchto pacientů začlenění do běžného života v co největší možné a dostupné míře. Fyzikální terapie včetně elektrostimulace může být vhodným pomocným prostředkem k dosažení optimálních cílů léčebné rehabilitace.

V západních zemích je již po řadu let věnováno mnoho výzkumů právě elektrické neuromuskulární stimulaci pacientů s míšní lézí. V Českých zdrojích se setkáváme pouze se zmínkami o FES-cycling (FES-kolo, FES šlapadlo), což vyvolává dojem, že se jedná o jediný prostředek k užití elektrostimulace u spinálních pacientů.

V zahraničních zdrojích je naopak možno načerpat nesčetně informací o různorodém použití elektrické stimulace, podložených mnoha případovými studii a výzkumy.

Vzhledem k tomu, že elektrostimulace je neodmyslitelně spojena s elektronickými přístroji, s počítači a můžeme získávat výstupy v podobě číselných hodnot, grafů aj., splňuje tato forma podpůrné terapie požadavky současného trendu evidence-based medicine. V oblastech využití elektrické stimulace je nadále nutné pokračovat ve výzkumných pracích a v budoucnu pracovat s většími počty pacientů. V neposlední řadě je klíčové informovat českou odbornou veřejnost o potenciálu využití této specifické formy terapie.

Cílem mé bakalářské práce je tedy z načerpaných informací sestavit přehlednou rešerši, která by nabízela přehled využití elektrostimulace u spinálních pacientů a posloužila tak jako případná motivace k dalšímu studiu mých kolegů, výzkumům a rozšíření česky psaných zdrojů. Sama bych na ni ráda navázala ve své práci diplomové.

1 Mícha a míšní poranění

1.1 Anatomie míchy

Hřbetní mícha je provazec nervové tkáně, který je uložen v páteřním kanálu, obklopen míšními obaly. Začíná u okraje foramen magnum, mezi kostí týlní a atlasem, od prodloužené míchy je oddělena zkřížením snopců pyramidových drah (decussatio pyramidum). Hřbetní mícha je dlouhá 40-50 cm a končí zaobleným zakončením (conus medullaris) mezi obratli L1 a L2. Odtud je kaudální část páteřního kanálu vyplněna míšními kořeny, které tvoří cauda equina. Jsou popsány tři vrstvy obalů CNS. Vak tvrdé pleny míšní obklopuje míchu a měkké pleny míšní (arachnoidea a pia mater) od foramen magnum až po obratel S2. Mezi měkkými plenami je prostor vyplněný mozkomíšním mokem.

Na míše se rozeznává dvojí ztlustění – intumescence krční a intumescence bederní. Tato ztlustění jsou podmíněna nahromaděním motoneuronů pro svaly končetin. Krční intumescence sahá od obratle C3 k obratli Th2 a slouží tak k inervaci svalů horních končetin. Bederní intumescence dosahuje od obratle Th9 k obratli L1 a zajišťuje inervaci svalstva dolních končetin.

Vpředu ve střední čáře po celé délce míchy probíhá zářez, fissura mediana anterior, vzadu mělká podélná brázda, sulcus medikus posterior. Na ventrolaterální straně míchy probíhá párová rýha, sulcus anterolateralis, odkud vystupují vlákna předních kořenů míšních nervů. Přední kořeny vedou nervové vzruchy z míchy do svalů, jsou to tedy kořeny motorické. Obdobně na posterolaterální straně míchy se nachází sulcus posterolateralis, z něhož odstupují vlákna zadních kořenů míšních nervů. Před vstupem do meziobratlového prostoru leží na zadním kořenu ganglion spinale, obsahující pseudounipolární neurony. Dendrity těchto neuronů jsou senzitivní vlákna periferních nervů, axony vstupují zadními kořeny do míchy.

Při výstupu z meziobratlového prostoru vzniká spojením předních a zadních kořenů míšní nerv (nervus spinalis). Míšní nerv obsahuje vlákna somatomotorická, visceromotorická, somatosenzitivní i viscerozenzitivní. Z míchy odstupuje 31 párů těchto nervů, přičemž úsek míchy, ze kterého odstupuje jeden pár míšních nervů, vytváří míšní segment. Rozlišujeme 8 segmentů krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových a 1 až 3 segmenty kostrční. Míšní segment je základním funkčním úsekem

hřbetní míchy, základní funkcí na segmentální úrovni je míšní reflex. Vzájemný vztah míšních segmentů a těl obratlů se nazývá vertebromedulární topografie (Tabulka 1).

Tabulka 1: Vertebromedulární topografie (Peterová, 2005)

Obratlové tělo	Míšní segment
C1-C4	C1-C4
C5-C6	C5-C7
C7-Th8	C8-Th11
Th9-Th10	Th12-L3
Th11	L4-L5
Th12-L1	S1-S5

Na příčném řezu míchou se uprostřed nachází canalis centralis, vyplněný mozkomíšním mokem, propojený s komorovým systémem mozku. Okolo canalis centralis je šedá hmota míšní, rozdělena na párové míšní rohy – zadní, přední a postranní. V prostoru tyto úseky nazýváme míšní sloupce. Šedá hmota míšní je tvořena těly neuronů v charakteristickém uspořádání. Na povrchu a mezi sloupci šedé hmoty se nachází bílá hmota míšní, která je polohou ostatních útvarů rozdělena na tři párové provazce míšní – přední, zadní a postranní. Je tvořena převážně myelinizovanými nervovými vlákny sestupných i vzestupných drah. (Čihák, 2004, s. 234-240, 330-331); (Peterová, 2005, s. 22-23).

1.2 Míšní léze

Poranění míchy je kvůli svým trvalým následkům jedním z nejhorších zdravotních postižení. Beneš (in Jedlička, Keller, 2005, s. 133) uvádí, že je v českých ústavech ošetřováno asi 100 až 150 míšních poranění ročně. Kříž (in Kolář, 2009, s. 352) uvádí 200 až 250 nových případů ročně. Dle Pfeiffera (2007, s. 176) převažují muži v poměru 4-5:1. Jako nejčastější příčiny jsou uváděny míšní poranění se současným poraněním páteře způsobeným autonehodami, pády z výšky a úrazy při sportu. Méně početnou míšních poškození tvoří netraumatické léze zahrnující nádory, záněty apod.

1.2.1 Změny reflektorické míšní činnosti

Po traumatické míšní lézi nastávají změny reflektorické činnosti, které Beneš dělí na: spinální šok, flekční spasticita, současná flekční i extenční spasticita, převažující extenční spasticita (in Jedlička, Keller, 2005, s.136).

Spinální šok je provázen úplným útlumem míšní činnosti z vyřazení vlivu vyšších oblastí CNS. Vzniká bezprostředně po vzniku míšní léze a je pouze dočasný, nicméně různě dlouhý. Trojan uvádí v průměru 2-3 týdny dlouhé trvání (Trojan, 1999, s. 484). Čím lepší ošetrovatelské péče se pacientovi dostává, tím je období útlumu kratší, naopak je prodlužováno infekcemi z dekubitů, infekcemi močových cest nebo nepříznivými zevními podmínkami (Beneš in Jedlička, Keller, 2005. s. 137). Dle Kříže trvá nejčastěji kolem šesti týdnů a je charakterizováno atonií, areflexií a anestezií. Po odeznění míšního šoku je do jisté míry možná obnova citlivosti i hybnosti, pokud nejsou porušeny míšní dráhy (Kříž in Kolář, 2009, s. 352).

K vývoji spasticity vede výpad inhibičních impulzů z vyšších center CNS. Tyto inhibiční impulsy vedou k postupnému zvýšení γ - i α -aktivity. Kromě zvýšeného svalového napětí je pro spasticitu charakteristická hyperreflexie, výbavnost spastických jevů flekčních a extenčních, klonus aj. U kompletních míšních lézí nebývá spasticita tak výrazná, jako u nekompletních lézí. Může se rozvinout paraplegie, pro kterou je typická spasticita flekční. U inkompletních lézí míšních může docházet ke vzniku těžké spasticity s převládajícím postižením antigravitačního svalstva, způsobené oslabením inhibičních vlivů na míšní napínavací reflex a přetrvávající facilitaci skrze zachované dráhy. Mluvíme o paraparéze extenčního typu (Kolář, 2009, s. 61-63).

1.2.2 Poruchy vegetativního nervového systému a další rizika

Velmi významnou komplikací je porucha vyprazdňování močového měchýře. Zásadní je lokalizace léze vzhledem k míšnímu centru mikce ve výši segmentů S2-S4. Při poranění nad centrem – dle pravidel vertebromedulární topografie (viz výše) kraniálně od obratlových těl Th12 – L1, dochází ke vzniku neurogenního reflexního měchýře. Při lézi v úrovni centra nebo pod centrem musí být močový měchýř vyprazdňován pasivně – nazýváme ho atonický měchýř (Beneš in Jedlička, Keller, 2005, s. 137). U obou typů se jako nejvhodnější řešení jeví přísně sterilní intermitentní transuretrální cévkování, které je pacient (vyjma vyšších krčních lézí) schopen provádět i sám, z dlouhodobého hlediska může být doporučena suprapubická epicystotomie.

Vzhledem k časté a trvalé kolonizaci močového měchýře bakteriemi jsou močové infekce pro spinální pacienty trvalou hrozbou a Beneš (in Jedlička, Keller, 2005, s. 138) uvádí, že jsou dle statistik i nejčastější příčinou úmrtí. Dle britské studie dlouhodobého přežití pacientů s míšním poraněním ovšem v průběhu posledních padesáti let dochází k výraznému poklesu úmrtí na infekce močových cest a větší význam je přikládán respiračním infektům (Frankel in Stress, 2006, s. 1083).

V závislosti na výšce léze jsou různě vyjádřeny dysfunkce střeva, análního svěrače, poruchy sexuálních funkcí. Dle Beneše (in Jedlička, Keller, 2005, s. 138) trápí sexuální poruchy dospělé pacienty více než ztráta motoriky. Nezanedbatelný je tedy sociální a psychologický dopad těchto poruch.

Závažným stavem může být autonomní dysreflexie. „Jedná se o prudké zvýšení krevního tlaku způsobené neadekvátní vegetativní reakcí na podráždění pod místem léze.“ (Kříž in Kolář, 2009, s. 353).

S plegií dolních končetin souvisí nedostatečný žilní návrat z periferie. Takto vzniklá posturální hypotenze může vést ke kolapsovým stavům při vertikalizaci. (Kříž in Kolář, 2009, s. 353); (in Jedlička, Keller, 2005, s. 138).

Časté jsou poruchy kožního krytu, avšak dnes jsou proleženiny považovány za známku nedostatečné ošetrovatelské péče. Z inaktivity dochází ke vzniku osteoporózy a tím se zvyšuje riziko fraktur. (Kříž in Kolář, 2009, s. 353-354); (in Jedlička, Keller, 2005, s. 138).

1.2.3 Plasticita CNS po míšním poranění

„Plasticita je obecnou vlastností nervového systému. Umožňuje upravovat stavbu a funkci neuronálních systémů v souladu s podmínkami ontogenetického vývoje.“ (Trojan, 1999, s. 554)

Dle Pfeiffera (2007, s. 176) se dosud nepodařilo vytvořit opětovné spojení či regeneraci míšních struktur vzhledem k minimální plasticitě míchy ve srovnání s mozkem. Kříž (2010, s. 125) uvádí, že po míšní poranění probíhají procesy plasticity na všech úrovních CNS, tedy kromě kortexu a subkortexu i na úrovni míchy samotné, a to jak nad místem poranění, tak pod ním.

Plasticitu můžeme rozdělit na anatomickou a synaptickou (neurální). Anatomická plasticita, založena na demyelinizaci/regeneraci a růstu nových nervových buněk, vede k tvorbě neuronálních okruhů. Synaptická plasticita zahrnuje reorganizaci

neuronálních okruhů modifikací synaptických spojů. (Kříž et al., 2010, s. 125); (Curt et al., 2008, s. 678)

V nadpolovičním počtu (55% v Evropě a USA) trpí pacienti inkompletní míšní lézí (incomplete spinal cord injury, ISCI). U mnoha pacientů s ISCI dochází v různé míře k funkčnímu zotavení, od velmi omezeného až po téměř úplné. K počátečnímu obnovení funkce dochází během prvních dní až týdnů po vzniku poranění na základě změn metabolických funkcí v místě léze. Krátce po vzniku poranění je krevní zásobení značně porušeno, dochází k lokální ischemii a vzniku vazogenního edému. Je spuštěna kaskáda biochemických reakcí: narušení membránového potenciálu, intracelulární akumulace vápníkových iontů, uvolňování excitačních neurotransmiterů aj. V okolí léze dochází k demyelinizaci s následně ke spontánní demyelinizaci, která později může přispět k funkčnímu zotavení. Kromě těchto lokálních změn může nastat zásadní reorganizace CNS, příznačná právě pro ISCI, protože kortikální, subkortikální a velká část spinálních okruhů zůstaly intaktní.

Přetětí motorických drah CNS vede k reorganizaci primární motorické kůry. Tento proces se nazývá kortikální plasticita. Kortikální oblasti ovládající intaktní části těla mají tendenci k rozpínání a zabírání těch regionů, které ztratily svůj periferní cíl. Vzrůst kortikální kontroly jednotlivých svalů může po ISCI umožnit funkční obnovu prostřednictvím rozvoje alternativních pohybových strategií.

Proces subkortikální plasticity zahrnuje významné synaptické přestavby v subkortikálních motorických jádrech. (Rainetau, Schwab, 2001, s. 263 – 266)

1.2.3.1 Spinální plasticita a trénink lokomoce

Spinální okruhy byly dlouhou dobu považovány za neflexibilní, stereotypně reagující na vstupy z periferie nebo supraspinálních center. U nižších savců byla experimentálně zjištěna existence určitých spinálních okruhů, které jsou schopny produkovat stereotypní pohybové vzory. Tyto okruhy jsou schopné se adaptovat (adaptace je zesilována pohybovým tréninkem) a pracovat nezávisle na aktivitě supraspinálních motorických center. Proto kočky s kompletním přetětím míchy trénované na pohyblivém chodníku výrazně zlepšily svůj lokomoční stereotyp. (Kříž et al., 2010, s. 125)

Studie prováděné u pacientů s kompletní míšní lézí demonstrují, že trénink na pohyblivém chodníku vede k navrácení rytmického pohybového vzoru svalové aktivity a snížení spasticity.

Výzkumy týkající se potenciálních výhod pohyblivého chodníku jsou prováděny zejména u pacientů s ISCI. Po dokončení pohybové terapie na pohyblivém chodníku bylo 92% pacientů s ISCI schopno nezávislé chůze, na rozdíl od pouhých 50% pacientů léčených konvenčně. Pozorování těchto pacientů v dalších letech ukazuje, že zlepšení dosažené tréninkem na pohybovém chodníku může přetrvávat v každodenním životě, dokud bude udržována alespoň minimální aktivita. Avšak Kříž (Woolf, Salter in Kříž et al., 2010, s. 125) poukazuje na nejednoznačné důkazy o existenci CPG a jejich úloze v lokomoci u člověka.

Další formou plasticity je pučení na úrovni míchy. Tento proces nebyl zatím dostatečně prozkoumán, uvažuje se však o tom, že by mohlo vést k vytvoření nových spojení, která by mohla přispět k funkční reorganizaci spinálních obvodů, ale mohla by mít také negativní důsledky v podobě zvýšení elasticity nebo neuropatické bolesti. (Raineteau, Schwab, 2001, s. 266- 268)

Plasticitě CNS je tedy přičítán pozitivní efekt lokomočního tréninku, a tento trénink lokomoce může být spojen s funkční elektrickou stimulací. (Kříž et al., 2010. s. 125)

1.2.4 Klasifikace míšních lézí

1.2.4.1 ASIA (American Spinal Cord Injury Association) protokol

Tato metoda umožňuje stanovení úrovně a rozsahu míšní léze. Vymezuje úroveň motorickou – podle stupně svalové síly - a senzitivní, podle níž je poté stanovena neurologická úroveň míšní léze. Rozsah míšní léze je stanoven pomocí tzv. ASIA Impairment Scale (AIS), s pěti stupni označenými A (kompletní léze) až E (normální citlivost i motorika ve všech segmentech), přičemž rozhodující je zde aktivita v sakrálních segmentech. (Kříž in Kolář, 2009, s. 352) (Příloha č. 1)

1.2.4.2 Hodnocení funkčního stavu pacienta

SCIM (Spinal Cord Independence Measure) je metoda užívána k hodnocení funkčního stavu pacienta. Sestává z hodnocení čtyř základních oblastí: soběstačnost, dýchání, mobilita a vyprazdňování; každá oblast je dále členěna a bodově ohodnocena.

Dále do této kategorie zařazujeme testy hodnotící chůzi: WISCI test (Walking Index for Spinal Cord Injury), Tild U pand GO test, 6ti minutový test, test chůze na 10 m. (Kříž in Kolář, 2009, s. 352)

1.2.4.3 Klasifikace dle výšky léze

Definice hybnosti je určována podle zachované inervace svalů. Každý sval se zachovanou inervací má pro pacienta nesporný význam.

Při lézi nad segmentem C4 hovoříme o pentaplegii: postiženy jsou všechny čtyři končetiny a bránice. Jedná se o velmi závažný stav, pacient dnes může přežít při řízeném dýchání.

Při lézi od segmentu C4 kaudálně po Th2 vzniká tetraplegie. Pacient již dýchá bránicí. Závislosti na okolí je značná, elektrický vozík a kompenzační pomůcky jsou nutností. Při lézi nižších krčních segmentů je pacient schopen řídit speciálně upravený automobil.

Při lézi pod segmentem Th2 mluvíme o paraplegii. Horní končetiny zde nejsou postiženy, pacient může být v denních činnostech zcela nezávislý. Pro pacienta s lézí do segmentu L3 je nezbytný mechanický vozík, za určitých podmínek a s potřebnými pomůckami je možno nacvičit chůzi. Při lézi ve výši segmentu L4-S2 vozík již není nutný.

U poranění kaudálně od segmentu L1 se již nejedná o lézi míchy, ale o lézi míšních kořenů (cauda equina). Jedná se tedy o porušení periferních nervů. (Beneš in Jedlička, Keller, 2005, s. 133-135); (Pfeiffer, 2007, 178-179).

1.3 Péče o spinálního pacienta

V roce 2002 bylo vládou ČR vydáno Metodické opatření Ministerstva zdravotnictví, kterým je stanovena síť zdravotnických zařízení a zajištění komplexní péče o spinálního pacienta. Pacient s míšním poškozením je nejprve transportován na spondylochirurgické oddělení, kde je co nejdříve operován a hospitalizován po dobu trvání akutního stadia (přibližně 1. – 2. týden od vzniku úrazu). Následně, pokud je

pacient kardiopulmonálně kompenzován, je přeložen na specializované oddělení – spinální jednotku. Hlavním úkolem spinální jednotky je komplexní multidisciplinární péče o pacienty po míšní lézi v subakutním stádiu (2. – 12. týden od vzniku úrazu). Základem kvalitní péče je spolupráce odborníků na vysoké úrovni. Cílem péče na spinální jednotce je určitý stupeň vertikalizace, určitá úroveň soběstačnosti, vyřešení přidružených zdravotních komplikací a zvládnutí režimu močení a vyprazdňování. Poté pacienti směřují do rehabilitačních ústavů, které jim poskytují péči a intenzivní rehabilitaci v období chronického stadia (přibližně 12. – 36. týden). Poté se pacient navrácí zpět do domácího prostředí nebo do ústavu sociální péče. (Kříž in Kolář, 2009, s. 352- 353); (Strapková, 2007, s. 36-38)

2 Elektrostimulace

2.1 Historie elektrostimulace

Již v roce 400 př. n. l. doporučují řečtí lékaři používání elektrických výbojů ryb z čeledi Torpedinidae k léčbě ochrnutí. V roce 1791 objevuje Luigi Galvani, že elektrický proud způsobí v poškozených nervech vznik akčního potenciálu, jenž vede ke svalové kontrakci. V 19. století je elektrická stimulace nadšeně podporována pro celou řadu onemocnění, je však často považována za šarlatánství. Později se díky technickým i neurofyziologickým vědeckým pokrokům elektrická stimulace začíná používat i v léčbě bolesti, v podobě transkutánní nervové stimulace. V roce 1961 je poprvé použit termín „funkční elektrostimulace“ v souvislosti s peroneální stimulací dorsálních flexorů nohy u hemiplegických pacientů. V této oblasti je princip funkční elektrostimulace dodnes užíván nejčastěji. (Weiss, 1986, s. 738); (Hamid, Hayden, 2008); (Votava, 2004, s. 188).

2.2 Terminologie

Česká a zahraniční literatura vykazuje značnou nejednotnost v terminologii elektrické stimulace. V české literatuře je pojem „elektrostimulace“ přísně definován jako dráždění denervovaných svalů elektrickým proudem. Pro dráždění inervovaných

svalů je zaveden pojem „elektrogymnastika“, s nímž se v zahraničních zdrojích nesetkáváme.

V zahraničních zdrojích se můžeme setkat s pojmem „motorická elektrická stimulace“ (MES), jenž zahrnuje stimulaci jak denervovaných, tak inervovaných svalů. MES je definována jako produkce svalové kontrakce působením elektrického proudu. Svalová kontrakce může být vyvolána drážděním motorického nervu – v případě, že sval je inervovaný, nebo přímo drážděním svalových vláken denervovaného svalu. Pro stimulaci inervovaného a denervovaného svalu jsou používány odlišné parametry. (Robertson, 2006, s. 119 – 120)

Dále se v zahraniční literatuře setkáváme s termíny, jenž bývají často zaměnitelné. Jedná se o termín neuromuskulární elektrická stimulace (neuromuscular electrical stimulation, NMES), funkční elektrická nebo neuromuskulární stimulace (functional electrical/neuromuscular stimulation, FES/FNS), terapeutická elektrická stimulace (therapeutical electrical stimulation, TES), a samotná elektrická stimulace (electrical stimulation, ES). (Watson, 2008, 233)

Pro potřeby této práce je termín „elektrická stimulace/elektrostimulace“ užíván v souladu s citacemi zahraničních autorů.

V případě míšního poranění dochází k centrální paréze pod úrovní léze, periferní nervový systém zůstává intaktní. Elektrostimulace v tomto případě odpovídá stimulaci inervovaných svalů. Pokud došlo k poranění míchy kaudálně od segmentu L1, tzn. poranění míšních kořenů, postižení má již charakter periferní parézy. Zde je možná elektrostimulace denervovaných svalů.

2.2.1 Elektrostimulace denervovaných svalů

Lokalizované poruchy periferního nervu vznikají nejčastěji mechanickým porušením. Nezbytným předpokladem pro regeneraci nervu je intaktní buněčné tělo neuronu. Základními symptomy poruchy periferního nervu je: areflexie, snížení až ztráta hybnosti svalů inervovaných daným nervem, svalová atrofie, porucha čítí při postižení dostředivé větve, a porucha elektrické dráždivosti. (Pfeiffer, 2007, s. 202)

Způsob, jak předejít atrofii svalu, je použití elektrické stimulace denervovaného svalu po dobu regenerace periferního nevu. (Schreier in Kolář, 2009, s. 290)

Pro stanovení optimálních parametrů impulzů pro stimulaci denervovaných svalů je užívána tzv. Hoorweg-Weissova I/t křivka a akomodační kvocient (AQ).

Hoorweg-Weissova I/t křivka je komplexní formou hodnocení dráždivosti svalových vláken. „Znázorňuje závislost intenzity dráždicího impulsu na době jeho trvání při dráždění pravoúhlými a šikmo nastupujícími impulsy“ (Capko, 1998, s. 191). Při dráždění zdravých svalových vláken šikmými impulsy s postupným nástupem intenzity je kontrakce vzhledem ke schopnosti akomodace (přizpůsobení se) vyvolána až při několikanásobně vyšší intenzitě, než při dráždění stejně dlouhými pravoúhlými impulsy. Denervovaná svalová vlákna schopnost akomodace ztrácejí. Provedeme měření pro šikmé i pravoúhlé impulsy jak pro denervovaný, tak pro zdravý sval. Výsledky jsou zaneseny do grafu, přičemž křivka pro denervovaný sval je posunuta nahoru a doprava. Z grafu poté odečteme oblast selektivního dráždění, která je vymezena protnutím křivek pro šikmé impulsy.

Akomodační kvocient (α) stanovíme porovnáním výsledků měření minimální intenzity šikmého i pravoúhlého impulsu vyvolávající kontrakci při délce impulsu 1000 ms. Výslednou hodnotou je podíl intenzity (v mA) šikmého a pravoúhlého impulsu. Pro zdravý sval jsou normální hodnoty nad 2,7 – 3. Počínající denervaci značí hodnoty pod 2,7. Hodnoty okolo 1 vypovídají o úplné denervaci.

Zdravá svalová vlákna mají tendenci k hyperaktivitě, zkracování, zapojování do patologických synkinéz a jakékoli jejich podráždění tuto patologii zhoršuje, proto je nutná selektivní stimulace. Používáme delší, šikmé impulsy s postupným nástupem intenzity, vzhledem k adaptaci zdravých, stále inervovaných svalových vláken. Zvolený impuls musí mít takovou intenzitu, aby došlo k podráždění denervovaného svalu, a takovou dobu trvání, aby zdravé svaly podrážděny nebyly.

V praxi je stimulace prováděna nejčastěji monopolárně. Kuličková diferentní katoda je přikládána do místa motorického bodu příslušného svalu. Motorický bod je anatomicky definované místo, ze kterého je možno vyvolat svalovou kontrakci nejmenší intenzitou dráždicího stimulu. Větší indiferentní anoda je opět umístěna na příslušném svalu. Pokud nelze nalézt motorický bod svalu, je možné použít bipolární stimulaci s anodou na proximálním a katodou na distálním konci svalu.

Bipolární formu dráždění můžeme použít v případě, že nelze nalézt motorický bod svalu, nebo při delší stimulaci jednotlivých velkých svalů nebo svalových skupin. Velikost elektrod závisí na velikosti drážděného svalu nebo svalové skupiny.

Čím dříve po stanovení diagnózy je stimulace zahájena, tím lépe. Je nutno provádět jí po celou dobu regenerace axonu. Doba stimulace je individuální, je nutné předcházet energetickému vyčerpání svalu. (Capko, 1998, s. 191 – 193); (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 191 – 195)

2.2.2 Elektrostimulace inervovaných svalů

Některé tkáně jsou na elektřinu citlivější než jiné. Např. nervová membrána vyžaduje 100krát méně elektrické energie než membrána svalové buňky. Proto je pro vyvolání pohybu preferována aktivace nervů nebo motorických bodů před aktivací samotného svalového vlákna. (Ganong in Sadowsky, 2001, s. 165)

Prvořadá je celistvost motorického neuronu v předním rohu míšním a periferního nervu zásobujícího sval. Degradace periferního nervu vede ke svalové atrofii a omezené schopnosti reagovat na elektrickou stimulaci.

Obecně platí, že elektrický proud, vyprodukovaný elektrodou umístěnou na povrchu těla nebo v blízkosti nervu, vytváří lokalizované elektrické pole, které depolarizuje buněčnou membránu. Když transmembránový potenciál dosáhne prahové úrovně, influx sodíkových iontů z extracelulárního do intracelulárního prostoru dá vzniknout akčnímu potenciálu, který se bude šířit oběma směry podél nervu. Impulzy šířící se proximálně nakonec zaniknou na úrovni těla neuronu, impulzy propagované distálně se budou šířit až na nervosvalovou ploténku a následně vyvolají svalovou kontrakci.

Svalová kontrakce vyvolaná elektrickou stimulací se od volní kontrakce liší ve třech hlavních směrech. Zaprvé, dochází k synchronní aktivaci všech stimulovaných neuronů. Při volní kontrakci jsou při nižších frekvencích aktivovány asynchronně různé motorické jednotky. Za druhé, při elektrické stimulaci nedochází ke stejnému náboru motorických jednotek jako při volní kontrakci. Axony s větším průměrem jsou elektrickou stimulací aktivovány snadněji než axony s menším průměrem. Tak dochází preferenčně k aktivaci tlustších nervových vláken a tím větších motorických jednotek. Aktivace velkých motorických jednotek před malými je známá jako reverzní nábor motorických jednotek. Za fyziologické situace je tento nábor přesně opačný: primárně aktivované malé motorické jednotky jsou následovány velkými. Za třetí, při elektrické stimulaci jsou nevyhnutelně stimulována senzoryická nervová vlákna. Elektrická

stimulace tedy obsahuje i nezanedbatelnou aferentní komponentu, která při volní kontrakci produkována není. (Robertson, 2006, s. 126), (Peckham, Knutson, 2005, 329)

Tvar elektrického impulsu je charakterizován třemi parametry: frekvencí, amplitudou a délkou. Síla svalové kontrakce je ovlivňována nastavením těchto parametrů. Pokud je frekvence impulsů příliš nízká, sval odpovídá sérií záškubů (vlnitý tetanus). Při frekvenci nad určitou hranicí vzniká hladká tetanická kontrakce. Kumulativní efekt opakovaných stimulů je znám jako „časová sumace“. Vyšší frekvence produkuje silnější svalovou kontrakci, zároveň však mohou vést k rychlému poklesu svalové síly a k únavě. Síla svalové kontrakce může být ovlivněna i vzrůstem počtu aktivovaných motorických jednotek – tento způsob je nazýván „prostorová sumace“. Princip prostorové sumace je závislý na amplitudě a/ nebo délce trvání impulsu.

Ve většině neuroprotéz je síla svalové kontrakce ovlivňována především modulací amplitudy a délky impulsu, frekvence je konstantní a tak nízká, aby se přecházelo předčasné únavě svalů. (Peckham, 1999, s. 1-3); (Peckham, Knutson, 2005, s. 328-329); (Ragnarsson, 2008, s. 256 – 257)

2.2.3 Funkční elektrická stimulace

Téměř půl století bylo věnováno výzkumu použití elektrického proudu ke stimulaci paretických svalů s neporušenými periferními motorickými nervy. Dnes jsme schopni prostřednictvím přímé neuromuskulární stimulace překonat některé z deficitů způsobené míšním poraněním a zachovat integritu některých tělesných funkcí.

Funkční elektrická stimulace (FES) byla definována jako technika uměle stimulující svaly zbavené nervové kontroly sekvenovaným elektrickým proudem, s cílem vytvářet svalové kontrakce. V 80. letech 20. století probíhaly první studie, zabývající se použitím FES u pacientů s kompletní i inkompletní míšní lézí. Původně byla technologie FES zaměřena na zlepšení mobility pacientů po míšní lézi. S velkým rozvojem vědy v posledních desetiletích se ale definice FES změnila: kromě mobility se zaměřuje např. na aktivitu dýchacího systému nebo močového měchýře.

„Funkční elektrická stimulace se od jiných způsobů elektrostimulace liší tím, že elektricky vybavený svalový stah nahrazuje stah volní při účelném pohybu.“ (Votava, 2004, s. 188) Je to technika aplikace bezpečných dávek elektrického proudu, používaná k aktivaci postižené části neuromuskulárního systému tak, aby bylo dosaženo ztracené

funkce. Aplikace elektrického proudu vyvolává funkční pohyb, nebo sérii pohybů, jejichž provedení není možné vyvolat volně. Stimulace neporušených periferních nervů nabízí funkční obnovu různých tělesných funkcí.

FES může být používána krátkodobě, a to tehdy, je-li očekáváno zotavení funkce, anebo dlouhodobě, pokud je již zotavení nepravděpodobné. Na této odlišnosti závisí i odlišné vybavení používané ke stimulaci. Při krátkodobé nebo zkušební aplikaci je preferováno použití povrchových/transkutánních elektrod, zatímco při dlouhodobé aplikaci bývají upřednostňovány elektrody perkutánní či implantované, pokud je očekávaný funkční cíl pro pacienta významný.

Typické parametry stimulů jsou: šířka pulzu 100-1000 μ s, frekvence 10-100 Hz, amplituda se liší podle aplikace odporových charakteristik pacienta. Obecně není nezvyklé, že hodnoty intenzity proudu při povrchové stimulaci překračují i 120mA.

(Hamid, Hayek, 2008, s. 158 – 159); (Robertson, 2006, 138-139); (Ewins, Durham in Watson, 2008, s. 317-318)

Některými autory je užití FES samotné dále děleno na funkční a terapeutické. Pod pojem „funkční užití“ spadají např. neuroprotézy pro horní končetiny, střeva a močový měchýř, FES kolo (FES-cycling), hybridní protézy umožňující stoj a chůzi. Terapeutické užití FES zahrnuje např. posílení svalů a aerobní vytrvalosti, hojení tkání, prevenci osteoporózy a kontraktur, kontrolu spasticity. (Hamid, Hayek, 2008, s. 158); (Sadowsky, 2001, s. 165); (Peckham, 1999, s. 1)

3 Praktické použití elektrické stimulace u pacientů s míšní lézí

3.1 Změny ve svalové tkáni jako následek SCI a elektrické stimulace

3.1.1 Fyziologie svalu

„Svalová vlákna, ačkoli jejich histologická skladba je stejná, se liší některými vlastnostmi biochemickými, enzymovým vybavením, nervovým i cévním zásobením.“ Jsou rozlišovány dva krajní typy svalových vláken.

Vlákna typu I (nazývaná také jako vlákna pomalá, nebo vlákna červená podle vysokého obsahu myoglobinu), jsou bohatá na mitochondrie. Zdroj energie pro

resyntézu ATP pochází primárně z oxidační fosforylace. Základní podmínkou pro proces oxidační fosforylace je jednak adekvátní přísun kyslíku, jednak saturovaný mitochondriální oxidační řetězec. Vlákná typu I se uplatňují při vytrvalostní práci a mají vyšší odolnost proti únavě.

Vlákná typu II (vlákná rychlá, bílá) obsahují méně myoglobinu, zato jsou bohatá na glykogen. Tím je vytvořen předpoklad pro získání většího množství energie glykolytickou fosforylací při nedostatečné dodávce kyslíku. Tato vlákná mají dispozici k rychlejšímu nástupu únavy, uplatňují se při rychlých silových kontrakcích.

Vlákná typu II jsou dále rozdělována na přechodové typy: rychlá oxidační vlákná (typ II A) a rychlá glykolytická vlákná (typ II B).

Typ vláken lze ovlivnit tréninkem. Intenzivní vytrvalostní trénink může způsobit, že vlákná typu II B získají vlastnosti vláken typu II A. Tak se zlepšují předpoklady pro vytrvalostní svalovou práci. Kompletní přeměna vláken typu II na vlákná typu I anebo naopak se však u člověka neuvažuje. (Máček, Vávra, 1988, s. 26-27)

3.1.2 Patologie svalu po SCI

Za normálních podmínek se většina svalů zdravého jedince skládá ze směsice rychlých a pomalých svalových vláken. Ochrnutý muskuloskeletální systém vykazuje pozoruhodné známky plasticity. U pacientů s chronickou SCI dochází k posunu svalových vláken typu I (červená, pomalá, aerobní) k fenotypu vláken typu II (bílá, rychlá, anaerobní). Příčinou tohoto posunu je pokles aktivity a následné četné histochemické a metabolické změny ve svalu. Fyziologický dopad biochemických změn ve svalových vláknech není zatím zcela jasný.

Kromě toho, že pacienti s SCI mají poměrnou převahu vláken II. typu oproti vláknům I. typu, dochází také ke svalové atrofii, která vede ke slabosti a únavě svalů během stimulace. Někteří autoři uvádějí, že svalová atrofie hrozí především pomalým svalovým vláknům (Robertson, 2006, s. 126), podle jiných je proces atrofie nezávislý na typu svalového vlákna. (Dudley-Javoroski, Shields, 2008, s. 283-285); (Ragnarsson, 2008, s. 257)

3.1.3 Ovlivnění svalové spasticky elektrickou stimulací

Četné studie ukazují, že ochrnuté svaly se adaptují na vzrůst aktivity vyvolané elektrickou stimulací. Bylo prokázáno, že trénink pomocí ES může zvrátit nebo alespoň zlepšit svalovou atrofii, a že svalová vlákna mění svou morfolgickou charakteristiku. Může docházet až ke svalové hypertrofii, zvyšuje se odolnost proti únavě.

Velký důraz je kladen na parametry použité stimulace. Nízké frekvence vedou ke zvýšení odolnosti proti únavě, vysoké frekvence nikoli. Repetitivní stimulace při normálním fyziologickém rozsahu frekvence (15-50 Hz) je pravděpodobně pro adaptaci svalu ve smyslu snížení unavitelnosti vhodnější než vyšší frekvence. (Dudley-Javoroski, Shields, 2008, s. 285-286);

Elektrickou stimulací s větší amplitudou se významně zvyšuje plošný obsah svalových vláken na průřezu svalem, a zároveň dochází k posunu svalových vláken k typu I (pomalá oxidativní vlákna) – zvyšuje se aerobní enzymatická aktivita a svalová oxygenace. (Cramer et al in Davis, Hamzaid, Fornusek, 2008, s. 626):

Množství výzkumných studií pomocí svalové biopsie prokázalo, že po FES tréninku dochází k významným změnám ve svalové morfologii a biochemii takovým způsobem, že dochází opět k podobnosti s nepostiženým svalem.

Pravidelným FES tréninkem dochází k posunu směrem k vyšší odolnosti proti svalové únavě: Z vyrovnaného množství vláken typu IIa a IIb k většinovému množství vláken typu IIa. (Davis, Hamzaid, Fornusek, 2008, s. 626)

3.2 Elektrická stimulace a měkké tkáně

Nezanedbatelným problémem pacientů s SCI jsou dekubity. Nejen že výrazně limitují schopnost mobility a nezávislosti pacienta, ale jsou také častým důvodem rehospitalizace. Ovlivňují psychickou pohodu, sociální interakce, vyžadují mnohdy vleklý klid na lůžku.

Pacienti s SCI jsou často závislí na vozíku a tráví v neměnné poloze dlouhé časové úseky. Dlouhotrvající tlak na měkké tkáně v oblasti kostních prominencí se stává rizikovým faktorem pro vznik dekubitů. Týká se to především sedacích hrbolů, velkých trochanterů a sacra.. Ztráta motorické kontroly a následná imobilita vede ke svalové atrofii. Ztráta svalové hmoty mění profil styčné plochy mezi hýždí a povrchem podložky a tím je ovlivňována distribuce tlaku. Váha trupu je soustředěna na menší plošný obsah, vzrůstá tlak zejména pod sedacími hrboly.

Zároveň dochází k redukci krevního průtoku pod úrovní léze, způsobenému ztrátou kapilární sítě, selháním fyziologického mechanismu svalové pumpy, poklesu TK a okluzí krevních cév. Tyto faktory v ochrnutých svalech redukuje zásobení kyslíkem a dalšími živinami. Výsledným efektem je degenerace tkáně vedoucí ke zvýšenému riziku vzniku tkáňové poruchy a následnému vzniku otlaků a dekubitů. (van Londen et al., 2008, 1724 – 1732); (Bogie a Triolo, 2003, s. 469-476)

Navzdory rozvoji různého podpůrného vybavení a nácviku péče o kůži je výskyt dekubitů poměrně vysoký (Bogie a Triolo, 2003, s. 470). Bogie, Wang a Triolo (2006, s. 589) uvádí, že konvenční metody prevence nejsou všeobecně účinné. Dle Beneše (in Jedlička, Keller, 2005, s. 138) je vznik dekubitů v dnešní době považován za následek nedostatečné ošetrovatelské péče.

3.2.1 Elektrická stimulace gluteálních svalů v prevenci dekubitů

Pokud chceme stimulovat velký sval, bývají preferované implantované elektrody před povrchovými. Povrchové elektrody totiž často nejsou schopny stimulovat celé svalové břicho velkého svalu. Nicméně pacienti s SCI mají gluteální svaly často menší kvůli atrofii, takže povrchové elektrody mohou být dostačující k vyvolání vyhovující svalové kontrakce. Pro příležitostné použití by vždy měly být preferovány neinvazivní metody. Kromě toho může použití povrchových elektrod sloužit jako alternativa k implantovanému elektrodovému systému, který kvůli své nákladnosti nemusí být v řadě zemí běžně dostupný. Výhodou implantovaných elektrod je nepřítomnost externích kabelů. (van Londen, 2008, s. 1724 – 1725)

Van Londen et al. (2008, s. 1724 – 1732) zaměřili svou studii na vyšetření účinku povrchové ES gluteálních svalů na distribuci tlaku mezi styčnými plochami sedacích hrbolů a podložky. Třinácti pacientům s kompletní i inkompletní SCI byly povrchové elektrody přikládány bilaterálně na gluteální svaly, vždy jedna na kaudální hranici svalu a druhá doprostřed svalového břicha tak, aby byla preferenčně stimulována tkáň obklopující sedací hrbol. Testování bylo provedeno ve dvou variantách: simultánní, a střídavá aktivace svalů pravé a levé hýždě. V obou případech trvalo testování 31 minut, stimulace trvala vždy 0.5 sekund, následovalo 15 sekund relaxace.

V obou případech byl pozorován očekávaný pokles tlaku mezi styčnými plochami. Během třiceti minut testování se tento pokles tlaku nijak nezměnil. Je tedy možné usuzovat, že během této doby nedošlo k únavě gluteálních svalů. Pro delší

časové úseky testování je očekáváno, že simultánní stimulace způsobí svalovou únavu dříve než střídavá.

Se stupněm svalové atrofie souvisí distribuce tlaku. Čím méně svalové hmoty je přítomno, tím omezenější (anebo žádná) je přechodná změna tvaru hýždě. V případě aktivace svalů u zdravého pacienta dochází ke změně distribuce tlaku (Levin in van Londen, 2008, s. 1730), kdežto v této studii zůstává distribuce tlaku konstantní.

Podle van Londen (2008, s. 1731) by se tato metoda mohla vedle používání speciálně navržených podložek a protektivního režimu stát novým postupem v prevenci dekubitů.

Bogie a Triolo (2003, s. 469-476) zkoumali vliv pravidelné implantované ES na zdraví tkáně. Výsledky jejich studie podporují hypotézu, že dlouhodobé používání ES může zlepšit regionální kondici ochrnutých svalů. Dochází k regresí svalové atrofie a tím k distribuci tlaku na kontaktní ploše. V oblastech pod kostními prominencemi dochází k poklesu tlaku vzhledem ke vzrůstu objemu svalové hmoty. Navíc stoupá regionální vaskularizace, je zlepšován krevní průtok a tím i zásobení tkání kyslíkem a živinami.

V roce 2006 Bogie, Wang a Triolo zveřejnili výsledky studie, jež ověřovala dlouhodobé účinky ES aplikované prostřednictvím implantovaných elektrod na regionální zdraví tkáně a snížení rizika vzniku dekubitů. Bylo zjištěno, že po odstranění stimulačního systému dochází ke zvratu v dříve zlepšené kondici tkáně. Proto je u pacientů s vysokým rizikem vzniku dekubitů doporučeno kontinuální používání ES, nejlépe prostřednictvím plně implantovaného systému, vzhledem k jednoduchosti a spolehlivosti použití.

3.3 Osteoporóza jako sekundární komplikace SCI

3.3.1 Ztráta kostní hmoty a demineralizace jako následek SCI

Osteoporóza je významnou komplikací u pacientů s SCI. Neurologická léze a následná imobilizace vede k výrazné ztrátě kostní hmoty, a to zejména u mladých lidí. Pokles v kostní densitě (bone mineral density, BMD) může být zaznamenán v ochrnutých končetinách již 6 týdnů po vzniku zranění.

Kost je závislá na přívodu mechanických podnětů a biomechanické namáhání má mohutný vliv na strukturální vlastnosti skeletálního systému. Zatížení aplikované na kost vytváří vnitřní odpor (napětí), který se ve velikosti rovná aplikovanému zatížení, ale má opačný směr. Geometrická změna kosti jako odpověď na zatížení se nazývá deformace. Pokud je zatížení kosti velmi nízké, dochází ke kostní ztrátě procesem tzv. remodelace. Remodelace odstraňuje kostní minerály prostřednictvím aktivity osteoklastů, která nahrazuje aktivitu osteoblastů. (Dudley-Javoroski, Shields, 2008, s. 287-288)

Během prvních měsíců po zranění dochází k demineralizaci přednostně v oblastech pod úrovní léze a predominantně v těch částech kostry, které nesou váhu těla – distální femur, proximální tibie. Tyto části skeletu jsou bohaté na trabekulární kost, zatímco diafyzální části femuru i tibie, bohaté na kortikalis, jsou demineralizace relativně ušetřeny. Během prvního roku po zranění dochází k poklesu BMD v oblastech bohatých na trabekulární kost o 4% za měsíc, zatímco v oblastech bohatých na kortikalis o 2% za měsíc (Wilmet et al in Maimoun et al, 2006, s. 204). Paradoxně, v bederní páteři, která je tvořena zejména trabekulární kostí, žádný pokles v kostní densitě nenastává.

Přesná etiologie rozrušení kostní struktury není přesně známá. Ovlivňující faktory mohou zahrnovat pokles mechanické síly aplikované na kost, abnormality v krevní cirkulaci pod místem léze, které ovlivňují diferenciaci kostních buněk, a hormonální deficiencie. Během prvních měsíců po zranění dochází ke změnám v homeostáze kalcia. Nejběžnější abnormalitou je hyperkalcemie s hyperkalcurií, vedoucí jednak ke vzniku ledvinových kamenů, jednak k alteraci kalciotropního hormonálního profilu. Histomorfometrická data ukazují, že vedoucím důvodem kostní ztráty je vzestup kostní resorpce. Kostní resorpce kontinuálně vzrůstá od prvních týdnů po zranění a dosahuje vrcholu mezi 10. a 16. týdnem, s hodnotami dosahujícími až desetinásobek limitu normálu. Po jednom roce zůstávají markery kostní resorpce stále elevovány, zatímco ve stejné době markery kostní tvorby ukazují jen minimální vzrůst. Nerovnováha mezi kostní tvorbou a kostní resorpcí je tedy zodpovědná za kostní ztrátu, která je zahájena záhy po zranění a dosahuje vrcholu o 3 až 5 měsíců později. (Maimoun et al, 2006, s. 203-204); (Lai et al, 2010, s. 150)

Dřívější studie ukazují, že kostní ztráta po SCI je rapidní a lineární v akutním stadiu. Během 1. až 2. roku po zranění se vyvíjí do tzv. rovnovážného stavu. Později

provedené výzkumy naopak dokládají, že významný pokles kostní hmoty je možno zaznamenat i mnoho let po vzniku SCI. (Giangregorio, McCartney, 2006, s. 490)

Kostní ztráta v kostech dolních končetin je nezávislá na výšce léze, zatímco ke ztrátě kostní hmoty v horních končetinách dochází jen u tetraplegických pacientů. Neurologická úroveň léze určuje rozšíření, nikoli stupeň demineralizace. Kostní alterace může být výraznější u pacientů s kompletní míšní lézí.

Redukce kostní hmoty spojená s modifikací kompozice kostní matrix a s nižší kostní elasticitou je velmi pravděpodobně příčinou patologických fraktur. Ty často vznikají během rutinních pohybů a činností. Přibližná incidence zlomenin po SCI je 1-34%, míra komplikací sahá až ke 40% (Lai et al., 2010, s. 150). Predominance kostní demineralizace v distálním femuru a proximální tibii může být vysvětlením, proč právě tato místa jsou preferenčními oblastmi zlomenin. Tyto fraktury mohou být asymptomatické, vedou ale ke komplikacím jako jsou dekubity, vznik svalku nebo zvýšení spasticity a vyžadují dlouhodobou imobilizaci. Během několika posledních desetiletí se mnoho studií zabývalo problematikou osteoporózy, výsledkem jsou dva hlavní terapeutické přístupy – jedním je aplikace mechanického stimulu na kostní tkáň, druhým je použití medikace.

Neurologická léze s následnou imobilizací vede k dramatické redukci ve svalové kontrakci a redistribuci tažných sil aplikovaných na skelet, což hraje v neprospěch kostních segmentů, jenž za normálních okolností nesou váhu těla. Logickou cestou, jak zmírnit kostní ztrátu vyplývající z této situace, je vyvinout takové rehabilitační techniky, které mohou mechanicky restimulovat kostní segmenty tak, aby v co nejvyšší možné míře mohlo dojít k obnově fyziologických a biomechanických podmínek v kostní tkáni.

(Maimoun et al, 2006, s. 203-205); (Lai et al, 2010, s. 150); (Giangregorio, McCartney, 2006, s. 490-491)

3.3.2 Vliv funkční elektrické stimulace na kostní tkáň

FES produkuje svalovou kontrakci a tím i tenzi na kostní aparát. U pacientů, kterým byla aplikována FES na m. quadriceps 1 hodinu denně, byl pozorován významný nárůst kostní density v distálním femuru i proximální tibii. Distální femur a proximální tibia korespondují s anatomickými úpony stimulovaného svalu. Nicméně po

redukci FES tréninku došlo k opětovnému poklesu kostní hmoty. (Maimoun et al, 2006, s. 206)

Dobře kontrolovaná FES může mít pozitivní efekt na kostní hustotu. Nicméně, tento efekt je lokalizován na specifické části skeletu, a úplná obnova kostní hustoty nebyla nikdy prokázána. Avšak většina studií byla prováděna u pacientů s chronickým SCI (více než 1,5 roku po zranění), u kterých již kostní ztráta dosáhla významné úrovně. Většina vědců se shoduje, že rapidní ztráta BMD nastává zejména v prvních šesti měsících po vzniku zranění. Proto je k prevenci osteoporózy a vzniku patologických fraktur nutná včasná intervence. Minaire (in Maimoun et al, 2006, s. 206) naznačuje, že možnost kostní obnovy se ztrácí asi 6 měsíců po vzniku zranění. (Lai et al, 2010, s. 150); (Maimoun et al, 2006, s. 206)

Jedna ze strategií prevence kostní ztráty v ochrnutých končetinách je aplikace FES cycling (functional electrical stimulation cycling exercise, FESCE). Výsledky studií ukazují, že následkem FES cycling dochází ke specifickým změnám BMD v určitých částech skeletu. Malý, anebo žádný efekt na BMD je udáván v bederní páteři, kyčli a proximálním femuru. Naopak vzestup BMD byl prokázán v proximální tibií a distálním femuru. (Lai, 2010, s. 150); (Frotzler et al, 2008, 282-285)

Výrazný vzestup BMD v distální tibií po FESCE byl prokázán ve studii Asheové et al. (2010, s. 70-71). Stejně jako ve své proximální části, i na distálním konci je tibia tvořena zejména trabekulární kostí a jen tenkou vrstvou kortikalis, a proto je zde metabolická aktivita vyšší. Existují dva mechanismy, které mohou vést ke vzestupu BMD v této lokalitě: FESCE zvyšuje průtok krve dolními končetinami a tím ovlivňuje změny v kostní tkáni, anebo jsou tyto změny způsobeny tlakem pedálu na chodidlo v průběhu pohybu.

Zajímavým zjištěním byl také fakt, že u pacienta s ISCI byly významnější změny po FESCE pozorovány na straně končetiny, která měla částečně zachovanou motorickou funkci. (Ashe et al. 2010, s. 71).

Při porovnání změn v BMD v obou tibiích při unilaterální elektrické stimulaci m. soleus bylo prokázáno, že mechanické zatížení pomocí aktivace svalu zachovává jinak ubývající BMD. Tento kost-šetřící efekt se však týká pouze posteriorního regionu tibie, tj. tam, kde m. soleus bezprostředně působí na kost. Hodnoty BMD v anteriorním regionu se nijak výrazně neliší od hodnot nestimulované končetiny. (Dudley-Javoroski, Shields, 2008, s. 227-238)

Dle Dudley-Javoroské a Shieldse (2008, s. 288-289) se očekává, že trabekulární kost, která je více metabolicky aktivní než kortikalis, bude snadno reagovat na stimulaci zatížením. Zároveň podtrhují důležitost dózování zatížení. Uvádí, že pro zmírnění poklesu BMD je důležitá fyziologická velikost zatížení. Determinací optimálních hodnot zatížení pro zachování BMD v ochrnutých končetinách se nadále zabývají.

Podle Giangregoriové a McCartneyho (2006, s. 494) jsou efekty FES na kostní tkán v akutním i chronickém stadiu neprůkazné.

3.4 Elektrická stimulace a ortostatická hypotenze

Ortostatická hypotenze (OH) je komplikací pro pacienty s SCI na cervikální, nebo vyšší thorakální úrovni. Změna polohy směrem k vertikále vyvolává pasivní posun krevního objemu od hrudní oblasti směrem k roztažitelným žílám splachnické oblasti a oblasti dolních končetin. Pacienti s SCI, kteří mají postiženou aktivitu sympatiku a kompletně ochrnuté svaly pod úrovní léze, mají významně pozměněnou distribuci krevního objemu a tím hodnoty krevního tlaku (TK). Tato patologická redistribuce je ovlivněna dvěma základními chybějícími mechanismy: sympaticky zprostředkovanou vazokonstrikcí a účinkem svalové pumpy. Klesá žilní návrat, dochází k menšímu protažení myokardiálních vláken a tím klesá síla jejich kontrakce (Frank-Starlingův zákon). Následkem je snížení arteriálního TK. Pacienti s SCI mají průměrně o 15mmHg nižší jak systolický (TKs), tak diastolický (TKd) krevní tlak. Obvykle trpí posturální hypotenzí a nejsou schopni překonat vliv gravitace při změnách polohy. Vzpřímená poloha u nich může vyvolat symptomy ortostatické intolerance – závrať, nebo synkopy. OH může být tedy pro pacienty významným faktorem, jenž omezuje aktivní účast pacienta v procesu rehabilitace a může zhoršovat následky imobilizace a rozvoj sekundárních komplikací.

Častým postupem v terapii OH jsou ortostatické tréninky s použitím vertikalizačního stolu. Účelem naklápění je překonat ortostatické reakce na zvýšení polohy. Udržování vzpřímené polohy minimalizuje komplikace odvislé od dlouhotrvajícího klidu na lůžku. Faktem ale zůstává, že pro toleranci vzpřímené polohy bez ortostatických symptomů je vyžadována určitá doba adaptace. U paraplegických pacientů dochází k toleranci obvykle do jednoho týdne, u tetraplegických pacientů do dvou až tří týdnů. Zcela výjimečně mohou být vyžadovány až měsíce tréninku. Alternativou může být použití ES v kombinaci s ortostatickým tréninkem.

3.4.1 Elektrická stimulace v kombinaci s ortostatickým tréninkem

Chao a Cheing (2005, s. 1427-1433) svou studii zaměřili na zhodnocení vlivu ES aplikované na svalové skupiny dolních končetin během posturálního tréninku na nakloněné rovině. 16 účastníků s akutní i chronickou SCI, s lézí na úrovni C3 až C7, bylo podrobena testování ortostatického tréninku na nakloněné rovině s a bez aplikace FES na čtyři svalové skupiny dolních končetin: mm. gastrocnemii, m. tibialis anterior, m. quadriceps femoris a hamstringy. Intenzita stimulace byla přizpůsobena tak, aby byly produkovány silné, viditelné a palpovatelné kontrakce každé stimulované svalové skupiny. Nejprve byla vyvolána simultánní kontrakce mm. gastrocnemii a m. tibialis anterior, následovala současná kontrakce všech čtyř svalových skupin najednou. Taková stimulační frekvence simulovala zapojení mechanismu svalové pumpy a zároveň nevyvolávala pohyb dolních končetin.

Naklápěcí manévr sestával ze série čtyřminutových intervalů pro jednotlivé úhly náklonu– od 0° vždy po 15ti stupních až k 90°. Ve vzpřímené pozici byl pak pacient udržován tak dlouho, dokud neuběhla doba 60 minut od začátku ortostatického manévru. V případě akutní hypotenze pod 60mmHg TKs a 40mmHg TKd nebo přítomnosti subjektivně vážných symptomů ortostatické intolerance byl test předčasně ukončen.

Výsledky studie ukazují, že během ortostatického manévru dochází u pacientů se SCI k poklesu arteriálního TK a vzrůstu srdeční frekvence. Aplikace FES aktivuje fyziologickou svalovou pumpu prostřednictvím intermitentních svalových kontrakcí, které ovlivňují povrchový i hluboký žilní systém dolních končetin. Zvyšuje se žilní návrat, zvýšené plnění srdeční komory v diastole je kompenzováno zvýšením vypuzeného objemu v systole. Hodnoty TK jsou stabilnější, k udržení adekvátního srdečního výdeje nemusí dojít k výraznému zvýšení srdeční frekvence.

Aplikace FES v průběhu ortostatického manévru tedy zmírňuje pokles TK, a tím i redukuje kompenzační vzestup srdeční frekvence. Pacienti jsou schopni zaujímat častěji vzpřímenou polohu a vydržet v ní po delší časový úsek bez symptomů ortostatické intolerance. (Trojan, 1999, s. 170-171); (Chao, Cheing, 2005, s. 1427-1433)

Výsledky obdobných studií taktéž podporují hypotézu, že použití ES je efektivní pro udržování TKs, TKd i srdeční frekvence během ortostatického tréninku. Např. Elokda et al. (2000, s.535 – 542) zkoumali změny TK a srdeční frekvence při

ortostatickém manévru na nakloněné rovině s a bez aplikace EF bilaterálně na m. quadriceps femoris a m. triceps surae.

3.4.2 Elektrická stimulace abdominálních svalů v terapii ortostatické hypotenze

Taylor et al. (2002, s. 34 – 36) se ve své případové studii používá k ovlivnění posturální hypotenze ES abdominálních svalů. Pacient s lézí C3/4, trpící chronickou posturální hypotenzí, měl významné potíže zejména po jídle. Studie uvádí, že stimulace břišních svalů vede ke zvýšení intraabdominálního tlaku. Zvyšuje se tlak uvnitř venae cavae a tím žilní návrat. Stejně jako v případě stimulace svalů dolních končetin, zvýšený žilní návrat prostřednictvím Frank-Starlingova zákona ovlivňuje tepový objem a tím hodnoty TK. Vzhledem k přínosnému vlivu nejen na posturální hypotenzi, ale i na expirační funkce břišních svalů, používá pacient trvale zařízení pro tuto formu ES. V průběhu celého dne, a zejména v časovém období po jídle, je možné regulovat TK. Kvalita života pacienta je významně vyšší, než bez používání ES.

3.5 Kardiorespirační benefity elektrické stimulace

3.5.1 Fyzická dekonidice spinálních pacientů

Fyzická dekonidice vyplývající z následků SCI přispívá ke vzniku sekundárních komplikací a komorbidit, jako jsou kardiovaskulární onemocnění, vyšší procento tuku a nižší objem aktivní hmoty. Aerobní cvičení je považováno za možnou prevenci vzniku těchto onemocnění. Začlenit pravidelné cvičení do denních aktivit může být však velmi komplikované, jednak pro sníženou dostupnost následkem poškozené schopnosti pohybu, jednak pro nedostatek vybavení pro sporty vozíčkářů. Paraplegici jsou také často odkázáni na cvičení horních končetin, které je méně efektivní ve tvorbě oxidačního stresu, než cvičení dolních končetin. Optimální oxidační stres je podmínkou pro docílení zdravotních benefitů. Mimo jiné jsou pak tito pacienti náchylní ke zraněním horních končetin z přetížení.

Všechny tyto potíže nakonec vedou ke snížené schopnosti provádět běžné denní činnosti a zvyšují riziko sekundárních komplikací.

Pravidelní fyzické cvičení hraje klíčovou roli v prevenci obezity, kardiovaskulárních onemocnění a diabetes mellitus 2. typu (DM II.) Je prokázáno, že fyzicky aktivní pacienti s SCI jsou na tom v mnoha zdravotních ohledech lépe, než

inaktivní pacienti. Obecně mají pacienti s SCI 3 až 5krát vyšší riziko vzniku DM II., a o 60% vyšší riziko infarktu myokardu, ve srovnání se zdravou populací.

Kardiovaskulární kontrola během cvičení je ovlivněna různými faktory, např. autonomní inervací srdce, jenž je u pacientů s vysokou lézí částečně poškozena. Následná limitace srdečního výdeje ovlivňuje toleranci zátěže. Významná redukce svalové hmoty, kterou je pacient schopen aktivně zapojit, limituje spotřebu kyslíku. (Hettinga, Andrews, 2005, s. 826-827)

3.5.2 Kardiorespirační benefity funkční elektrické stimulace

FES je technikou, která aktivuje ochrnuté svaly. Pravidelné používání FES zlepšuje cirkulaci, kromě toho aktivace velkých svalových skupin může zvýšit venózní návrat a zamezit stagnaci krve v dolních končetinách. Tím může být zvýšena pohybová kapacita horní části těla. Při tréninku dochází ke zvýšení spotřeby kyslíku, zvyšuje se srdeční i dechová frekvence. Dlouhodobější terapie vede ke zvýšení maximální spotřeby kyslíku (VO_2 max), zvyšuje se i maximální srdeční frekvence dosažená při výkonu. Zvyšuje se také odolnost proti únavě. (Davis, Hamzaid, Fornusek, 2008, s. 627-628); (Hettinga, Andrews, 2005, s. 833, 836-837)

Pro kardiovaskulární trénink byly vyvinuty tři typy použití FES: FES-cycling, FES-hybridní cvičení (FES-cycling kombinované s aktivitou horních končetin), a FES-veslování (prováděné na standardních veslovacích trenažérech upravených pro FES).

Z přehledu dosavadních studií vyplývá, že FES-veslování a FES-hybridní cvičení by měly být preferovanými modalitami pro optimální redukci rizika obezity, kardiovaskulárních onemocnění a DM II.. Během těchto typů tréninku se průměrná submaximální spotřeba kyslíku blíží hodnotám, které byly definovány pro běžnou populaci jako měřítko vhodné intenzity zátěže pro získání zdravotních benefitů (tj. 21 ml O_2 / kg hmotnosti/min). Ačkoli nejsou zatím přesně definována tato data pro populaci s SCI, zdá se přijatelné převzít doporučení pro běžnou populaci. Intenzity dosažené během FES-cycling mohou proto být nedostatečné.

Výsledky ukazují, že FES-veslování a FES-hybridní cvičení zvyšuje celkový výdej energie asi o třetinu oproti stejně dlouhému tréninku FES-cycling. Tak by mohlo dojít k výraznému šetření času, což může být pro mnoho pacientů významnou výhodou. (Hettinga, Andrews, 2008, s. 827-837)

Vzhledem ke svalové dysbalanci v oblasti ramenního pletence u uživatelů mechanického vozíku se zdá být FES-veslování velmi vhodným způsobem tréninku. U těchto pacientů často převažuje aktivita protraktorů ramenního kloubu, přičemž FES-veslování se ukázalo být efektivním způsobem, jak zapojit oslabené retraktory. (Olenik et al. in Hettinga, Andrews. 2008, s. 833)

3.5.3 Trénink chůze pomocí funkční elektrické stimulace a kardiorepirační benefity

Jacobs et al. (in Nightingale et al., 2007, 648-649) po 11ti týdnech tréninku chůze pomocí FES zhodnotili vzestup v kapacitě pracovního výkonu horních končetin, vzestup VO_2 max, vzestup maximální srdeční frekvence a lepší odolnost proti únavě. Naopak Brissot et al. (in Nightingale et al., 2007, 648-649) ve své případové studii nepozoroval žádné změny v VO_2 max ani v maximální srdeční frekvenci. Nicméně tyto studie lze jen těžko porovnávat vzhledem k odlišné metodologii, malému počtu zúčastněných pacientů a různé délce intervence.

3.5.4 Jiné varianty použití elektrické stimulace pro získání kardiorepiračních benefitů

Předchozí výzkumy naznačují, že FES nabízí pacientům s SCI odpovídající aerobní stimulaci k získání zdravotních benefitů. Tréninky pomocí FES-systémů mají však tu nevýhodu, že v nemocničním prostředí bývají časově náročné pro pacienta i pro terapeuta, a systémy pro domácí použití jsou často velmi drahé. Proto byla vyvinuta alternativní forma neuromuskulární elektrické stimulace (NMES), která přináší obdobné výsledky.

Tato forma stimulace používá nízké frekvence (5 Hz) a vyvolává rychlé, rytmické kontrakce velkých svalů dolních končetin. Velké povrchové elektrody jsou umístěny bilaterálně na proximální a distální část m. quadriceps femoris a stejně tak na hamstringy. Vzniká tak dojem chvění svalů v oblasti stehna. Fyziologickou odpovědí je vyšší spotřeba kyslíku stimulovanými svaly.

Po 6ti týdnech pravidelného tréninku NMES dochází ke zvýšení VO_2 max a ke zlepšení tolerance zátěže. Byl prokázán i malý úbytek tuku a malý nárůst aktivní hmoty. Pacient tuto formu tréninku hodnotil velmi pozitivně, byl nenáročný pro domácí použití. Kromě toho je vybavení pro tuto formu NMES relativně menší a levnější než pro FES-

LCE a je relativně snadné pacientovi vysvětlit režim domácí aplikace. Pacient může při tréninku zaujmout takovou polohu, která je mu pohodlná. (Mc Cormack et al., 2010, s. 30-34)

3.6 Využití elektrické stimulace v respirační problematice

3.6.1 Respirační komplikace pacientů s míšní lézí

Pacienti s míšním poraněním jsou velmi často náchylní k respiračnímu onemocnění. Respirační infekce jsou u nich jednou z nejčastějších příčin úmrtí. (Strauss et al., 2006, s. 1083), (DiMarco, 2005, s. 273). DeVivo (in Lee et al, 2008, s. 78) uvádí respirační problematiku jako vedoucí příčinu úmrtí během akutní fáze (1.-2. týden po vzniku poranění), což ve výsledku znamená až 28% úmrtí spinálních pacientů v 1. roce od poranění. Přestože se v klinickém světě rozšířily principy respirační fyzioterapie, využití nových technologií i farmakoterapie, výskyt respiračních onemocnění zůstává vysoký, a to zejména v důsledku ztráty kontroly nad respiračními svaly. V důsledku ochrnutí respiračních svalů vznikají predispozice k respiračním komplikacím. Braverman (2001) uvádí tyto komplikace: restriktivní onemocnění plic, neefektivní kašel až jeho úplné chybění, atelektáza jako důsledek retence bronchiální sekrece, chronická aspirace a komplikace spojené s imobilitou pacienta. Tito pacienti jsou pak většinou uměle ventilováni.

3.6.2 Fyziologie a patofyziologie kašle

Kašel je složitý fyziologický obranný reflex, jenž napomáhá udržovat volně průchodné dýchací cesty. Mechanický podnět, jako např. vdechnutí cizí částice nebo nahromadění hlenové sekrece, dráždí receptory tusigenních zón v průduškách a trachee. Po nádechu je uzavřena hlasivková štěrbina, intratorakální tlak stoupne a po náhlém uvolnění hlasivkové štěrbiny jsou proudem vzduchu dýchací cesty pročištěny. (Trojan, 1999, s. 218); (Véle, 2006, s. 233). Kromě mechanických receptorů se v dýchacích cestách vyskytují i receptory chemické, citlivé především na škodlivé plyny a páry. Aferentní impulsy se do centra kašle v CNS dostávají primárně cestou n. vagus, eferentace je zajištěna prostřednictvím n. phrenicus a dalších míšních motorických nervů (Boitano, 2006, s. 914).

Kašel lze rozdělit do tří fází, na jejichž koordinovaném sledu závisí efektivita kašle : fáze inspirační, tlaková, a expulzivní. Vdechování větších objemů prodlužuje vlákna expiračních svalů a tím dochází k facilitaci následné kontrakce. V tlakové fázi nastupuje koordinovaná kontrakce expirační muskulatury spolu s uzavřením hlasivkové štěrby. V expulzivní fázi se hlasivková štěrbina prudce rozevře, tlak v dýchacích cestách klesá, zatímco s pokračující svalovou kontrakcí se zvyšuje pleurální i alveolární tlak. Následkem vyššího intratorakálního tlaku ve vztahu k transmurálnímu tlaku dýchacích cest dochází k dynamické kompresi centrálních dýchacích cest. Účinek dynamické komprese zvyšuje rychlost proudění vzduchu. Tato vysoká rychlost ve stlačených dýchacích cestách podporuje uvolnění hlenového sekretu. Expirační průtok a dynamická komprese jsou základními prvky ovlivňujícími efektivitu kašle.

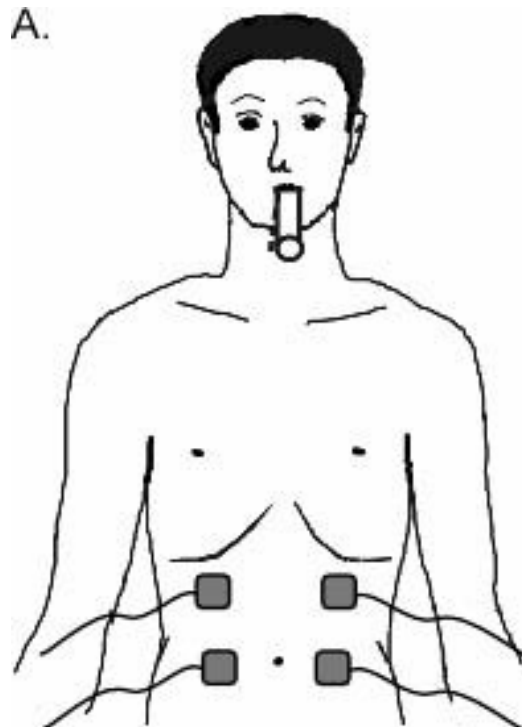
Zejména pacienti s vysokou lézí, jenž mají postižené trupové svalstvo včetně břišní muskulatury, postrádají schopnost efektivně kašlat. Slabost expiračních svalů snižuje expulzivní síly. Neschopnost vytvořit adekvátní expirační tlak – bez ohledu na vdechovaný objem vzduchu – vede k nižšímu dynamickému tlaku v dýchacích cestách a nižšímu výdechovému průtoku. Hlenový sekret se hromadí v dýchacích cestách, poskytuje půdu pro bakteriální kolonizaci a tím se stupňuje riziko pneumonie nebo atelektázy. Výsledkem může být respirační insuficience a v těžkých případech až respirační selhání. (Braverman, 2001); (Boitano, 2006, s. 914-1916); (Schilero et al., 2009, s. 129 – 132)

3.6.3 Aktivace expiračních svalů pomocí funkční elektrické stimulace

V roce 2008 byla zveřejněna případová studie zabývající se užitím FES k potenci efektivního kašle a následné dekanylaci. Pacient s míšní lézí na úrovni segmentu C4 (C dle ASIA protokolu) byl 8 měsíců po úrazu stále v nepřetržité péči jednotky intenzivní péče. Vzhledem k opakovaným respiračním infekcím, jež byly způsobeny neschopností produkovat efektivní kašel, musel být pacient často odsáván přes tracheostomickou kanylu. Došlo ke zpoždění procesu rehabilitace.

Pacient podstoupil terapii elektrickou stimulací, opakující se denně po čtyři týdny. Trénink kašle probíhal vždy 20 až 30 minut. Elektrická stimulace byla aplikována prostřednictvím dvou párů povrchových elektrod umístěných anteriorně na břišní stěnu sedícího pacienta (Obrázek 1). Stimulace probíhala vždy 4 vteřiny, poté

byla 4 vteřiny pauza. V průběhu čtyř sekund, kdy stimulace neprobíhala, pacient nadechoval zhruba do celkové plicní kapacity (total lung capacity, TLC). Těsně před začátkem stimulace uzavřel glottis a držel ji zavřenou po dobu dvou až tří vteřin a asi vteřinu před koncem stimulace zahájil kašel. Poté vždy jeden cyklus odpočíval.

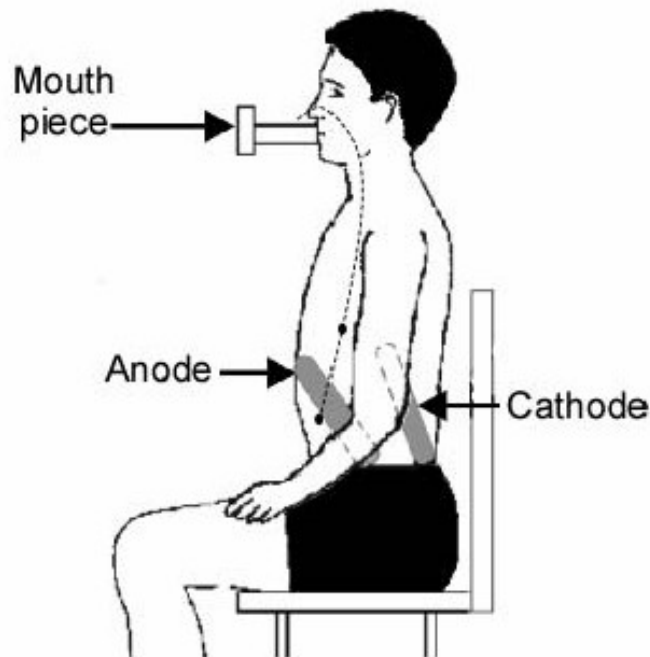


Obrázek 1: Anteriorní umístění elektrod (Lee et al., 2008)

Po dvou týdnech terapie pacient již dále nemusel být odsáván, byl schopen řídit odstraňování hlenové sekrece pomocí volního a asistovaného kašle a ES. Po třech týdnech terapie byla tracheostomie odstraněna, čímž bylo umožněno zahájení rehabilitace.

Přibližně po roce od propuštění z nemocnice byl pacient podroben novému testování. Elektrody byly tentokrát umístěny posterolaterálně. (Obrázek 2). Dle výsledků je toto umístění elektrod 2-3krát účinnější vzhledem ke kontrakci břišních svalů.

Z této studie vyplývá, že použití povrchové elektrické stimulace může mít pozitivní vliv na produkci efektivního kašle a tím přispívat k hygieně dýchacích cest a následné dekanylaci. Zároveň je zde zdůrazněna výraznější efektivita použití posterolaterální pozice elektrod oproti anteriorní. (Lee et al., 2008, s. 78 – 81)



Obrázek 2: Posterolaterální umístění elektrod (Lee et al., 2008)

Taylor et al. (2002, s. 34 – 36) se ve své případové studii také zaměřuje na abdominální elektrickou stimulaci. Kromě augmentace kašle u pacienta se soustřeďuje především na vliv ES na krevní tlak (viz dále). Pacient s lézí C3 je závislý na ventilátoru, před započítím terapie pomocí ES jeho stav vyžadoval odsávání a manuální asistenci při kašli. Při denním užívání přístroje pro ES se stal nezávislým na jiné dopomoci pro účely odhlenění. Odsávání ani manuální asistence již není nutná. Měření ukázalo zvýšení vrcholového expiračního průtoku (peak expiratory flow, PEF) při použití ES.

Obě studie představují jako jeden z možných negativních dopadů vznik autonomní dysreflexie (viz výše), a to jednak dráždivým podnětem stimulace samotné, jednak působením zvýšeného intraabdominálního tlaku na močový měchýř.

3.7 Syndrom kaudy a konus-kauda syndrom

3.7.1 Syndrom kaudy

Jak již bylo řečeno, spinální mícha končí mezi prvním a druhým bederním obratlem. Pokud je mícha porušena kaudálně od segmentu L1, nejedná se o lézi horního

motoneuronu, ale o poruchu míšních kořenů, které tvoří cauda equina. (Pfeiffer, 2007, s. 181)

Objevuje se syndrom kaudy (cauda equina syndrome, CES). Obvykle je CES spojen s lumbosakrální hernií, může být ale i následkem traumatického poranění v oblasti thorakolumbálního přechodu. Thorakolumbální přechod je oblast páteře náchylná k traumatickému poranění. Mezi mechanismy poranění patří jak tupé trauma, způsobené např. při dopravní nehodě, tak penetrující poranění, např. střelné či bodné. Traumatické léze v oblasti cauda equina jsou charakterizovány akutní neurologickou symptomatologií, což bývá oproti postupnému zhoršování způsobenému hernií disku prognosticky horší. Pacienti s lézí pod tímto segmentem mohou trpět symptomy lumbosakrální radikulopatie.

Dochází k poruše sfinkterových funkcí, hypestezii až anestezii vnitřní strany stehna (typ jezdeckých kalhot), perigenitální a perianální oblasti. Klinickému obrazu dominují spontánní, kořenové bolesti vystřelující do dolní končetiny. Může se objevit i periferní motorická obrna na dolních končetinách. Všechny příznaky bývají asymetrické. (Pfeiffer, 2007, s. 49); (Harrop, Hunt, Vaccaro 2004, s. 19 – 21)

Močový měchýř je chabý, nelze jej reflexně vyprazdňovat. Zde je na místě elektrická stimulace m. detrusor, pomocí elektrostimulátoru přikládaného na stěnu břišní. Pod fascií podbřišku je implantován přijímač, jenž je spojen s elektrodami implantovanými na periferní nervovou pletě presakrálně. (Hanus, 2005, s. 45)

3.7.2 Konus-kauda syndrom

Současně s poraněním míšních kořenů může být porušen i conus medullaris. Conus medullaris představuje distální část spinální míchy. Nachází se v těsné blízkosti nervových kořenů tvořících cauda equina. Poranění v této oblasti proto často obnáší kombinaci symptomů léze jak horního, tak dolního motoneuronu. Tento stav se nazývá konus-kauda syndrom a je charakterizován chabou paraparézou dolních končetin, poruchou citlivosti, bolestí, areflexií močového měchýře a střev a sexuální dysfunkcí.

Míšní poranění, zejména v případě, že došlo k poškození i spinálního motoneuronu, způsobuje rapidní úbytek svalové hmoty a kontrakční síly svalu. Dlouhotrvající ireverzibilní denervace je doprovázena mnohými strukturálními, biochemickými a fyziologickými změnami. Kontraktilní složka svalu je nahrazována tukovou a vazivovou tkání.

Při poškození kaudy dochází k ireverzibilní ztrátě nervového zásobení svalů dolních končetin a tím k výrazné svalové atrofii a následným sekundárním komplikacím (dekubity, demineralizace kostí). (Kern et al, 2005, s. 44); (Bizzarini et al, 2009, s. 163)

Již 6 měsíců po vzniku SCI jsou denervované svaly jen velmi omezeně dráždivé pomocí standardních stimulačních systémů. V minulosti byla veškerá pozornost věnována použití FES k obnově pohybu končetin u pacientů s lézí horního motoneuronu. Výsledky některých klinických prací však podporují myšlenku, že k určitému stupni obnovy svalové hmoty i síly může vést aplikace FES na denervované svaly (Bizzarini et al, 2009, s. 163-167). (Kern et al, 2005, s. 43-54)

Dle Kerna et al. (2005, s. 52) vede použití FES k významným změnám v denervovaných svalech. Zvětšuje se průměr svalových vláken i celkový podíl svalových vláken na průřezu svalu. Elektronová mikroskopie ukazuje změny v kontraktilní složce samotného svalového vlákna. Tyto morfologické změny vytváří strukturální základ pro obnovení kontrakční síly svalu. Během aplikace FES na m. quadriceps dosahuje svalová síla takových hodnot, že je pacientovi umožněn asistovaný stoj. Po roce pravidelného FES tréninku jsou pacienti schopni se samostatně postavit, pokud je elektrickým stimulem vyvolána kontrakce m. quadriceps a částečně si dopomáhají oporou o horní končetiny. Ve chvíli, kdy pacient stojí, stimulovaný m. quadriceps zajišťuje extenzi kolenního kloubu, zatímco horní končetiny nemusí být použity k opoře, ale pouze k udržování rovnováhy.

Hesse, Werner a Bardeleben (2004, s. 346-352) se ve své případové studii věnovali tréninku chůze pomocí FES u pacienta po ISCI. Pacient s chabou paraparézou po inkompletní lézi na úrovni L1/L2, slabší levostrannou dolní končetinou, byl před terapií schopen chůze s ortézami pro oba hlezenní klouby a s pomocí dvou terapeutů. Vzhledem k mimořádně zkrácené době stojné fáze na levé dolní končetině byla chůze výrazně asymetrická. Po pěti týdnech tréninku chůze pomocí FES byl schopen samostatné chůze bez pomoci terapeuta, pouze s ortézami a chodítkem. Vzdálenost, kterou byl schopen ujít, se zvýšila téměř 9krát, rychlost chůze se zvýšila 4krát. Analýza chůze prokázala výraznou změnu v symetrii chůze, způsobenou prodloužením stojné fáze na levé dolní končetině.

3.8 Funkční elektrická stimulace a horní končetiny

Významným rehabilitačním objevem je umožnění úchopové funkce ruky tetraplegickým pacientům. Tetraplegičtí pacienti jsou závislí na asistenci pro většinu denních aktivit, od přijímání potravy, přes oblékání, po péči o osobní hygienu. Dlahy a adaptabilní vybavení můžou nabídnout limitovaný stupeň nezávislosti, nicméně z mnoha důvodů není snadné je používat. Kromě toho často obvykle vyžadují asistenci pro nasazení i odstranění.

FES umožňuje pacientům s vysokou lézí rekonstruovat úchopový pohyb a tím poskytuje pacientům možnost zdokonalení aktivit denního života (activities of daily living, ADL) .

První neuroprotéza pro horní končetinu byla vyvinuta v roce 1960, používala povrchové elektrody k otevření a uzavření dlaně. Tento průkopnický vynález vedl k vývoji a klinickému testování povrchových, perkutánních i implantovaných úchopových systémů. Primární cílovou populací pro většinu těchto neuroprotéz byli pacienti s SCI. (Shimada et al, 2003, s. 91-92); (Peckham, Knutson, 2005, s. 333)

Komerčně dostupným povrchovým systémem je tzv. Handmaster (Obrázek 4). Skládá se z nastavitelých ortéz pro zápěstí s vestavěnými pěti elektrodami, které aktivují svaly prstů. Zmáčknutím spínače na kontrolní jednotce systému dochází ke spuštění přeprogramované sekvence otevření/zavření ruky. Bylo experimentálně ověřeno, že pacienti, jenž používají tento systém, nejen že jsou schopni zvládnout některé ADL, které bez něj nezvládali, ale zároveň dochází i ke zvýšení síly stisku a pohybu prstů.

Rozvoj úchopové funkce se odráží ve schopnosti uchopit více předmětů, bezpečněji přemísťovat předměty, manipulovat s předměty nezávisle na poloze předloktí, nebo použít jednostranný úchop namísto bimanuálního. Ovšem pro úspěšný úchop a transfer předmětů v ADL je nutná dostatečná motorická funkce proximálních svalů paže, jenž zabezpečují flexi lokte a flexi, abdukci a extenzi ramenního kloubu. (Peckham, Knutson, 2005, s. 334); (Mangolda et al., 2005, s.1-13)

Dle Mangolda et al. (2005, s.11) je povrchový FES systém užitečnější v časných fázích rehabilitace, protože je flexibilní ve své aplikaci a nevyžaduje operační zákrok. Vysoká flexibilita, přesné umístění elektrod, stimulační programy a kontrolní zařízení jsou nutné pro přizpůsobení systému individuálním potřebám pacientů.

Dle Popoviče et al. (2001, s. 408) je výhodou Handmasteru relativně snadné nasazování a sundávání přístroje. Nevýhodou naopak může být pevná ortéza, která omezuje rozsah pohybu zápěstí – pacienti pak zejména nejsou schopni vyvinout plnou supinaci.



Obrázek 4: Handmaster systém (Snoek et al., 2000)

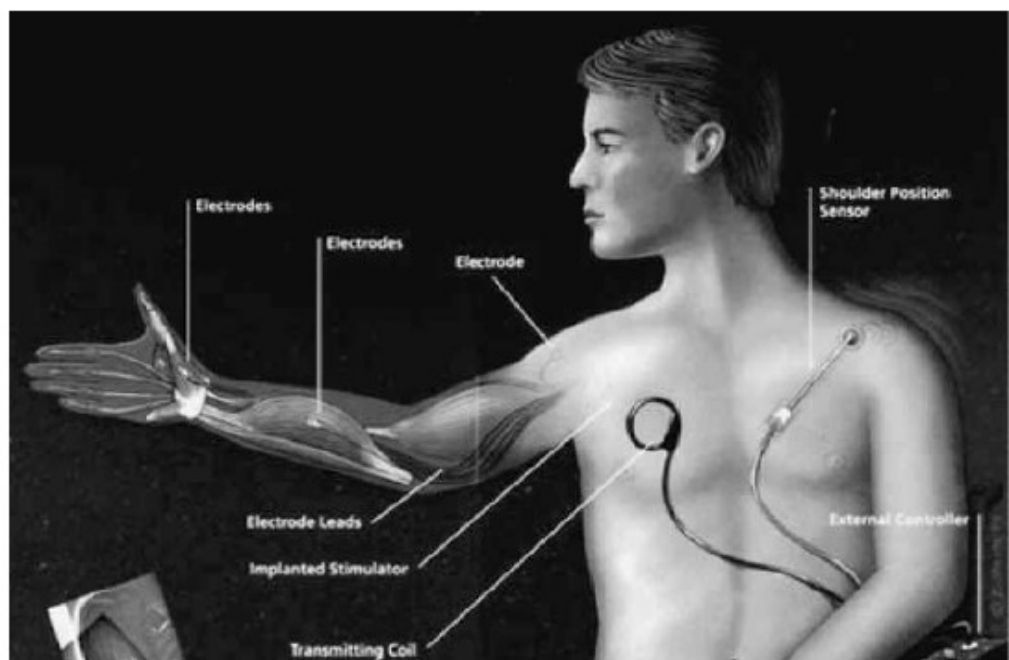
Představitelem perkutánního systému je FESMate, komerčně dostupný v Japonsku. Stimulační vzor pro úchopy a pohyby horní končetiny vychází z normálního pohybového vzoru svalové aktivace. Tento systém byl aplikován pacientům s SCI a hemiplegií, aby byly umožněny pohyby zápěstí, předloktí, lokte i ramenního kloubu, nicméně oficiální hodnocení nejsou dostupná.

V roce 2003 zveřejnili Shimada et al. (s. 91-96) výsledky případové studie, zabývající se aplikací perkutánního systému FESMate. Pacientce z lézí C6 byl systém implantován 18 měsíců od vzniku zranění. Pro rekonstrukci extenčního pohybu prstů

byly elektrody implantovány na m. extensor digitorum, m. extenzor indicis, m. extensor pollicis longus, m. abductor pollicis brevis a m. opponens pollicis. Pro rekonstrukci flekčního pohybu byly implantovány elektrody na m. flexor digitorum superficialis et profundus, m. flexor pollicis longus, m. adductor pollicis a m. interosseus dorsalis I. Díky této stimulaci byla pacientka schopna vykonat palmární a laterální úchop (tzn. úchop mezi palcem a mediální stranou ukazováčku) a tím i významně zvýšila svou nezávislosti v ADL.

Implantovaný systém, tzv. Freehand (Obrázek 4), byl vyvinut v USA. Umožňuje laterální a palmární úchop tetraplegickým pacientům. Sestává ze stimulátoru implantovaného v hrudníku a několika epimysiálních nebo intramuskulárních elektrod implantovaných do oblasti motorických bodů svalů ruky a předloktí. Kromě implantovaných částí obsahuje i externí komponenty – např. programovatelnou kontrolní jednotku.

Výsledky studií ukazují, že použití systému Freehand zvyšují sílu stisku u každého pacienta, a u 98% z nich umožňuje uchopit a přemísťovat více objektů. Zároveň je u každého pacienta umožněno vykonání alespoň jedné ADL s větší nezávislostí, než bez použití systému. 91% pacientů uvádí, že Freehand zlepšuje kvalitu jejich života a 97% by doporučilo systém ostatním. (Peckham, Knutson, 2005, s. 333-337)



Obrázek 4: Freehand systém (Popovic et al., 2002)

3.9 Funkční elektrická stimulace a dolní končetiny

Od 60. let 20. století se použitím FES ke stimulaci dolních končetin zabývalo již mnoho výzkumů. Výzkumy jsou zaměřeny na různorodé přístupy, cíle i skupiny pacientů. První FES systém pro obnovu chůze u hemiplegiků a paraplegiků byl vyvinut na konci 70. let. Dnešní výzkumy se soustřeďují na tři základní cíle – prevence poklesu špičky, obnova vzpřímeného stoje a umožnění chůze.

FES systémy určené k prevenci poklesu špičky jsou určeny především pro hemiplegické pacienty po centrální mozkové příhodě. Obvykle jsou používány povrchové elektrody umístěné na m. tibialis anterior ke stimulaci n. peroneus. V Evropě je komerčně dostupný systém Footlifter.

Jiné FES systémy jsou zaměřeny na vertikalizaci ze sedu a následný transfer pacienta. Se stojem jsou spojeny určité funkční cíle – schopnost dosáhnout na předměty ve vyšších polohách, nezávislé přesuny z místa na místo anebo potřeba minimální asistence při přesunech, nebo např. možnost sociální interakce tváří v tvář s osobami v okolí. Nejčasnější studie byly zaměřeny na demonstraci stoje prostřednictvím stimulace m. glutei a m. quadriceps femoris a touto stimulací vyvolané extenze v kyčelním a kolenním kloubu. Některé pozdější studie uvádějí, že stoje lze dosáhnout i samotnou stimulací m. quadriceps femoris. Nicméně bylo prokázáno, že stimulace extenzorů kyčelního kloubu může urychlit fázi zvednutí ze sedu do stoje, a tím zmírnit celkové úsilí pacienta. Ve všech FES systémech určených k obnově stoje je nezbytné použití balančních a opěrných pomůcek, jako jsou například hole.

Posledním a také nejvzdálenějším cílem stimulace dolních končetin pomocí FES systémů je umožnit pacientům po SCI chůzi. Zatímco pro stojnou fázi krokového cyklu je stimulací m. quadriceps zajišťována extenze v kolenním kloubu, švihová fáze je zprostředkována vhodným načasováním generace flekčního reflexu (viz dále).

Všechny FES systémy určené pro obnovu stoje a chůze vyžadují přítomnost speciální konstrukce k zajištění stability pacienta (Obrázek 5). Stoj i chůze s pomocí FES vyžaduje značné množství energie. Fyzické úsilí, které musí pacient vynaložit, je přibližně 4krát až 6krát vyšší než za fyziologické situace. Je nutné zajistit jak dlouhodobé a nepřetržité formování svalové síly, tak pomocí tréninkových strategií předcházet svalové únavě. Vzhledem k těmto limitacím se nepředpokládá, že by FES systémy měly v nejbližší době nahradit používání vozíků. Předpokládá se však, že pro

relativně snazší cíle jako je stoj, transfery nebo pohyblivost na krátké vzdálenosti, by se použití FES systémů mohlo rozšiřovat. (Peckham, 2005, s. 337- 341)



Obrázek 5: Speciální konstrukce k zajištění stability pacienta

(www.njsrlaserspine.com)

FES může být jen stěží považována za novou technologii. Neuroprotézy pro chůzi jsou v rehabilitaci užívány již desítky let a přínosy spinálním pacientům jsou široce publikovány. Přesto je však tato technologie v klinické praxi jen málo používána. To může mít více příčin – kliničtí pracovníci mohou FES systémy považovat za prakticky nedostupné, zbytečně časově náročné, nebo do určité míry těžkopádné. Proto je důležité vyvinout dostupnější efektivní systémy. (Thrasher, Flett, Popovic (2006, s. 361)

3.9.1 Funkční elektrická stimulace ve spojení s lokomočním tréninkem

3.9.1.1 Stimulace flexorové obranného reflexu

Flexorový reflex

Flexorový reflex je reflexem obranným – exteroceptivní podněty aktivují flexory a tím zprostředkují odtažení končetiny. Na integraci těchto reflexů na úrovni spinální míchy se podílí jednak velký počet interneuronů, jednak více míšních segmentů. Proto jsou tyto reflexy označovány jako polysynaptické a plurisegmentální. (Trojan, 1999, s. 480)

Flexorový systém je vývojově starší než systém extenzorový. Vzájemný vztah těchto dvou systémů se projevuje inhibicí flexorů extenzory. „Nepřítomnost extenzorové funkce u transverzální míšní léze způsobí, že dolní končetiny reagují na kožní podráždění primární difuzní flexorovou odpovědí (až trojflexí), což vede často ke vzniku flekčních kontraktur u těchto postižených. Za normálních okolností je tato původní flexorová převaha potlačována.“ (Véle, 2006, s. 45)

FES může být u pacientů s SCI použita k syntéze recipročního lokomočního vzoru. Stimulace extenzorů kolenního kloubu obstarává stojnou fázi krokového cyklu, švihová fáze je napodobena aktivací flekčního reflexu. Flekční reflex, vyvolaný elektrickou stimulací n. suralis, umožňuje synchronizovaný pohyb kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. Vzhledem k variabilitě a habituaci v rozsahu vyvolaného flekčního reflexu je kvalita takto vyprodukované chůze často nedostatečná. V průběhu času se může omezovat délka kroku, může dojít až k úplnému selhání iniciace švihové fáze. Dle výsledků četných studií se uplatňuje také vliv periferních faktorů prostřednictvím aferentního feedbacku. Tak mohou variabilitu flekčního reflexu ovlivnit propioceptivní a exteroceptivní kožní reflexy. Předpokládá se tedy, že aferentní aktivita vyvolaná elektrickou stimulací svalů v průběhu stojné fáze může ovlivňovat i dráhy flekčního reflexu a tím nepřímo kvalitu švihové fáze krokového cyklu.

Elektricky vyvolaná svalová kontrakce přímo i nepřímo ovlivňuje dráhy zodpovědné za flekční reflex. Přímý vliv se týká excitace aferentních nervových vláken, nepřímý (mechanický) vliv je dán proměnlivou propioceptivní reakcí na svalovou kontrakci vyvolanou FES. (Knikou, Conway, 2005, s. 640-648)

Převládá inhibiční efekt na excitabilitu reflexu a výsledkem je tedy snížení tohoto reflexu. Studie Knikoua a Conwaye (2005, s. 640-648) zdůrazňuje důležitost senzorického feedbacku v modulaci excitability flekčního reflexu. Důsledky tohoto aferentního feedbacku by při použití FES systému k podpoře chůze měly být pečlivě uváženy.

Rehabilitační efekt opakované stimulace reflexního oblouku je nejasná. (Thrasher, Flett, Popovic, 2006, s. 361)

3.9.1.2 Funkční elektrická stimulace bez aktivace flexorového reflexu

Hesse, Werner a Bardeleben (2004, s. 346-352) popsali techniku intenzivního lokomočního tréninku na elektromechanickém chůzovém trenažéru v kombinaci s FES. Pacienti s SCI, z nichž ani jeden nebyl schopen chůze buď vůbec, anebo za pomoci dvou terapeutů a současného ortotického zajištění, absolvovali pětítýdenní lokomoční trénink s FES. Trénink probíhal denně, vždy 25 minut. Stimulační elektrody byly umístěny bilaterálně na m. quadriceps femoris a na hamstringy, pod chodidly byla umístěna pohyblivá stupátka, jež podporovala pohyby dolních končetin. Došlo ke zlepšení schopnosti chůze u všech pacientů – tři ze čtyř pacientů byli schopni chůze za pomoci pouze technických pomůcek, jeden pacient vyžadoval asistenci jediného terapeuta. Analýza chůze odhalila symetričtější a dynamičtější lokomoční vzor. Rychlost chůze i výdrž se zvětšila více než dvakrát. Nezanedbatelným přínosem je také výrazně nižší úsilí terapeutů než v případě manuální asistence lokomočního tréninku.

3.9.1.3 Využití funkční elektrické stimulace v kombinaci s lokomočním tréninkem u pacientů s inkompletní míšní lézí

Thrasher, Flett a Popovic (2006, s. 358) vyslovili domněnku, že přímá stimulace motorických nervů má větší rehabilitační potenciál než stimulace reflexních oblouků. Zásadním faktem je, že pacient s ISCI kombinuje a koordinuje své vlastní, volní úsilí s elektrickou stimulací. Pokud dochází k takové koordinaci, můžou být vyvolány regenerační změny v CNS, jež ovlivňují adaptaci a formování nových nervových drah pro volní funkci.

FES-systém v podobě neuroprotézy odpovídající této hypotéze zahrnuje bilaterální stimulaci čtyř skupin svalů: m. quadriceps femoris, hamstringy a, m. triceps surae a m. tibialis anterior. Uprostřed a na konci stojné fáze jsou kontinuálně stimulovány m. quadriceps femoris a m. triceps surae. K iniciaci švihové fáze pacient stiskne spínač, který spustí přednastavenou stimulační sekvenci. Na konci této sekvence je obnovena počáteční extenze dolní končetiny a stimulátor vyčkává na další stisknutí spínače. Thrasher, Flett, Popovic (2006, s. 357-361)

Dle Baileyové et al. (2010, s. 7-16) je nemožné oddělit individuální vliv chůzového tréninku a přírůstkové efekty FES včleněné do rehabilitačního programu. Pacient s ISCI na úrovni C6, s výrazným oslabením levé poloviny těla, nebyl před terapií schopen udržet rovnováhu ve stoji bez vnější opory, s kolečkovým chodítkem a ortézou na levém kotníku dokázal urazit jen velmi limitovanou vzdálenost (méně než 30 m). K oslovení jeho primárních chůzových deficitů byly implantovány stimulační elektrody do následujících svalů: m. iliopsosas pro flexi v kyčelním kloubu, m. tensor fasciae latae pro flexi a abdukcí v kyčelním kloubu, m. gluteus medius pro abdukcí v kyčelním kloubu, zadní porce m. adductor magnus a m. gluteus maximus pro extenzi v kyčelním kloubu, m. vastus lateralis pro extenzi kolenního kloubu, m. tibialis anterior pro dorzální flexi a m. peroneus longus pro everzi v hlezenním kloubu. Stimulační program zahrnoval 4 pohybové vzory korelující s fázemi krokového cyklu: stimulaci celé skupiny extenzorů pro stojnou fázi, skupiny flexorů pro švihovou fázi, dorzálních flexorů pro švihovou fázi a extenzoru kolenního kloubu pro závěr švihové fáze a fázi stojnou. Po pravidelném denním tréninku chůze ve spojení s FES bylo u pacienta s ISCI prokázáno zlepšení v dosažené vzdálenosti i rychlosti chůze již po 36ti lekcích. Je ovšem možné, že obdobných terapeutických efektů by bylo docíleno konvenčním chůzovým tréninkem bez použití FES.

Dostupné důkazy ukazují, že použití FES-systémů pro trénink chůze (Obrázek 6) přináší nezanedbatelné zlepšení schopnosti chůze: pacienti jsou schopni pohybovat se rychleji, na delší vzdálenosti a po delší čas. Klíčovým funkčním výsledkem je snížení nutnosti asistence a zvýšení nezávislosti ve společnosti. (Hardin et al., 2007, s. 333-346); (Nightingale et al., 2007, s. 646-657); (Hesse, Werner a Bardeleben, 2004, s. 346-352)

Tento efekt je výraznější u pacientů s ISCI, zatímco u pacientů s kompletní lézí prozatím chybí definitivní důkazy pro taková tvrzení. U obou skupin pacientů je nezbytné stanovit si reálně dostupný cíl, který je u pacientů s SCI výrazně omezenější a nelze očekávat zázraky.

U pacientů s ISCI může dojít k redukci spasticity, u pacientů s kompletní lézí však důkazy o takovém efektu chybí. Zvýšení svalové síly bylo prokázáno u pacientů s kompletní lézí, zatímco u pacientů s ISCI existují zatím jen předběžné studie podporující tento efekt. (Nightingale et al. 2007, s. 646-657)



Obrázek 6: Speciální konstrukce pro lokomoční trénink pomocí FES
(www.mech.gla.ac.uk)

3.9.2 FES-cycling

Možnosti fyzické aktivity jsou pro pacienty s SCI výrazně limitovány, přesto však tito pacienti nezůstávají zcela bez možností. Na začátku 80. let 20. století byla vyvinuta technologie elektrické stimulace, jež aktivováním typických svalových skupin v přesně definovaném sledu a přednastaveném tempu vyvolává cyklický pohyb dolních končetin (electrical stimulation-induced leg cycle ergometry=ES-LCE, functional

electrical stimulation cycling exercise=FESCE, FES-cycling). FES-cycling (FES-kolo, FES šlapadlo) (Obrázek 7) využívá povrchových elektrod umístěných na typické svalové skupiny: hamstringy, m. quadriceps femoris a gluteální svaly. Rytmická kontrakce zmíněných svalových skupin umožňuje pacientům s SCI provádět šlapací pohyb. (Ashe et al. 2010, s. 68)

Častým problémem spojeným s ES-LCE je spojen s neschopností pacienta cvičit v dostatečných úrovních intenzity tak, aby docházelo k průběžným cílům ve výkonu a korespondující kardiopulmonální adaptaci na trénink. Typický trénink začíná na výkonu 0 W, po několika týdnech stoupá na 6 až 12 W. Takovéto průměrné výkony mohou vést k limitovaným odpovědím na cvičení, což může jak pacienty, tak terapeuty odradit od této terapie.

Dostupná literatura podtrhuje některé benefity ES-LCE: zvětšení objemu svalové hmoty, zlepšené kardiovaskulární zdraví, pomalejší úbytek anebo do určité míry obnova kostní hustoty. A co více, stejně jako jiná fyzická cvičení, i ES-LCE ovlivňuje v pozitivním smyslu sebehodnocení, dodává energii a v rámci možností zdravý vzhled.

Nicméně ne všichni pacienti s SCI mohou využívat EC-LCE trénink. Překážkami mohou být: nedostatečná kontraktilní odpověď na elektrickou stimulaci, autonomní dysreflexie, nesnesitelná bolest vyvolaná ES, a extrémní spasticita dolních končetin. (Tawashy, 2008, s. 164-170)

Jedním ze základních problémů ES-LCE je rychlý nástup únavy stimulovaných ochrnutých svalů. Svalová únava je dočasný pokles ve schopnosti svalu vyvíjet sílu. Kompenzovat tuto únavu lze zvýšením amplitudy proudu, které způsobí nábor pomalu unavitelných svalových vláken. Amplituda ale nemůže být zvyšována donekonečna. V kompenzaci svalové únavy existuje určité maximum, po jehož překročení výkon klesá. Časový úsek, po který je pacient schopen šlapání při konstantním výkonu, závisí na délce, kdy je amplituda proudu na submaximální úrovni. Pokud je možné prodloužit dobu trvání submaximální stimulace, výkon při šlapání může být zvýšen. To může vést k většímu tréninkovému efektu. (Donaldson et al., 2000, s. 80-82)

Dle Gerritse et al. (2000, s. 214-223) ES-LCE trénink mění funkční charakteristiky stimulovaného svalu, konkrétně m. quadriceps femoris. Již po krátkém období trénování dochází ke zvýšení rezistence proti únavě.



Obrázek 7: FES-cycling (<http://manfred-sauer.co.uk/images/rehamove-reck01sml.jpg>)

Krause, Szecsi a Straube (2008, s. 627-634) srovnávali vliv použití ES-LCE a pasivních pohybů na ergometru bez použití FES. Pasivní pohyby, i pohyby vyvolané FES, byly prováděny stejně dlouho, stejnou rychlostí a se stejnou frekvencí cyklického pohybu. Bylo zjištěno, že při současném použití FES došlo k výrazné redukci spasticity, zatímco po tréninku zahrnujícím pouze pasivní pohyby bylo snížení spasticity nižší.

Donaldson et al. (2000, s. 80-82) se zabývali myšlenkou, zda je uskutečnitelné rekreační či sportovní užití ES-LCE (Obrázek 8). Pacient s ISCI ve chronickém stadiu s poškozením na úrovni Th11/Th12 podstoupil pravidelný ES-LCE trénink. Pacientovi byla poskytnuta speciální tříkolka, vybavena jak pro domácí použití, tak pro pohyb venku. Po 15ti měsících byl prokázán vzestup ve volní funkci dolních končetin. Pacient byl schopen chůze s jedinou holí na krátkou vzdálenost, kdežto před terapií byla chůze možná jen se dvěma holemi a fixačními ortézami. Došlo ke zdokonalení některých ADL. Vzdálenost, kterou byl po této době schopen ujet, byla 10krát vyšší než při započetí terapie.



Obrázek 8: Sportovní užití FES-cycling (www.control.tu-berlin.de/wiki/images/1/18/reha_bike.jpg)

3.9.3.1 Modifikovaná technologie FES-cycling

Efektivita původní technologie ES-LCE může být značně zvýšena, a to jednak patřičnou modifikací parametrů ES, jednak přizpůsobením zapojení určitých svalových skupin.

Výsledky ukazují, že tzv. hybridní trénink, jenž představuje kombinaci cvičení horní poloviny těla a ES-LCE, může výrazně rozšiřovat odezvu na cvičení. Tato technika se jeví jako velmi užitečná pro zdokonalení centrálních kardiovaskulárních a metabolických odpovědí, zatímco stavu ochrnutých dolních končetin se nijak významněji nedotýká.

Naopak navýšení maximální hranice intenzity elektrického proudu ze 140mA na 300mA vede ke zdatnému zlepšení reakce na ES-LCE, včetně významného vzrůstu kardiorespiračních a metabolických parametrů a výkonu. Rozšíření kardiorespiračních a metabolických odpovědí na cvičení je také způsobeno přídatnou stimulací svalů bérce.

Kombinaci těchto modifikovatelných a modifikovaných parametrů používá modifikovaná ES-LCE technologie. Tím umožňuje zvýšení svalové i kardiopulmonální adaptace. (Janssen, Pringle, 2008, s. 819-30)

Studie Janssesna a Pringela (2008, s. 819-830) srovnává výsledky dosažené v kardiorespirační i metabolické oblasti a ve výkonu při použití standardní a

modifikované ES-LCE. Výsledky této studie ukazují, že modifikovaný ES-LCE systém může jasně zvýšit velikost metabolických i kardiopulmonálních odpovědí. Intervalový trénink s modifikovaným ES-LCE může vést k významnému zvýšení maximálního výkonu, vrcholových metabolických i kardiopulmonálních odpovědí, i svalové výkonnosti, oproti standardnímu tréninku.

3.9.3.2 Tréninkové protokoly

Fáze, kdy se již dále nezvyšují efekty tréninku, může být spojena s obecně používaným protokolem pro ES-LCE trénink: ten představuje více než 45 minut kontinuálního cvičení na konstantní hladině výkonu. Zdá se, že tento protokol nevede k významnému zvýšení výkonnosti. Proto je nasnadě vytvořit tréninkový program, z něhož každá lekce bude sestávat z několika vln kratšího trvání, ale vyšší intenzity.

Protože použití ES-LCE závisí jednak na fyziologickém zdraví pacienta, jednak na úspěšné odpovědi na stimulaci, screeningový protokol by měl sestávat ze dvou kroků: eliminovat ty pacienty, u kterých je známá jakákoli kontraindikace, a následně ty, jejichž odpověď na stimulaci není adekvátní. Tak jsou vybráni pacienti, kteří mohou absolvovat pravidelnou terapii pomocí ES-LCE.

V Tawashyho studii (2008, s. 164-170) je standardní doba jednoho tréninku je 30 minut, při kadenci vyšší než 35 šlápnutí za minutu (35 rpm). Zpočátku ale pacienti obvykle netolerují 30ti minutovou zátěž, proto je nutná určitá pretréninková perioda, během které si pacient vybuduje do jisté míry toleranci pro ES-LCE. Pro tuto pretréninkovou periodu však není vyvinut žádný obecný protokol.

Bylo ověřeno, že při vyšší kadenci (50 rpm) nastupuje svalová únava rychleji než při nižší kadenci (okolo 15 rpm). Proto je možné zahájit trénink při nižší kadenci, která umožní delší trvání jednotlivého tréninku, a postupně kadenci zvyšovat. Dřívější pretréninkové programy byly naopak založeny na konstantní kadenci a zvyšování odporu. (Tawashy, 2008, s. 164-170)

DISKUZE

Za prvotní problém tématiky elektrické stimulace považuji naprostou nejednotnost zahraničních a česky psaných zdrojů v oblasti terminologie. Zatímco v českých odborných zdrojích je „elektrostimulace“ specifickým pojmem pro stimulaci denervovaných svalů elektrickým proudem (na základě I/t křivky), v zahraniční literatuře pod termín „elektrostimulace“ spadá dráždění elektrickým proudem obecně. U nás je pro stimulaci inervovaných svalů zaběhnutým pojmem „elektrogymnastika“, přičemž v cizojazyčných zdrojích tento termín prakticky neexistuje. V současnosti existují na českém trhu dvě stěžejní monografie zacílené na fyzikální medicínu (Capko a Poděbradský - Vařeka), o něž se opírá výuka fyzikální terapie na vysokých školách a zároveň jsou terminologickým východiskem pro ostatní publikační činnost v českém jazyce. Považovala bych za užitečné rozšířit obecné povědomí o zahraniční terminologii už jen z toho důvodu, aby každý z fyzioterapeutů, odborných pracovníků a studentů měl možnost svůj případný zájem o danou problematiku bez větších složitostí nastudovat z cizojazyčných zdrojů.

Četné studie naznačují, že použití elektrické stimulace u spinálních pacientů může mít velmi přesvědčivé výsledky. Existuje několik specifických oblastí účinnosti ES, na které jsou povětšinou výzkumné studie zaměřeny, zároveň se setkáme i s relativně ojedinělými výzkumy, které na objektivní a vědecké zpracování teprve čekají. Velká část výzkumů sestává z případových studií (case study), které jsou vhodným východiskem pro případné následné kritické zkoumání. Bylo by vhodné zaměřit budoucí výzkumy především na vypracování statisticky hodnotnějších metaanalýz, jež svým charakterem poskytují mnohem exaktnější a objektivnější data. Bylo by tak do budoucna možné odhalit příčinu rozdílnosti závěrů jednotlivých studií a komplexně analyzovat dílčí výsledky.

Ve své práci se postupně věnuji efektivitě využití elektrické stimulace v následujících oblastech rehabilitační léčby pacientů s míšní lézí: ovlivnění svalové plasticity elektrickou stimulací, užití ES v prevenci dekubitů, vlivu ES na kostní tkáň, využití ES v léčbě ortostatické hypotenze, zisku kardiorepiračních benefitů z terapie pomocí ES, využití ES v respirační problematice a aplikaci ES na denervované svaly při lézi kaudálně od L1.

Bylo zjištěno, že u pacientů s SCI ve chronické fázi dochází ke změně v morfologii paretické části svalového aparátu (Davis, Hamzaid, Fornusek, 2008). Kromě fenotypické změny svalových vláken směrem k vláknům anaerobním (typ II) dochází ke svalové atrofii, která je u pacientů s SCI nápadná na první pohled. Zde dochází k neshodě autorů v tom, zda některá svalová vlákna atrofují preferenčně, či je proces atrofie nezávislý na typu svalového vlákna (Dudlej-Javoroski, Shields, 2008); (Ragnarsson, 2008). Dle Robertsona (2006) atrofují zejména aerobní svalová vlákna (typ I). Nicméně proces atrofizace je nesporný, stejně jako účinek použití ES na takto postižené svaly: četnými studiemi je podloženo, že pravidelnou aplikací ES je možno zlepšit až zvrátit svalovou atrofii. Zároveň použitím ES dochází k opětovnému posunu fenotypu svalových vláken od anaerobních (typ II, převažující u SCI) k aerobním (typ I), a tím je pozitivně ovlivněna unavitelnost svalu. (Davis, Hamzaid, Fornusek, 2008)

Prevence dekubitů je v populaci pacientů s SCI aktuálním problémem, ačkoli názory na vznik dekubitů nejsou jednotné. Beneš (in Jedlička, Keller, 2005) považuje v současné době vznik dekubitů za následek nedostatečné péče, naopak dle Bogie a Triolo (2003) je přes všechny podpůrné a protektivní opatření vznik dekubitů u pacientů s SCI poměrně vysoký. Jedním z míst náchylných ke vzniku dekubitů jsou oblasti sedacích hrbolů, vzhledem k permanentní vynucené poloze pacientů ve vozíku. Touto oblastí se zabývalo několik studií (van Londen et al., 2008; Bogie a Triolo, 2003; Bogie, Wang, Triolo, 2006), které svými výsledky podporují teorii, že použití ES (konkrétně aplikace na gluteální svalstvo) může být v prevenci dekubitů účelným podpůrným prostředkem. Studie prokázaly, že aplikace ES na gluteální svalstvo mění distribuci tlaku mezi hýžd'ovou oblastí pacientova těla a kontaktní plochou jak v průběhu aktivní stimulace (van Londen et al., 2008), tak dlouhodobě při pravidelném používání (Bogie a Triolo, 2003).

Je obecně známým faktem, že imobilita pacientů s SCI a nedostatečné zatížení kostních struktur tažnými silami ochrnutých svalů vede k významné ztrátě kostní hmoty. Dle Giangregoriové a McCartneyho (2006) nejsou efekty použití ES na kostí tkáň průkazné a podložené, nicméně výsledky několika novějších studií podporují hypotézu, že svalová kontrakce vyvolaná elektrickou stimulací podporuje mechanickým namáháním kostního aparátu aktivitu osteoblastů a tím vyvolává změny v kostní hustotě směrem k pozitivním hodnotám (Maimoun et al. 2006; Lai et al., 2010; Frotzler et al., 2008; Asie et al., 2010).

Komplikací pacientů s SCI na vyšší úrovni může být ortostatická hypotenze. Existují studie, jež dokládají efektivitu aplikace ES v léčbě ortostatické hypotenze (Chao a Cheing, 2005; Elokda et al. 2000; Taylor et al., 2002). Může se jednat o aplikaci ES na svalstvo dolních končetin v průběhu ortostatického tréninku (Chao a Cheing, 2005; Elokda et al., 2000), či o stimulaci abdominálních svalů (Taylor et al., 2002). V obou případech dochází ke zvýšení žilního návratu a následnému ovlivnění tepového objemu a hodnot TK (dle pravidel Frank-Starlingova zákona).

Kardiorespirační benefity užití ES jsou opět podloženy několikaletými studii (Davis, Hamzaid, Fornusek, 2008; Hettinga, Andrews, 2005). V kardiovaskulárním tréninku se jedná především o FES-cycling, FES-hybridní cvičení a FES-veslování. Srovnáním těchto tří druhů aktivity se věnovali Hettinga a Andrews (2005). Jejich výsledky ukazují, že FES-veslování a FES-hybridní cvičení zvyšují celkový výdej cca o třetinu oproti prostému FES-cycling. Nicméně přístroje pro FES-cycling jsou obecně dostupnější a je vhodné je používat ke kardiorespiračním tréninkům, které hrají klíčovou roli v prevenci obezity, kardiovaskulárních onemocnění a DM II. Diskutabilní je prozatím v této oblasti použití FES systémů v rámci lokomočního tréninku: Brissot et al. (in Nightingale et al., 2007) nepozorovali ve své případové studii lokomočního tréninku s FES ani změny ve VO_2 max, ani v maximální srdeční frekvenci. Naopak Jacobs et al. (in Nightingale et al., 2007) v případové studii v obou parametrech zaznamenal vzestup. Bylo by proto vhodné sjednotit metodologii výzkumu a zaměřit studie na větší počet pacientů.

Vzhledem k vysoké frekvenci výskytu respiračních onemocnění u pacientů s SCI bylo nasnadě věnovat se výzkumu, zda lze pomocí ES ovlivnit respirační funkce pacientů. Pacienti, jenž mají postižené trupové svalstvo (léze na vysoké úrovni), postrádají schopnost efektivně odkašlávat. Možnosti respirační fyzioterapie jsou rozsáhlé. Úkolem fyzioterapeuta je zajistit dostatečnou hygienu dýchacích cest pacienta a předcházet tak vzniku respiračních komplikací. Toho je možné dosáhnout jak manuálními technikami, tak použitím pomůcek respirační fyzioterapie (např. flutter). Možností volby je zde i aktivace expiračních svalů pomocí ES (Lee et al., 2008; Taylor et al., 2002). Obě studie představují efektivní výsledky aplikace ES: augmentace kašle a následná možnost dekanylace či nepotřebnost dřívější manuální asistence při kašli. Otázkou je, zda benefity této metody převažují nad riziky a zápory: kromě nákladnosti přístrojů pro elektrickou stimulaci je potenciální hrozbou pro pacienta vznik autonomní dysreflexie, o které se obě studie zmiňují.

Příznivé výsledky přináší i studie zaměřené na pacienty se syndromem kaudy či konus-kauda syndromem. Aplikací ES na denervované svaly může docházet k morfologickým změnám v podobě zvětšování průměru svalových vláken i navýšení celkového podílu svalových vláken na průřezu svalu. Následně dochází k obnově svalové hmoty i síly, alespoň do určité míry (Kern et al., 2005; Bizzarini et al., 2009; Hesse, Werner a Bardeleben, 2004). Tato oblast ES odpovídá českému pojetí pojmu „elektrostimulace“, kdy stimulujeme denervovaný sval po dobu regenerace periferního nervu a tím předcházíme atrofii postiženého svalu.

Použití neuroprotéz pro horní i dolní končetinu pomocí ES/FES je specifickou kapitolou. Kromě výše zmíněných benefitů, jako je vliv na měkké tkáně, svalový aparát či kostní hmotu, s sebou přináší obnova motorické funkce i řadu dalších pozitiv.

Neuroprotézy pro horní končetinu jsou průkopnickým vynálezem pro tetraplegické pacienty (s lézí od Th2 po C4). Tito pacienti jsou významně závislí na svém okolí, na elektrickém vozíku a kompenzačních pomůckách. Rekonstrukce úchopového pohybu je pro tyto pacienty průlomem v naplňování ADL. Jakkoli se dají zpochybňovat výše uvedené studie budoucími výzkumy, o přínosu neuroprotéz pro horní končetinu není pochyb. Zvýšená míra pacientovy sebeobsluhy jednak snižuje závislost pacienta na okolí, jednak přispívá k psychickému stavu a sebepojetí jedince s SCI. Existuje několik dostupných neuroprotetických systémů, které lze v základu rozdělit na systémy s povrchovými elektrodami, a s elektrodami implantovanými. Každý ze systémů má své výhody a nevýhody. Výhodou systému s povrchovými elektrodami je snadné zacházení s přístrojem, nevýhodou je pevná ortéza omezující rozsah pohybu zápěstí (Popovic et al., 2001). Nevýhodou implantovaného systému je nutnost operačního přístupu, který je vždy nežádoucím zásahem do těla pacienta; oproti tomu čtyřicetihodinová dostupnost úchopové funkce je pro pacienta s velkou pravděpodobností komfortnější.

FES systémy pro dolní končetiny se u pacientů s SCI soustředí na dvě klíčové oblasti: systémy pro vertikalizaci a transfery pacienta, a systémy užívané v rámci lokomočního tréninku. Systémy používané v rámci lokomočního tréninku lze v zásadě rozdělit na ty systémy, jenž využívají aktivaci flexorového reflexu, a systémy, jenž tento reflex nevyvolávají. Některé studie uvádějí, že je možné FES použít k syntéze recipročního vzoru pomocí flekčního reflexu (Knikou, Conway, 2005). Dle Trasher, Fletta a Popovice (2006) je rehabilitační efekt opakované aktivace reflexního oblouku pro obrannou trojflexi nejasná a větší potenciál má přímá stimulace motorických nervů.

Dle současných rehabilitačních trendů je aktivace flekčního reflexu již překonanou záležitostí, využití v rehabilitaci je považováno za zastaralé. Je obecně uznáváno, že obranná trojflexe nemá lokomoční charakter. Dostupné výzkumy podporují hypotézu, že použití FES systémů v rámci lokomočního tréninku u pacientů s ISCI umožňuje pacientům pohybovat se rychleji, po delší časový úsek, a na delší vzdálenost. To s sebou nese zvýšenou schopnost sebeobsluhy a nezávislosti. (Hardin et al., 2007; Nightingale et al., 2007; Hesse, Werner a Bardeleben, 2004) FES-cycling, další ze systémů pro dolní končetiny, je u nás nejdostupnějším prostředkem aplikace FES. Jeho použití s sebou nese všechny zmíněné benefity, zejména podporu plasticity svalové tkáně, kardiopulmonální přínosy fyzického tréninku, a ovlivnění kvality kostní tkáně zejména v místech, kde se upínají stimulované svaly. Pro pacienty s SCI je FES-cycling jedinečnou možností fyzického cvičení, které je těmto pacientům jinak jen těžko dostupné. Sama považuji FES-cycling za průkopnickou metodu zvyšování kondice spinálních pacientů, v souladu se studiemi, které tuto teorii podporují (Davis, Hamzaid, Fornusek, 2008; Hettinga, Andrews, 2005). Výzvou do budoucna je vyvinout takové tréninkové protokoly, které by svou intenzitou, kadencí a dobou trvání byly co nejúčinnější.

Před použitím ES je vždy nezbytné zvážit konkrétní případ každého jednotlivého pacienta. Je nutné brát v potaz pacientovu kondici, schopnost spolupracovat a aktivně se podílet na terapii, a zároveň poučit pacienta s SCI, že i přes technické pokroky moderní doby nelze očekávat nemožné. Pokud se pro použití ES rozhodneme, je vždy nutná dlouhodobá a pravidelná terapie. Proto je nutné zvážit i časovou, a v neposlední míře finanční stránku této léčby.

ZÁVĚR

Míšní poranění je v současnosti jedním z nejzávažnějších zdravotních postižení. Nejčastější příčinou poranění míchy jsou úrazy, zejména autonehody a pády z výšky. Ročně přibývá 100 - 250 nových případů, proto je problematika spinálních pacientů velmi aktuální.

Rehabilitace na spinální jednotce je založena na komplexním a multidisciplinárním přístupu, vzhledem ke specifickému charakteru postižení. Kvůli svých dalekosáhlým dopadům na jedince nejen ve sféře zdravotní, ale i ekonomické a sociální je nutné využívat všech dostupných prostředků rehabilitační léčby, včetně fyzikální medicíny, jež se řadí mezi podpůrné metody rehabilitace. Neodmyslitelným prvkem fyzikální terapie je elektrostimulace.

V šedesátých letech dvacátého století se zavádí pojem „funkční elektrostimulace“, jež svým charakterem odpovídá elektricky vybaveným svalovým kontrakcím nahrazujícím volní kontrakci při účelném pohybu. Již téměř padesát let jsou této formě elektrické stimulace věnovány četné výzkumy. Ideální možností využití elektrické stimulace se jeví právě pacienti s míšním poraněním, pro neporušenost nervového systému pod místem léze. Jedná se proto o elektrostimulaci inervovaných svalů, která se od elektrostimulace denervovaných svalů (periferní parézy apod.) liší v základních parametrech.

Pozitivní výsledky aplikace elektrické stimulace u spinálních pacientů jsou podloženy četnými i originálními zahraničními studii. V současnosti se na poli výzkumu pojednává o několika specifických oblastech působení elektrické stimulace na kvalitu pacientova života.

Existují studie zabývající se vlivem ES na kostní tkáň. Osteoporóza je u pacientů s míšní lézí významnou přidruženou komplikací, kterou je složité ovlivňovat rehabilitačními technikami. Možností restimulace kostní tkáně se jeví FES, jež produkuje svalovou kontrakci a tím tenzi na kostní aparát.

Dalším významným problémem u spinálních pacientů je vznik dekubitů, které výrazně limitují schopnost mobility a nezávislosti pacienta. Výsledky výzkumů podporují hypotézu, že dlouhotrvající používání ES může mít v pozitivním slova smyslu vliv na regionální zdraví paretických svalů. ES redukuje atrofii paretických svalů a tím mění distribuci tlaku mezi styčnou plochou těla pacienta a podložkou.

Nezanedbatelným přínosem je využití ES v respirační problematice spinálních pacientů. Pacienti s SCI jsou k respiračním infektům velmi náchylní, kromě toho jsou u nich jednou z nejčastějších příčin úmrtí. Byla zveřejněna studie zabývající se užitím FES k potenci efektivního kašle, obsahující velmi pozitivní výsledky.

Pacienti s SCI na cervikální, nebo vyšší thorakální úrovni, mohou trpět ortostatickou hypotenzí. Obvykle jsou v terapii používány ortostatické tréninky, mohou však být kombinovány s použitím FES. Dle výzkumů aplikace FES v průběhu ortostatického tréninku pozitivně ovlivňuje kardiopulmonální parametry a tím umožňuje pacientům komfortněji zaujímat vzpřímenou polohu.

Některé výzkumy se zaměřují na kardiopulmonální benefity užití FES. Některé FES systémy jsou adekvátní možností fyzické aktivity pro pacienty s SCI. Fyzická aktivita je klíčová v prevenci obezity, kardiovaskulárních onemocnění a DM II, fyzicky aktivní pacienti jsou na tom ze zdravotního hlediska lépe, než pacienti inaktivní. Pravidelné používání FES zlepšuje cirkulaci, dochází ke zvýšení spotřeby kyslíku, zvyšuje se tepová i dechová frekvence. Výzkumy naznačují, že dlouhodobé používání systémů FES může vést ke zvýšení VO_2 max, popřípadě ke zvýšení maximální srdeční frekvence.

Využití ES je možné i u pacientů míchou porušenou pod úrovní L1, kteří trpí syndromem kaudy nebo konus-kauda syndromem. Výsledky některých klinických prací podporují teorii, že aplikace FES na denervované svaly může vést k určitému stupni obnovy svalové síly i hmoty.

Samostatnou kapitolou je využití neuroprotéz na dolní i horní končetiny. Na konci 70. let byl vyvinut první FES systém pro obnovu chůze u hemiplegiků a paraplegiků. Od té doby dochází k rozvoji výzkumů, jenž se zaměřují především na obnovu vzpřímeného stoje a umožnění chůze pacientům s SCI. Co se týká horní končetiny, umožnění úchopové funkce tetraplegickým pacientům je významným rehabilitačním milníkem v oblasti ADL. Bylo experimentálně ověřeno, že pacienti využívající FES systémy, které elektrickými impulsy zprostředkovávají úchopovou funkci, dosáhli v ADL významných benefitů.

Je třeba nadále se věnovat výzkumům, které by na větším počtu pacientů ozřejmily a globalizovaly výsledky, kterých bylo doposud dosaženo. Některé z případových studií nabízí otevřené pole působnosti pro další výzkumy a dávají svými výsledky podnět k zamyšlení, kam budoucí studie směřovat.

SOUHRN

Elektrická neuromuskulární stimulace má ve fyzioterapii pacientů s míšní lézí své nezastupitelné místo. Přes nedostatečný počet česky psaných zdrojů a jejímu malému využití v klinické praxi u nás je jednou z cest, jak výrazně zlepšit kvalitu života spinálních pacientů. Studie uvedené v této práci dokládají, že využití elektrostimulace má významný vliv nejen na rehabilitaci samotného pohybu, ale také na prevenci druhotných komplikací, spojených s poraněním páteře. Je prokázán její pozitivní vliv při prevenci dekubitů, osteoporózy či respiračních obtíží, které bývají velmi častou a závažnou komplikací při návratu pacientů do normálního života. Postupy popsané v jednotlivých kapitolách vycházejí z klinických studií, popisujících výsledky a přínos elektroléčby u pacientů s míšní lézí. Jejich pozitivní závěry jsou zajisté dostatečným argumentem pro rozvoj těchto léčebných metod u nás a pro jejich začlenění do výuky a česky psané odborné literatury.

SUMMARY

Electric neuromuscular stimulation has an incommutable role in physiotherapy of patients with spine cord injury. Despite of insufficient resources written in czech language and small usage of it in clinical praxis in our country, it is one of the ways how to significantly improve quality of living by those patients. Studies mentioned in this research are proving that electrostimulation influents positively not only the rehabilitation itself, but also serves as the prevention of secondary complications connected with spinal cord injuries. Its positive impact has been proved in prevention of pressure ulcers, osteoporosis and respiratory desiases, wich belongs to the most common complications by returning patients to normal life. Methods described in particular chapters are coming from clinical studies describing the results and advantages of electrotherapy for patients after spinal cord injury. Their positive outcomes are for sure sufficient arguments for expansion of those therapeutic methods in our country and for adding them into sylabus and czech written specialized literature.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ASHE, Maureen C., et al. Response to Functional Electrical Stimulation Cycling in Women With Spinal Cord Injuries Using Dual-Energy X-ray Absorptiometry and Peripheral Quantitative Computed Tomography : A case series. *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online]. 2010, vol. 33, no. 1, [cit. 2011-03-19]. s. 68-72. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2853332/pdf/i1079-0268-33-1-68.pdf>>. ISSN: 1079-0268.
- BAILEY, Stephanie Nogan, et al. Neurotherapeutic and neuroprosthetic effects of implanted functional electrical stimulation for ambulation after incomplete spinal cord injury . *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2010, vol. 47, no. 1, [cit. 2011-03-17]. s. 7-16. Dostupný z WWW: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/10/471/bailey.html>>. ISSN: 0748-7711.
- BHAMBHANI, Y, et al. Quadriceps muscle deoxygenation during functional electrical stimulation in adults with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2000, 38, s. 630-638. ISSN: 1362-4393.
- BIZZARINI, Emiliana, et al. Epidemiology and clinical management of Conus-Cauda Syndrome and flaccid paraplegia in Friuli Venezia Giulia: Data of the Spinal Unit of Udine. *Basic and Applied Myology* [online]. 2009, 19, 4, [cit. 2011-03-14]. s. 163-167. Dostupný z WWW: <<http://www.bio.unipd.it/bam/PDF/19-4/Bizzarrini.pdf>>. ISSN:1120-9992.
- BOGIE, Kath M.; TRIOLO, Ronald J. Effects of regular use of neuromuscular electrical stimulation on tissue health. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2003, vol. 40, no. 6, [cit. 2011-02-27]. s. 469 - 476. Dostupný z WWW: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/03/40/6/pdf/Bogie.pdf>>. ISSN: 0748-7711.
- BOGIE, Kath M.; WANG, Xiaofeng; TRIOLO, Ronald J. Long-Term Prevention of Pressure Ulcers in High-Risk Patients: A Single Case Study of the Use of Gluteal Neuromuscular Electric Stimulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, 87, [cit. 2011-02-28]. s. 585-591. Dostupný z WWW:

- <<http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0003-9993/PIIS0003999305014310.pdf>>. ISSN 0003-9993.
- BOITANO, L. J. Management of Airway Clearance in Neuromuscular Disease. *Respiratory Care* [online]. 2006, vol. 51, no. 8, s. 913-924. [cit. 2011-02-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.rcjournal.com/contents/08.06/08.06.0913.pdf>>. ISSN: 1943-3654.
- BRAVERMAN, J. Airway Clearance Needs in Spinal Cord Injury: an Overview [online]. 1999-2001. [cit. 2011-02-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.thevest.com/files/466BASpinalCordOverview.pdf>>.
- CAPKO, Jan. Základy fyziatrické léčby. Praha: Grada Publishing a.s., 1998. 396 s. ISBN: 80-7169-341-3.
- CHAO, Clare Y.; CHEING, Gladys L. The Effects of Lower-Extremity Functional Electric Stimulation on the Orthostatic Response of People With Tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005, 86, [cit. 2011-02-27]. s. 1427-1433. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16003676>>. ISSN 1724-1732.
- CURT, Armin. Recovery from a Spinal Cord Injury: Significance of Compensation, Neural Plasticity, and Repair. *Journal of Neurotrauma* [online]. 2008, 25, [cit. 2011-02-12]. s. 677-685. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18578636>>. ISSN: 0897-7151.
- ČIHÁK, Radomír. Anatomie 3. Praha : Grada Publishing, a.s., 2004. 673 s. ISBN 80-247-1132-X.
- DAVIS, Glen M.; HAMZAID, Nur A.; FORNUSEK, Ché. Cardiorespiratory, Metabolic, and Biomechanical Responses During Functional Electrical Stimulation Leg Exercise: Health and Fitness Benefits. *Artificial Organs* [online]. 2008, 32, 8, [cit. 2011-03-18]. s. 625-629. Dostupný z WWW: <www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18782133>. ISSN: 1525-1594.
- DIMARCO, Anthony F. Restoration of respiratory muscle function following spinal cord injury: Review of electrical and magnetic stimulation techniques. *Respiratory Physiology & Neurobiology* [online]. 2005, vol. 147, s. 273–287. ISSN: 1569-9048.

- DIMITRIJEVIC, Milan R. Clinical Practice of Functional Electrical Stimulation : From "Yesterday" to "Today". *Artificial Organs* [online]. 2008, 32(8), [cit. 2011-02-10]. s. 577-580. Dostupný z WWW: <www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18782124>. ISSN: 1525-1594.
- DONALDSON, N, et al. FES cycling may promote recovery of leg function after incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2000, 38, s. 680-682. ISSN: 1362-4393.
- DUDLEY-JAVOROSKI, Shauna ; SHIELDS, Richard K. Muscle and bone plasticity after spinal cord injury: Review of adaptations to disuse and to electrical stimulation. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2008, 45, 2, [cit. 2011-03-13]. s. 283-296. Dostupný z WWW: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/2/pdf/dudley-javoroski.pdf>>. ISSN: 0748-7711.
- ELOKDA, Ahmed S.; NIELSEN, David H.; SHIELDS, Richard K. Effect of functional neuromuscular stimulation on postural related orthostatic stress in individual with acute spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2005, vol. 37, 5, [cit. 2011-02-27]. s. 535-542. Dostupný z WWW: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/5/pdf/elokda.pdf>>. ISSN: 0748-7711.
- FROTZLER, Angela, et al. Effect of detraining on bone and muscle tissue in subjects with chronic spinal cord injury after a period of electrically-stimulated cycling : A small cohort study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2009, 41, [cit. 2011-03-13]. s. 282-285. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19247550>>. ISSN: 1650-1977.
- GERRITS, HL, et al. Altered contractile properties of the quadriceps muscle in people with spinal cord injury following functional electrical stimulated cycle training. *Spinal Cord*. 2000, 38, s. 214-223. ISSN: 1362-4393.

- GIANGREGORIO, Lora; MCCARTNEY, Neil. Bone Loss and Muscle Atrophy in Spinal Cord Injury: Epidemiology, Fracture Prediction, and Rehabilitation Strategies : Review Article. *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online]. 2006, vol. 29, 5, [cit. 2011-03-13]. s. 489-500. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1949032/pdf/i1079-0268-29-5-489.pdf>>. ISSN: 1079-0268.
- HAMID, Samar; HAYEK, Ray. Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury : an overview. *European Spine Journal* [online]. 2008, 17, [cit. 2011-02-09]. s. 1256-1269. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2527422/>>. ISSN: 1432-0932.
- HANUŠ, Tomáš. Trauma inervace dolních močových cest. *Urologické listy* [online]. 2005, 3, 1, [cit. 2011-03-14]. s. 40-46. Dostupný z WWW: <http://www.urologickelisty.cz/pdf/ul_05_01_06.pdf>. ISSN: 1214-2085.
- HARDIN, Elisabeht, et al. Walking after incomplete spinal cord injury using implanted FES system : A case report. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2007, vol. 44, no. 3, [cit. 2011-03-18]. s. 333-346. Dostupný z WWW: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/07/44/3/pdf/hardin.pdf>>. ISSN: 0748-7711.
- HARROP, James S.; HUNT, Gabriel E.; VACCARO, Alexander R. Conus medullaris and cauda quina syndrome as a result of traumatic injuries : management principles. *Neurosurgical Focus* [online]. 2004, vol. 16 (6), [cit. 2011-02-10]. s. 19-23. Dostupný z WWW: <www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15202874>. ISSN: 1092-0684.
- HESSE, S; WERNER, C; BARDELEBEN, A. Electromechanical gait training with functional electrical stimulation: case studies in spinal cord injury. *Spinal Cord* [online]. 2004, 42, [cit. 2011-03-17]. s. 346-352. Dostupný z WWW <<http://www.nature.com/sc/journal/v42/n6/pdf/3101595a.pdf>>. ISSN: 1362-4393.
- HETTINGA, Dries M.; ANDREWS, Brian J. Oxygen Consumption during Functional Electrical Stimulation-Assisted Exercise in Person with Spinal Cord Injury : Implications for Fitness and Health. *Sports Medicine* [online]. 2008, 38, 10, [cit.

2011-03-18]. s. 825-838. Dostupný z WWW:
<www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18803435>. ISSN: 0112-1642.

JANSSEN, Thomas W. J., et al. Effects of stimulation pattern on electrical stimulation-induced leg cycling performance. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2004, vol. 41, no. 6A, [cit. 2011-03-19]. s. 787–796. Dostupný z WWW:
<<http://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/6/pdf/Janssen.pdf>>. ISSN: 0748-7711.

JANSSEN, Thomas W. J. ; PRINGLE, D. Drew. Effects of modified electrical stimulation-induced leg cycle ergometer training for individuals with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2008, vol. 45, no. 6, [cit. 2011-03-19]. s. 819-830. Dostupný z WWW:
<<http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/6/pdf/janssen.pdf>>. ISSN: 0748-7711.

JEDLIČKA, Pavel; KELLER, Otakar. Speciální neurologie. Praha : Galén, 2005. 424 s. ISBN 80-7262-312-5.

KERN, Helmut, et al. Muscle biopsies show that FES of denervated muscles reverses human muscle degeneration from permanent spinal motoneuron lesion. *Journal of Rehabilitation Research and Development : Supplement 1* [online]. 2005, 42, 3, [cit. 2011-03-14]. s. 43-54. Dostupný z WWW:
<<http://www.rehab.research.va.gov/jour/05/42/3suppl1/pdf/kern.pdf>>. ISSN: 0898-2732.

KNIKOU, M; CONWAY, BA. Effects of electrically induced muscle contraction on flexion reflex in human spinal cord injury. *Spinal Cord* [online]. 2005, 43, [cit. 2011-03-17]. s. 640-648. Dostupný z WWW:
<<http://www.nature.com/sc/journal/v43/n11/pdf/3101772a.pdf>>. ISSN: 1362-4393.

KOLÁŘ, Pavel et al. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN: 978-80-7262-657-1.

- KRAUSE, Phillip; SZECSI, Johann; STRAUBE, Andreas. Changes in spastic muscle tone increase in patients with spinal cord injury using functional electrical stimulation and passive leg movements. *Clinical Rehabilitation*. 2008, 22, s. 627–634. ISSN: 1477-0873.
- KŘÍŽ, Jiří, et al. Trénink lokomoce v závěsu u pacientů po poranění míchy. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie* [online]. 2010, 73/106(2), [cit. 2011-02-09]. s. 124-130. Dostupný z WWW: <www.csnn.eu/pdf/nn_10_02_01.pdf>. ISSN: 1802-4041.
- LAI, Chien-Hung, et al. Effects of functional electrical stimulation cycling exercise on bone mineral density loss in the early stages of spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2010, 42, [cit. 2011-03-13]. s. 150-154. Dostupný z WWW: <<http://jrm.medicaljournals.se/article/pdf/10.2340/16501977-0499>>. ISSN: 1650-1977.
- LEE, Bonsan B., et al. Surface Functional Electrical Stimulation of Abdominal Muscles to Enhance Cough and Assist Tracheostomy Decannulation After High-Level Spinal Cord Injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online]. 2008, vol. 31, 1, [cit. 2011-02-10]. s. 78-82. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2435038/>>. ISSN:1079-0268.
- MÁČEK, Miloš; VÁVRA, Jan. *Patologická fyziologie : Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. Praha : Avicenum, 1988. 353 s.
- MAIMOUN, L, et al. Bone loss in spinal cord-injured patients: from physiopathology to therapy. *Spinal Cord* [online]. 2006, 44, [cit. 2011-03-13]. s. 203-210. Dostupný z WWW: <<http://www.nature.com/sc/journal/v44/n4/full/3101832a.html>>. ISSN: 1362-4393.
- MANGOLD, S, et al. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury. *Spinal Cord* [online]. 2005, 43, [cit. 2011-03-13]. s. 1-13. Dostupný z WWW: <<http://www.nature.com/sc/journal/v43/n1/full/3101644a.html>>. ISSN: 1362-4393.

- MC CORMACK, K, et al. The effects of a neuromuscular electrical stimulation training intervention on physiological measures in a spinal cord injured male: a case study. *Physiotherapy Ireland* [online]. 2010, 31, 2, [cit. 2011-03-18]. s. 30-35. Dostupný z WWW: <<http://irserver.ucd.ie/dspace/bitstream/10197/2425/1/McCormack%20et%20al,%20Physio%20Ireland%202010.pdf>>. ISSN: 1649-7619.
- NIGHTINGALE, EJ, et al. Benefits of FES gait in spinal cord injured population. *Spinal Cord* [online]. 2007, 45, [cit. 2011-03-17]. s. 646-657. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17646840>>. ISSN: 1362-4393.
- PECKHAM, P. Hunter; KNUTSON, Jayme S. Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 2005, 7, [cit. 2011-03-13]. s. 327-360. Dostupný z WWW: <<http://debbie.mdag.org/ee454/Handouts/Peckham05FESReview.pdf>>. ISSN: 1523-9829.
- PECKHAM, Hunter P. . Principles of Electrical Stimulation. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* [online]. 1999, 5 (1), [cit. 2011-02-11]. s. 1-5. Dostupný z WWW: <<http://thomasland.metapress.com/content/981ye0udjpkpvgxpc/fulltext.pdf>>. ISSN: 1082-0744.
- PETEROVÁ, Věra, et al. Páteř a mícha. Praha : Galén, 2005. 188 s. ISBN 80-7262-336-2.
- PFEIFFER, Jan. Neurologie v rehabilitaci : Pro studium a praxi. Praha : Grada Publishing, a.s., 2007. 351 s. ISBN 978-80-247-1135-5.
- PODĚBRADSKÝ, Jiří; VAŘEKA, Ivan. Fyzikální terapie I. Praha: Grada Publishing a.s., 1998. 435 s. ISBN: ISBN-10: 80-7169-661-7.
- POPOVIC, Milos R., et al. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indication and limitations. *Spinal Cord* [online]. 2001, 39, [cit. 2011-03-13]. s. 403-412. Dostupný z WWW: <http://www.toronto-fes.ca/publications/spinal_cord_nc01_090501.PDF>. ISSN: 1362-4393.

- POPOVIC, Milos R., et al.: Neuroprosthesis for grasping. *Neurological Research* [online]. 2002, Volume 24, [cit. 2011-08-08]. s. 443-412. Dostupný z WWW <http://www.toronto-fes.ca/publications/neuro_res_rev4.pdf>. ISSN: 0161-6412.
- RAGNARSSON. REVIEW: Sir Ludwig Guttman Lecture : Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions . *Spinal Cord* [online]. 2008, 46, [cit. 2011-02-11]. s. 255–274. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17846639>>. ISSN: 1362-4393.
- RAINETAU, O., SCHWAB, ME. Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury . *Nature Reviews Neuroscience*. 2001, 2, s. 263-273. ISSN : 1471-003X.
- ROBERTSON, Valma J., et al. *Electrotherapy Explained : Principles and Practice*. Fourth edition. China : Elsevier Limited, 2006. 554 s. ISBN: 0750600497.
- SADOWSKY, Cristina L. Electrical stimulation in spinal cord injury. *NeuroRehabilitation* [online]. 2001, 16, [cit. 2011-02-11]. s. 165-169. Dostupný z WWW: <<http://www.theneuroinstitute.com/research/medref/104%20LIB%20PAPER.pdf>>. ISSN: 1053-8135.
- SHIMADA, Yoichi, et al. Grasping Power by Means of Functional Electrical Stimulation in a Case of C6 Complete Tetraplegia. *The Journal of Experimental Medicine* [online]. 2003, 201, [cit. 2011-03-13]. s. 91-96. Dostupný z WWW: <http://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/201/2/91/_pdf>. ISSN: 1540-9538.
- SCHILERO, Gregory J. et al. Pulmonary function and spinal cord Injury. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2009, vol. 166, s. 129–141. ISSN: 1569-9048.
- SNOEK, GJ. et al.: Use of the NESS Handmaster to restore handfunction in tetraplegia: clinical experiences in ten patients. *Spinal Cord* [online]. 2000, 38, [cit. 2011-08-18]. Dostupný z WWW: <http://doc.utwente.nl/77208/1/use_of_the_NESS.pdf>. ISSN: 1362-4393.
- STRAPKOVÁ, Z. Spinální programy v zemích Evropy. Praha, 2007. 85 s. Diplomová práce (Mgr.). Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta.

- STRAUSS, David J., et al. Trends in Life Expectancy after Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 88, 8, [cit. 2011-02-10]. s. 1079-1085. Dostupný z WWW: <[http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(06\)00406-0/fulltext](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(06)00406-0/fulltext)>. ISSN: 0003-9993.
- TAWASHY, Amira E., et al. Screening and Habituation of Functional Electrical Stimulation-Leg Cycle Ergometry for Individuals with Spinal Cord Injury : A pilot study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2008, 32, 4, s. 164-170. ISSN: 1557-0576.
- TAYLOR et al. Electrical stimulation of abdominal muscles for control of blood pressure and augmentation of cough in a C3/4 level tetraplegic. *Spinal Cord* [online]. 2002, vol. 40, s. 34 - 36. Dostupný z WWW: <<http://www.nature.com/sc/journal/v40/n1/pdf/3101250a.pdf>>. ISSN: 1362-4393.
- THRASHER, TA; FLETT, HM; POPOVIC, MR. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord* [online]. 2006, 44, [cit. 2011-03-17]. s. 357-361. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16249784>>. ISSN: 1362-4393.
- TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada Publishing, spol. s.r.o., 1999. 616 s. ISBN 80-7169-788-5.
- VAN LONDEN, Andrea, et al. The Effect of Surface Electric Stimulation of the Gluteal Muscle on the Interface Pressure in Seated People With Spinal Cord Injury. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2008, 89, [cit. 2011-02-27]. Dostupný z WWW: <www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18760157>. ISSN 1724-1732.
- VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: TRITON, 2006. 376 s. ISBN: 80-7254-837-9.
- VOTAVA, Jiří. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 2001, 4, [cit. 2011-02-09]. s. 184-189. Dostupný z WWW: <http://www.solen.sk/index.php?page=magazine_detail&issue_id=86&article_id=3340>. ISSN: 1213-1814.

WATSON, Tim. *Electrotherapy : Evidence-Based Practice*. Twelfth edition. China : Elsevier Limited, 2008. 401 s. ISBN: 9780443101793.

WEISS, Michael S. Functional Electrical Stimulation. *The Western Journal of Medicine* [online]. 1986, vol. 144, 6, [cit. 2011-02-09]. s. 738. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1306766/pdf/westjmed00166-0084a.pdf>>. ISSN: 1476-2978.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Standardní neurologická klasifikace ASIA (obrázek).....	11
---	----

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Standardní neurologická klasifikace ASIA (obrázek)

(<http://boneandspine.com>)

Patient Name _____

Examiner Name _____

Date/Time of Exam _____

ASIA AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION

STANDARD NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY

ISC

• Key Sensory Points

	LIGHT TOUCH		PIN PRICK	
	R	L	R	L
C2				
C3				
C4				
C5				
C6				
C7				
C8				
T1				
T2				
T3				
T4				
T5				
T6				
T7				
T8				
T9				
T10				
T11				
T12				
L1				
L2				
L3				
L4				
L5				
S1				
S2				
S3				
S4-5				

MOTOR

KEY MUSCLES (scoring on reverse side)

C5	R	L	Elbow flexors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C6	R	L	Wrist extensors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C7	R	L	Elbow extensors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C8	R	L	Finger flexors (distal phalanx of middle finger)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T1	R	L	Finger abductors (middle finger)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (25) (25) = (50)

L2	Hip flexors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L3	Knee extensors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L4	Ankle dorsiflexors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L5	Long toe extensors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S1	Ankle plantar flexors	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Voluntary anal contraction (Yes/No)

Comments:

Any anal sensation (Yes/No)

PIN PRICK SCORE (max 112)

LIGHT TOUCH SCORE (max 112)

TOTALS (MAXIMUM) (58) (58) = (58)

LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM) (25) (25) = (50)

NEUROLOGICAL LEVEL (The most caudal segment with normal function)

SENSORY	R	L	COMPLETE OR INCOMPLETE?	R	L
MOTOR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	ASIA IMPAIRMENT SCALE	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

ZONE OF PARTIAL PRESERVATION (Caudal extent of sacral innervation spared)

SENSORY	R	L
MOTOR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>