Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

VYUŽITÍ FUNKČNÍ ELEKTRICKÉ STIMULACE V REHABILITACI SPINÁLNÍCH PACIENTŮ

Bakalářská práce

Autor: Pavlína Rezlerová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kříž, PhD.

Praha 2015

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Pavlína Rezlerová

Název bakalářské práce: Využití funkční elektrické stimulace v rehabilitaci spinálních pacientů

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Jiří Kříž, Ph.D.

Rok obhajoby bakalářské práce: 2015

Abstrakt: Cílem této bakalářské práce je shrnutí literárních poznatků o využití funkční elektrické stimulace (FES) v rehabilitaci pacientů po poranění míchy a uvedení konkrétního využití FES v praxi. V první části je představen systém péče o spinální pacienty v ČR, klasifikace míšních lézí a nastíněno je i téma následků a možných komplikací po míšním poranění. Dále se práce zabývá charakteristikou FES a možnostmi jejího využití u spinálních pacientů. Smysl jejího použití u této skupiny lidí může být obecně dvojí: dosahování ztracených či narušených funkcí a ovlivnění sekundárních komplikací po míšním poranění. V rámci kazuistiky pak práce představuje praktické použití i s výsledky, kterých bylo prostřednictvím terapií FES dosaženo.

Klíčová slova: funkční elektrická stimulace, FES systém, spinální pacienti, míšní léze, neuroprotéza, FES-cycling, dekubity

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author´s first name and surname: Pavlína Rezlerová

Title of the bachelor thesis: Use of functional electrical stimulation in rehabilitation of spinal cord injured patients

Department: Department of Rehabilitation and Sports Medicine

Supervisor: MUDr. Jiří Kříž, Ph.D.

The year of presentation: 2015

Abstract: The aim of this thesis is to summarize the literary knowledge on the use of functional electrical stimulation (FES) in the rehabilitation of spinal cord injured patients and to present specific use of FES. In the first part, the system of care for spinal patients in the Czech Republic is introduced, as well as classification of spinal cord lesions, and the topic of consequences and possible complications is also outlined. Furthermore, the work deals with the characteristics of FES and possibilities of its use in patients with spinal cord injury. The purpose of its use in this group of people can be generally twofold: reaching lost or impaired functions and influencing secondary complications after spinal cord injury. Within the case studies, a practical application is presented with results that have been achieved through FES therapy.

Keywords: functional electrical stimulation, FES system, spinal patients, spinal cord injury, neuroprosthesis, FES-cycling, pressure ulcers

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Jiřího Kříže, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 24. 4. 2015 ……

Poděkování autora

Děkuji MUDr. Jiřímu Křížovi, Ph.D. za jeho čas, ochotu a cenné rady při vedení bakalářské práce a Janu Mikešovi, Dis. za spolupráci při realizaci terapií v rámci kazuistiky této práce. Můj velký dík patří i pacientce za její aktivní a vstřícný přístup při vyšetření i terapiích. V neposlední řadě děkuji své rodině a přátelům, že mě podporovali při psaní této práce.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK **9**

1 ÚVOD **12**

2 CÍLE PRÁCE **13**

3 TEORETICKÁ ČÁST **14**

3.1 Spinální problematika **14**

3.1.1 Spinální program v historii ČR 14

3.1.2 Spinální jednotky a komplexní program péče 15

3.1.3 Spinální program v ČR dnes 16

3.1.4 Rizikové stavy u pacientů v chronické fázi po míšním poranění 17

3.1.4.1 Hluboká žilní trombóza 19

3.1.4.2 Ischemická choroba srdeční 19

3.1.4.3 Obezita 19

3.1.4.4 Osteoporóza 20

3.1.4.5 Dýchací systém 20

3.1.4.6 Dekubity 21

3.1.5 Metabolické změny po míšním poranění 21

3.1.5.1 Svalová tkáň 22

3.1.5.2 Glukózový metabolismus 23

3.1.5.3 Lipidový metabolismus 23

3.1.5.4 Bazální metabolismus 24

3.1.6 Klasifikace míšních lézí 24

3.2 Funkční elektrická stimulace – obecné údaje **25**

3.2.1 Principy FES 25

3.2.2 Komponenty FES 26

3.2.3 Zpětná vazba a řízení ... 28

3.3 Funkční elektrická stimulace u spinálních pacientů ... 29

3.3.1 Klinické a elektrofyziologické prerekvizity ... 30

3.3.2 FES v různých fázích míšního poranění ... 30

3.3.3 Funkční užití FES ... 31

3.3.3.1 FES systémy pro horní končetiny ... 31

3.3.3.2 FES systémy pro dolní končetiny ... 34

3.3.3.3 FES systémy pro dýchací svaly ... 38

3.3.3.4 FES systémy pro vyprazdňování ... 40

3.3.4 Terapeutické užití FES ... 42

3.3.4.1 Základní principy ... 42

3.3.4.2 Efekt FES-leg cycle ergometry (FES-cycling, FES-LCE) ... 43

3.3.4.3 Vliv kadence FES-LCE na terapii ... 44

3.3.4.4 Vliv FES-LCE na svalový objem a prevenci dekubitů ... 44

3.3.4.5 Další možnosti terapie ... 45

4 PRAKTICKÁ ČÁST – KAZUISTIKA ... 46

4.1 Pacient ... 46

4.1.1 Anamnéza ... 46

4.1.2 Kineziologický rozbor ... 48

4.2 Metodika ... 49

4.2.1 Terapie ... 49

4.2.2 Měření ... 52

4.2.3 Výsledky ... 53

5 DISKUZE ... 55

6 ZÁVĚR ... 59

7 REFERENČNÍ SEZNAM 60

SEZNAM OBRÁZKŮ 71

SEZNAM GRAFŮ 72

SEZNAM TABULEK 73

SEZNAM PŘÍLOH 74

8 PŘÍLOHY 75

SEZNAM ZKRATEK

2. LF UK – 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy

AA – alergologická anamnéza

ADL – activities of daily living (běžné denní činnosti)

AFO – ankle foot orthosis

AIS – ASIA Impairment Scale

ASIA – American Spinal Injury Association

bilat. – bilaterálně (oboustranně)

C – cervikální (krční)

cm – centimetr

CNS – centrální nervový systém

CT – computer tomography (počítačová tomografie)

ČR – Česká republika

DC – dýchací cesty

DKK – dolní končetiny

EKG - elektrokardiografie

EPR – electrophrenic respiration

FA – farmakologická anamnéza

FES – funkční elektrická stimulace

FES-LCE – functional electrical stimulation – leg cycle ergometry

FN – fakultní nemocnice

FNM – Fakultní nemocnice v Motole

GLUT4 – glukózový transportní protein 4

HDL – high density lipoprotein

ICHS – ischemická choroba srdeční

ISNCSCI – International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury

JIP – jednotka intenzivní péče

kg - kilogram

KN – krajská nemocnice

L – lumbální (bederní)

LDK – levá dolní končetina

LDL – low density lipoprotein

LF – lékařská fakulta

m. – musculus (sval)

mA – miliampér

min – minuta

MRI – magnetic resonance imaging (magnetická rezonance)

ms – milisekunda

např. – například

NCH – neurochirurgie

NLI – neurological level of injury (neurologická úroveň míšní léze)

Nm – newtonmetr

NO – nynější onemocnení

OA – osobní anamnéza

obr. – obrázek

PDK – pravá dolní končetina

RA – rodinná anamnéza

RGO – reciprocating gait orthosis

RHB – rehabilitace

ROM – range of motion (rozsah pohybu)

RTG – rentgenové vyšetření

S – sakrální (křížový)

SIAS – spina iliaca anterior superior

SJ – spinální jednotka

SPA – sociálně-pracovní anamnéza

SS – svalová síla

ST – svalový test

st. p. – stav po

T, Th – thorakální (hrudní)

tab. – tabulka

TEN – tromboembolická nemoc

TF – tepová frekvence

tzv. – takzvaně; tak zvaný

UK – Univerzita Karlova

ÚN – Úrazová nemocnice

μs – mikrosekunda

ÚVN – Ústřední vojenská nemocnice

V – volt

v.s. – veri similer (velmi pravděpodobně)

VAS – vizuální analogová škála

1 ÚVOD

Každoročně v České republice přibývá více než 200 pacientů s míšním traumatem, jedná se zejména o populaci mezi 20 a 40 lety věku (Kříž & Hyšperská, 2009). Ačkoliv je pro tyto pacienty vcelku dobře rozvinutý systém komplexní péče, který je provede prvním rokem po poranění a nabízí jím i pomoc do dalšího života, je neustále třeba hledat nové možnosti, jak těmto pacientům jejich další život zlepšit a usnadnit.

Komplexnost míšní léze u lidských pacientů je stále pouze částečně objasněna a získání např. biologického léku se jeví dlouhodobým procesem. Existuje množství preklinických studií zabývajících se metodami podpory regenerace CNS, které snad jednou ve vzdálené budoucnosti nabídnou těmto pacientům i téměř plné zotavení. Je však třeba věnovat neméně úsilí výzkumu, vývoji a aplikaci metod pomoci využitelných ihned. Jednou z takových je i systém funkční elektrické stimulace (FES).

Cílem této práce je předložit přehled informací o FES tak, jak jej poskytuje současná odborná literatura se zaměřením na její využití u pacientů po míšní lézi. Nedílnou součástí práce je i kazuistika konkrétní pacientky po míšním poranění, u níž jsme funkční elektrickou stimulaci aplikovali.

V první části práce shrneme základní informace o historii spinálního programu v ČR, o jeho současném stavu a o systému péče věnované spinálním pacientům. Zmíníme také metabolické důsledky a rizikové stavy po míšní lézi. Stručně charakterizujeme i systém, který se používá pro klasifikaci poranění míchy. Další části práce věnujeme základním poznatkům o typech, specifikacích a možnostech využití FES u spinálních pacientů. Následně je zařazena kazuistika pacientky a výsledky, kterých u ní bylo s pomocí FES systému dosaženo.

2 CÍLE PRÁCE

Cílem teoretické části práce je shrnout formou literární rešerše poznatky o možnostech využití funkční elektrické stimulace (FES) u pacientů po poranění míchy. Cílem praktické části je pak představení konkrétní aplikace FES v kazuistice spinálního pacienta.

3 TEORETICKÁ ČÁST

3.1 Spinální problematika

3.1.1 Spinální program v historii ČR

Vzhledem k závažnosti traumat míchy a jejich následků je jistě nezbytností, aby každá země měla program, který zajistí těmto pacientům adekvátní péči na vysoké úrovni. Taková péče pak v sobě musí integrovat zejména složky: lékařská péče, ošetřovatelská péče, fyzioterapie a rehabilitace, ergoterapie, sociální péče, psychologická a psychiatrická péče. Pro tyto účely byl vytvořen tzv. spinální program. V ČR byl tento program definován až v roce 1991.

Hlavní myšlenkou spinálního programu je centralizovat pacienty s míšním poraněním do úzce specializovaných center, kde jim bude poskytnuta ta nejlepší a nejrozsáhlejší možná péče. Ta je nutná zejména proto, že spinální pacienti jsou ohroženi vznikem množství sekundárních komplikací, kterým je možno předcházet již dobře nastavenou péčí v akutní a subakutní fázi poranění.

Prvním zásadním momentem pro spinální program v ČR byl vznik neurochirurgických pracovišť v 50. letech 20. století. Jména spojená s tímto obdobím jsou například: Arnold Jirásek (považován za zakladatele neurochirurgie u nás), Vladimír Beneš, Rudolf Petr nebo Zdeněk Kunc. Zvláště pak poslední dva jmenovaní sehráli velkou roli při zakládání samostatných specializovaných neurochirurgických pracovišť (1952 v Hradci Králové, 1956 ÚVN v Praze).

Dalším krokem pak byla kniha profesora Beneše z roku 1960, v níž představil ucelenou ošetřovatelsko-rehabilitační péči o pacienty s poraněním míchy. Zásadní myšlenkou byla

centralizace péče, ke které docházelo v podstatě samovolně na nových neurochirurgických odděleních. V 60. letech došlo k pravému opaku této tendence a nařízením tzv. „shora“ museli být pacienti s míšním poraněním ošetřováni na nejbližším možném chirurgickém pracovišti. Dlouhodobá snaha o centralizaci spinální péče začala být úspěšná až po pádu komunistického režimu (Kříž, 2014; Kříž in Kolář, 2009).

3.1.2 Spinální jednotky a komplexní program péče

První spinální jednotka byla v roce 1992 vybudovaná při Úrazové nemocnici v Brně pod vedením prof. Wendscheho. Toto oddělení mělo 18 lůžek a na dobu deseti let zůstalo jedinou spinální jednotkou v ČR vůbec.

V roce 1999 byla založena Česká spondylochirurgická společnost. Její členové se významně zasloužili o to, že Ministerstvo zdravotnictví ČR vyslyšelo volání o rozšíření kapacity spinálních lůžek na území ČR. Postupem času vznikly tyto spinální jednotky:

- SJ ve FN Ostrava (15 lůžek) – Moravskoslezský a Olomoucký kraj – říjen 2002
- SJ v KN Liberec (15 lůžek) – Královéhradecký kraj, Liberecký kraj, Pardubický kraj a Ústecký kraj – únor 2003
- SJ ve FN Motol (15 lůžek) – Praha, Karlovarský kraj, Středočeský kraj – červen 2004

Již existující SJ v Brně s 18 lůžky měla nastavenu spádovou oblast Jihočeský kraj, Jihomoravský kraj, Zlínský kraj a Kraj Vysočina. Aby byla kapacita celkem 63 lůžek účelně využita, funguje tzv. princip zástupnosti při nedostatku lůžek, kdy jednotlivé SJ úzce spolupracují a přebírají pacienty dle potřeby.

Tyto SJ byly definovány Metodickým opatřením MZ ČR v roce 2002, které mimo jiné také definuje komplexní péči o spinální pacienty, aby byla zajištěna kontinuita v jednotlivých obdobích jejich onemocnění.

V akutním stádiu, tedy bezprostředně po zranění až do 2. týdne po něm, má pacienta v péči specializované chirurgické oddělení – spodylochirurgie. Podle spádových území byla vybrána tato pracoviště: FN Brno, FN Hradec Králové, FN Královské Vinohrady, FN Motol, FN Na Bulovce, FN Olomouc, FN Ostrava, FN Plzeň, Masarykova nemocnice Ústí nad Labem, Nemocnice České Budějovice, KN Liberec, Nemocnice Na Homolce, Nemocnice Pardubice, ÚN Brno a ÚVN v Praze. Z těchto nemocnic je pak pacient přeložen na výše zmíněné SJ, kde setrvává zhruba do 12. týdne. Podmínkou překladu je stabilizovaný a kardiopulmonálně kompenzovaný stav pacienta.

Po péči na SJ přichází tzv. chronické stádium onemocnění, kde pacienta přebírají specializované spinální rehabilitační jednotky na dobu až do 26. týdne po poranění. Jedná se o tato pracoviště: Hamzova odborná léčebna pro děti a dospělé (24 lůžek), Rehabilitační ústav Hrabyně (40 lůžek) a Rehabilitační ústav Kladruby (40 lůžek) (Kříž, 2014).

3.1.3 Spinální program v ČR dnes

Současný stav spinálního programu v ČR se dá označit za uspokojivý.

Po úrazu je pacient hospitalizován na výše vyjmenovaných spondylochirurgických pracovištích, kde je plně ošetřen (dekomprese míchy, stabilizace páteře) a je nasazena adekvátní medikace. Již na těchto odděleních začíná intenzivní rehabilitace.

Následně je pacient přeložen na SJ, kde probíhá komplexní ošetřovatelská, lékařská, rehabilitační a psychologická péče. Cílem této péče je zejména prevence vzniku komplikací

(dekubity, nozokomiální nákazy), saturace základních životních potřeb, obnova postižených funkcí, využití zbytkového potenciálu svalu, vytvoření náhradních mechanismů k dosažení co největší soběstačnosti v rámci ADL a kvality života.

Asi po 2 až 3 měsících je pacient přeložen na spinální rehabilitační jednotku, kde pokračuje intenzivní RHB a pacient je vybaven potřebnými pomůckami pro kompenzaci jeho hendikepu. Následně je pacient propuštěn do domácího ošetřování.

Po propuštění nastupuje tzv. terciární fáze péče o pacienta s míšním poraněním. Jedná se tu hlavně o dosažení kvality života ve společenských, sportovních a pracovních rovinách. Pomoc právě v této fázi mohou pacientům nabídnout zejména tyto organizace: Česká asociace paraplegiků, Centrum Paraple a Paracentrum Fenix (Kříž, 2014).

3.1.4 Rizikové stavy u pacientů v chronické fázi po míšním poranění

Jak bylo popsáno výše, spinální program v ČR je na poměrně vysoké úrovni. Ani tak se ale nedaří zabránit všem pozdním komplikacím chronického stadia míšní léze. Kříž & Hyšperská (2009) uvádějí, že mezi základní rizikové stavy tedy patří tyto:

Kardiovaskulární systém

- ortostatická hypotenze
- hluboká žilní trombóza
- autonomní dysreflexie
- ischemická choroba srdeční

Gastrointestinální systém

- gastroezofageální reflux a vředová choroba gastroduodena
- neurogenní střevo

- obezita

Urogenitální systém

- uroinfekce
- urolitiáza
- renální insuficience

Muskuloskeletární systém

- osteoporóza
- zlomeniny
- přetěžování a degenerativní onemocnění
- paraartikulární osifikace

Dýchací systém

- bronchopneumonie
- respirační insuficience

Kožní systém

- dekubity
- popáleniny, omrzliny

Nerovový systém

- spasticita míšní
- posttraumatická syringomyelie
- neuropatická bolest
- úžinové syndromy
- porucha termoregulace

Je vhodné zmínit, že vedlejším efektem implantovaného FES systému pro stimulaci močového měchýře může být pozitivní vliv na neurogenní střevo (Ragnarsson, 2008; Creasey

et al., 2001; Varma, Binnie, Smith, Creasey & Edmond, 1986). V následujících kapitolách ale rozebereme dle autorů Kříž & Hyšperská (2009) zejména ty komplikace, kterým můžeme předejít terapeutickým využitím FES systémů nebo alespoň zmírňovat jejich důsledky.

3.1.4.1 Hluboká žilní trombóza

Spinální pacienti mají zvýšené riziko TEN vyplývající ze snížení vazomotorického tonu a z absence svalové pumpy. Je u nich nutná dlouhodobá profylaxe, neboť vzhledem k imobilizaci jsou zařazení do nejvyššího stupně rizika TEN. Většinou tato komplikace hrozí zejména v akutní fázi onemocnění, ale je třeba ji neopomínat ani v chronickém stádiu, například po delší imobilizaci, nemoci, zlomeninách DKK a po operačních výkonech.

3.1.4.2 Ischemická choroba srdeční

V minulosti tato komplikace neměla takový význam, neboť pacienti po spinálním traumatu trpěli více urosepsemi a dekubitálními sepsemi, které pak byly častou příčinou jejich úmrtí. Vzhledem ke zlepšení kvality péče populace pacientů s míšní lézí stárne a ICHS tak nabývá na důležitosti. Mezi rizikové faktory, které se spinálním pacientům nevyhýbají, patří snížená fyzická aktivita, hypercholesterolémie, snížená glukózová tolerance, obezita, kouření, hypertenze a psychosociální faktory (deprese, stres). Prevence je zaměřena stejně jako u běžné populace hlavně na snížení rizik a vyhýbání se jim. Léčba rozvinuté ICHS je shodná s léčbou u běžné populace.

3.1.4.3 Obezita

Důvodem vzniku této komplikace je logické snížení množství pohybové aktivity a výrazná změna metabolismu základních živin, které u osob se sníženým objemem aktivní

svalové hmoty nastupuje. Dochází ke zpoždění nástupu aerobní fáze při tělesné zátěži a ke změně lipidového spektra ve prospěch LDL cholesterolu. Na základě snížení hladiny testosteronu pak tkáně více ovlivňuje estrogen.

Obezita je jedním z predilekčních faktorů pro řadu civilizačních chorob, na něž je třeba myslet u spinálních pacientů. Jedná se zejména o aterosklerózu, ICHS, diabetes mellitus a další. U pacientů s míšním poraněním je tedy vhodné nastavit stálý dietní režim a zařadit do jejich programu dostatečné množství pohybových aktivit. Právě k tomuto účelu může být využita i FES.

3.1.4.4 Osteoporóza

Osteoporóza nastupuje u pacientů s míšní lézi nejčastěji v prvním roce po úrazu. Posléze se stav ustaluje, což je dáno adaptací organismu na nový stav. Hlavním důsledkem ztráty kostní hmoty jsou zlomeniny. I když není vliv FES na tuto komplikaci stavu spinálních pacientů ještě přesvědčivě dokázán, má se za to, že FES by mohla být jednou z možností, jak pokles kostní hmoty zastavit nebo alespoň zpomalit. Tento předpokládaný efekt bude popsán níže v textu.

3.1.4.5 Dýchací systém

U pacientů s prakticky jakýmkoliv typem míšní léze v oblasti krční nebo hrudní páteře dochází k porušení mechaniky dýchání. Pacienti s tetraplegickým postižením dokonce k respiraci využívají pouze bránici. Ačkoliv se organismu na tento typ dýchání velmi dobře adaptuje, hrozí neustále při ztížených podmínkách dýchání (zejména záněty DC a plic) riziko dechové nedostatečnosti. Jak bude rozebráno dále, FES je jedna z možností, jak zlepšit kardiopulmonální stav pacientů a zajistit tak jejich větší dechovou rezervu.

3.1.4.6 Dekubity

Dekubity jsou jednou z nejčastějších komplikací po míšním poranění vůbec. Pokud se objeví v akutní fázi, je to z důvodu špatné ošetřovatelské péče, zatímco v chronickém stádiu je na vině většinou nepozornost nebo zanedbání ze strany pacienta.

Dekubit se může rozvinout ze zdánlivě nepodstatného narušení kožního krytu (například zarudnutí, oděrka). Rizikovým faktorem pro jeho vznik je dlouhodobě zaujatá poloha beze změny a bez antidekubitální pomůcky (např. v dopravních prostředcích). V chronické fázi se dekubity mohou tvořit v návaznosti na jiné primární onemocnění nebo při hospitalizaci pro jiné onemocnění.

Tradiční léčba dekubitu sestává zejména z úplného odlehčení postižené oblasti. Pokud se toto neprovede včas nebo vůbec, může dojít k rozšíření dekubitu do hloubky. Infekce pak může zapříčinit rozvoj chronické osteomyelitidy (Kříž & Hyšperská, 2009).

V případě, že vznikne špatně léčitelný rozsáhlý dekubit, je třeba často zahrnout i plastickou léčbu (Riebelová et al., 2000).

Jak bude popsáno dále v textu, je pro prevenci dekubitů vhodnou metodou i FES. Například nejčastěji ohrožená oblast sedacích hrbolů může být dostatečně chráněna hypertrofií gluteálního svalstva, které lze dosáhnout terapií pomocí FES (Kern et al., 2010; Fornusek & Davis, 2004; Mohr et al., 1997).

3.1.5 Metabolické změny po míšním poranění

Po poranění míchy dochází k výrazným změnám v tělesné kompozici ve smyslu úbytku aktivní hmoty (tukoprostá hmota). Tento úbytek je přímo úměrný době od vzniku léze. Je větší u lézí kompletních než nekompletních, a to u paraplegiků i tetraplegiků. Velkou částí se

na něm podílí ztráta svalové hmoty končetin, ale i kostní hmoty (Kříž, Hlinková & Slabý, 2014). Množství zachované aktivní hmoty je přímo ovlivněné spasticitou. Gorgey et al. (2010) hovoří o 22% rozdílu ve velikosti stehenních svalů ve prospěch spastických oproti plegickým. Úbytek aktivní hmoty následně vede k abnormalitám v oblasti metabolismu, zvýšení rizika rozvoje obezity, metabolického syndromu a kardiovaskulárních chorob (Kříž et al., 2014). Jak bude v dalším textu této práce zmiňováno, fyzická aktivita včetně terapie prostřednictvím FES může působit velmi přínosně v odvracení či zmírňování těchto nepříznivých změn. Nyní se zaměříme na konkrétní oblasti, které jsou po míšní lézi z hlediska metabolismu ovlivněny především.

3.1.5.1 Svalová tkáň

Po míšní lézi dochází k úbytku svalové hmoty a zmenšení vláken na průřezu. Kromě toho se mění poměr rychlých glykolytických svalových vláken (typ 2X) k pomalým oxidačním (typ 1). Vysvětlení lze nalézt ve dvou mechanismech. Zaprvé, je to následek atrofie svalových vláken, která byla ve svalu přítomna, když došlo k míšní lézi. U denervovaného svalu se rychlost atrofie liší pro vlákna typu 1 a 2. Zadruhé, změnou fenotypu svalových vláken postupně narůstá převaha rychlých vláken, transformace tedy probíhá směrem k typu 2X (Biering-Sørensen, Kristensen, Kjaer & Biering-Sørensen, 2008; Burnham et al., 1997). Terapie pomocí FES může působit opačným směrem, tedy přestavbou vláken směrem k pomalejším typům (Mohr et al., 1998).

Ve svalech pod úrovní léze se také snižuje poměr kapilár vůči svalovým vláknům. Také ubývá transportních proteinů pro glukózu (GLUT4) a autoři naznačují i zpomalení signalizace prostřednictvím druhých poslů po aktivaci inzulinového receptoru (McCully, Mulcahy, Ryan & Zhao, 2011).

3.1.5.2 Glukózový metabolismus

Vlivem poklesu citlivosti inzulinových receptorů dochází k inzulinové rezistenci. Pokud ji vzniklá hyperinzulinemie nedokáže kompenzovat, nastává porucha glukózové tolerance. Protože průměrná lačná glykemie u těchto osob nepřekračuje normální rozmezí nebo je jen lehce zvýšená, tato glukózová intolerance se připisuje zejména popisované periferní inzulinové rezistenci. Další rozvoj těchto metabolických změn může vyústit až v diabetes mellitus 2. typu (Kříž et al., 2014; Khalil et al., 2013; Bauman & Spungen, 2008).

Není to však pouze inzulin, který řídí vstup glukózy do buňky. Ukazuje se, že prostřednictvím aktivního i pasivního pohybu lze ovlivnit počet a míru aktivity transportérů GLUT4. Fyzická aktivita také zvyšuje aktivitu glykogensyntázy. Aktivita (i ve smyslu pohybové terapie) může být tedy nástrojem k regulaci výše uvedených změn. (Kříž et al., 2014; Bauman & Spungen, 2001). Gorgey et al. (2010) toto tvrzení podporuje studií, ve které spastické svaly prokázaly vyšší citlivost na inzulin a zlepšení vychytávání glukózy.

3.1.5.3 Lipidový metabolismus

Po míšní lézi jsou ovlivněny faktory regulující metabolismus tuků. Jedná se o tělesné složení, periferní inzulinovou rezistenci, hladinu katecholaminů, fyzickou aktivitu a výkonnost. Výsledkem je pokles hladiny HDL a zvýšení LDL cholesterolu. Tyto změny lipidového profilu zvyšují aterogenní riziko a mohou tak zapříčiňovat větší četnost kardiovaskulárních onemocnění u spinální populace (Gorgey et al., 2010; Schmid et al., 2008). Terapie prostřednictvím FES může příznivě ovlivňovat jak lipidový, tak glukózový metabolismus (Ragnarsson, 2008).

3.1.5.4 Bazální metabolismus

Bazální metabolismus představuje největší složku energetického výdeje jedince. Z největší části je ovlivněn množstvím aktivní hmoty (u spinálních pacientů i zdravé dospělé populace), lze tedy usuzovat, že redukce svalové hmoty po míšní lézi obecně snižuje klidový metabolismus oproti hodnotám zdravé populace. V případě, že je aktivní tělesná hmota zachována vlivem spasticity, změny klidového metabolismu se nemusí projevit v tak významné míře (Kříž et al., 2014; Gorgey et al., 2010). I zde se tedy nabízí terapeutické využití FES, které může udržovat či navyšovat objem svalové hmoty (Kern et al., 2010; Ragnarsson, 2008; Fornusek & Davis, 2004).

3.1.6 Klasifikace míšních lézí

Nástrojem k hodnocení stavu konkrétního pacienta po míšním poranění je kromě běžného neurologického vyšetření klasifikace těchto lézí. Používají se k tomu mezinárodní standardy (International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury; ISNCSCI) dělící míšní léze podle úrovně a podle rozsahu. Rozsah je určen škálou AIS (ASIA Impairment Scale), AIS A znamená kompletní míšní lézi, B senzitivně nekompletní, C a D motoricky nekompletní (liší se v síle klíčových svalů pod úrovní léze) a AIS E značí normální motorickou a senzitivní funkci, přičemž rozhodující pro odlišení kompletní a nekompletní léze je vyšetření volní anální kontrakce a hlubokého análního tlaku. Neurologická úroveň míšní léze (NLI) se určuje dle hodnocení senzitivní a motorické úrovně léze. Senzitivní úroveň zohledňuje citlivost na lehký dotyk a rozlišení ostrého a tupého předmětu, zatímco motorická vychází z vyšetření svalové síly tzv. klíčových svalů pro horní a dolní končetiny a na trupu se považuje za shodnou s úrovní senzitivní (Kříž et al., 2014; American Spinal Cord Injury Association, 1982).

Od svého vzniku v roce 1982 jsou ISNCSCI pravidelně revidovány; nejnovější revize je z července 2013. Přinesla úpravy formulací v rámci hodnocení NLI, změnu designu formuláře pro jeho lepší přehlednost a také doplnění konceptu tzv. neklíčových svalů, které pomáhají lépe rozlišovat mezi úrovní AIS B a AIS C. Výsledkem je větší citlivost hodnocení v rámci těchto standardů a tedy lepší možnost zachycení neurologických změn. Proto by měl být používán u všech pacientů s akutně vzniklou míšní lézí (Kříž et al., 2014; Kirshblum, 2013).

Neurologický vývoj je velmi obtížné předpovídat bezprostředně po míšní lézi. Pakliže se nejedná přímo o transverzální lézi, ale o míšní kontuzi, velkou roli hraje omezení mikrocirkulace při sekundárním poranění (hematom, otok a ischémie). Další příčinu nesnadné predikce představuje míšní šok, po jehož odeznění může dojít k vývoji neurologického obrazu. Z těchto důvodů se u všech pacientů po poranění míchy neurologický a funkční stav určitým způsobem zlepšuje. Tyto změny bývají významnější u nekompletních lézí. U sledovaného souboru 113 pacientů hospitalizovaných na spinální jednotce FN Motol v letech 2006-2012 došlo v průběhu jednoho roku od poranění ke zlepšení neurologické úrovně léze nejméně o jeden segment ve 48,72%. Posun z úrovně AIS A na AIS B-D (změna kompletní léze na nekompletní) byl přítomen ve 29,73%, z AIS B na AIS C/D ve 37,5% a z AIS C na AIS D v 92,31%. Změny ve funkčních schopnostech byly ještě výraznější. Změny u spinálních pacientů je důležité zjišťovat a zaznamenávat prostřednictvím příslušných postupů (Kříž, Hyšperská, 2014; Van Hedel, 2012).

3.2 Funkční elektrická stimulace – obecné údaje

3.2.1 Principy FES

Pro svalovou kontrakci v rámci funkční elektrické stimulace se obvykle využívá stimulace periferního nervu kdekoliv v jeho průběhu. Toto použití je bezpečnější pro časté

používání než aplikace proudu přímo do svalového vlákna, jelikož v druhém jmenovaném případě by byl pro generaci akčního potenciálu potřebný více než stonásobně silnější stimul. Pokud se tedy stimuluje prostřednictvím periferních nervů, je třeba, aby byl zachován dolní motoneuron a stejně tak i nervosvalová ploténka (Ragnarsson, 2008). Na základě studie s laboratorními zvířaty byl vysloven názor, že efekt FES terapie nespočívá pouze čistě v důsledcích motorického účinku elektrostimulace, ale že se zde uplatňuje také zpětná vazba ze svalových, šlachových a kloubních proprioceptorů do míchy, kde jakožto aferentní vstup může tato informace vést k úpravě plastických míšních okruhů (Hook & Grau, 2007).

Pro vlastní stimulaci se využívají výboje elektrických proudů vyvolávající v motorických nervech akční potenciály, které, dovedeny ke svalu, způsobují jeho kontrakci. Použitý proud může být monofázický i bifázický; častěji je však využíván proud bifázický. Ten poskytuje lepší kontrolu nad sílou svalové kontrakce a nenese tolik rizik ve smyslu tkáňového poškození. Amplituda proudu a jeho trvání jsou ovlivněny sílou svalové kontrakce, počtem aktivovaných nervových vláken a jejich velikostí. Silná nervová vlákna jsou snadněji stimulovatelná než slabá a jelikož silná vlákna obecně inervují více svalových vláken, jsou tyto motorické jednotky aktivovány s menší dodávkou proudu než malé jednotky. Dalšími důležitými parametry jsou typ proudové křivky a frekvence. Ta musí být natolik velká, aby způsobila hladkou svalovou kontrakci (Ragnarsson, 2008; Peckham & Gorman, 2004; Baker, McNeal, Benton, Bowman & Waters, 1993; Gorman & Mortimer, 1983).

3.2.2 Komponenty FES

Mezi hlavní komponenty FES systémů zahrnujeme zdroj proudu, kontrolní jednotku (mikroprocesor), stimulátor, kabely pro přenos proudu, elektrody a senzory (Ragnarsson & Baker, 2001). Zásadní rozdíl je v umístění a typu elektrod a tedy charakteru dodávky

proudu. Obecně rozlišujeme FES systémy transkutánní (povrchové), perkutánní a implantované. V povrchových FES systémech je proud dodáván prostřednictvím elektrod umístěných na kůži nad stimulovanými nervy či motorickými body. Tyto systémy jsou relativně finančně nenáročné a často indikovány pro terapeutické či krátkodobé použití. Nevýhodou tohoto způsobu však může být bolest při stimulaci, pokud je zachována senzitivita, a dále omezená možnost stimulovat izolovaně jednotlivé specifické svaly, s tím, že hluboce uložené svaly se nemusí podařit aktivovat vůbec.

Perkutánní použití vyžaduje implantaci elektrod skrz kůži a jejich umístění k motorickému bodu stimulovaného svalu. Jelikož kabely zůstávají vedeny skrz kůži, hrozí riziko infekce či granulomu. Dnes se již v klinickém použití preferují implantované systémy (Knutson, Naples, Peckham & Keith, 2002).

U implantovaných FES systémů jsou v těle zavedeny elektrody, kabely a stimulátor, externě potom zůstává řídicí jednotka a napájecí zdroj. Elektrody jsou zde zavedeny chirurgicky k nervu (epineurální), k motorickému bodu (epimysiální) či do svalu samotného (intramuskulární), přičemž epineurální způsob se používá například u stimulace bránice či močového měchýře. Použití epimysiálních elektrod přináší minimální poškození tkání a jejich uplatnění je zejména u horních a dolních končetin. Intramuskulární elektrody jsou výhodné při stimulaci velmi malých a hluboce uložených svalů (Ragnarsson, 2008; Uhlir, Tripolo, Davis & Bieri, 2004; Kilgore et al., 2003).

Dalších využitelných součástek je celá řada a jejich technické specifikace jsou otázkou konkrétního využití a jejich popis nad rámec této práce. Zde se stručně zaměříme pouze na přístroj RT300™ (Restorative Therapies, Baltimore, MD, USA) využívaný pro rehabilitační účely na Spinální jednotce při Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK

a FN Motol. Tento přístroj (Obr. 1) byl používán i v kazuistice této práce. Skládá se z vlastního těla přístroje s motorem a napájecím kabelem, šlapacích pedálů s držadly na lýtka a bezpečnostními popruhy, popruhy pro upevnění vozíku k přístroji, výškově nastavitelného držáku, na kterém jsou umístěny rukojeti, kontrolní jednotka, stimulátor a ovládací displej. Od stimulátoru pak vedou kabely k elektrodám. Pacient při terapii sedí na vozíku upevněném k přístroji (RT300™ system: User Guide (UK), 2007).

Obr. 1: RT300™ system

3.2.3 Zpětná vazba a řízení

Ačkoliv moderní technologie nejsou schopny poskytnout tak kvalitní zpětnou vazbu jako za fyziologické situace senzorické orgány a nervový systém, informace o průběhu terapie mohou být sbírány prostřednictvím goniometrů a potenciometrů umístěných externě na končetiny pacienta. V případě přístrojové terapie si řídicí jednotka sbírá informace z daného

přístroje sama. Takto lze získat informace o pohybu a pozici v kloubech. Na základě toho mikroprocesor spočítá rychlost a zrychlení a upravuje nastavení stimulátoru (Loeb, Walmsley & Duysens, 1980)

Řídicí jednotka má tyto hlavní funkce: dodávka proudu ze zdroje do systému, sběr vstupních informací od uživatele a senzorů, transformace těchto informací prostřednictvím výpočtů do konkrétních příkazů a jejich přenos do stimulátoru. Existuje více možností, jak může uživatel vstupovat do systému, a to přes dotykový displej, joystick nebo přepínače využívající snímání síly dechu, myoelektrické signály, rozpoznání hlasu nebo pohybové senzory. Řízení stimulace může být formou tzv. otevřené (open loop) nebo uzavřené smyčky (closed loop). V případě otevřené smyčky jsou individuálně přednastaveny hodnoty pro stimulaci specifické funkce, a ta probíhá stále stejným způsobem bez úprav. Naproti tomu, v případě uzavřené smyčky řídicí jednotka automaticky upravuje elektrickou stimulaci na základě informací o změnách vyvinuté svalové síly a pohybu v kloubech (Ragnarsson, 2008).

3.3 Funkční elektrická stimulace u spinálních pacientů

Ragnarsson (2008) stanovuje kritéria pro efektivní využití FES následujícím způsobem:

- síla svalové kontrakce vyvolané stimulací musí být dostatečně velká, kontrolovatelná a opakovatelná
- elektrická stimulace nesmí způsobovat bolest
- dolní motoneuron musí být intaktní a nesmí dojít k poškození nervových struktur během stimulace
- způsob stimulace musí být pro uživatele přijatelný

Charakter užití FES spočívá v dosažení pohybů a specifických funkcí, jako je stoj, chůze, šlapání na kole (cycling), pohyby horní končetiny ve smyslu natažení se pro předmět (arm reaching), úchop a jeho uvolnění, vyprazdňování střeva a močového měchýře, dýchání, dosažení erekce a ejakulace. Některými takto získanými pohyby je možno dosáhnout pozitivních vlivů pohybové aktivity na organismus, jako je nárůst svalové hmoty, zlepšení stavu kardiovaskulárního systému, prevence a léčba dekubitů, osteoporózy a kontraktur, ovlivnění spasticity a zlepšení psychického stavu (Psilopoulos & Niewboer, 2008; Ragnarsson, 2008).

3.3.1 Klinické a elektrofyziologické prerekvizity

Aplikaci funkční elektrické stimulace u spinálních pacientů má předcházet klinické vyšetření dle ISNCSCI kvůli určení úrovně a rozsahu míšní léze. Pokud se jedná o stimulaci končetin, měly by být posouzeny také změny svalového tonu ovlivňující funkci končetin a změny způsobující omezení aktivního nebo pasivního pohybu (svalové a kloubní kontraktury, heterotopické osifikace). Stav a případné poškození periferního nervového systému lze ověřit pomocí neurofyziologických metod, a to neurografie (tuto metodu lze použít již v průběhu prvních deseti dnů po traumatu) nebo jehlové elektromyografie, která však zobrazuje známky denervace až v období 20-30 dnů po míšním poranění (Popovic, Curt, Keller & Dietz, 2001).

3.3.2 FES v různých fázích míšního poranění

Jak bylo řečeno výše, v rámci rehabilitace pacientů čerstvě po míšní lézi se dává přednost použití povrchových stimulačních technologií, a to zejména na končetinách. Mohou být totiž snadno upraveny nebo, v případě upuštění od stimulace z různých důvodů, odebrány

bez následků v podobě tkáňového poškození chirurgickým přístupem (Mangold, Keller, Curt, Dietz, 2005). Toto tvrzení podporují i další autoři ve svých studiích (Ragnarsson, 2008; Popovic et al., 2001).

Popovic et al. (2001) dodává, že funkční trénink v časné fázi má tři možné výstupy:

- systém se v zamýšlené funkci neosvědčí nebo pacient není dostatečně motivován k jeho používání,
- dojde k úpravě stimulované funkce, tudíž k ní není třeba dalšího využití FES,
- pacient je schopen danou funkci vykonávat pouze za pomoci FES,

přičemž ve třetím případě by mělo být pacientovi doporučeno užití FES jakožto protetického zařízení, případně, pokud mu systém vyhovuje a denně ho využívá, měl by se zvážit systém implantovaný, pokud existuje takový s adekvátní funkcí.

Implantované systémy mohou být použity až v době, kdy již není očekáván další návrat neurologických funkcí, tzn. u končetin až po dobu dvou let. Nespornou výhodou však je jejich lepší manipulovatelnost a menší časová náročnost. Navíc je tu možnost mnohem přesnější stimulace jednotlivých i hlubokých svalů (Ragnarsson, 2008; Popovic et al., 2001).

3.3.3 Funkční užití FES

Tato kapitola je věnována přehledu jednotlivých oblastí, v nichž lze funkční elektrickou stimulaci u spinálních pacientů použít.

3.3.3.1 FES systémy pro horní končetiny

Dostupné systémy pro stimulaci horních končetin zahrnují jak povrchové, tak perkutánní a implantované formy. Zajišťují palmární úchop, využitelný k manipulaci

s většími předměty, a laterální úchop pro předměty menší. Bývá zde omezená možnost využití FES systémů kvůli častému poničení dolních motoneuronů v poraněné krční míše, avšak zejména u lézí v segmentu C6/7 je z důvodu velmi variabilního návratu funkce v akutní fázi poranění výhodné systémy FES využít. Možným výsledkem je pak náhradní funkční úchop (pasivní flexe prstů je vyvolána aktivní extenzí zápěstí), který usnadňuje sebeobsluhu pacienta a zvyšuje jeho nezávislost (Mangold et al., 2005, Ragnarsson, 2008).

Mangold et al. (2005) uvádí, že úspěšná stimulace úchopu v rámci ADL je podmíněna dostatečnou silou proximální části horní končetiny, tzn. že musí být schopna trojdimenzionálního pohybu. Největší pokroky v ADL byly zaznamenány u osob, které před využitím FES nebyly schopny funkčního úchopu a/nebo u nich nebyl možný úchop oběma rukama. Popovic et al. (2011) v klinické studii sledovali účinnost FES při navrácení funkce horních končetin subakutním pacientům po nekompletní míšní lézi (C4-C7, AIS B-D). Ukázalo se, že FES poskytnutá navíc ke standardní rehabilitaci vede k signifikantně lepším výsledkům ve funkčních testech než samotné standardní RHB postupy.

Povrchové FES systémy v podobě neuroprotéz je vhodné využít v časné fázi rehabilitace. Příkladem může být Bionic Glove v podobě rukávu, kde povrchové elektrody jsou umístěny na kůži nad flexory a extensory prstů. Stimulace se dosahuje prostřednictvím volní extenze zápěstí pro úchop a volní flexe zápěstí pro jeho uvolnění. Přínosy tohoto systému nejsou dostatečné vzhledem k problémům při dosahování selektivní stimulace svalů a tedy ovládání zápěstí (Peckham & Knutson, 2005). V současné době se v tomto duchu využívá systém NESS H200 (dříve Handmaster), který má podobu nastavitelné ortézy na zápěstí a ruku (Obr. 2). Obsahuje pět zabudovaných povrchových elektrod pro stimulaci extenzorů a flexorů prstů a palce. Tím se dosahuje palmárního a laterálního úchopu. Bylo

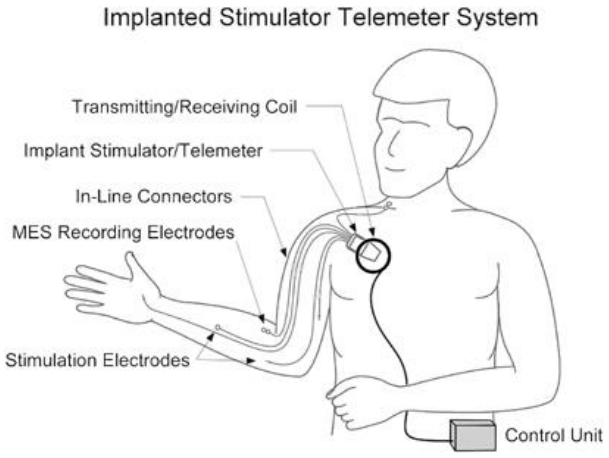
prokázáno, že tento systém je velmi výhodný ke zkvalitnění funkčních pohybů horní končetiny pro tetraplegické pacienty s úrovní léze C5 nebo C6 (Peckham & Knutson, 2005; Alon & Mc Bride, 2003).

Obr.2: NESS H200

Perkutánní systémy se dříve používaly v případech, které dnes spíše zajišťují jejich nástupci v implantované formě. Při jejich použití se dosahuje také palmárního a laterálního úchopu se současnou výhodou výskytu menšího počtu infekcí (Ragnarsson, 2008; Popovic M. R., Popovic D. B. & Keller, 2002).

V oblasti implantovaných FES systémů pro horní končetinu dovoluje nejnovější generace přístrojů (Obr. 3) stimulaci více svalů, což přináší lepší výsledky v dosažené funkci horní končetiny ve smyslu jednak kvalitnějšího úchopu a jednak možnosti stimulace dalších pohybů – pronace předloktí a extenze loketního kloubu. Je to zejména díky většímu počtu elektrod než má starší systém Freehand, tj. dvanáct oproti původním osmi. Tyto systémy jsou ovládány jiným způsobem než starší generace, která měla senzory pro detekci volních pohybů kontralaterálního ramenního kloubu, jimiž se řídilo otevírání a zavírání ruky stimulované končetiny. Nově se využívá senzorické informace přímo ze stimulované končetiny prostřednictvím elektromyografie volně ovládaných svalů, většinou extenzorů zápěstí,

a implantovaných senzorů pohybu přímo v zápěstí, přičemž extenze zápěstí většinou indukuje úchop a flexe zápěstí jeho uvolnění. I další svaly, např. z krční oblasti nebo ipsilaterálního ramenního kloubu mohou být využity pro ovládání systému. Každopádně v tomto novějším přístupu odpadá nutnost využití kontralaterálního ramenního kloubu. Je tedy možné jej využít bilaterálně (Ragnarsson, 2008; Knutson, Audu & Triolo, 2006; Peckham & Knutson, 2005).



Obr. 3: Implantovaný FES systém pro horní končetinu

3.3.3.2 FES systémy pro dolní končetiny

V současnosti jsou nejvýznamnějšími funkcemi dosažitelnými pomocí různých forem FES systémů stoj, přesuny, cyklické šlapání v ergometru (FES-leg cycle ergometry; FES-LCE; využívané spíše pro terapeutický trénink) a chůze s lokomočními pomůckami na krátké vzdálenosti. Nutností pro tyto funkce je ovšem využití nejpokročilejších FES systémů s řízením formou uzavřené smyčky a navíc s využitím možností moderní ortotiky (Ragnarsson, 2008).

I když tyto funkce jsou bezesporu klinicky velmi významné, nepředpokládá se, že by pohyb stimulovaný FES systémy měl nahradit v podobě funkční chůze invalidní vozík jakožto

hlavní pomůcku pro lokomoci spinálních pacientů v chronické fázi onemocnění. Je tomu tak z různých důvodů: velká spotřeba energie spojená s velkou hmotností baterie, nízká rychlost chůze, omezená stabilita související s chybějící propriocepcí z dolních končetin, nedostatečná odpověď na stimulaci, neadekvátní koordinace aktivovaných svalů a další (Ragnarsson, 2008; Peckham & Gorman, 2004).

Nicméně, využití FES je velmi vhodné u inkompletních lézí, kde může přispět k obnovení ztracených funkcí. Klinické studie ukazují, že pacientům po inkompletní míšní lézi se s FES-LCE tréninkem mohou zlepšovat schopnosti chůze (Thrasher, Flett & Popovic, 2006; Donaldson, Perkins, Fitzwater, Wood & Middleton, 2000).

Pro stimulaci funkcí stoje, přesunů a chůze je důležité vzít v potaz následující:

- nejvhodnějšími kandidáty jsou osoby s lézí v úrovni T4-T12 se zachovanými dolními motoneurony a dobrou svalovou silou horního trupu
- pro stabilitu a bezpečnost během nácviku je třeba využít chodítko
- většina systémů vyžaduje současné použití speciálních ortéz (ankle foot orthoses; AFO)
- rychlost stimulované chůze je malá a výdej energie velký

V rámci povrchové stimulace dolních končetin je využíván systém Parastep® (Obr. 4), který vychází z následujícího principu: švihové fáze kroku se dosáhne prostřednictvím stimulace peroneálního nervu, která vyvolá flexi kyčelního, kolenního i hlezenního kloubu, zatímco m. quadriceps femoris stojné dolní končetiny je stimulován za účelem zajištění extenze. Noha pak došlápne pomocí extenze kolene dosažené stimulací m. quadricepsu femoris končetiny ve švihové fázi. Stojná fáze obou končetin – dvojitá opora – je vytvořena

opět stimulací kvadricepsů, nyní na obou dolních končetinách. Systém Parastep® umožňuje použití buď čtyř, nebo šesti elektrod. V druhém případě jsou stimulovány bilaterálně navíc ještě gluteální svaly (Ragnarsson, 2008; Bajd, Kralj, Turk, Brenko & Šega, 1983). Klose et al. (1997) uvádí, že po dvou až třech desítkách terapií byli všichni pacienti účastnící se studie schopni pomocí Parastep® systému s chodítkem stát a přesouvat se na krátké vzdálenosti.

Obr. 4: Chůze se systémem Parastep®

Za využití podobného principu byly vyvíjeny i implantované systémy. Použití perkutánních elektrod přineslo lepší možnosti oslovení hlubších svalů a spolehlivější odpovědi na stimulaci, než tomu bylo v případě elektrod povrchových (Marsolais & Kobetic, 1987). Plně implantované systémy se jeví vhodnějšími pro dlouhodobé použití díky jejich komfortu, vzhledu a spolehlivosti (Knutson et al., 2006). Zástupci této kategorie jsou VA Standing System nebo CWRU Standing System, jejichž implantovaná část je složena z epimysiálních nebo intramuskulárních elektrod, spojovacích kabelů a standardně

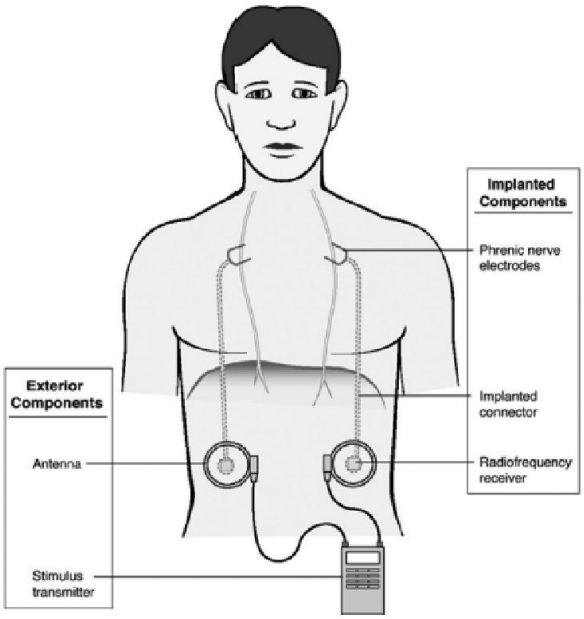
osmikanálového přijímače-stimulátoru. U kompletních lézí se využívá až šestnáctikanálové stimulace, kdy jsou elektrody umístěny oboustranně do kvadricepsů, gluteálních svalů, vzpřimovačů páteře a dále do flexorů kyčelního kloubu a dorziflexorů hlezna. S tímto systémem, chodítkem a volitelně AFO ortézami byli pacienti schopni stát průměrně více než deset minut a někteří byli dokonce schopni volně pohybovat jednou horní končetinou nad úrovní ramen v průběhu stoje (Knutson et al., 2006, Kobetic et al., 1999).

Za účelem větší stability během stimulované funkce stoje a lokomoce se mohou využít speciální ortézy (RGO), což jsou v podstatě AFO ortézy napojené kloubními spoji v oblasti kyčelních kloubů na thorakolumbosakrální část ortézy, v kombinaci se čtyřkanálovou povrchovou elektrostimulací – m. rectus femoris pro flexi a hamstringů pro extenzi v kyčelních kloubech. Tento druh stimulace se nazývá hybridní a ve srovnání se samotným použitím FES nebo RGO prokazuje nižší spotřebu energie potřebné pro chůzi. Tento systém není široce používán kvůli omezené délce kroku a mechanickým komplikacím s ortézami (Knutson et al., 2006, Marsolais & Kobetic, 1987, Solomonow et al., 1997a; Solomonow et al., 1997b).

Dalším příkladem kombinovaného použití FES systému představuje Praxis system, původně používaný pouze pro dolní končetiny. Svou 22kanálovou stimulací prostřednictvím implantovaných epineurálních elektrod působí navíc i na funkci močového měchýře a střeva, přičemž k lokomoci se využívají i AFO ortézy a případně i další pomůcky podle potřeb konkrétního pacienta (Johnston et al., 2005).

3.3.3.3 FES systémy pro dýchací svaly

Prakticky u každé kompletní tetraplegie je přítomen určitý stupeň postižení funkce dýchání. V případech vysoké krční léze, kdy jsou však zachovány dolní motoneurony segmentu C3, 4 a 5, je možná elektrická stimulace frenických nervů za účelem zajištění dýchání bez závislosti na ventilátoru. Tato technika je známá jako elektrofrenická respirace (EPR; Obr. 5). Podmínkou pro užití těchto systémů je funkční zachování frenických nervů, zdravé plíce a dýchací cesty, dobrá tolerance sedu, silná motivace pacienta a podpora rodiny. Před zvážením EPR se doporučuje vyčkat nejméně 4-6 měsíců po míšním poranění, jelikož u mnoha pacientů s vysokou lézí dochází ke spontánní úpravě funkce bránice v prvním roce po poranění (Ragnarsson, 2008).



Obr. 5: Ukázka funkční elektrické stimulace bránice

Efektivitu tréninku inspiračních svalů u tetraplegiků dokumentují Uijl, Houtman, Folgerin & Hopman (1997) ve studii, která prokázala zvýšení vytrvalostní kapacity těchto

svalů po šestitýdenním tréninku s frekvencí dvakrát denně po patnácti minutách. Tento trénink neměl efekt na sílu nádechových svalů, nicméně bylo zdokumentováno zvýšení aerobní výkonnosti při cvičení.

Frenické nervy jsou FES systémem stimulovány prostřednictvím elektrod implantovaných bilaterálně buď v krční, nebo hrudní oblasti. Elektrody jsou spojeny kabely s radiofrekvenčním přijímačem/stimulátorem zavedeným subkutánně do anteriorní hrudní stěny. Externě je potom řídicí jednotka s dobíjecí baterií, z níž se přenáší příkazy a proud skrz anténu připevněnou na kůži nad stimulátorem. Výsledkem stimulace je pak kontrakce bránice, která vede ke snížení nitrohrudního tlaku a tím pádem nádechu. Výdech nastává po skončení stimulace, tedy relaxací bránice. Vhodná frekvence stimulů je obvykle 8-14 za minutu (Ragnarsson, 2008).

K účelům EPR se využívají tři systémy lišící se v použitých elektrodách. Avery Breathing Pacemaker System používá monopolární nebo bipolární elektrody typu nervové manžety, u systému Atrostim Phrenic Nerve Stimulator je to čtyřpólová sekvenční stimulace (každá elektroda má čtyři stejně rozmístěné kontakty s nervem, které jsou stimulovány sekvenčně), takto se aktivují v čase různé části nervů a bránice samotné, což může působit pozitivně oddálením svalové únavy bránice. Systém MedImplant používá stimulaci ve formě tzv. kolotoče (Carousel), čtyři elektrody jsou zde přišity k epineuriu každého frenického nervu a stimulace probíhá též sekvenčně po jedné elektrodě na každém nervu, tudíž také předchází neadekvátnímu namáhání bránice (Ragnarsson, 2008; Creasey, 1996).

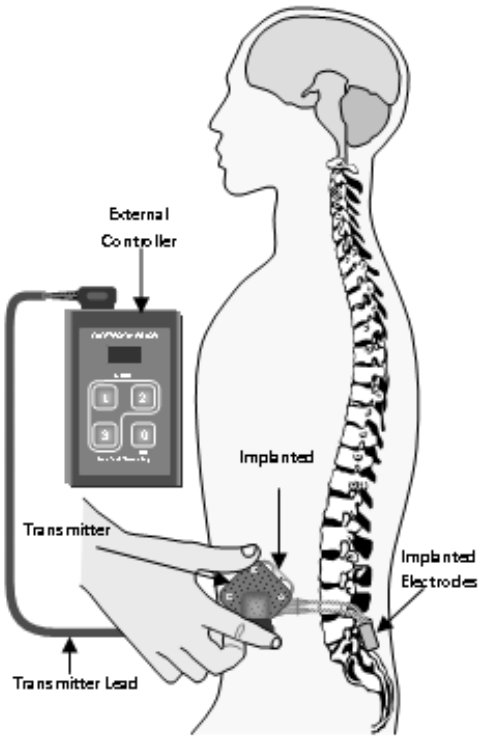
Počáteční stimulace probíhá formou 10-15 minutových cvičebních úseků každou hodinu a za 2-3 měsíce je obnova funkcí bránice považována za ukončenou. Cílem těchto systémů je dosáhnout dýchání pouze za pomoci EPR během dne, případně později i v noci. Jejich

nevýhodou je nemožnost zprostředkování efektivního kašle, ke kterému by byla potřeba i aktivita břišních a mezižeberních svalů. Další nevýhodou je riziko obstrukce horních dýchacích cest během noci kvůli nesynchronnímu zapojení stimulované bránice vůči svalům právě v oblasti horních cest dýchacích. Zmíněné obtíže se řeší otevřenou tracheostomií během noci a pravidelným odsáváním. Za předpokladu, že pacient je správně indikován, sledován a jsou vhodně zvoleny parametry stimulace, se u EPR stimulovaného dýchání nevyskytuje více respiračních komplikací než při využití mechanické ventilace a ve srovnání s ní přináší pacientovi zlepšení fyzického i emočního komfortu, komunikace, mobility a vzhledu. Tyto faktory pak mohou vést k lepší sociální integraci (Ragnarsson, 2008).

3.3.3.4 FES systémy pro vyprazdňování

Z anatomie je známo, že sakrální nervové kořeny motoricky inervují vnější uretrální a análním sfinktery a také poskytují parasympatickou preganglionovou inervaci hladkým svalům močového měchýře, konečníku, sfinkterů a erektilních tkání. Ze zmíněných orgánů je do míchy vedena senzitivní inervace také prostřednictvím těchto kořenů. Jejich stimulací můžeme dosahovat řízeného vyprazdňování a kontinence. Toho využívá Finetech-Brindley System (Obr. 6), většinou bilaterálně a extradurálně prostřednictvím kořenů S2, S3 a S4. Systém je řízený stimulátorem umístěným v přední břišní stěně, do kterého jsou anténou vysílány příkazy a napájení z externí řídicí jednotky s baterií (Creasey et al, 2001; Brindley, 1974). Další možností je umístění elektrod intradurálně pouze na přední sakrální míšní kořeny. Tento způsob přináší možnost přesnější stimulace, avšak jeho nevýhody spočívají ve větším riziku poškození nervových struktur a úniku míšního moku. Za účelem navýšení kapacity močového měchýře, zamezení inkontinenci v intervalech mezi stimulacemi, snížení rizika autonomní dysreflexie a poruchy synergie svěrače a detrusoru bývá indikována zadní

rhizotomie S2-S4, která s sebou přináší ztrátu reflexní erekce a ejakulace. Pacienti indikováni k funkční elektrické stimulaci močového měchýře musí splňovat následující kritéria: kompletní suprasakrální léze a v anamnéze potíže s jinou metodou vylučování moči, jako např. nekontrolovatelná inkontinence či nejméně tři proběhlé močové infekce za poslední rok (Creasey et al, 2001).



Obr. 6: Finetech Brindley system

Prostřednictvím stimulace předních sakrálních kořenů a parasyspatických vláken v rámci tohoto způsobu použití FES dochází i ke zlepšení kolorektální motorické aktivity, což má za důsledek snížení potíží se zácpou díky navýšení frekvence defekace, přičemž inkontinence stolice nenarůstá (Creasey et al, 2001; Varma et al., 1986).

Pokud jsou intaktní přední míšní kořeny v sakrální oblasti, především kořen S2, jejich stimulace vede k erekci. Ta se tedy může objevit během stimulace FES systémem pro močový měchýř, sama však není indikací pro implantaci FES systému vzhledem k existenci vhodnějších prostředků pro vyvolání erekce po míšní lézi. I ejakulace se dosahuje mnohem vhodněji jinými prostředky, např. jednorázově rektální sondou (Biering-Sørensen & Sønksen, 2001; Brindley, 1991).

3.3.4 Terapeutické užití FES

3.3.4.1 Základní principy

V rehabilitaci spinálních pacientů může FES působit příznivě, zejména u chronických kompletních lézí, na rizika sekundárních komplikací (kardiovaskulární komplikace, dekubity, maladaptované svaly, snížená kostní denzita). Vyvolaná kontrakce plegických svalů končetin zlepšuje cirkulaci, a tedy zvyšuje srdeční výdej. Zvýšený srdeční výdej a také spotřeba kyslíku je přítomna jak u paraplegických, tak tetraplegických pacientů, přičemž u paraplegiků je tento efekt zřejmě větší. Zvýšená spotřeba kyslíku může být způsobena přírůstkem aktivní svalové hmoty, ale i zapojením periferní svalové pumpy. Obecně vzato, efekt FES terapie je závislý na více faktorech. Jedním z nich je objem aktivované svalové hmoty – elektricky stimulované cvičení dolních končetin je účinnější než jeho použití na horní končetiny. Dalším faktorem je trvání a průběh terapie – souvislá aktivita se ukazuje být efektivnější než terapie charakteru krátkých sprintů. Při lézích pod úrovní T12 (kompletních i nekompletních) nemusí být využití FES účinné, neboť je zde přítomno poškození dolního motoneuronu, což znemožňuje odpověď na elektrostimulaci (Cassidy, Nunnerley, Freeman, Nicholls & Sinnott, 2012, Ragnarsson, 2008, Psilopoulos & Niewboer, 2008).

3.3.4.2 Efekt FES-leg cycle ergometry (FES-cycling, FES-LCE)

Nejrozšířenější formou terapeutického užití FES je stimulace cyklickým pohybem dolních končetin v ergometru prostřednictvím povrchových elektrod. FES-LCE trénink může i po letech od úrazu míchy přinést užitek zvyšováním aerobní kapacity, s tím, že čím nižší je počáteční aerobní zdatnost pacienta (např. léze staršího data, tetraplegie), tím většímu relativnímu vylepšení funkcí metabolismu dochází (Davis, Hamzaid & Fornusek, 2008). Dochází také k úpravě lipidového profilu, ubývá množství tukové tkáně mezi vlákny cvičených svalů, hodnoty glykémie se snižují a roste utilizace glukózy. Změny zahrnují i příznivé ovlivnění otoků dolních končetin, usnadnění hojení dekubitů i jejich prevenci ve smyslu nárůstu svalové hmoty, která zde plní protektivní funkci (Ragnarsson, 2008). Díky zvýšení kostní denzity může tato terapie vést i k prevenci osteoporózy (Bélanger, Stein, Wheeler, Gordon & Leduc, 2000; Mohr et al., 1997).

Odpovědí na FES-LCE trénink jsou také změny v oblasti svalů, jejich objemu, síly a výdrže. Postižené svaly po míšním poranění ztrácí sílu a výdrž v odpovědi na elektrostimulaci a vyvíjí se u nich atrofie. Bylo prokázáno, že u spinálních pacientů FES-LCE trénink způsobuje jak zvětšení objemu stehna (měřeno pásovou mírou i pomocí zobrazovacích metod), tak zlepšení vytrvalosti a síly stimulovaných svalů. Tento efekt se projevuje nejčastěji schopností jedinců absolvovat delší časové úseky terapie a zvyšováním odporu vlastního šlapání. Předpokládá se, že toto je způsobeno přestavbou svalových vláken rychlého typu 2 na pomalý typ 1 (Mohr et al., 1997). V neposlední řadě dochází k navýšení produkce endorfinu, zlepšení regulace hladiny kortizolu a jejímu přiblížení normálním cirkadiánním rytmům. Tyto efekty mohou přispět k úpravě depresivních a úzkostlivých stavů pacientů (Twins, Culpepper-Morgan, Ragnarsson, Petrillo & Kreek, 1992).

Pozitivní výsledky terapie ukazují Dolbow, Gorgey, Gater & Moore (2014) v případové studii paraplegické pacientky s chronickou kompletní míšní lézí. Po ročním domácím tréninku na FES-LCE došlo ke zvýšení aktivní hmoty (lean mass) na dolních končetinách o 4,1%, celkové aktivní hmoty o 7,7%. Její tělesná hmotnost nebyla výrazně změněna, avšak objem celkové tukové tkáně se snížil o 1,2% a tukové tkáně na dolních končetinách o 9,9%. Navíc se zvýšila kostní denzita, z 0,934 na 1,023. Tyto efekty naznačují, že dlouhodobě prováděná FEC-LCE terapie může snižovat riziko kardiovaskulárních a metabolických obtíží a přispět k udržování kostního zdraví.

3.3.4.3 Vliv kadence FES-LCE na terapii

Volba vhodné kadence ovlivňuje efekt terapie na FES-ergometru. Fornusek & Davis (2004) ve své studii ukazují, že nižší rychlost šlapání sice snižuje dosažený výkon, ale rozvíjí svalovou sílu, je tedy optimální pro trénink svalové hypertrofie. Tím může pozitivně ovlivňovat výskyt dekubitů, fraktur a snad i kostní denzity. Vyslovili však domněnku, že tento způsob terapie není vhodný pro zlepšování kardiorespiračních parametrů.

Tato studie byla později stejnými autory doplněna. Zkoumali, jak použitá rychlost ovlivňuje právě kardiorespirační odpověď a svalovou oxygenaci. Zjistili, že v tomto smyslu nejsou významné rozdíly mezi využitím nízkých a vysokých rychlostí a na základě toho vyslovili názor, že pro trénink aerobní vytrvalosti není téma použitých kadencí podstatné (Fornusek & Davis, 2008).

3.3.4.4 Vliv FES-LCE na svalový objem a prevenci dekubitů

U 85% dospělých osob po míšní lézi se v průběhu jejich života vyvine dekubit. Po míšním poranění dochází k postupné atrofii svalů pod úrovní léze a velký tlak v oblastech,

jako jsou sedací hrboly, tak přináší větší riziko vzniku této komplikace. Z MRI vyšetření se ukazuje, že největší napětí a zatížení v této oblasti se objevuje v gluteálních svalech, nikoliv v přilehlých tukových tkáních nebo v kůži; tím pádem je stimulace objemu těchto svalů žádoucí pro prevenci dekubitů (Liu & Ferguson-Pell, 2014; Linder-Ganz, Shabshin, Itzchak & Gefen, 2007). Nárůst objemu svalové hmoty po FES-LCE terapii byl potvrzen více autory (Liu & Ferguson-Pell, 2014; Kern et al., 2010; Duffell, Rowlerson, Donaldson, Harridge & Newham, 2010; Ragnarsson, 2008; Fornusek, Davis, 2004; Mohr et al., 1997). Liu & Ferguson-Pell (2014) navíc prokázali, že hodnoty tlaku v oblasti sedacích hrbolů se po FES snižují, a to takto: „peak pressure“ (nejvyšší hodnota tlaku v oblasti sedacích hrbolů) v průměru o 22% a „gradient at peak pressure“ (průměr mezi největší hodnotou v této oblasti a osmi okolními) v průměru o 25%, Poukázali také na to, že vyšší hodnoty amplitudy stimulačního proudu vedly k větší redukci tlaku v oblasti sedacích hrbolů.

3.3.4.5 Další možnosti terapie

Kromě zmiňovaného FES-cyclingu je možno využít i jiných možností FES-asistovaného tréninku k terapeutickému užití ve smyslu ovlivňování metabolismu nebo trofiky tkání. Setkáváme se s hybridními terapiemi, jako je kombinace FES-LCE s aktivním cvičením horních končetin v rumpálovém ergometru, či FES asistované veslování (FES rowing). Zde je motorem poháněný veslařský stroj doplněn čtyřkanálovou funkční elektrickou stimulací na kvadricepsy a hamstringy, je tedy stimulován extenční a flekční pohyb kolenních kloubů. Výhodou tohoto způsobu terapie je, že dochází ke zvýšení síly flexorů, extenzorů, abduktorů a adduktorů ramenního kloubu a může se tak zlepšit i stabilita ramenního pletence, což vede k prevenci pohybových obtíží v této oblasti (Kim, Park, Lee & Jeon, 2014).

4 PRAKTICKÁ ČÁST – KAZUISTIKA

Pro kazuistiku této práce byla vybrána pacientka po traumatické kompletní míšní lézi data staršího než dva roky (4.1.1 Anamnéza, 4.1.2 Kineziologický rozbor). Bylo indikováno patnáct terapií FES-LCE v rámci Spinální jednotky při Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol. Terapie byly provedeny v období od listopadu 2014 do ledna 2015 ve frekvenci dvakrát týdně. V průběhu zmíněného terapeutického období neabsolvovala pacientka žádnou další elektrostimulaci nebo jinou fyzikální terapii. Pacientka poskytla informovaný souhlas se svou účastí a využitím získaných materiálů v rámci této bakalářské práce.

4.1 Pacient

4.1.1 Anamnéza

Rok narození: 1965

Pohlaví: žena

RA: matka zemřela na kolorektální karcinom, otec a bratr zdráv, 3 synové ve věku 19, 24, 26 let zdrávi

OA:

- Běžné dětské nemoci prodělala
- Úrazy: viz NO
- Operace: Viz NO, dále st. p. appendektomii (v roce 1992), st. p. sterilizaci (v roce 2000), chronické bolesti břicha při v.s. adhezích, 3. porod sectio caesarea

- Hypertenze 0, ICHS 0, Diabetes 0, Hepatitis: neprodělala. Jiná onemocnění: pacientka vážněji nestonala

AA: náplast

FA: nyní sine

Abúzus: nekuřačka, alkohol příležitostně

Dispenzarizace: praktický lékař, NCH ÚVN, Spinální jednotka FNM

SPA: vdaná, žije s manželem v bezbariérovém rodinném domě, vysokoškolské vzdělání technického zaměření, dříve programátorka, poté účetnictví, nyní pracuje jako auditorka v bance

Sportovní anamnéza: handbike, posilovna, plavání, lyže

NO: Pacientka dne 12. 8. 2012 utrpěla pád ze stromu z výše 5m, bez poruchy vědomí, bezprostředně po úraze ztráta citlivosti a hybnosti DKK, gibus s dekonfigurací T páteře, tržná rána hlavy. Zjištěna kominutivní fraktura T11 s předozadním posunem a angulací, úlomky v páteřním kanálu, dne 13. 8. 2012 provedena zadní stabilizace T9-L1 (dr. Saur), 21. 8. 2012 provedena přední stabilizace, resekce T11, korekce šroubů (dr. Vaněk). Klinicky paraplegie s hranicí čití v oblasti třísel, neurogenní dysfunkce dolních močových cest a střeva. 30. 8. 2012 přijata k další péči a intenzivní rehabilitaci na SJ FNM. 31. 8. CT snímky konzultovány na spondylochirurgii (prof. Štulík), indikována reinstrumentace – 16. 9. 2012 provedena extrakce kovů, repozice, Socon T10-T12, posterolaterální déza T9-T12 (prof. Štulík). Přeložena zpět na spinální jednotku FNM. Pro izolovanou elevaci alkalické fosfatázy a lehce omezenou hybnost pravého kyčelního kloubu proveden RTG, vyloučeny heterotopické osifikace. Pacientka přeložena 12. 10. 2012 k plánovanému dalšímu SCH výkonu – extrakce

Hydrolift, Obelisc 20-0-25, štěpy (12. 10. 2012, prof. Štulík). Pooperačně bez komplikací, přechodně na JIP. Pacientka přeložena na SJ k další péči.

Následná rehabilitace: Rehabilitační ústav Kladruby (listopad 2012 – leden 2013), Centrum Paraple (prosinec 2013, prosinec 2014).

4.1.2 Kineziologický rozbor

Kineziologický rozbor byl proveden před zahájením terapií prostřednictvím FES-LCE. Vzhledem k době uplynulé od úrazu a dlouhodobě relativně stálému stavu pacientky nepředpokládáme změnu těchto vyšetřených údajů a nepokládáme za nutné tato vyšetření opakovat po skončení terapie.

Celkový stav: Pacientka orientovaná, spolupracující, bolest neudává (VAS 0/10)

Neurologická úroveň a rozsah míšní léze: T10, AIS A, stanoveno dle ISNCSCI (viz Přílohy)

Horní končetiny: Eutrofické, trofika i tonus stranově symetrické, bez omezení pasivní i aktivní hybnosti a svalové síly, bez patologických změn v čití, myotatické reflexy normální, symetrické, taxe přesná

Dolní končetiny: Hypotrofie svalstva DKK, povrchové ani hluboké čití není zachováno. Myotatické reflexy zvýšeny bilaterálně. Přítomny jsou spastické jevy extenční (reflex Babinského, Oppenheimův jev, Chaddockův jev, Gordonův fenomén, Schäfferův jev) i flekční (Rossolimův reflex, fenomén Žukovského-Kornilova, Mendelův-Bechtěrevův fenomén, Weingrowův jev) bilat. Spasticita dle Modifikované Ashwortovy škály na PDK stupeň 2, na LDK stupeň 1+. Bilat. bez fenoménu sklapovacího nože, klonus i pseudoklonus negativní. Addukčně-extenční spasmy, více na PDK. V sedě na lehátku s extendovanými

dolními končetinami PDK držena v ZR (35°). Bilat. zkrácení m. triceps surae, jinak DKK bez omezení ROM (viz Tab. 1).

	PDK	LDK
kyčelní kloub	S 15-0-140	S 15-0-145
	F 50-0-30	F 55-0-30
	R(S90) 85-0-45	R(S90) 85-0-50
kolenní kloub	S 5-0-150	S 5-0-150
hlezenní kloub	S 5-0-65	S 5-0-60

Tab. 1: Pasivní rozsahy DKK

Trup a postura: Laterální posun hlavy doprava, protrakce hlavy. Hypertrofie a hypertonus horních fixátorů lopatek (více na levé straně), protrakce ramen. Mírné thorakolumbální skoliotické držení (sinistro-konvexní v Th úseku), levý thorakobrachiální trojúhelník více vyjádřen, vleže na zádech prominence levého žeberního oblouku. Stabilita trupu vsedě narušena, nicméně je schopna sedu bez opory. SS dle ST: flexe trupu 3-, flexe trupu s rotací 5- bilat., extenze trupu 2, elevace pánve 4+ bilat.

Jizvy: v oblasti Th-L páteře, laterálně na hrudníku vlevo, dále ve spodní abdominální oblasti (staršího data) – všechny klidné, neaktivní.

Mobilita a lokomoce: Pacientka využívá mechanický vozík, je schopna samostatných horizontálních i vertikálních přesunů. Jízda na vozíku bez asymetrie.

4.2 Metodika

4.2.1 Terapie

Pro terapii byl využit přístroj typu RT300^{TM} system (Restorative Therapies, Baltimore, MD, USA). Výrobce udává následující specifikace:

- ergometru: rychlost = 20-55 otáček/min (±2 otáčky/min), točivý moment = 1-22Nm (±1Nm)
- stimulátoru: maximální počet kanálů = 6, maximální hodnota napětí = 200V, hodnota proudu na 1 kanál = 0-140mA (±2mA), typ vlnění = bifázické symetrické, perioda pulzu = 10-100ms (přednastavená hodnota 30ms), šířka fáze = 50-500μs.

Indikace dle výrobce je: relaxace svalových spasmů, prevence nebo zpomalení atrofie z neaktivity, zlepšení místní cirkulace krve, udržování nebo zvětšování rozsahu pohybu. Dále jsou v manuálu k přístroji uvedeny následující kontraindikace.

Absolutní: kardiostimulátor, přítomnost nezahojených zlomenin, těhotenství.

Relativní: stimulace denervovaných svalů, těžká spasticita znemožňující průběh terapie, heterotopické osifikace/omezený rozsah pohybu (je vyžadováno minimálně 100° flexe v kyčelním a kolenním kloubu), těžká osteoporóza se zvýšeným rizikem zlomenin, dysestetický algický syndrom, přítomnost dekubitů nebo otevřených poranění v místě aplikace terapie, implantace šroubů, dlah, sponek apod. data kratšího než tři měsíce (RT300™ system, 2007).

Zvolená bilaterální stimulace dolních končetin se provádí přes elektrody umístěné na kůži nad následujícími svaly: m. quadriceps femoris, ischiokrurální svaly a mm. glutei. Pro přenos proudu byly použity samodržící gelové povrchové elektrody PALS Platinum (Axelgaard manufacturing co., LTD) rozměrů 7,5x10cm (3″x4″, model 895340) na kvadricepsy a ischiokrurální svaly a 5x9cm (2″x3,5″, model 895240) na gluteální svaly. Elektrody byly umístěny na kůži nad stimulované svaly dle pokynů v manuálu. Při žádné z terapií ani po jejich skončení nebyla zaznamenána žádná alergická reakce.

Vlastní terapie (Obr. 7) probíhaly ve třech dvacetiminutových cyklech. V rámci jednoho cyklu byla prvních 4,5min byla pasivní rozehřívací (warm up) fáze následována vlastní aktivní prací svalů prostřednictvím elektrické stimulace po dobu 11min a cyklus byl zakončen opět 4,5min pasivní (cool down) fází. Během aktivní fáze stimulátor postupně zvyšuje procento aktivního využití svalu až na 100% = cyklický pohyb dolních končetin je tedy zajištěn pouze aktivními stimulovanými svalovými kontrakcemi. Řízení je nastaveno formou uzavřené smyčky (closed loop, viz kap. 3.2.2. Zpětná vazba a řízení). Pokud řídicí jednotka během aktivní fáze zaznamená, že dochází ke svalové únavě, přechází do pasivní terapie (stimulace ustane a pohyb je prováděn motorem). Pokud dojde ke svalovým spasmům (rychlost otáček se rapidně sníží nebo klesne pod 10 rpm), přeruší terapii úplně (RT300™ system, 2007).

Obr. 7: Terapie FES na Spinální jednotce při Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol

4.2.2 Měření

V rámci této kazuistiky jsme zkoumali:

- změnu objemu stimulovaných svalů prostřednictvím obvodových parametrů
- reakci tepové frekvence a krevního tlaku na zátěž při terapii.

Před zahájením terapie (11. 11. 2014) a těsně po jejím skončení (28. 1. 2015) byly pásovou mírou změřeny následující parametry: střední obvod stehna (15cm nad patellou) a obvod pánve v oblasti spin iliacae anteriores superiores.

Fyziologické funkce v zátěži byly měřeny pomocí přístroje Finapres Nova od společnosti Finapres Medical Systems B.V. (Obr. 8), který je určen pro použití u pacientů starších 18 let s hmotností 20-255 kg. Kontraindikace nejsou známy, avšak vzhledem k principu měření prstovými manžetami je použití omezeno u pacientů s Raynaudovou chorobou. Měření lze provádět, pokud zařízení může detekovat pulzující tepnu (podle vlastních kritérií) a pokud je správně nasazena prstová manžeta (Finapres Nova, 2014).

Obr. 8: Měření přístrojem Finapres Nova při terapii FES

4.2.3 Výsledky

V této kapitole prezentujeme výsledky, které budou dále okomentovány v diskuzi.

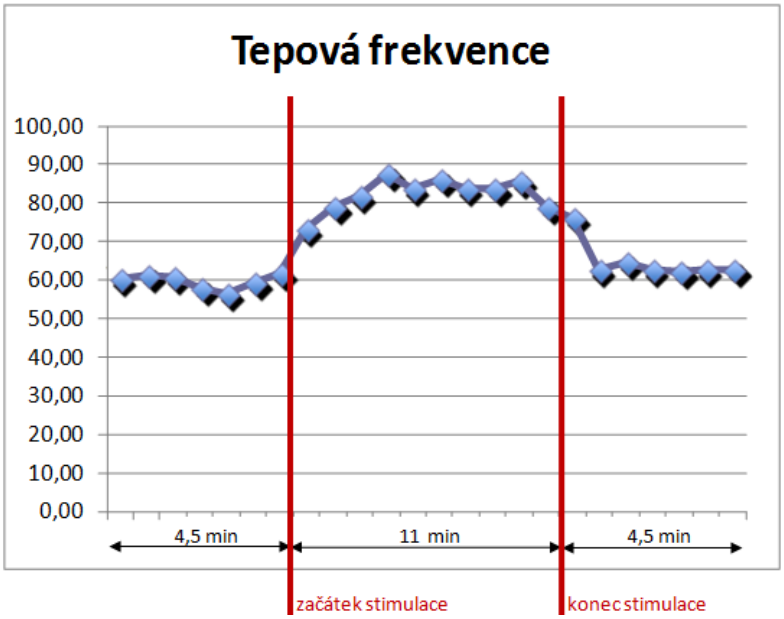
Naměřené obvodové hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce (Tab. 2).

	Před [cm]	Po [cm]
Střední obvod stehna PDK	36	39
Střední obvod stehna LDK	37,5	40
Obvod přes SIAS	91	92

Tab. 2: Obvodové míry před a po terapii

Jak je z tabulky patrné, došlo k nárůstu všech sledovaných obvodových parametrů, a to následujícím způsobem: střední obvod stehna PDK se zvětšil o 3 cm, střední obvod stehna LDK o 2,5 cm a obvod přes spiny iliacae anteriores superiores narostl o 1 cm po patnácti terapiích FES-LCE.

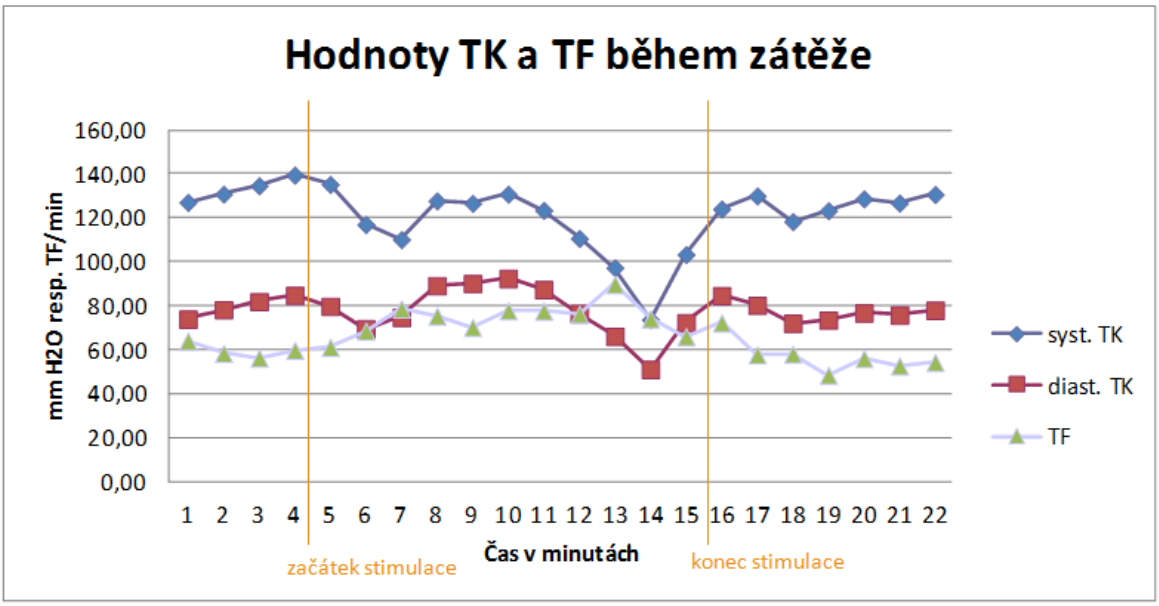
Reakci tepové frekvence na průběh terapie ukazuje následující graf (Graf 1).



Graf 1: Reakce tepové frekvence na cyklus terapie FES

Z grafu lze vyčíst, že tepová frekvence se zahájením stimulace začala stoupat z hodnot okolo 60 tepů/min v pasivní fázi až k hodnotám těsně pod 90 tepů za minutu (nejvyšší naměřená TF byla 87,67 tepů/min ve čtvrté minutě aktivní fáze terapeutického cyklu). Poté se udržovala na hodnotách kolem 85 tepů/min bez výraznější odchylky až do konce stimulace. Během pasivní fáze se pak snížila na hodnoty těsně nad 60 tepů/min.

Reakce krevního tlaku byla do jisté míry opačná. Jak je vidět na grafu (Graf 2), hodnoty systolického i diastolického tlaku se (po počátečním poklesu a opětovném nárůstu) na rozdíl od tepové frekvence s postupující stimulací snižovaly. Po konci stimulace se navracely k hodnotám podobným těm před stimulací.



Graf 2: Hodnoty krevního tlaku a tepové frekvence během zátěže

5 DISKUZE

Většina autorů se shoduje, že terapeutické použití FES vede k prevenci kardiovaskulárních onemocnění a diabetu díky působícím metabolickým změnám (Davis et al., 2008; Ragnarsson, 2008; Fornusek & Davis, 2008; Fornusek & Davis, 2004, Mohr et al., 1997). Fornusek & Davis (2008) uvádějí, že FES-LCE vede k podobné kardiorespirační odpovědi při použití vyšších i nižších otáček.

Studie se rozcházejí v názoru na ovlivnění osteoporózy. Některé studie neprokázaly vliv FES-cyclingu na zlepšení kostní denzity (Bedel, Scremin, Perell & Kunkel, 1996; Leeds, Klose, Ganz, serafini & Greem, 1990), zatímco jiní autoři tvrdí, že FES-LCE může obnovit kostní hmotu v tibii o 10-30% (Bélanger et al., 2000; Mohr et al., 1997).

Rozvoj dekubitů je poměrně častou komplikací u spinálních pacientů. Jejich vznik je multifaktoriální, ale jednou z hlavních příčin je prolongovaný tlak na určitou oblast způsobující ischémii. To nastává například v oblasti sedacích hrbolů při dlouhodobém sedu na invalidním vozíku. Je třeba oblast dostatečně chránit, například hypertrofickým gluteálním svalstvem. K prevenci dekubitů je tedy vhodné využít prostředků ke zvětšení objemu svalové hmoty v rizikové oblasti (Liu & Fergusson-Pell, 2014). Smit et al. (2012) prokázali, že pokles tlaku v oblasti sedacích hrbolů je po stimulaci kombinace gluteálních svalů a hamstringů významnější než po stimulaci samotných gluteálních svalů. Nárůst svalové hmoty pomocí terapií FES byl prokázán více autory (Liu & Fergusson-Pell, 2014; Duffell et al., 2010; Kern et al., 2010; Ragnarsson, 2008; Fornusek & Davis, 2004; Mohr et al., 1997).

Ze studií vyplývá, že k terapii hypotrofie gluteálního svalstva lze využít také implantovanou stimulaci kořene S2, která dokonce přináší větší efekt ve smyslu svalové hypertrofie, a tedy významnější zmírnění tlaku na sedací hrboly (Liu & Fergusson-Pell,

2014). Autoři se nicméně shodují, že povrchový systém FES ve svém terapeutickém použití (např. FES cycling) přináší i jiné benefity pro pacienta než jen prevenci dekubitů (Davis et al., 2008; Ragnarsson, 2008; Fornusek & Davis, 2008; Fornusek & Davis, 2004, Mohr et al., 1997) a je tedy důležité zvážit, jaké konkrétní výsledky terapie považujeme za nejdůležitější a podle toho stanovit způsob a parametry stimulace. Co se týče parametrů, bylo nastíněno, že amplituda proudu a rychlost otáček při FES-LCE jsou důležitými proměnnými, které mají vliv na výsledný efekt terapie (Liu & Fergusson-Pell, 2014; Fornusek & Davis, 2004).

FES rowing sice může ovlivňovat oběhové funkce významněji než FES cycling a navíc pozitivně ovlivňuje svalstvo pletenců ramenních, ale chybí u něj stimulace gluteálních svalů (Kim et al, 2014). Přidání elektrod na gluteální svaly by byla vhodná úprava, kterou by se zvětšil i antidekubitární efekt této terapie. Každopádně, cycling je nejrozšířenější formou pro terapeutické užití FES (Ragnarsson, 2008), ale rowing by případně mohl být jeho vhodnou alternativou.

Nejen prevence, ale i léčba dekubitů může být cílem využití FES. Lala, Spaulding, Burke & Houghton (2015) uvádí, že elektrická stimulace tkání je efektivním prostředkem k léčbě již vzniklých dekubitů. Specifické parametry proudu optimální pro tento účel ještě stanoveny nebyly (Lala et al., 2015; Ragnarsson, 2008).

Přestože většina autorů považuje pro FES za nutné, aby byl zachován dolní motoneuron, existuje studie, která dokazuje, že i u pacientů s chronicky denervovanými svaly může FES přinést užitek v podobě zlepšení struktury a síly svalů (Kern et al., 2010).

Výběr konkrétního funkčního užití FES závisí na individuálním stavu pacienta, na jeho předpokládaném vývoji, na době od poranění a na terapeutickém cíli, kterého bychom chtěli dosáhnout. U horních končetin se jedná zejména o úchopovou funkci, u dolních o nácvik

stoje, případně chůze, přičemž se předpokládá, že v chronickém stadiu míšní léze již není možný návrat těchto funkcí. Na druhou stranu, Maležič a Hesse (1995) ukazují, že návrat chůze (funkce jako takové, nikoliv neurologického zotavení) je do určité míry možný. Jejich studie byla prováděná na čtyřech pacientech v chronickém stádiu po kompletní míšní lézi v hrudní oblasti. Tito pacienti byli po 10 až 17 dnů stimulováni při stoji v chodítku, v další fázi experimentu pak byli schopni samostatné chůze za použití FES bez pomocných ortéz. Jeden z nich byl schopen chodit pomalejší rychlostí zdravého člověka, a to přes dvě hodiny v kuse, překonávat delší vzdálenosti, chodit o berlích a dokonce i po schodech. Je pravdou, že se zde jedná o ojedinělou studii prováděnou navíc na velmi omezeném vzorku populace pacientů po míšním poranění. Tento nedostatek probandů se objevoval ve většině použitých vědeckých studií. Najít dostatek pacientů s identickou míšní lézí a se stejným klinickým obrazem není prakticky možné, proto většina studií pracuje s malým počtem pacientů (např. 3, 6, 10, výjimkou nejsou ani případové studie).

Na efektu funkčního využití FES se shoduje většina autorů (Popovic et al., 2011; Ragarsson, 2008; Mangold et al., 2005; Along & McBride, 2003), pravdou ovšem zůstává, že využití tohoto typu terapie je indikováno u poměrně úzké skupiny pacientů a že efekt této terapie u konkrétního pacienta nemůže být v plné míře předvídatelný, protože závisí na individuálním stavu jedince a jeho vývoji i individuální toleranci stimulace.

V rámci kazuistiky této práce jsme jako jeden z výsledků uvedli přírůstek sledovaných obvodových rozměrů po patnácti terapiích FES. Vezmeme-li v potaz, že stimulované svalové skupiny byly zcela bez volní kontroly a že pacientka po dobu terapií FES neabsolvovala žádnou další léčbu zaměřenou na nárůst objemu svalové hmoty, můžeme tyto změny považovat za výsledek intervence prostřednictvím FES-LCE. Naše výsledky odpovídají

literatuře, která se touto problematikou zabývá (Liu & Fergusson-Pell, 2014; Duffell et al., 2010; Kern et al., 2010; Ragnarsson, 2008; Fornusek & Davis, 2004).

Dále jsme sledovali tepovou frekvenci v reakci na zátěž při terapii pomocí FES. V aktivní fázi terapeutického cyklu došlo k jejímu zvýšení, což jsme vzhledem k úrovni léze, a tedy zachovanému sympatickému nervstvu příslušných úrovní očekávali. Toto naše zjištění také souhlasí s výsledky dalších autorů (Fornusek & Davis, 2008; Psilopoulos & Niewboer, 2008).

V průběhu terapie byl monitorován i krevní tlak. Zde jsme dospěli k překvapivým výsledkům. Během stimulace došlo nejprve ke snížení, pak k částečnému zvýšení a pak opět ke snížení systolického i diastolického tlaku – jejich hodnoty byly nižší i ve srovnání s hodnotami v pasivní fázi cyklu (systolický poklesl více než o 60 torr a diastolický téměř o 40 torr). Také jsme zaznamenali prostřednictvím EKG pokles hodnot R-R intervalu (graf je k dispozici v příloze). I když o vagotonii se hovoří zpravidla jen u lézí nad T6, Serra-Añó et al. (2015) naznačují, že by se mohlo jednat o podobnou problematiku i u poranění pod touto úrovní. Pro objasnění vlivu míšní léze na zjištěnou reakci v rámci kazuistiky by bylo vhodné mít k dispozici i záznam ze standardního zátěžového vyšetření. Jedná se zde o složité téma, jehož rozbor a popis je nad rámec této práce. Tato zjištění by však mohla být námětem pro další výzkum.

6 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo shrnout poznatky o současném využití funkční elektrické stimulace u pacientů po míšní lézi.

Zaměřili jsme se jak na možnosti funkčního využití těchto systémů pro horní končetiny, dolní končetiny, dýchání a vyprazdňování, tak na terapeutické užití FES a jeho účinky.

FES může být s úspěchem použita u pacientů s inkompletním poraněním míchy k zotavení či kompenzaci ztracených funkcí. Pacienti s kompletní lézí mohou těžit z jejích přínosů v ovlivňování sekundárních komplikací po míšním poranění. Zde se jedná zejména o prevenci a léčbu dekubitů, dále pak o působení na některé kardiorespirační a metabolické parametry. Lze tak předcházet mnoha nepříznivým změnám po míšním poranění či zmírňovat jejich důsledky.

Při aplikaci terapie FES je nutno vzít v potaz velkou různorodost populace pacientů po míšní lézi a respektovat individuality každého z nich.

Konkrétní využití funkční elektrické stimulace jsme představili v kazuistice, na které jsme zdokumentovali některé aspekty zmíněné v teoretické části práce. Prezentovali jsme také výsledky, jichž bylo terapií pomocí FES dosaženo. Zejména se jedná o přírůstek hodnot tělesných obvodů v oblastech stimulovaných svalů a o zvýšení tepové frekvence v reakci na zátěž při terapii.

7 REFERENČNÍ SEZNAM

ALON, G., & McBRIDE, K. (2003). Persons with C5 or C6 tetraplegia achieve selected functional gains using a neuroprosthesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *84*(1), 119-124.

AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION. (1984). Standards for neurological classification of spinal injury patients. *Chicago: American Spinal Injury Association*.

BAJD, T., KRALJ, A., TURK, R., BENKO, H., & ŠEGA, J. (1983). The use of a four-channel electrical stimulator as an ambulatory aid for paraplegic patients. *Physical Therapy*, *63*(7), 1116-1120.

BAKER, L. L., McNEAL, D. R., BENTON, L. A., BOWMAN, B. R., & WATERS, R. L. (1993). NeuroMuscular Electrical Stimulation: A Practical Guide. Downey, CA: Los Amigos Research and Education Institute.

BAUMAN, W. A., & SPUNGEN, A. M. (2008). Coronary heart disease in individuals with spinal cord injury: assessment of risk factors. *Spinal Cord*, *46*(7), 466-476.

BEDELL, K. K., SCREMIN, A. E., PERELL, K. L., & KUNKEL, C. F. (1996). Effects of Functional Electrical Stimulation-Induced Lower Extremity Cycling on Bone Density of Spinal Cord-Injured Patients1. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, *75*(1), 29-34.

BÉLANGER, M., STEIN, R. B., WHEELER, G. D., GORDON, T., & LEDUC, B. (2000). Electrical stimulation: can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals?. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *81*(8), 1090-1098.

BIERING-SØRENSEN, B., KRISTENSEN, I. B., KJAER, M., & BIERING-SØRENSEN, F. (2009). Muscle after spinal cord injury. *Muscle & nerve*, *40*(4), 499-519.

BIERING-SØRENSEN, F., & SØNKSEN, J. (2001). Sexual function in spinal cord lesioned men. *Spinal Cord*, *39*(9), 455-470.

BRINDLEY, G. S. (1994). The first 500 patients with sacral anterior root stimulator implants: general description. *Spinal Cord*, *32*(12), 795-805.

BRINDLEY, G. S. (1995). Neuroprostheses used to restore male sexual or reproductive function. *Bailliere's clinical neurology*, *4*(1), 15-20

BURNHAM, R., MARTIN, T., STEIN, R., BELL, G., MACLEAN, I., & STEADWARD, R. (1997). Skeletal muscle fibre type transformation following spinal cord injury. *Spinal Cord*, *35*(2), 86-91.

CASSIDY, B., NUNNERLEY, J., FREEMAN, C., NICHOLLS, C. & SINNOTT, K.A. (2012) The effectivenes of FES bikes for people with Spinal Cord Injury. *Burwood Academy of Independent Living.* Christchurch.

CREASEY, G. H., GRILL, J. H., KORSTEN, M., BETZ, R., ANDERSON, R., WALTER, J., & Implanted Neuroprosthesis Research group. (2001). An implantable neuroprosthesis for restoring bladder and bowel control to patients with spinal cord injuries: a multicenter trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *82*(11), 1512-1519.

CREASEY, G., ELEFTERIADES, J., DIMARCO, A., TALONEN, P., BIJAK, M., GIRSCH, W., & KANTOR, C. (1996). Electrical stimulation to restore respiration. *Journal of rehabilitation research and development*, *33*, 123-132.

DAVIS, G. M., HAMZAID, N. A., & FORNUSEK, C. (2008). Cardiorespiratory, metabolic, and biomechanical responses during functional electrical stimulation leg exercise: health and fitness benefits. *Artificial organs*, *32*(8), 625-629.

DOLBOW, D. R., GORGEY, A. S., GATER, D. R., & MOORE, J. R. (2014). Body composition changes after 12 months of FES cycling: case report of a 60-year-old female with paraplegia. *Spinal cord*, *52*, S3-S4.

DONALDSON, N., PERKINS, T. A., FITZWATER, R., WOOD, D. E., & MIDDLETON, F. (2000). FES cycling may promote recovery of leg function after incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, *38*(11), 680-682.

DUFFELL, L. D., ROWLERSON, A. M., DONALDSON, N. D. N., HARRIDGE, S. D., & NEWHAM, D. J. (2010). Effects of endurance and strength-directed electrical stimulation training on the performance and histological properties of paralyzed human muscle: A pilot study. *Muscle & nerve*, *42*(5), 756-763.

FORNUSEK, C., & DAVIS, G. (2004). Maximizing muscle force via low-cadence functional electrical stimulation cycling. *Journal of rehabilitation medicine*, *36*(5), 232-237.

FORNUSEK, C., & DAVIS, G. M. (2008). Cardiovascular and metabolic responses during functional electric stimulation cycling at different cadences. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *89*(4), 719-725.

GORGEY, A. S., CHIODO, A. E., ZEMPER, E. D., HORNYAK, J. E., RODRIGUEZ, G. M., & GATER, D. R. (2010). Relationship of spasticity to soft tissue body composition and the metabolic profile in persons with chronic motor complete spinal cord injury. *The journal of spinal cord medicine*, *33*(1), 6.

GORMAN, P. H., & MORTIMER, J. T. (1983). The effect of stimulus parameters on the recruitment characteristics of direct nerve stimulation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, (7), 407-414.

HOOK, M. A., & GRAU, J. W. (2007). An animal model of functional electrical stimulation: evidence that the central nervous system modulates the consequences of training. *Spinal Cord*, *45*(11), 702-712.

JOHNSTON, T. E., BETZ, R. R., SMITH, B. T., BENDA, B. J., MULCAHEY, M. J., DAVIS, R., ... & CREASEY, G. H. (2005). Implantable FES system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, *43*(12), 713-723.

KERN, H., CARRARO, U., ADAMI, N., BIRAL, D., HOFER, C., FORSTNER, C., ... & ZAMPIERI, S. (2010). Home-based functional electrical stimulation rescues permanently denervated muscles in paraplegic patients with complete lower motor neuron lesion. *Neurorehabilitation and neural repair*.

KHALIL, R. E., GORGEY, A. S., JANISKO, M., DOLBOW, D. R., MOORE, J. R., & GATER, D. R. (2013). The role of nutrition in health status after spinal cord injury. *Aging and disease*, *4*(1), 14.

KILGORE, K. L., PECKHAM, P. H., KEITH, M. W., MONTAGUE, F. W., HART, R. L., GAZDIK, M. M., ... & STAGE, T. G. (2003). Durability of implanted electrodes and leads in an upper-limb neuroprosthesis. *Journal of rehabilitation research and development*, *40*(6), 457-468.

KIM, D. I., PARK, D. S., LEE, B. S., & JEON, J. Y. (2014). A six-week motor-driven functional electronic stimulation rowing program improves muscle strength and body composition in people with spinal cord injury: a pilot study. *Spinal cord*, *52*(8), 621-624.

KIRSHBLUM, S. (2013) *The new worksheet, presented at ASIA Antal Conference*. [online]. Poslední změna 09.09.2013 06:37 [cit. 5.2.2015]. Dostupné z: http://www.asia-spinalinjury.org/elearning/Whats_new_with_INSCSCI-ASIA_072413_reduced.pdf

KLOSE, K. J., JACOBS, P. L., BROTON, J. G., GUEST, R. S., NEEDHAM-SHROPSHIRE, B. M., LEBWOHL, N., ... & GREEN, B. A. (1997). Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep® 1 Ambulation System: part 1. Ambulation performance and anthropometric measures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *78*(8), 789-793.

KNUTSON, J. S., NAPLES, G. G., PECKHAM, P. H., & KEITH, M. W. (2002). Electrode fracture rates and occurrences of infection and granuloma associated with percutaneous intramuscular electrodes in upper-limb functional electrical stimulation applications. *Journal of rehabilitation research and development*, *39*(6), 671-684.

KNUTSON, J., AUDU, M., & TRIOLO, R. (2006). Interventions for mobility and manipulation after spinal cord injury: a review of orthotic and neuroprosthetic options. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, *11*(4), 61.

KOBETIC, R., TRIOLO, R. J., UHLIR, J. P., BIERI, C., WIBOWO, M., POLANDO, G., ... & SHARMA, M. (1999). Implanted functional electrical stimulation system for

mobility in paraplegia: a follow-up case report. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, *7*(4), 390-398.

KŘÍŽ, J. & HYŠPERKSÁ, V. (2014) Vývoj neurologického a funkčního obrazu po poranění míchy. *Československá neurologie a neurochirurgie;* 77/110(2). 186 – 195.

KŘÍŽ, J. (2009) *Poškození míchy*. In KOLÁŘ, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha: Galén, 1. vydání. ISBN 978-80-7262-1.

KŘÍŽ, J. (2013) Spinální program v České republice – historie, současnost, perspektivy. *Neurologie pro praxi 14(3),* 140-143.

KŘÍŽ, J., & HYŠPERSKÁ, V. (2009). Rizikové stavy u pacientů v chronické fázi po poškození míchy. *Neurologie pro praxi 10(13),* 137-142.

KŘÍŽ, J., HÁKOVÁ, R., HYŠPERKÁ, V., HLINKOVÁ, Z., LUKÁŠ, R. & ANDEL, R. (2014) Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění – revize 2013. *Československá neurologie a neurochirurgie;* 77/110(1). 77 – 181.

KŘÍŽ, J., HLINKOVÁ, Z. & SLABÝ, K. (2014). Změny v metabolismu po poranění míchy. 1. část: Rozdíly v tělesném složení a metabolické důsledky. *Diabetologie – Metabolismus – Endokrinologie – Výživa, 17*(4), 209-213.

LALA, D., SPAULDING, S. J., BURKE, S. M. & HOUGHTON, P. E. (2015), Electrical stimulation therapy for the treatment of pressure ulcers in individuals with spinal cord injury: a systematic review and meta-analysis. International Wound Journal.

LEEDS, E. M., KLOSE, K. J., GANZ, W., SERAFINI, A., & GREEN, B. A. (1990). Bone mineral density after bicycle ergometry training. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *71*(3), 207-209.

LINDER-GANZ, E., SHABSHIN, N., ITZCHAK, Y., & GEFEN, A. (2007). Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: a combined experimental-MRI and finite element approach. *Journal of biomechanics*, *40*(7), 1443-1454.

LIU, L. Q., & FERGUSON-PELL, M. (2014). Pressure Changes under the Ischial Tuberosities during Gluteal Neuromuscular Stimulation in Spinal Cord Injury: a Comparison of Sacral Nerve Root Stimulation with Surface Functional Electrical Stimulation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*.

LOEB, G. E., WALMSLEY, B., & DUYSENS, J. (1980). Obtaining proprioceptive information from natural limbs: implantable transducers vs. somatosensory neuron recordings. *Physical sensors for biomedical applications*, 135-149.

MALEŽIČ, M & S HESSE. (1995). Restoration of gait by functional electrical stimulation in paraplegic patients: a modified programme of treatment. *Paraplegia*. vol. 33, issue 3, s. 126-131.

MANGOLD, S., KELLER, T., CURT, A., & DIETZ, V. (2005). Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury. *Spinal Cord*, *43*(1), 1-13.

MARSOLAIS, E. B., & KOBETIC, R. (1987). Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, *69*(5), 728-733.

MARSOLAIS, E. B., KOBETIC, R., POLANDO, G., FERGUSON, K., TASHMAN, S., GAUDIO, R., ... & LEHNEIS, H. R. (1999). The Case Western Reserve University hybrid gait orthosis. *The journal of spinal cord medicine*, *23*(2), 100-108.

MCCULLY, K. K., MULCAHY, T. K., RYAN, T. E., & ZHAO, Q. (2011). Skeletal muscle metabolism in individuals with spinal cord injury. *Journal of applied physiology*, *111*(1), 143-148.

MOHR, T., ANDERSON, J. L., BIERING-SORENSEN, F., GALBO, H., BANGSBO, J., WAGNER, A., & KJAER, M. (1997). Long term adaptation to electrically induced cycle training in severe spinal cord injured individuals. *Spinal cord*, *35*(1), 1-16.

NEEDHAM-SHROPSHIRE, B. M., BROTON, J. G., KLOSE, K. J., LEBWOHL, N., GUEST, R. S., & JACOBS, P. L. (1997). Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep® 1 ambulation system: Part 3. Lack of effect on bone mineral density. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *78*(8), 799-803.

PECKHAM, P. H., & GORMAN, P. H. (2004). Functional electrical stimulation in the 21st century. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, *10*, 126-150.

PECKHAM, P. H., & KNUTSON, J. S. (2005). Functional electrical stimulation for neuromuscular applications*. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, *7*, 327-360.

POPOVIC, M. R., CURT, A., KELLER, T., & DIETZ, V. (2001). Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. *Spinal Cord*, *39*(8), 403-412.

POPOVIC, M. R., KAPADIA, N., ZIVANOVIC, V., FURLAN, J. C., CRAVEN, B. C., & McGILLIVRAY, C. (2011). Functional Electrical Stimulation Therapy of Voluntary Grasping Versus Only Conventional Rehabilitation for Patients With Subacute Incomplete Tetraplegia A Randomized Clinical Trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, *25*(5), 433-442.

POPOVIC, M. R., POPOVIC, D. B., & KELLER, T. (2002). Neuroprostheses for grasping. *Neurological research*, *24*(5), 443-452.

PSILOPOULOS, VASILEIOS. (2008) The effects of FES in Spinal Cord Injury on cardiovascular responses: A literature review. *Journal Biology of Exercise*. vol. 4., s. 75-91.

RAGNARSSON, K. T. (2008). Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions. *Spinal Cord*, *46*(4), 255-274.

RAGNARSSON, K. T., & BAKER, L. L. (2001). Functional Electrical Stimulation in persons with spinal cord injury. *Physiological Basis of Rehabilitation Medicine. Butterworth-Heinemann: Boston*, 723-745.

RIEBELOVÁ, V., VÁLKA, J. & FRANCŮ, M. (2000) *Dekubity, prevence, konzervativní a chirurgická terapie*. Galén. 33-37.

SERRA-AÑÓ, P., MONTESINOS, L. L., MORALES, J., LÓPEZ-BUENO, L., GOMIS, M., GARCÍA-MASSÓ, X., & GONZÁLEZ, L. M. (2015). Heart rate variability in individuals with thoracic spinal cord injury. *Spinal cord, 53*(1):59-63.

SCHMID, A., KNÖEBBER, J., VOGT, S., KÖNIG, D., DEIBERT, P., BÜLTERMANN, D., ... & STORCH, M. J. (2008). Lipid profiles of persons with paraplegia and tetraplegia: sex differences. *The journal of spinal cord medicine, 31*(3), 285.

SMIT, C. A. J., HAVERKAMP, G. L. G., DE GROOT, S., STOLWIJK-SWUSTE, J. M., & JANSSEN, T. W. J. (2012). Effects of electrical stimulation-induced gluteal versus gluteal and hamstring muscles activation on sitting pressure distribution in persons with a spinal cord injury. *Spinal cord*, *50*(8), 590-594.

SOLOMONOW, M., AGUILAR, E., REISIN, E., BARATTA, R. V., BEST, R., COETZEE, T., & D'AMBROSIA, R. (1997)A. Reciprocating gait orthosis powered with electrical muscle stimulation (RGO II). Part I: Performance evaluation of 70 paraplegic patients. *Orthopedics*, *20*(4), 315-324.

SOLOMONOW, M., REISIN, E., AGUILAR, E., BARATTA, R. V., BEST, R., & D'AMBROSIA, R. (1997)B. Reciprocating gait orthosis powered with electrical muscle stimulation (RGO II). Part II: Medical evaluation of 70 paraplegic patients. *Orthopedics*, *20*(5), 411-418.

THRASHER, T. A., FLETT, H. M., & POPOVIC, M. R. (2006). Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord*, *44*(6), 357-361.

TWIST, D. J., CULPEPPER-MORGAN, J. A., RAGNARSSON, K. T., PETRILLO, C. R., & KREEK, M. J. (1992). Neuroendocrine changes during functional electrical stimulation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *71*(3), 156-163.

UHLIR, J. P., TRIOLO, R. J., DAVIS, J. A., & BIERI, C. (2004). Performance of epimysial stimulating electrodes in the lower extremities of individuals with spinal cord injury. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, *12*(2), 279-287.

UIJL, S. G., HOUTMAN, S., FOLGERING, H. T., & HOPMAN, M. T. E. (1999). Training of the respiratory muscles in individuals with tetraplegia. *Spinal Cord*, *37*(8), 575-579.

VAN HEDEL, H. J. (2012). Improvement in function after spinal cord injury: the black-box entitled rehabilitation. *Swiss Med Wkly*, *142*, w13673.

VARMA, J. S., BINNIE, N., SMITH, A. N., CREASEY, G. H., & EDMOND, P. (1986). Differential effects of sacral anterior root stimulation on anal sphincter and colorectal motility in spinally injured man. *British journal of surgery*, *73*(6), 478-482.

MANUÁLY K PŘÍSTROJŮM

FINAPRES NOVA: Základní uživatelský manuál (2014). *Finapres Medical Systems B.V.* Amsterdam, Nizozemsko.

RT300™ SYSTEM: User Guide (UK) (2007). *Restorative Therapies Inc.* Baltimore, USA.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: RT300™ system [cit. 2.4.2015]. Dostupné z:

http://www.prweb.com/releases/2006/02/prweb345302.htm

Obr. 2: NESS H200 [cit. 4.4.2015]. Dostupné z: http://aim2walk.ca/?page_id=602

Obr 3: Implantovaný FES systém pro horní končetinu [cit. 27.3.2015]. Dostupné z:

http://www.nature.com/sc/journal/v46/n4/full/3102091a.html)

Obr. 4: Chůze se systémem Parastep® [cit. 27.3.2015]. Dostupné z:

http://www.nature.com/sc/journal/v46/n4/fig_tab/3102091f5.html

Obr. 5: Ukázka funkční elektrické stimulace bránice [cit. 28.3.2015]. Dostupné z:

http://www.intechopen.com/books/current-issues-and-recent-advances-in-pacemaker-therapy/phrenic-nerve-pacing-current-concepts

Obr. 6: Finetech Brindley system [cit. 28.3.2015]. Dostupné z: http://finetech-medical.co.uk/MedicalProfessionals/BladderManagementpostSpinalCordInjurySCI/SpinalCordInjurySCITreatmentDiagnosis/tabid/186/language/en-GB/Default.aspx

Obr. 7: Terapie FES na Spinální jednotce při Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol (vlastní autorství; publikováno se souhlasem SJ)

Obr. 8: Měření přístrojem Finapres Nova při terapii FES (vlastní autorství; publikováno se souhlasem SJ)

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Reakce tepové frekvence na cyklus terapie FES (4.2.3. Výsledky; zdroj: archiv autora)

Graf 2: Hodnoty krevního tlaku a tepové frekvence během zátěže (4.2.3. Výsledky; zdroj: archiv autora)

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Pasivní rozsahy DKK (4.1.2. Kineziologický rozbor; zdroj: archiv autora)

Tab. 2: Obvodové míry před a po terapii (4.2.3. Výsledky; zdroj: archiv autora)

SEZNAM PŘÍLOH

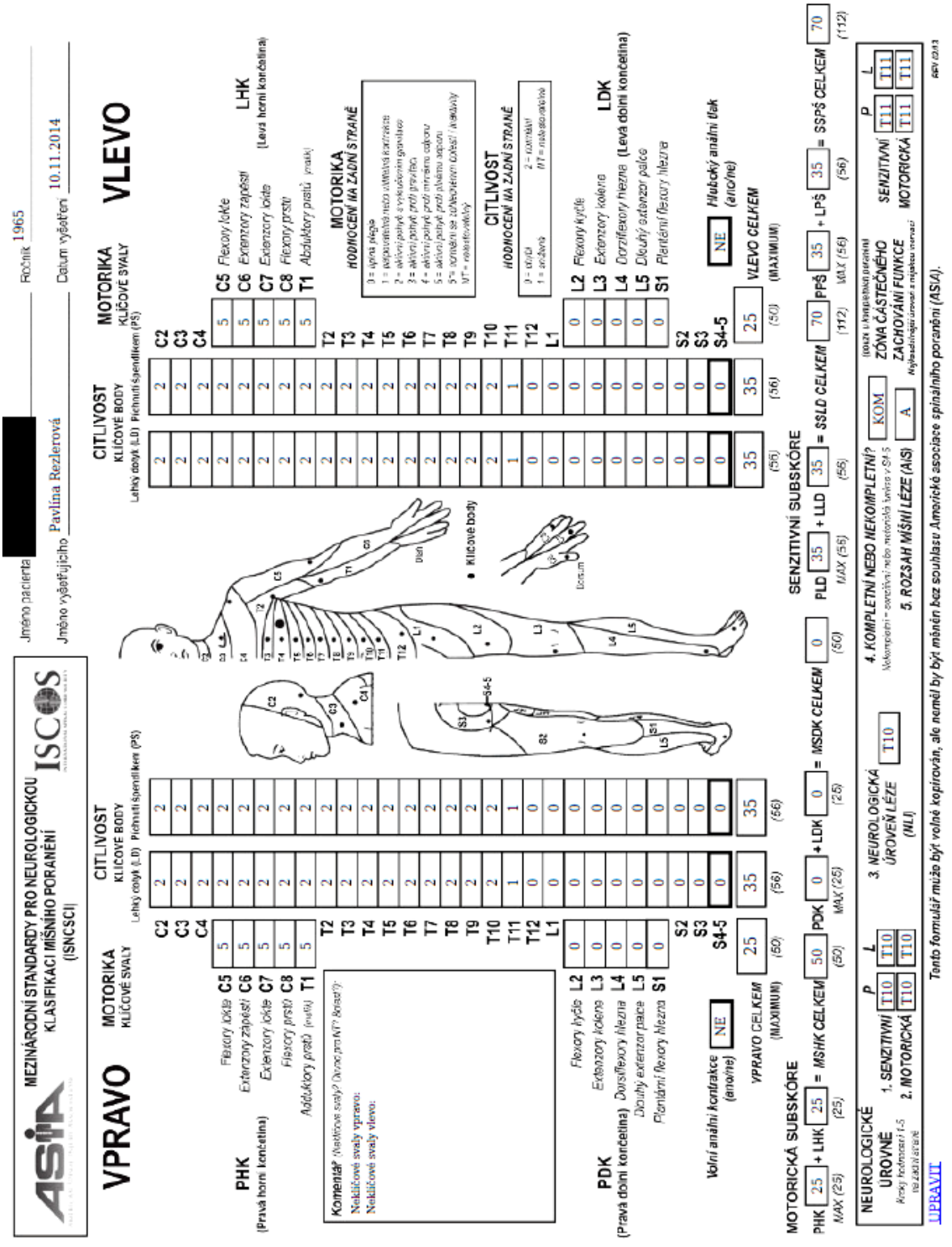
Příloha 1: Formulář ISNCSCI pacientky z kazuistiky. Online šablona formuláře dostupná na: form.spinalcord.cz/asia2013

Příloha 2: Hodnocení ISNCSCI. Online šablona formuláře dostupná na: form.spinalcord.cz/asia2013

Příloha 3: Graf RR intervalu a tepové frekvence při terapii FES (zdroj: archiv autora)

8 PŘÍLOHY

Příloha 1: Formulář ISNCSCI pacientky z kazuistiky



Hodnocení svalové funkce

0 = úplná plegie

1 = palpovatelná nebo viditelná kontrakce

2 = aktivní pohyb v plném rozsahu s vyloučením gravitace

3 = aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci

4 = aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci a mírnému odporu ve specifické poloze svalu

5 = (normální) aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci a plnému odporu, ve specifické poloze svalu, jaký bychom očekávali u zdravého jedince

5* = (normální) aktivní pohyb v plném rozsahu proti gravitaci a dostatečnému odporu, který by byl považován za normální, pokud by nebyly přítomny zjištěné negativní faktory (tj. bolest, slabost z inaktivity).

NT = netestovatelný (tj. z důvodů imobilizace, velké bolesti, kvůli kterým nemůže být pacient hodnocen, amputace končetiny nebo kontraktura, omezující rozsah pohybu o více než 50 %).

Hodnocení citlivosti

0 – chybí

1 = alterovaná, buď snížená / oslabená citlivost nebo hypersenzitivita

2 = normální

NT – netestovatelná

Funkce neklíčových svalů (nepovinné)

Mohou být použity k určení motorické úrovně k odlišení AIS B proti C

Pohyb	Kořenová úroveň
Rameno: flexe, extenze, abdukce, addukce, vnitřní a vnější rotace **Loket:** supinace	**C5**
Loket: pronace **Zápěstí:** flexe	**C6**
Prsty: flexe v proximálním kloubu, extenze **Palec:** flexe, extenze a abdukce v rovině dlaně	**C7**
Prsty: flexe v MCP kloubu **Palec:** opozice, addukce a abdukce kolmo k dlani	**C8**
Prsty: abdukce ukazováku	**T1**
Kyčel: addukce	**L2**
Kyčel: zevní rotace	**L3**
Kyčel: extenze, abdukce, vnitřní rotace **Koleno:** flexe **Kotník:** inverze a everze **Prst:** MP a IP extenze	**L4**
Hallux a prst: DIP a PIP flexe a abdukce	**L5**
Hallux: addukce	**S1**

Rozsah míšní léze (AIS)

A = kompletní Žádná zachovaná senzitivní ani motorická funkce v sakrálních segmentech S4-S5

B = senzitivně nekompletní Zachovaná senzitivní, ale nikoliv motorická funkce pod neurologickou úrovní včetně sakrálních segmentů S4-S5 (lehký dotyk, píchnutí špendlíkem v S4-S5 nebo hluboký análním tlak) a žádná motorická funkce není zachovaná více než tři úrovně pod motorickou úrovní na žádné straně těla

C = motoricky nekompletní Motorická funkce je zachována pod neurologickou úrovní léze** a více než polovina klíčových svalů pod neurologickou úrovní léze má stupeň svalové síly menší než 3 (stupně 0-2)

D = motoricky nekompletní Motorická funkce je zachována pod neurologickou úrovní léze** a nejméně polovina klíčových svalů pod neurologickou úrovní léze má stupeň svalové síly 3 a více

E = normální Jestliže je citlivost a motorická funkce testovaná podle ISNCSCI označena jako normální ve všech segmentech a pacient měl původně deficit, poté je AIS E. Ten kdo neměl míšní poranění, nebude podle AIS hodnocen.

**Aby byl jedinec označen stupněm C nebo D, t.j. motoricky nekompletní stav, musí mít buď (1) volní kontrakci análního svěrače nebo (2) zachování citlivost v sakrálních segmentech a ušetřením motorické funkce více než tři úrovně pod motorickou úrovní pro danou stranu těla. Standardy v současné době dovolují při určení motoricky nekompletního stavu (AIS B proti C) i hodnocení funkce neklíčových svalů více než tři úrovně pod motorickou úrovní.

Poznámka: Při hodnocení rozsahu zachování motorické funkce pod úrovní je pro rozlišení mezi AIS B a C používána ***motorická úroveň*** na každé straně, kdežto k rozlišení mezi AIS C a D (založeném na poměru klíčových svalů chodnocených stupněm svalové síly 3 nebo vyšším) je používána ***neurologická úroveň léze.***

ASIA

Mezinárodní standardy pro neurologickou klasifikaci míšního poranění (ISNCSCI)

ISCOS

Kroky v klasifikaci

K určení klasifikace jedinců s poraněním míchy je doporučen následující postup.

1. Určete senzitivní úroveň pro pravou a levou stranu.
Senzitivní úroveň je nejkaudálnější intaktní dermatom pro píchnutí špendlíkem i lehký dotyk.

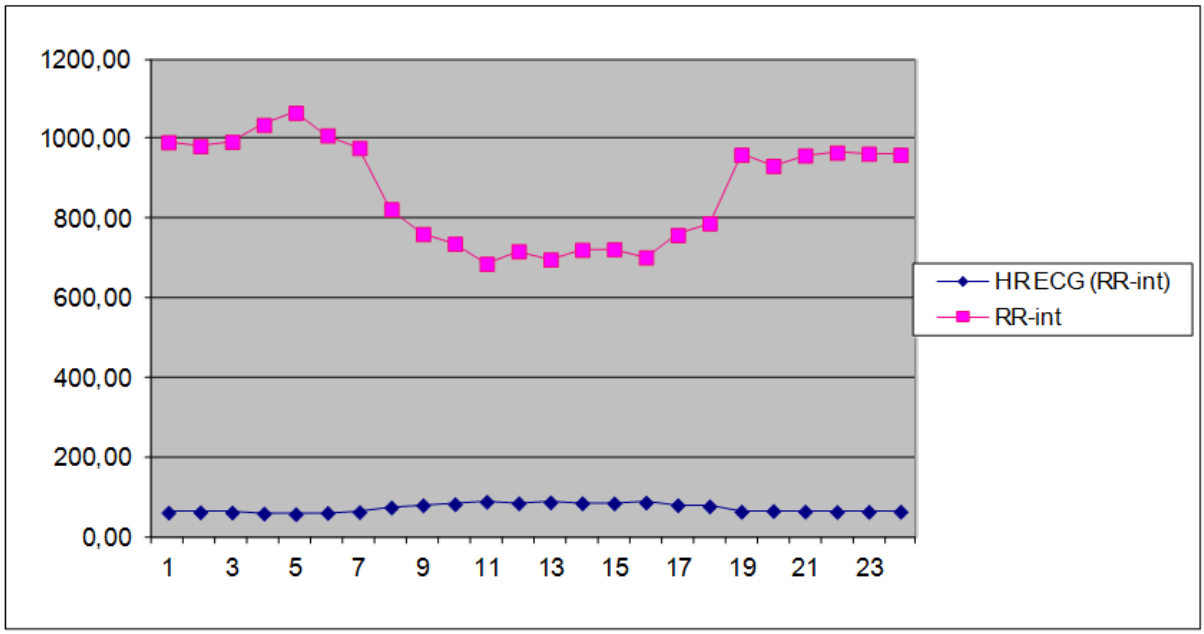
2. Určete motorickou úroveň pro pravou a levou stranu.
Je definována nejnižším stupněm svalové síly klíčového svalu hodnoceným alespoň stupněm 3 (v poloze na zádech), přičemž svalová síla klíčových svalů reprezentovaných segmenty nad touto úrovní je hodnocena jako intaktní (stupněm 5)
Poznámka: v oblastech, kde není myotom pro testování, je předpokládaná stejná motorická úroveň jako senzitivní, jestliže testovaná motorická funkce nad touto úrovní je také normální.

3. Určete neurologickou úroveň léze (NLI).
Vztahuje se k nejkaudálnějšímu míšnímu segmentu s intaktní citlivostí a antigravitační (3 nebo více) svalovou silou, přičemž rostrálně je normální (intaktní) senzitivní a motorická funkce.
NLI je nejkraniálnější ze senzitivních a motorických úrovní určených v krocích 1 a 2.

4. Určete, zda je poranění kompletní nebo nekompletní.
(chybí nebo je zachována funkce v sakrálních segmentech)
*Jestliže volní análni kontrakce = **NE** a citlivost ve všech S4-5 = **0** a hluboký anální tlak = **NE**, pak je poranění **kompletní**. Jinak je poranění **nekompletní.***

5. Určete stupeň rozsahu míšní léze (AIS):
Je poranění kompletní? Jestliže **ANO**, AIS=A a zjistěte zónu částečného
NE ↓ zachování funkce (nejnižší dermatom nebo myotom na každé straně s jakoukoliv zachovanou funkcí).
Je poranění motoricky kompletní? Jestliže **ANO**, AIS=B
NE ↓ (NE = volní anální kontrakce nebo motorická funkce více než tři úrovně pod motorickou úrovní na dané straně u senzitivně nekompletního pacienta.
Je nejméně polovina (polovina nebo více) klíčových svalů pod neurologickou úrovní léze na stupni 3 a více?

NE ↓ **AIS=C** **ANO** ↓ **AIS=D**

Jestliže je senzitivní a motorické funkce ve všech segmentech normální, AIS=E.
Poznámka: AIS E je používáno v dlouhodobém sledování, kdy u jedince s dokumentovanou míšní lézí dojde k úplné neurologického stavu. Jestliže není při úvodním testování nalezen žádný deficit, je jedinec neurologicky intaktní. AIS není aplikován.

Příloha 3: Graf RR intervalu a tepové frekvence při terapii FES