

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

EFEKT CVIČENÍ S FEXIBAREM U PARAPLEGIKŮ

Diplomová práce

Autor: **Bc. Tereza Dušková**, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: **Mgr. Zuzana Hlinková**

Praha 2012

Jméno a příjmení autora: Bc. Tereza Dušková

Název diplomové práce: Efekt cvičení s flexibarem u paraplegiků

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, Karlova Univerzita v Praze,
2. lékařská fakulta

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zuzana Hlinková

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt:

Cílem této studie bylo prokázat, že cvičení s pružnou kmitací tyčí FLEXI-BAR® má u paraplegiků pozitivní efekt na sílu, silovou vytrvalost, stabilitu a propriocepci. Teoretickým východiskem byl předpokládaný pozitivní vliv vibračního tréninku na organismus. Studie se účastnilo 14 jedinců, kteří denně třicet minut po dobu čtyř týdnů prováděli cvičení s FLEXI-BARem® dle jednotné metodické řady cviků. Efekt terapie byl hodnocen pomocí testu síly stisku ruky ručním dynamometrem, testu náklonu, modifikovaného 6-MWT testu a testu zacílení bodu. Stanovené hypotézy byly potvrzeny, výsledky všech provedených testů byly statisticky signifikantní.

Klíčová slova: vibrace, flexibar, fyzioterapie, paraplegie, transverzální míšní léze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Tereza Dušková, BA.

Title of the master thesis: Effect of exercise with Flexibar in paraplegics

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Zuzana Hlinková, MA.

The year of presentation: 2012

Abstract:

The aim of this study was to demonstrate that exercise with a oscillatory poles FLEXI-BAR ® for paraplegics has a positive effect on strength, the force endurance, stability and proprioception. The theoretical starting point is the supposed positive effects of vibration training on the human body. The training was attended by 14 subjects, who thirty minutes a day for four weeks, doing exercises with Flexi-Bar ® as a single methodical series of exercises. The effect of therapy was evaluated by hand-grip test, inclination test, a modified 6-MWT test and a test of target point. The hypotheses were confirmed, the results of all tests was statistically significant.

Keywords: vibration, flexibar, physiotherapy, paraplegia, spinal cord injury

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala a samostatně pod vedením Mgr. Zuzany Hlinkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne

.....

Podpis

Poděkování

Mé poděkování patří všem, kteří se podíleli na vzniku této práce. Zejména děkuji paní Mgr. Zuzaně Hlinkové za trpělivost, ochotu, cenné rady a vedení mé diplomové práce. Dále děkuji PaedDr. Haně Milerové za zapůjčení Flexibarů na dobu realizace výzkumu.

Obsah

1.	ÚVOD.....	9
2.	TEORETICKÁ ČÁST	10
2.1.	Základní informace o FLEXI-BARu.....	10
2.1.1.	Indikace a kontraindikace	11
2.2.	Vibrace.....	13
2.2.1.	Rozdělení vibrací	14
2.2.2.	Historie využití vibrací v medicínské praxi	15
2.2.3.	Možnosti využití vibrací v medicínské praxi.....	16
2.2.4.	Nežádoucí účinky vibrací.....	19
2.2.5.	Neurofyziologické aspekty působení vibrací	20
2.3.	Technika cvičení s FLEXI-BAREm	25
2.3.1.	Základní poloha ve stoji	26
2.3.2.	Základní poloha v sedu na vozíku.....	26
2.3.3.	Směr kmitání	27
2.3.4.	Úchopy	27
2.3.5.	Intenzita a amplituda kmitání.....	27
2.3.6.	Frekvence a doba cvičení	28
2.3.7.	Cvičební polohy	29
2.3.8.	Nebezpečí zranění při cvičení	29
2.3.9.	Kombinace s jiným cvičebním náčiním.....	29
2.4.	Princip působení FLEXI-BARu	30
2.5.	Hluboký stabilizační systém páteře	32
2.5.1.	Stabilizační funkce bránice	33
2.5.2.	Stabilizační funkce břišních svalů a pánevního dna	33
2.5.3.	Stabilizační funkce paravertebrálních svalů.....	33
2.6.	Funkční anatomie páteře a míchy.....	34

2.6.1.	Pohybový segment páteře	34
2.6.2.	Stabilita páteře.....	34
2.6.3.	Funkční anatomie míchy	35
2.7.	Klinický obraz míšní léze	36
2.7.1.	Porucha jednotlivých funkcí	36
2.7.2.	Klasifikace poranění míchy v závislosti na výšce léze	37
2.8.	Rehabilitační proces po míšní lézi.....	38
2.9.	Využití vibračního stimulu u pacientů s míšní lézí	41
3.	PRAKTICKÁ ČÁST	42
3.1.	Cíle práce a hypotézy	42
3.1.1.	Cíle práce	42
3.1.2.	Hypotézy	42
3.2.	Metodika výzkumu	42
3.2.1.	Charakteristika souboru testovaných osob	42
3.2.2.	Charakteristika použitých testů	43
3.2.3.	Plán výzkumu.....	45
3.2.4.	Metodika cvičení.....	46
3.2.5.	Administrace a metodika sběru dat	46
3.2.6.	Statistické zpracování získaných dat.....	47
3.3.	Výsledky.....	47
3.3.1.	Test 1 Měření svalové síly ručním dynamometrem	48
3.3.2.	Test 2 Náklon v sedu s předpaženými horními končetinami	50
3.3.3.	Test 3 Šestimínutový test jízdy na mechanickém vozíku	52
3.3.4.	Test 4 Test propriocepce	55
4.	DISKUSE.....	59
5.	ZÁVĚR	64
6.	REFERENČNÍ SEZNAM	65

7. PŘÍLOHY	77
Seznam zkratk	77
Seznam grafů	77
Seznam obrázků.....	77
Seznam tabulek	77
Anamnestický dotazník.....	77
Tabulka anamnestických údajů.....	77
Cviky.....	77
Tabulky s výsledky jednotlivých probandů	77
7.1. Seznam zkratk.....	78
7.2. Seznam grafů	79
7.3. Seznam obrázků.....	80
7.4. Seznam tabulek.....	81
7.5. Anamnestický dotazník	82
7.6. Tabulka anamnestických údajů	85
7.7. Cviky	87
7.8. Tabulky s výsledky jednotlivých probandů.....	91

1. ÚVOD

FLEXI-BAR® je kmitací vibrační tyč, která je často využívána v rehabilitaci. Principem jeho účinku je vliv vibrací na lidský organismus. Pod pojmem vibrace rozumíme mechanické kmitání pružného prostředí či tělesa. Mechanické vibrace jsou silným stimulem, který ovlivňuje všechny systémy lidského těla, a to jak pozitivně, tak i negativně. Negativní vliv vibrací potvrzují mnohé studie z oblasti pracovního lékařství. Pozitivní účinky mechanických vibrací jsou stále více diskutovány a zkoumány s cílem potvrdit jejich pozitivní vliv a stanovit vhodné parametry vibračního tréninku tak, aby se minimalizovaly negativní účinky na organismus. V poslední době vzniká mnoho studií, které jsou založeny na vystavení jedinců kmitům přicházejícím ze zevního prostředí, a to jak v případě celotělového vibračního tréninku (WBV), tak i přístrojům, které přenášejí vibrace na tělo lokálně. Tyto metody ale v podstatě nevyužívají aktivní přístup pacienta. Při cvičení s FLEXI-BARem® musí jedinec vyvinout aktivitu, aby kmitací tyč rozpohyboval a díky svalové síle a koordinaci kmity udržel. O tomto typu vibrací a jejich účinku dosud vzniklo velmi málo studií.

Cílem této diplomové práce v teoretické části byla rešerše literatury a shrnutí teoretických poznatků a východisek o FLEXI-BARu® a jeho účincích. V praktické části jsme chtěli zjistit, zda cvičení s FLEXI-BARem® Standard má u paraplegiků pozitivní efekt na sílu, silovou vytrvalost, stabilitu a propriocepci a má tedy své opodstatněné zastoupení v systému rehabilitace pacientů s míšní lézí. Studie se účastnilo 14 dobrovolníků paraplegiků, kteří formou autoterapie cvičili každý den 30 minut po dobu 4 týdnů. Výsledky této práce byly diskutovány a konfrontovány s již existujícími studiemi týkajícími se efektu a účinků FLEXI-BARu® na lidský organismus, výsledky byly kriticky zhodnoceny a byly z nich vyvozeny závěry pro klinickou praxi.

2. TEORETICKÁ ČÁST

7.8. Základní informace o FLEXI-BARu

FLEXI-BAR® je vibrační kmitací tyč (www.flexi-bar.cz; a), která má původ v Německu. Jedná se o cvičební náčiní, které bylo původně využíváno jako rehabilitační pomůcka, jež se pro své snadné a bezpečné použití rozšířila i mimo zdravotnická zařízení – do fitness center, sportovních spolků i pro individuální využití v práci či doma. (Gunsch, 2009)

FLEXI-BAR® je vyroben ze sklolaminátových vláken obalených plastem. (www.flexi-bar.de; a) Na obou koncích jsou válcovitá závaží vyrobena z přírodního kaučuku (Gunsch, 2009), stejně tak i rukojeť umístěná uprostřed tyče. Zkoušky na Technické univerzitě v Mnichově ukázaly, že FLEXI-BAR® nevykazoval po milionu kmitavých pohybů, které byly prováděny přístrojem, žádné změny v technických parametrech ani kvalitě materiálu. (Thömmes, 2011a) FLEXI-BAR® se v Německu setkal s kladným přijetím a uznáním ve zdravotnické komunitě na základě osvědčení od asociace AGR (Arbeitsgemeinschaft Gesunder Rücken), kde byl testován a schválen Spolkovým svazem německých odborníků na problémy se zády (Rückenschulen e. V.) a fórem „Zdravá záda – lepší život“ (Gesunder Rücken - Besser Leben e. V.). (www.agr-ev.de)

V současnosti existují čtyři typy FLEXI-BARů®, které se liší některými technickými parametry.

FLEXI-BAR® Standard (červený) je základním typem kmitací tyče, je vhodný pro začátečníky i pokročilé, muže i ženy cca od 13 let věku (záleží na konstituci, síle a pohybových zkušenostech). Je nejvíce využíván v rehabilitaci. (www.flexi-bar.cz; b) Jeho váha je 508 g, délka 153,5 cm a frekvence kmitání 4,6 Hz. (Thömmes, 2011b)



Obr. č. 1 FLEXI-BAR® Standard (www.flexi-bar.cz)

FLEXI-BAR® Intensiv (modrý) je určen pro pokročilejší uživatele FLEXI-BARu®, kteří mají s kmitací tyčí dlouhodobé zkušenosti a kteří si chtějí při cvičení zvýšit zátěž. (www.flexi-bar.cz; c) Tento typ se využívá při pohybové léčbě obezity. (Gunsch, 2009) Jeho váha je 516 g, délka 153,5 cm a frekvence 4,6 Hz. (Thömmes, 2011b)

FLEXI-BAR® Athletik (černý) je vhodný pro zdatné jedince (www.flexi-bar.cz; d) a pro zkušené sportovce. Vzhledem ke své vyšší hmotnosti nabízí tento typ tyče větší odpor pro svaly, které musí vynaložit více síly na rozkmitání, díky čemuž se intenzivněji rozvíjí vytrvalostní síla. (Thömmes, 2011a) Jeho váha je 746 g, délka 152,5 cm a frekvence 4,6 Hz. (Thömmes, 2011b)

FLEXI-BAR® Junior/Senior (zelený) je díky svým parametrům vhodný pro děti od 5 do 12 let věku (www.flexi-bar.cz; e) a pro seniory. Často je využíván v počátečních stádiích rehabilitace u různých diagnóz. Jeho váha je 472 g, délka 118,0 cm a frekvence 4,6 Hz. (Thömmes, 2011b)

Cvičením s pružnou tyčí lze dle výrobce dosáhnout komplexního tréninku a dlouhodobého zlepšení celkové fyzické kondice, dochází ke zvýšení svalové síly, vytrvalosti, koordinace, stability a propriocepce. (Gunsch, 2009) Dle Müller-Wohlfahrt a Schmidlein při terapii nejsou stimulovány jednotlivé svaly, ale celé svalové skupiny. Hlavní účinek cvičení s FLEXI-BARem® je přisuzován působení na svaly hlubokého stabilizačního systému.

2.1.1. Indikace a kontraindikace

2.1.1.1. Indikace

Kmitací tyč lze použít jako preventivní i terapeutickou pomůcku jak v mnoha oborech ve zdravotnictví – ve fyzioterapii, ortopedii, chirurgii, traumatologii, neurologii, revmatologii, gynekologii (Gunsch, 2009), tak ve sportovních zařízeních, či individuálně pro osobní využití.

Dle Thömmase a M. Sc. Phys. (Univ.) Günsche mezi hlavní indikace patří:

- Degenerativní a chronická onemocnění páteře (např. osteochondróza, spondylartróza, spondylolýza, spondylolistéza, periartikulární artritida)
- Výhřezy meziobratlových plotének, stenóza páteřního kanálu, skolióza
- Bolesti bederní páteře (low back pain syndrom), cervikokraniální syndrom

- Syndrom neúspěšné chirurgické léčby degenerativního onemocnění bederní páteře (failed back surgery syndrom – FBBF)
- Stavby po zlomeninách kostí, po chirurgických zákrocích na kloubech dolních a horních končetin, pooperační komplikace
- Nestabilita vazů a šlach na horních a dolních končetinách (ruptura rotátorové manžety, syndrom zmrzlého ramene, impigement syndrom, luxace kloubu, ruptura zkřížených vazů kolene apod.); kmitání stimuluje regeneraci pojivové tkáně
- Artrózy, osteoporóza, osteoartróza
- Vadné držení těla, svalová nerovnováha, funkční insuficience svalů hlubokého stabilizačního systému páteře, snížená kloubní flexibilita, přetížení povrchově uložených svalů
- Bolest hlavy
- Neurologická onemocnění (Parkinsonova choroba, poranění míchy, hemiparézy, neuropatie, periferní a centrální parézy)
- Poruchy mobility a funkce periferních nervů (neurodynamika)
- Svalové dystrofie, Marfanův syndrom
- Porucha senzomotorických, koordinačních a balančních funkcí (prevence pádů)
- Nadváha a obezita
- Poporodní cvičení, inkontinence
- Zahřátí organismu, zvýšení silové vytrvalosti, posílení kardiovaskulárního systému

Cvičení s pružnou kmitací tyčí respektuje individuální možnosti pacienta. Variabilita cvičení je dána možnostmi výběru cvičební polohy, možnostmi zvolit druh úchopu, výběrem směru kmitání, zvolením amplitudy kmitání a dobou trvání cviku či celého bloku cvičení. (Thömmes, 2011a)

2.1.1.2. Kontraindikace

S FLEXI-BARem® smí v zásadě cvičit každý, kdo netrpí akutními bolestmi. Pacienti se závažnými onemocněními by cvičení s pružnou tyčí měli konzultovat se svým lékařem, stejně tak děti do 13 let a lidé starší 60 let.

Během cvičení může ve velmi vzácných případech dojít k závratím a nevolnosti skrze stimulaci rovnovážného orgánu ve vnitřním uchu. Pokud se tyto příznaky objeví, je nutné přerušit cvičení. (Thömmes, 2011a)

Kontraindikace:

- Akutní zánětlivé stavy, akutní bolestivé stavy
- Pooperační stavy
- Maligní nádory a metastázy
- Kardiovaskulární onemocnění (arteriální hypertenze, nestabilní ischemická choroba srdeční, srdeční selhání – NYHA III/IV, zánětlivá onemocnění srdce, první měsíce po infarktu myokardu, ateroskleróza a periferní tepenné okluzivní městnání ve stadiu III – IV, tromboflebitida, flebotrombóza, aneurysma aorty, cerebrovaskulární onemocnění)
- Artrotické bolesti kloubů v akutní fázi
- Těhotenství v prvním a třetím trimestru
- 1 – 2 týdny po operaci meziobratlové ploténky, déle u stavů s neurologickými příznaky

(Thömmes, 2011a, Gunsch, 2009, Slavík, 2007)

2.2. Vibrace

Termínem vibrace se označuje „rytmický či kmitavý pohyb hmotných těles, přesněji pohyb tzv. mechanického kontinua, jehož jednotlivé body kmitají kolem rovnovážné pozice s určitou frekvencí, amplitudou, rychlostí a dalšími parametry“. (Paráková et al., 2008) Kmitající hmotný bod (těleso) vykoná jeden kmit, pokud projde celou dráhu a vrátí se do své původní polohy. (<http://cs.wikipedia.org>; c)

Lidský organismus je neustále vystavován vibracím z prostředí (např. při jízdě dopravními prostředky či práci s vibrujícími nástroji). „Tělo samotné můžeme brát jako mechanickou soustavu vykazující řadu rezonančních frekvencí.“ (Pavlů, Strachotová, 2011) Odpověď organismu na působení vibrací je závislá na délce působení, směru a intenzitě vibrací a je ovlivněna mnoha dalšími okolnostmi, jako je postavení končetin, hlavy či celkový fyzický i psychický stav. Vnímání vibrací lidským organismem je komplexní vjem, který je zprostředkován hierarchií receptorů a dalších struktur i funkčních systémů nervové soustavy. (Jandák, 2007; Paráková et al., 2008)

2.2.1. Rozdělení vibrací

Metodicky se rozlišuje lokální a celkové působení vibrací. Z mnohých neurofyziologických experimentů je prokázáno, že i lokální vibrace mají celkový vliv na organismus. (Paráková et al., 2008)

2.2.1.1. Celkové působení vibrací

Celkové horizontální či vertikální vibrace v kmitočtovém rozsahu 0,5 Hz až 80 Hz působí na celé tělo. (Jandák, 2007; www.wikiskripta.eu; a) Tyto vibrace se na tělo přenášejí například v dopravních prostředcích z vibrujícího sedadla, plošiny, nebo v budovách. Způsobují únavu a zhoršují reakční čas na podněty, v počátku zvyšují svalový tonus. Při frekvenci vibrací okolo 5 Hz mohou v závislosti na frekvenci způsobovat rezonanci lebečních kostí, očí, hlavy, žaludku, plic atd. dlouhodobá expozice celkovým vibracím a rázům vznikajícím při skládání kmitání ve spojení s vynucenou polohou se může projevit poškozením páteře. Mezi další nežádoucí projevy patří kinetózy (nemoci z pohybu). (Pavlů, Strachotová, 2011) Celkové působení vibrací má při vhodném nastavení technických parametrů i terapeutický efekt. Tzv. celotělový vibrační trénink je poměrně nová, dynamicky se rozvíjející léčebná forma přenosu vibrací na tělo, při které se nejčastěji využívají frekvence v rozmezí od 30 do 45 Hz.

2.2.1.2. Vibrace přenášené na ruce

Jedná se o místní vibrace přenášené na ruce při práci s různým nářadím (pneumatická kladiva, vrtačky, sbíječky, brusky, motorové pily apod.) o frekvenci od 8 Hz do 1000 Hz. „Práce s vibrujícími nástroji vyžaduje aktivní svalovou práci horních končetin, prostřednictvím které se kvůli zvýšenému svalovému napětí omezuje útlum vibrací a ty se snadněji šíří rukou a předloktím do celé paže. „(Pavlů, Strachotová, 2011) Dlouhodobým působením nadměrných vibrací vznikají postižení kloubů, kostí, šlach a svalů, dále onemocnění periferních cév (profesionální traumatická vazoneuróza) a postižení periferních nervů končetin. (www.wikiskripta.eu; a) Lokální působení vibrací přenášené na ruce lze též při vhodném nastavení technických parametrů využít terapeuticky. Terapeutickou pomůckou, která je zdrojem lokálních vibrací, představuje vibrační činka, která je vyráběna s frekvencí 36 Hz.

2.2.1.3. *Vibrace přenášené zvláštním způsobem*

Tyto vibrace o frekvenci od 1 Hz do 1000 Hz jsou přenášeny na hlavu, páteř a ramena nejčastěji při práci s motorovými postřikovači a křovinořezy. (Jandák, 2007)

2.2.1.4. *Lokální vibrace*

Jedná se o přímou aplikaci vibračního stimulu na svalové břicho nebo šlachy daného svalu. Děje se tak pomocí zařízení s vibrující hlavicí, které je buďto drženo v ruce, nebo je připevněno na stativu. (Zebrowska, 2009) Lokální aplikace se v praxi využívá nejčastěji s cílem zlepšit motorické funkce hypofunkčního svalu. Děje se tak opakovaným vyvoláváním tonického vibračního reflexu. (Paráková et al., 2008)

2.2.2. Historie využití vibrací v medicínské praxi

Počátky vibračního tréninku lze nalézt již ve starověkém Řecku, kde byly využívány přístroje s jednosměrnými vibracemi. V roce 1869 byl v USA zaveden Georgem Taylorem přístroj k vibrační terapii pro oblast horních končetin a zad. Jean-Martin Charcot experimentoval v roce 1880 s vibračním stolem k terapii Parkinsonovi nemoci. V 70. letech 19. století Gustav Zander ve Švédsku vyvinul různé mechano-terapeutické přístroje fungující na bázi parního pohonu. John Harvey Kellog ve svém sanatoriu zavedl vibrační židle a vibrační manipulace pro horní a dolní končetiny. (Pavlů, Strachotová, 2011) Na začátku 60. let 20. století vědci v Rusku experimentovali s využitím vibrací pro vesmírné projekty. „V roce 1960 zveřejnil východoněmecký lékař Biermann efekt cyklických oscilací působících na lidské tělo. Na základě těchto poznatků přenesl Vladimír Nazarov „terapeutické prvky“ do tréninkového procesu a dal tak současně vznik pojmem „biomechanická stimulace“ a „biomechanická oscilace“.“ (Pavlů, Strachotová, 2011)

Od 90. let 20. století se na trhu začaly objevovat přístroje, které přenášejí vibrace na tělo pacienta či cvičícího pomocí pružných kmitacích tyčí nebo pomocí speciálních plošin, na kterých pacient stojí či zaujímá jinou pozici. Pro tuto terapii (či trénink) na vibračních plošinách se používá pojem „celotělový vibrační trénink“ (Whole Body Vibration Training – WBVT). (Pavlů, Strachotová, 2011)

Mezi první typy pružných dynamických tyčí, které se rozšířily na trhu, patří „Bodyblade“. Jedná se o plochou tyč, kterou vyvinul v roce 1991 Hymanson. Bodyblade vykonává oscilační

pohyb s frekvencí 4,5 Hz, amplituda závisí na vložené síle. (www.bodyblade.com) Princip působení, použití, indikace i kontraindikace jsou téměř shodné jako u FLEXI-BARu®. Bodyblade je velmi oblíbenou a rozšířenou cvičební pomůckou v USA, jeho velkou výhodou je nízká cena. Dalším typem vibrační kmitací tyče je Propriomed, který vyvinul MUDr. Eugen Rašev. Jedná se o flexibilní, elastickou tyč se středovým držákem a tlumícími díly. Na konci tyče jsou nastavitelné regulátory. Pomocí regulátorů a jejich posuvem po tyči se mění frekvence kmitů obou konců tyče podle individuální potřeby pacienta. (www.blahovasro.cz) Hlavní přednosti jsou kromě individuálního nastavení frekvence kmitů, jednoduchá manipulace, rychlá aktivizace synergických svalových skupin a malá zatížitelnost kloubů. (www.weve-reha.cz) Nevýhodou Propriomedu je poměrně vysoká cena, která činí tuto cvičební pomůcku méně dostupnou. V Německu v roce 2001 přišel na trh FLEXI-BAR®, který byl vyvinut jako cenově dostupnější a pro použití jednodušší verze Propriomedu. V zápětí se stal oblíbenou pomůckou a rozšířil se do dalších zemí Evropy, do Kanady, USA, Japonska a dalších států.

2.2.3. Možnosti využití vibrací v medicínské praxi

2.2.3.1. Možnosti celkového vibračního stimulu

Celotělový vibrační trénink (WBVT) je poměrně nová metoda neuromuskulárního tréninku (tzv. akcelerační trénink), který využívá přenosu vibrací na tělo prostřednictvím vibrační plošiny. (Paráková et al., 2008) Podle propagátorů má WBVT mnoho indikací a potenciálních účinků, ovšem většina z nich není experimentálně podložena. Podložené jsou poznatky o působení celotělové vibrace vyjadřující hlavně parametry zlepšení svalové síly, rychlosti a koordinace pohybu. (Paráková et al., 2008) Ostatní účinky nejsou dostatečně experimentálně podloženy. Některé experimenty naopak prokázaly menší schopnost volní i reflexní aktivace svalu a zhoršenou ko-aktivaci periartikulárních agonistů a antagonistů. (Paráková et al., 2008; Pavlů, Strachotová, 2011)

Řada pozitivních účinků přístrojů pro celotělový vibrační trénink je v současné době skutečně prokazatelná, a to hlavně pokud jde o rozvoj svalové síly, flexibility, stability, zvýšení hustoty kostí, cirkulace krve, urychlení regenerace a zotavení. Tato terapie by však i přes svůj přínos měla být indikována s rozmyslem, individuálně, se zřetelem k cílům terapie u daného pacienta či cvičící osoby. (Pavlů, Strachotová, 2011)

Celotělový vibrační trénink je určen frekvencí, amplitudou a dobou expozice. Studie, které se WBVT zabývají, využívají různé frekvence, amplitudu i dobu trvání, přičemž výsledky ve smyslu vlivu na **svalovou sílu** jak statickou, tak i dynamickou (neuromuskulární dráždivost) se různí. Názory na nejefektivnější rozsah frekvence, amplitudy a doby trvání pro nejvýhodnější využití vibrací ve vztahu ke svalové síle zatím nejsou sjednoceny. (Pavlů, Strachotová, 2011) Ve výzkumu, který provedl Bosco a spol. zaznamenali během desetidenního tréninku při frekvenci 26 Hz zlepšení ve výskoku a ve svalové síle dolních končetin u hráček volejbalu. (Bosco et al., 1999) V další studii Bosco a spol. říkají, že vibrační trénink je rovnocennou alternativou k silovému tréninku. (Bosco et al.) Verschueren a spol. ve své studii pozorovali zlepšení izometrické a dynamické svalové síly při využití frekvence 35 – 40 Hz během šestiměsíčního tréninku u žen po menopauze. (Verschueren, 2004) Pietrangelo a spol. studovali vliv vibrací na lidi postižené sarkopenií a došli k závěru, že vibrační trénink byl doprovázen pozitivními změnami ve svalech na buněčné a molekulární úrovni. (Pietrangelo, 2009) Ve výzkumu Luo a spol. zaznamenali zvýšení dynamické neuromuskulární síly v testované skupině při využití vibrací v rozsahu 30 – 50 Hz. (Luo et al., 2005)

Účinky celotělových vibrací ovlivňují všechny tkáně lidského těla, tedy i **kardiovaskulární systém**. Mester a spol. ve svém příspěvku poukazují na fakt, že vibrační trénink může podpořit dilataci cév, jako reakci na zvýšení periferního odporu cév, a angiogenezi. Zároveň upozorňují na riziko využití u pacientů s onemocněním koronárních a cerebrálních cév. (Mester et al., 2005)

Celotělové vibrace se také využívají k pozitivnímu ovlivnění **posturální stability, balančních a koordinačních schopností**. Přesný účinek ovšem není zcela jasně znám. „Napomáhá tomu také skutečnost, že měření schopnosti udržet tělo s jeho složitými biomechanickými vlastnostmi v rovnovážné poloze není jednoduchý úkol a samotná terminologie posturální stability není doposud sjednocená.“ (Pavlů, Strachotová, 2011) Předpokládá se, že vibrace o frekvenci 20 – 50 Hz z vibračních plošin stimuluje přes dotekovou plochu svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíčka a kloubní a kožní receptory. Tyto informace mají zpětnovazebnou povahu a jsou podkladem pro řízení stabilizace polohy a korekce pohybu. Zde se naskytuje možnost ovlivnění posturální stability prostřednictvím WBVT. (Pavlů, Strachotová, 2011) van Ness a spol. ve své studii poukázali na efekt celotělových vibrací u pacientů po cévní mozkové příhodě, ve které shledali pozitivní ovlivnění držení těla a balance. (van Ness et al., 2004) Torvinen a spol. poukazuje na rychlejší a komplexnější využití rovnovážných funkcí vlivem vibrací. (Torvinen, 2002)

2.2.3.2. *Možnosti lokálního vibračního stimulu*

V medicínské praxi bývají lokální vibrace využity nejčastěji s cílem zlepšit motorické funkce hypofunkčního svalu opakovaným vyvoláním tonického vibračního reflexu. Dále se využívají u spastických nemocných. Jak pro hodnocení spasticity, tak i pro terapii, cestou reciproké inhibice vibrační antagonistického svalu dochází k inhibici hypertonického svalu. (Paráková et al., 2008)

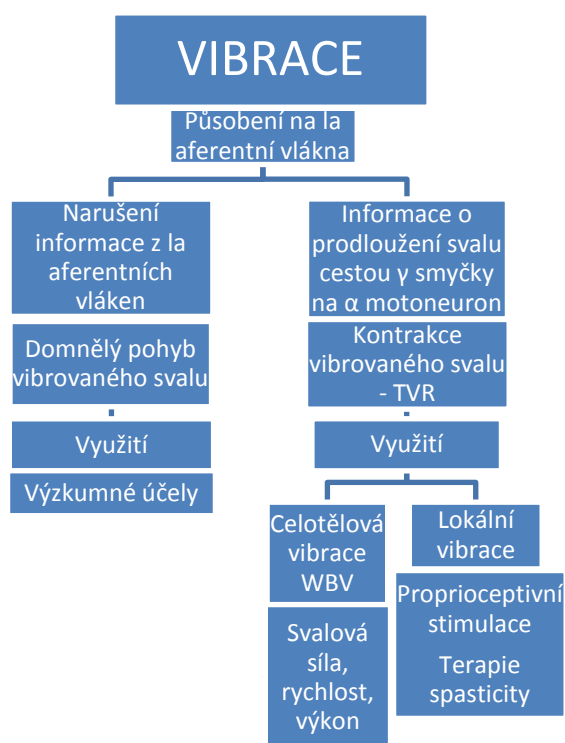
V 60. letech 20. století se Eklung a Hagbarth zabývali využitím vibrace jako cíleného aferentního stimulu. Dle jejich závěrů „snížená aktivace proprioceptorů, např. na podkladě snížené schopnosti pohybu při progresivní neuromuskulární nemoci, vede k částečné funkční deaferentaci a má tak vliv na centrální stav mozkové aktivity“. (Hagbarth, Eklung, 1969) Vzruchová aktivita v aferentních vláknech Ia, která se generuje během vibrace kosterních svalů, vede k dokonalé imitaci současného pohybu a aktivují se tak oblasti v parietálním a v temporálním laloku. Podle těchto úvah by bylo možné podobným způsobem terapeuticky přispět k uchování funkcí periferního a senzorního nervového systému dlouhodobě imobilizovaných nemocných. (Paráková et al., 2008)

Možností využití lokálních vibrací ve smyslu ovlivnění propriocepce se zabýval Burmagne, který poukázal na souvislost mezi deficitem propriocepce v bederní části trupu a dysfunkcí svalových vřetének při chronických bolestech bederní páteře. Prokázal změněnou aferentní informaci na základě chybně zpracované informace ze svalových vřetének ve vyšších etážích centrální nervové soustavy. (Burmagne et al., 1999)

Brunetti a spol. ve své studii využili vibrace jako stimul ke zlepšení propriocepce a prokázali zlepšení posturální stability aplikací lokálních vibrací na šlachy m. quadriceps femoris u pacientů po plastice předního zkříženého vazů. (Brunetti et al., 2006)

Lokální vibrace lze použít v terapii bolesti. Cvičení s kmitací tyčí stimuluje mechanoreceptory v kůži, které mohou inhibovat přenos nociceptivních impulzů do míchy a mozkového kmene na základě Melzackovy vrátkové teorie bolesti. Ta uvádí, že přichozí nociceptivní signály, které jsou vedeny A δ a C-vlákny, jsou inhibovány stimulací aferentních nenociceptivních vláken typu A β . Vibrační stimulace by mohla být využívána jako alternativa transkutánní elektrické nervové stimulace (TENS). (Gunsch, 2009; Rittweger, 2010)

„Z těchto a dalších studií vyplývá, že je možné použít lokální vibrace jako facilitační i jako inhibiční techniku při terapii spasticity, neuromuskulární facilitaci, zlepšení svalové síly či propriocepce.“ (Pavlů, Strachotová, 2011)



Obr. č. 2 Využití vibrace v klinice pohybových poruch (převzato z Paráková et al., 2008)

2.2.4. Nežádoucí účinky vibrací

Jakékoliv dlouhodobější působení vibrací není pro lidský organismus vhodné. Vyplývá to z řady profesně ergonomických studií zabývajících se důsledky vibrací jako rizika nemoci z povolání způsobených fyzikálními faktory. V České republice je účinek vibrací oficiálně sledován jako riziková podmínka pro ohrožení a vznik nemocí z povolání. Z výsledků sledování v letech 1995 – 2005 vyplývá, že vibrace se podílí na téměř polovině z oficiálně uznaných nemocí z povolání způsobených fyzikálními faktory. (Paráková et al., 2008; Pavlů, Strachotová, 2011)

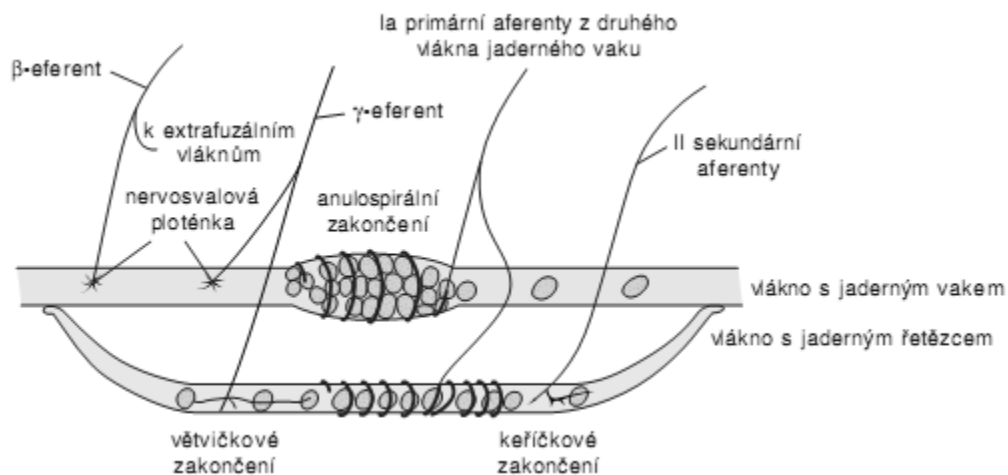
„Ve většině případů způsobují nežádoucí účinky neharmonické vibrace, které mají náhodný charakter a utváří je více frekvenčních složek. Odezva organismu na účinek vibrací závisí na intenzitě vibrací, na délce působení vibrací na organismus a na způsobu přenosu vibrací na lidské

tělo.“ (Pavlů, Strachotová, 2011) Dlouhodobě působící vibrace mohou vést především k poškození periferních senzomotorických a autonomních nervů. (Paráková et al., 2008)

2.2.5. Neurofyziologické aspekty působení vibrací

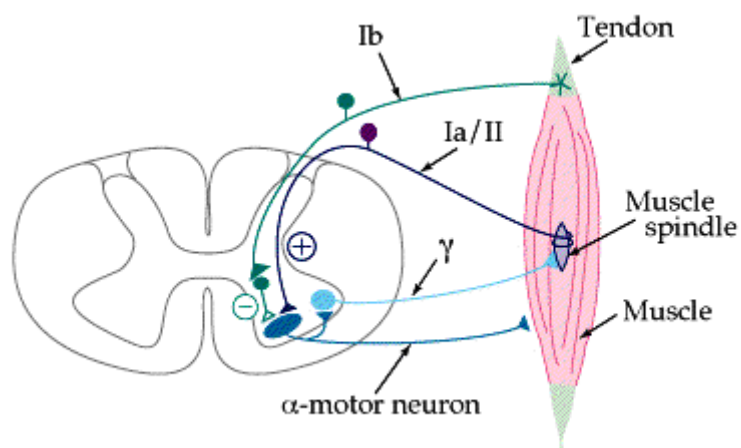
Z hlediska působení na kosterní svaly představují vibrace mechanický povrchový stimul. (Pavlů, Strachotová, 2011) Fyziologický účinek vibrace na muskulotendinózní tkáň pohybové periferie je komplexní, lze jej experimentálně detekovat v jednotlivých etážích od svalového vřeténka až po korovou projekci. Tato skutečnost nabízí využití vibračního stimulu v klinické diagnostice i terapii pohybových poruch. (Paráková et al., 2008)

„Mechanická vibrace aplikovaná na kosterní sval působí na primární anulospirální zakončení svalového vřeténka.“ (Pavlů, Strachotová, 2011) Svalové vřeténko je spolu s Golgiho šlachovým tělískem nejvýznamnější proprioreceptor. **Svalové vřeténko** je struktura dlouhá několik milimetrů. Je tvořeno vazivovým pouzdem, které je na jednom konci upnuto ke šlaše, na druhém konci končí mezi jednotlivými svalovými snopci. Nachází se v každém svalu v různém počtu, svaly pro jemné pohyby mají svalových vřetének více (jemná motorika). (www.wikiskripta.eu, b) Je uloženo v podélné ose svalu mezi vlastními svalovými vlákny v paralelním zapojení, a proto reaguje na změnu délky svalu. Za normální situace je délka svalových vláken i vřetének stejná, při protažení svalových vláken se vřeténka napínají také, vysílají více signálů a sval se reflexně zkracuje. Při zkrácení svalu vřeténka snižují svou aktivitu a sval relaxuje. Existují dva druhy svalových vřetének: nucleus bag fibres – vlákno s jaderným vakem a nucleus chain fibres – vlákno s jaderným řetězcem. Signály ze svalových vřetének jsou odváděny do míšního segmentu dvěma typy intrafuzálních vláken, které se liší rychlostí vedení a způsobem zakončení. (Trojan et al., 2001; Ganong, 1997)



Obr. č. 3 Schématické znázornění svalového vřeténka (Ganong, 1997)

Intrafuzální vlákna uvnitř svalových vřetének mají svou vlastní motorickou inervaci zprostředkovanou γ -motoneurony. Protážení centrální části svalových vřetének, kde jsou umístěna senzitivní nervová zakončení, může být způsobeno natažením celého svalu i kontrakcí intrafuzálních vláken. Dráždivost svalových vřetének se tak neustále přizpůsobuje proměnlivým změnám délky svalu a svalová vřeténka vykonávají funkci komparátoru, který stále porovnává vlastní délku s délkou okolních svalových vláken. (Trojan et al., 2001) Primární zakončení odpovídají jak na změnu délky svalu, tak i na změnu rychlosti napínání. Odpověď primárních zakončení na fázičké i statické děje ve svalu je důležitá, neboť rychlá fázičká odpověď pomáhá tlumit oscilace, které jsou způsobené zpožděným vedením ve zpětnovazební smyčce regulující délku svalu. Malá oscilace v této smyčce vzniká normálně. Tento fyziologický třes má frekvenci asi 10 Hz a byl by výrazně horší, kdyby nebyla vřeténka citlivá i na rychlost napínání. (Ganong, 1997; Králíček, 2011)



Obr. č. 4 Řízení napětí svalu pomocí svalového vřetenka a Golgiho šlachového tělíska (http://www.hc-vsetin.cz/ftk/semi/baka_michal2_soubory/image010.gif)

Vysvětlivky k obrázku: Tendon – šlacha, Muscle spindle – svalové vřeténko, Muscle – sval, α - motoneuron – alfa motoneuron

Kontrakce svalu může být vyvolána buď přímým podnětem z α -motoneuronů, nebo nepřímo (reflexně) prostřednictvím podnětů z γ -motoneuronů. Účelem této dvojí regulace svalové kontrakce je zajištění přiměřeného svalového napětí a jeho řízení při různém zatížení svalu. (Trojan et al., 2001)

I když během aplikace vibrace na sval dochází k vyvolání svalové kontrakce, vibrace působící na sval dlouho může ve svém důsledku způsobit snížení síly maximální volní kontrakce vibrovaného svalu. (Kouzaki et al., 2000)

Změny délky svalů způsobí přechodné snížení klidového napětí v aferentních vláknech za vzniku tzv. receptorového depolarizačního potenciálu. Depolarizační změna může mít dobu trvání až několik milisekund a amplitudu 0,1 až 10 mV podle velikosti a rychlosti změny délky svalu. Vzniklá depolarizace se šíří po nervovém vláknech a její velikost se postupně snižuje důsledkem narůstajícího odporu. I malé potenciály se mohou nasčítat s časově předcházejícími potenciály a ve spouštěcí zóně aferentního vlákna na začátku myelinové pochvy pak může hodnota depolarizace přesáhnout prahovou hodnotu, která je přibližně 20 mV. V takovém případě vzniká akční potenciál, který se po myelinovém vláknu šíří rychlostí 70 – 120 m/s a prakticky bez omezení

amplitudy, protože se v navazujících úsecích myelinizovaného vlákna stále obnovuje. Vzruchy postupují neuritem k motorickým ploténkám jednotlivých svalových vláken až k jejich kontraktlním fibrilám, které se po příchodu vzruchu zkrátí a dojde ke kontrakci svalového vlákna. (Paráková et al., 2008; Pavlů, Strachotová, 2011) „Fyziologické okolnosti vzniku akčního potenciálu tak dobře korespondují s možností stimulace propioceptivní aference velmi malými vibracemi.“ (Paráková et al., 2008) Příčinou specifického účinku vibrace na anulospirální oblast svalového vřeténka je určitá kombinace časových parametrů mechanické vibrace. (Paráková et al., 2008)

Tonický vibrační reflex - jak již bylo řečeno výše, vibrace aplikovaná na sval vyvolává kontrakci svalu. Jedná se o tzv. tonický vibrační reflex (TVR). Neurální okruh pro tento reflex je na míšní úrovni stejný jako okruh pro monosynaptický vřeténekový reflex. (Paráková et al., 2008)

Monosynaptický napínací neboli vřeténekový reflex je reakce na protažení svalu. Jeho dráha začíná na svalovém vřeténku, probíhá míšním nervem do spinálního ganglia a pokračuje přes zadní kořen míšni na α -motoneuron. Z něj pak začíná eferentní dráha, která vede předním kořenem míšním do motorického nervu a končí na nervosvalové ploténce příčně pruhovaného svalového vlákna efektoru. (Trojan, 2007) Mezi napínací reflexy patří např. patelární reflex a další. Tyto reflexy mizí po přetěti příslušného nervu, nemizí ale po přetěti míchy. (Trojan, 2007)

Až do určitého stupně platí, že čím více je sval protahován, tím silnější je jeho kontrakce při napínacím reflexu. Když však mechanické napětí dosáhne kritické velikosti, kontrakce náhle ustane a sval zrelaxuje. Tato relaxace jako odpověď na silné natažení se nazývá inverzní napínací reflex. Receptorem tohoto reflexu je Golgiho šlachové tělísko. Tato tělíska jsou se svalovými vlákny zapojeny v sérii a jsou tak schopná registrovat jak protažení, tak i aktivní svalovou kontrakci. (Ganong, 1997; Králíček, 2011) Golgiho šlachová tělíska fungují jako senzor ve zpětnovazebném regulačním obvodu, který kontroluje mechanické napětí svalu.“ (Králíček, 2011) Šlachová tělíska regulují svalovou sílu analogickým způsobem tomu, jak svalová vřeténka regulují délku svalu. (Ganong, 1997)

Proprioceptivní informace je přenášena v zadních míšních provazcích. Určitá část nervových vláken v zadních kořenech míšních vstupuje bez interpolace do zadních míšních provazců. „Fasciculus gracilis Gollí a fasciculus cuneatus Burdachi směřují kraniálně až do prodloužené míchy, kde se teprve kříží a přepojují na druhý neuron.“ (Pfeiffer, 2007) Tento typ přenosu slouží k uvědomování si hluboké posturální vibrační citlivosti. Je v ní částečně i doteková citlivost, kterou

také vnímáme. Vzruchy ze svalstva i kůže jsou vedeny až do mozkové kůry a přispívají k procesu uvědomování tělesného schématu a uvědomování si aktuální polohy končetin a svalového napětí. Další část kořenových vláken končících v zadních rozích míšních se na téže segmentální úrovni kříží a přechází na kontralaterální stranu míchy. „Tyto nervové buňky přinášející propioceptivní informace jsou v míše seskupeny do dvou jader – laterálního Bechtěrevova a mediálního Stillingova-Clarcova.“ (Pfeiffer, 2007) z těchto jader pak pokračují v postranních míšních provazcích vzhůru jako tractus spinocerebellares do mozečku. Jedná se o typ neuronů propioceptivní senzibility sloužící k hlubokému cití, které si neuvědomujeme. (Pfeiffer, 2007)

Během aplikace vibrace na sval dojde ke kontrakci, ale také zároveň dojde přes interneurony ke snížení aktivity α -motoneuronů antagonistických svalů. Z funkčního hlediska dojde ke zmenšení schopnosti ko-kontrakce. Vibrace způsobují zmenšení korové reprezentace vibrovaného svalu v motorické kůře a zároveň zvětšení korové reprezentace antagonistických svalů. (Zebrowska, 2009)

Tonický vibrační reflex ale kromě toho zahrnuje i polysynaptické dráhy. Takto je schopen zvýšit nábor motorických jednotek prostřednictvím aktivace nejen svalových větének, ale i polysynaptických okruhů. Tím se odlišuje od monosynaptického věténkového reflexu. (Paráková et al., 2008; Pavlů, Strachotová, 2011)

Elektromyografický záznam (EMG) z vibrujícího svalu se podobá náboru motorických jednotek během volní kontrakce, s tím rozdílem, že motorické jednotky se aktivují synchronně s kmity vibračního stimulu. „Zvýšení amplitudy vibrace zvyšuje protažení svalu, ale tonický vibrační reflex je tím větší, čím je vyšší frekvence vibrace.“ (Paráková et al., 2008) Souhrnně je účinek vibrací závislý na umístění vibrujícího aparátu, na počáteční délce svalu, na úrovni excitability CNS a na parametrech vibračního stimulu. (Paráková et al., 2008)

Vibračního cití se účastní také receptory povrchového cití, neboli exteroceptory. Vyskytují se na povrchu těla i informují o bezprostředním doteku na povrchu kůže. Jedná se zejména o Vater-Pacciniho tělíska (registrují vibrační signál s frekvencí 30 – 800 Hz), ležící v hlubších vrstvách kůže, která mají lamelární tvar a rychle se adaptují a Meissnerova tělíska, která reagují na nízkofrekvenční vibrace (do 80 Hz). (Pfeiffer, 2007; Ganong, 1997) „Sled pravidelně se opakujících dotekových a tlakových podnětů je vnímán jako vibrace. Vzruchy, které zprostředkují vibrační cití, jsou vedeny v dorzálních provazcích míšních.“ (Ganong, 1997) Stillman dodává,

že kožní mechanoreceptory, ač patří mezi exteroceptory, mají propioceptivní funkci. (Stilman, 2002)

Vzruchy ze svalových vřetének, z Golgiho šlachových tělísek, z receptorů v synoviálních pochvách kloubů a vazech a z dotykových exteroceptorů v kůži jsou syntetizovány v mozkové kůře. Vibrační cití a propiocepce jsou v těsné vazbě. (Ganong, 1997)

Subjektivní vnímání pohybu vibrovaného segmentu, jako by šlo o skutečný pohyb, je důkazem toho, že je to primárně excitace aferentních vláken co informuje mozek o protažení svalu, a nikoli vlastní fyzické protažení svalu. Směr a rychlost pohybu mozek vyhodnotí na základě měnící se frekvence výbojů v Ia aferentních vláknech, která narůstá během protahování svalu. Celkové subjektivní vnímání polohy a pohybu končetiny vychází až z výsledné interakce mezi různými aferentními informacemi jako jsou propiocepce, mechanoreceptory, zrak a vestibulární aparát. (Paráková et al., 2008)

Svalová vlákna v lidském organismu jsou v neustálém napětí, které se nazývá **svalový tonus**. Svalový tonus je každý stav napětí svalu, který nebyl vyvolán úmyslně, volním úsilím. (Trojan et al., 2001) Rohracher tvrdí, že tělo vykazuje nepřetržité vibrace, jejichž původ je v příčně pruhovaných svalech. Frekvence vibrací je 6 – 12 Hz a jsou energeticky nenáročné. Za účel těchto vibrací Rohracher považuje udržování konstantní teploty těla a udržet organismus ve stavu neustálé připravenosti. (Rohracher, 1962) Williams dodává, že svaly vykonávají trvalé periodické pohyby o různé amplitudě. (Williams, 1963)

2.3. Technika cvičení s FLEXI-BARem

Podstatou cvičení s FLEXI-BARem® je rozkmitání vibrační tyče. Impulsy vyvolávající kmitání jsou na FLEXI-BAR® přenášeny skrze horní končetinu. Pro uvedení pružné tyče do pohybu je nutná stabilní poloha těla a koncentrace. Aby se tělo nevychýlilo ze své stabilní pozice, začnou proti kmitání FLEXI-BARu® pracovat hluboko uložené svaly. Tím dochází k jejich posilování (www.flexi-bar.cz; f) Mezi nejvýznamnější účastníky stability trupu patří hluboký stabilizační systém páteře (Thömmes, 2011a; Kolář et al., 2009), který v tělesném schématu zahrnuje svalstvo flexorů, hluboký svalový systém páteře, svalstvo pánevního dna, břišní muskulaturu a především bránici v její posturální funkci. (Kolář et al., 2009)

Před začátkem cvičení s FLEXI-BARem® není nutné provádět samostatné zahřívací cvičení. Nicméně se nedoporučuje začít cvičit s plnou amplitudou kmitání. (Thömmes, 2011a)

Cvičení s FLEXI-BARem® je ve své podstatě jednoduché, ovšem počáteční potíže při kmitání jsou časté. (Gunsch, 2009) Mezi časté potíže lze zařadit neschopnost udržet stabilní polohu těla vedoucí k obtížím zachovat směr kmitání v jedné rovině v delším časovém úseku. Tyto problémy se výrazněji projevují na nedominantní horní končetině

2.3.1. Základní poloha ve stoji

Pro správné zafixování těla a stabilizovanou pozici je potřeba mít krční páteř protaženou v podélné ose nahoru bez předsunutí hlavy, ramena a lopatky staženy zeširoka dozadu. (Gilbertová, Matoušek, 2002; Kolář, 2007; Rašev, 1992) Pánev je v neutrální pozici, kolena lehce vytočená zevně, vzdálenost chodidel na šířku pánve, váha těla symetricky rozložená na obě chodidla. Zápěstí je v neutrální poloze, v prodloužení předloktí, vždy v ose kmitání. Celé tělo by mělo být drženo tak pevně, aby pokud možno jednotlivé segmenty těla nemohly uhýbat u osy kmitání. (Slavík, 2007; Gunsch, 2009) Toto základní nastavení těla je obecně platné i v dalších cvičebních polohách, ve kterých lze s FLEXI-BARem® kmitat.

2.3.2. Základní poloha v sedu na vozíku

Základní poloha v sedu na vozíku je analogická základní poloze ve stoji, až na fakt, že cvičenec sedí. Protažená krční páteř v podélné ose nahoru bez předsunutí hlavy, ramena a lopatky staženy zeširoka dozadu. Zápěstí je v neutrální poloze, v prodloužení předloktí, vždy v ose kmitání. Sed by měl být symetrický, celé tělo by mělo být drženo tak pevně, aby pokud možno jednotlivé segmenty těla nemohly uhýbat z osy kmitání. (Gilbertová, Matoušek, 2002; Kolář, 2007; Rašev, 1992; Slavík, 2007; Gunsch, 2009)

Při cvičení je velmi důležité dýchat pravidelně a nezadržovat dech. Pravidelné dýchání podporuje koncentraci při cvičení a vnímání vlastního těla. Pro intenzivnější procítění pohybu s FLEXI-BARem® je možné zavřít oči. (Slavík, 2007; Gunsch, 2009)

Udržení stabilního postavení a koordinace jsou hlavními aspekty cvičení s FLEXI-BARem®, neboť pouze koordinovaný sled svalové aktivity a vynaloženého úsilí k rozkmitání pružné tyče zaručuje kvalitní provedení cvičení. Vynaložení přílišné síly při kmitání může být kontraproduktivní a vede k nekonstantní amplitudě kmitání a neschopnosti těla udržet stabilní pozici. Čím lepší je koordinace, tím nižší síla je nutná k udržení kmitání FLEXI-BARu®. (Thömmes, 2011a)

2.3.3. Směr kmitání

Kmitání pružné tyče musí být vždy v jedné ose, čili tyč kmitá

- ve frontální rovině
- v sagitální rovině

Jakmile začnou oba konce FLEXI-BARu® rotovat kolem své osy, je nutné cvičení zastavit a začít novým impulsem znovu ve směru žádoucí osy kmitání. (Slavík, 2007)

2.3.4. Úchopy

- Nadhmat – ruka v pronaci – jednoruč nebo obouruč
- Podhmat – ruka v supinaci - jednoruč nebo obouruč
- Flétnový úchop – propletené prsty

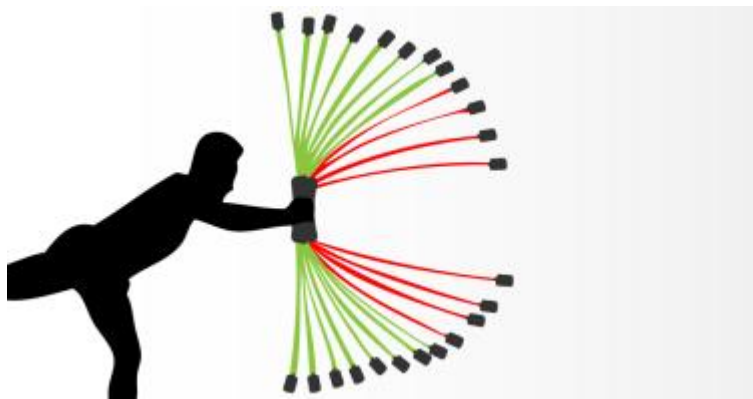
FLEXI-BAR® se uchopuje uprostřed držadla jednou nebo oběma rukama. Úchop nesmí být příliš silný a křečovitý, neboť k dosažení vibrování tyče je nutná mírná kloubní pohyblivost a volnost v kloubu ramenním, loketním, v zápěstí a prstech. (Slavík, 2007)

2.3.5. Intenzita a amplituda kmitání

FLEXI-BAR® kmitá s frekvencí¹ 4,6 Hz, což znamená 4,6 kompletních pohybů z jedné konečné polohy do druhé za sekundu. Intenzitu cvičení lze ovládat velikostí amplitudy², dobou kmitání, směrem kmitání a polohou těla. Čím vyšší impuls síly na rozkmitání tyče jedinec vyvine, tím vyšší amplitudou bude FLEXI-BAR® kmitat. S vyšší amplitudou se zvyšuje odpor, který FLEXI-BAR® vyvíjí, a cvičení se stává náročnější na udržení stabilní polohy těla. (Gunsch, 2009; Thömmes, 2011a)

¹ Frekvence (kmitočty) je fyzikální veličina, která udává počet opakování periodického děje za jednotku času. (<http://cs.wikipedia.org>; b) Jednotka, ve které se frekvence udává a měří, je Hertz (Hz).

² Amplituda je maximální hodnota periodicky se měnící veličiny. Spolu s frekvencí a počáteční fází je amplituda jedním ze základních parametrů periodických dějů. (<http://cs.wikipedia.org>; a)



Obr. č. 5 Optimální rozmezí amplitudy (označeno zeleně) při kmitání FLEXI-BARu®
(www.flexi-bar.cz)

Kmitání FLEXI-BARu® v zeleně vyznačené oblasti (viz obr. č. 5) je optimální jak z hlediska pozitivního fyziologického působení na organismus, tak z hlediska technických vlastností kmitací tyče. Kmitání v červeně vyznačené oblasti nevede k vyšší efektivitě cvičení, ani k lepším výsledkům. (Thömmes, 2011a)

Obtížnost cvičení dle velikosti amplitudy vzhledem ke střední ose lze rozdělit do tří stupňů:

- Úroveň 1 (lehká): 5 – 10 stupňů
- Úroveň 2 (střední): 10 – 20 stupňů
- Úroveň 3 (těžká): 20 – 50 stupňů

(Gunsch, 2009)

2.3.6. Frekvence a doba cvičení

Doporučená délka tréninku s FLEXI-BARem® pro začátečníky je 10 - 15 minut s frekvencí 2–3 krát týdně, přičemž u začátečníků je doporučeno v jedné pozici kmitat 30 sekund, u pokročilých až 60 sekund. Se zvyšující se neuromuskulární koordinací a svalovou silou lze dobu trvání jednoho cviku prodloužit až na 2 minuty. (Slavík, 2007) Začíná se kmitáním o nízké, ale konstantní amplitudě, kterou by měl pacient udržet po celou dobu v rámci jednoho cviku, potažmo celého cvičebního bloku. Pokud pacient kmitání ovládá, lze cvičení zintenzivnit kmitáním o vyšší amplitudě. Čím větší je amplituda, tím silovější je trénink. (Gunsch, 2009; Thömmes,

2011a) Zároveň lze zvýšit obtížnost cvičení prodloužením celkové doby cvičebního bloku a cvičením v posturálně náročnějších polohách.

Výše uvedené údaje jsou pouze orientační a závisí na subjektivním hodnocení pacienta (cvičence), na jeho zdravotním stavu, na fázi daného onemocnění, věku, fyzické zdatnosti a na psychickém stavu. (Gunsch, 2009)

2.3.7. Cvičební polohy

S FLEXI-BARem® lze cvičit jak ve stabilních polohách, tak v pohybu (např. při chůzi). Doporučuje se začít cvičit ve stabilních polohách jako je stoj, sed (snožný, roznožný) či leh (na zádech, na břiše, na boku). Jak již bylo uvedeno výše, cílem cvičení s pružnou kmitací tyčí je aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře, a to ve všech cvičebních polohách. Výběrem konkrétní cvičební polohy můžeme intenzivněji působit na vybranou část těla – např. ve stoji lze cíleněji ovlivnit aktivitu kyčelních kloubů, v podporu klečmo můžeme intenzivněji působit na pletenec ramenní, v lehu na boku lze u spinálních pacientů trénovat stabilitu trupu. Účinky terapie s FLEXI-BARem® lze zintenzivnit cvičením v rovnovážných pozicích, kdy je stabilita narušena redukcí opory (např. stoj na jedné dolní končetině, zanožení jedné dolní končetiny v podporu klečmo apod.). (Slavík, 2007)

2.3.8. Nebezpečí zranění při cvičení

Při správném použití FLEXI-BARu® nehrozí při cvičení pacientovi zranění či poškození. Pokud se před, při či po cvičení objeví bolest z dosud neznámých příčin, nemělo by se s cvičením vůbec začínat, či by se mělo okamžitě přerušit. Znovu by se mělo začít cvičit až po zjištění příčiny bolesti. Cvičení se také nesmí provádět s poškozeným FLEXI-BARem®. (Thömmes, 2011a)

Trénink s FLEXI-BARem® by neměl být prováděn, pokud je člověk unavený. (Thömmes, 2011a) Pokud pacient začíná s pružnou tyčí cvičit, doporučuje se prokládat cviky prodýcháním, protažením, chůzí na místě apod.)

2.3.9. Kombinace s jiným cvičebním náčiním

Použití FLEXI-BARu® s jinými cvičebními pomůckami je oblíbená variace, která nabízí větší pestrost a vyšší obtížnost cvičení pro pokročilé cvičence. Často se využívají nestabilní plochy,

např. cvičební žíněnka Thera-Band, Airex, Bosu, trampolínky, gymnastické míče či OverBally. Použitím dalších balančních pomůcek se zvýší propriocepce, ale hrozí přesytení centrální nervové soustavy informacemi, které nebude nervový systém schopen zpracovat. Následkem toho by mohlo dojít k únavě a případnému zranění. Proto se ke kombinování cvičení s FLEXI-BARem® a jiným náčiním přistupuje až u pokročilých cvičenců a dávkuje se postupně. Nedoporučuje se kombinovat cvičení s pružnou tyčí a Power Plate. (Gunsch, 2009; Thömmes, 2011a)

2.4. Princip působení FLEXI-BARu

Vibrace, které vznikají při cvičení s FLEXI-BARem®, se šíří do celého organismu. Na rozdíl od přímých vibrací, které mají lokalizovaný účinek, jsou nepřímé vibrace schopny aktivovat během přenosu více svalových skupin. (Luo et al., 2005)

Cvičení s pružnou kmitací tyčí vyvolává odpor ve svalech vystavených kmitání. Čím je vyšší frekvence a amplituda kmitání, tím větší je síla způsobující destabilizaci v těle a tím musí být vyšší úroveň svalové aktivace k udržení stability. (Moreside et al., 2007; Anders et al., 2007) Rovnováha mezi stabilitou a mobilitou vyžaduje rychle se měnící koncentrické a excentrické svalové kontrakce. (Hallal et al., 2010)

Vibrace nejsou vyrobeny vnějšími silami, ale svalovými stahy. Následkem cvičení dochází ke zvýšení počtu aktivních motorických jednotek. (Hallal et al., 2010) Netréované osoby jsou schopny při maximálním úsilí zapojit 50% svalových vláken, trénované osoby až 80% svalových vláken. Při vibračním cvičení dochází ke zvýšení počtu aktivovaných motorických jednotek a k vyššímu počtu zapojení svalových vláken v důsledku intramuskulárních a neuromuskulárních změn. (Jordan et al., 2005; Thömmes, 2011a)

Svalová síla se vlivem vibrací zvyšuje dvěma mechanismy. Jednak dochází k intramuskulárním změnám a jednak ke změnám v nervovém řízení. (van Diemen, 2002) Neurální změny se projeví účinnějšími kontrakcemi a lepším provedením pohybů. Vyrůstá schopnost neuromotorického systému aktivovat více motorických jednotek současně, zlepšuje se jejich koordinace a spolupráce agonistů a mezi agonisty a antagonisty navzájem. Adaptace svalového systému se projeví v dalším průběhu hypertrofií.

Ve studii, kterou provedl Bosca et al., bylo zjištěno, že zvýšení svalové síly bylo obdobné tomu, které nastalo po několikátýdenním intenzivním silovém tréninku (Bosco et al., 1999), což naznačuje, že vibrační trénink by mohl být stejně účinný jako odporový či kruhový trénink.

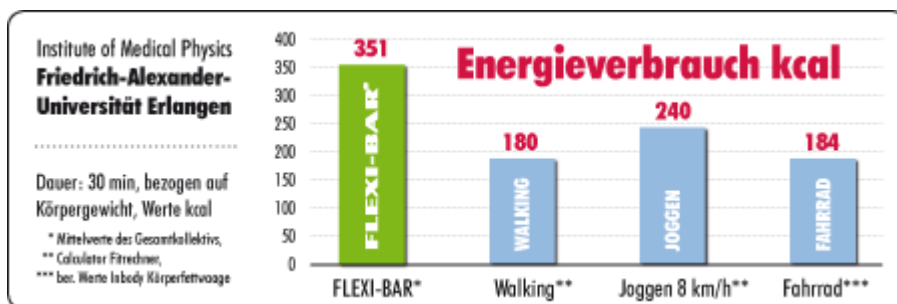
V roce 2010 Mileva et al. provedli studii, ve které porovnávali svalovou aktivitu pomocí EMG přístroje při cvičení s FLEXI-BARem® a Sham-barem (demonstrativní nepružná tyč). Bylo prokázáno, že i vibrace o nízké frekvenci (5 Hz) jsou přenášeny z FLEXI-BARu® do ostatních částí těla, nezávisle na vzdálenosti od místa působení. Při cvičení s falešnou nepružnou tyčí nedošlo k zaznamenání svalové aktivity v ostatních částech těla kromě aktivity na horních končetinách. Tato studie potvrdila skutečnost, že kmitáním s FLEXI-BARem® se vibrace o nízké frekvenci přenáší do celého těla.

Hurley ve své studii prokázal, že vibrace vytvářené kmitáním FLEXI-BARu® aktivují hluboko uložené svaly zad (mm. multifidi, mm. rotatores, mm. semispinales) a m. transversus abdominis. (Hurley, 2007)

Moreside, Vera-Garcia a McGill ve svém výzkumu prokázali pomocí EMG, že vibrace vytvářené kmitací tyčí, vedly k aktivaci m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. latissimus dorsi a m. erector spinae.

Podle Gunsche působí cvičení s FLEXI-BARem® nejen na svaly, ale i na vazy, šlachy, kosti, klouby, pojivovou a nervovou tkáň. (Gunsch, 2010) Při kmitání vzniká repetitivní střídavé zatěžování a odlehčování buněk a struktur lidského těla, které má pozitivní vliv. Dle Van der Berga se stimulací osteoblastů zlepšuje mineralizace kostí, podle van Wingerdena dochází vlivem kmitání k optimálnímu přísunu živin pro meziobratlové ploténky, dle Slavíka se zvyšuje tvorba synoviální tekutiny a tím se zlepšuje výživa kloubních chrupavek. (Van den Berg, 2003; van Wingerden, 1998; Slavík, 2007)

Podle studie „Energieverbrauch während einer 30minütigen Trainingseinheit mit dem „Flexibar“ – eine Pilotstudie“ (Spotřeba energie během 30-ti minutového cvičení s Flexibarem – pilotní studie) bylo zjištěno, že při cvičení s FLEXI-BARem® dochází k relevantnímu zvýšení energetického výdeje, který činí 351 kcal/h. Porovná-li se hodnota energetické spotřeby získaná z pilotní studie s referenčními hodnotami energetického výdeje jiných sportů, je tato hodnota mnohem vyšší a lze ji přirovnat k energetické spotřebě při běhu rychlostí 10 km/h. (Dippert et al., 2010) Cvičení s FLEXI-BARem® lze proto využít jako efektivní prostředek ke snižování tělesné hmotnosti.



Obr. č. 6 Porovnání spotřeby energie v kcal při 30-ti minutovém cvičení s FLEXI-BARem® a při dalších sportovních aktivitách. FLEXI-BAR® (www.flexi-bar.de)

Walking – chůze

Joggen 8 km/h – běh rychlostí 8 km/h

Fahrrad – jízda na kole

2.5. Hluboký stabilizační systém páteře

Hlavní účinek cvičení s FLEXI-BARem® je přisuzován působení na svaly hlubokého stabilizačního systému. Tato tvrzení podporují studie, které provedli Hurley a Moreside, Vera-Garcia a McGill (viz kapitola 2.4.).

V centrálním programu stabilizace páteře hraje zásadní roli souhra mezi hlubokými svaly a svaly dlouhými povrchovými. Jde o ko-kontrakci mezi monosegmentálními svaly, hl. m. multifidus, a s těmito svaly zřetěženou bránici, pánevní dno a břišní svaly, které jsou přední oporou břišní dutiny a spoluregulují nitrobřišní tlak. „V oblasti horní hrudní páteře a krční páteře jde o souhru mezi hlubokými flexory a extenzory páteře.“ (Kolář, Lewit, 2005)

Hluboký stabilizační systém páteře představuje svalovou souhru, která zabezpečuje stabilizaci, neboli zpevnění během všech pohybů, i při jakémkoliv statickém zatížení. Zapojení svalů do stabilizace páteře je automatické. Na stabilizaci se nikdy nepodílí pouze jeden sval, ale v důsledku svalového propojení celý svalový řetězec. Zapojená stabilizační souhra svalů také eliminuje vnější síly, např. střížné, kompresní apod., působící na páteřní segmenty. Tím, že se tyto svaly zapojují do všech pohybů, jsou zdrojem značných vnitřních sil, které na páteřní segment působí. „Tyto vnitřní síly jsou pro zátěž resp. přetížení segmentu stejně významné jako síly, které působí z vnějšku.“ (Kolář, Lewit, 2005) Insuficience stabilizační funkce svalů vede

k nepřiměřenému zatěžování kloubů a ligament páteře. Význam pro přetížení má ovšem především nadměrná a jednostranná aktivita svalů, které tuto nedostatečnost kompenzují. (Kolář, Lewit, 2005)

2.5.1. Stabilizační funkce bránice

Aktivace bránice v posturálním režimu je podmínkou každé pohybové činnosti a její intenzita rozhoduje o tom, zda si dechová a posturální aktivita vzájemně nekonkurují. Nitrobřišní tlak, který zajišťuje přední stabilizaci páteře, je nutné dosáhnout i za režimu dýchání – stabilizační dechový stereotyp. Při zapojení bránice do stabilizace páteře je z funkčního hlediska podstatné postavení předozadní osy bránice, resp. centrum tendineum, která by za fyziologické situace měla být horizontálně. Zapojením bránice do stabilizace dochází k rozšíření hrudníku v transverzálním rozměru. Sternum se během stabilizační funkce bránice pohybuje ventrálním směrem. V případě, že je bránice insuficientní, je pohyb sternu kраниokaudální, důsledkem čehož vzniká nadměrná aktivita v extenzorech páteře, které tuto poruchu v náboru bránice kompenzují. (Kolář, 2006)

2.5.2. Stabilizační funkce břišních svalů a pánevního dna

Břišní svaly spolu se svaly pánevního dna se během stabilizačního vzoru zapojují proti kontrakci bránice, spoluvyvíjejí nitrobřišní tlak. Za situace porušené stabilizace se nadměrně aktivuje horní porce m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus a naopak insuficientně se chová m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis internus a dolní část m. rectus abdominis.

2.5.3. Stabilizační funkce paravertebrálních svalů

Za fyziologické situace jsou do stabilizace zapojeny hluboké monosegmentální extenzory páteře, mezi nimiž významnou roli hraje m. multifidus. „Při insuficienci přední stabilizace páteře prostřednictvím svalů břišního lisu se aktivují povrchové svaly.“ (Kolář, 2006) Za předpokladu insuficience hlubokého stabilizačního systému páteře se při extenzi páteře aktivuje paravertebrální svalstvo s maximem v oblasti dolní hrudní páteře a horní bederní páteře. (Kolář, 2006) Zádové svaly se skládají ze tří vrstev – hluboké, střední a povrchové. Hluboká vrstva je uložena paravertebrálně a svaly se nazývají autochtonní. Tyto autochtonní svaly se rozdělují na krátké (systém interspinální, intertransverzální a rotátory) a dlouhé (systém transverzospinální, spinální

a sakrospinální). Svaly v hluboké vrstvě působí monosegmentálně a adjustují vzájemnou polohu segmentů páteře, a to již při představě pohybu. Svaly ve střední vrstvě spojují více segmentů a ovládají dílčí segmenty páteře – sektorová adjustace. V povrchové vrstvě se svaly jako celek nazývají m. erector spinae. Uplatňují se při větší instabilitě, kdy je potřeba vyvinout intenzivní sílu – integrální adjustace. Jejich aktivita při udržování postury je za normálních okolností malá. (Kociová, 2008)

2.6. Funkční anatomie páteře a míchy

Páteř je osová kostra trupu, která obsahuje 7 obratlů krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových (druhotně splývajících v kost křížovou) a 4-5 obratlů kostrčních, srůstajících v kost kostrční. (Čihák, 2001)

2.6.1. Pohybový segment páteře

Pohybový segment je základní funkční jednotkou páteře. Anatomicky se pohybový segment skládá ze sousedících polovin obratlových těl, páru meziobratlových kloubů, meziobratlové destičky, fixačního vaziva a svalů. Z funkčního hlediska má pohybový segment páteře pět stavebních a funkčních komponent: nosnou, fixační, hydrodynamickou, kinematickou a kinetickou. Páteř je složena z 24 pohybových segmentů. (Dylevský, 2009)

2.6.2. Stabilita páteře

Stabilita osového systému znamená schopnost fixovat tzv. klidovou konfiguraci páteře a toto postavení udržet i při fyziologickém rozsahu pohybu. (Dylevský, 2009)

Statická stabilita osového systému je zabezpečována obratli s meziobratlovými destičkami provázanými vazy. K systému statické stabilizace páteře patří i pletence horní a dolní končetiny a kostra hrudníku. Z funkčního hlediska reprezentuje celý systém statické stabilizace ochranu míšních struktur a pružný přenos (tlumení) nárazů vznikajících při chůzi, skocích apod. na struktury centrálního nervového systému. (Dylevský, 2009)

Dynamická stabilita osového systému je zabezpečována pružností axiálních vazivových struktur a svaly. Ve vazivu se akumuluje část energie, kterou generují svaly při své aktivaci, a vazivo svou pružností působí jako tlumič nárazů vznikajících při náhlých pohybech. Vazivo také

zajišťuje přenos svalové síly na často vzdálené struktury (tzv. svalové smyčky). Vazivo je i významným zdrojem aferentací, které po zpracování v CNS zajišťují dynamickou stabilitu segmentů páteře. (Dylevský, 2009)

2.6.3. Funkční anatomie míchy

Mícha je předozadně oploštělý provazec nervové tkáně uložený v páteřním kanálu. Její délka je 40-45 cm. Začátek míchy a její rozhraní s mozkovým kmenem udává výstup prvního krčního nervu nebo křížení pyramidové dráhy. Začátek míchy se promítá proti hornímu okraji atlasu. Mícha je kratší než páteřní kanál a její kaudální konec (konus) dosahuje do výše meziobratlové ploténky mezi obratli L_1 a L_2 . Kaudálně od konu obsahuje páteřní kanál dlouhé kořeny lumbálních a sakrálních nervů (cauda equina). (Dylevský, 2000)

Na míše jsou dvě rozšíření: krční intumescence (v úrovni obratlů $C_3 - Th_2$) a bederní intumescence (v úrovni obratlů $Th_{10} - L_2$). Z intumescencí vystupují motorické a senzitivní nervy zásobující horní a dolní končetiny. (Dylevský, 2000)

Z míchy vystupují míšní nervy, které vznikají spojením předního a zadního míšního kořene. Z funkčního hlediska jsou přední míšní kořeny motorické, tj. obsahují vlákna vedoucí nervové vzruchy z míchy do svalů. Zadní míšní kořeny jsou senzitivní a vedou nervové vzruchy z buněk spinálních ganglií do míchy. Míšní nervy jsou tedy smíšené, a proto v důsledku poranění vznikají poruchy senzitivní i motorické. (Dylevský, 2000)

Míšní segment je část míchy, ze které vystupují nervová vlákna do předního a zadního kořene jednoho míšního nervu. Počet míšních segmentů odpovídá počtu párů míšních nervů. Lidská mícha má 31 párů segmentů, z toho je 8 krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových a 1-3 kostrční. (Dylevský, 2000)

V šedé hmotě v předních míšních rozích jsou uloženy α -motoneurony a γ -motoneurony. (Dylevský, 2009) Bílá hmota, která se nachází kolem šedé hmoty, je tvořena svazky vláken. Ty svazky, které mají společný začátek, tvoří míšní nervové dráhy. Podle průběhu a orientace vláken se míšní dráhy dělí na ascendentní a descendentní. Ascendentní dráhy mají začátek v míše a míří do vyšších etáží CNS, jsou to dráhy senzitivní; descendentní dráhy začínají v mozkové kůře nebo v mozkovém kmeni a končí v míše, jsou to dráhy motorické. Hlavní motorickou míšní dráhou je dráha pyramidová. (Dylevský, 2000)

Mícha je z hlediska řízení pohybu základním řídicím článkem podřízeným vyšším oddílům nervové soustavy. Funkční jednotkou nervové soustavy je reflex. Reflex je odpověď organismu na podnět, podráždění, změnu zevního nebo vnitřního prostředí. Mícha je nejnižším reflexním ústředím CNS. (Dylevský, 2009)

2.7. Klinický obraz míšní léze

Klinický obraz míšní léze je anatomicky určen jednak transverzálním rozsahem (horizontální topika), jednak výškovou lokalizací (vertikální topika) patologického procesu. Léze může být lokalizována do určité výškové oblasti, kde postihuje buď celý míšní průřez, nebo jeho část – kompletní nebo inkompletní míšní léze. (Wendsche, Kříž, 2005)

2.7.1. Porucha jednotlivých funkcí

Z hlediska funkce jednotlivých anatomických struktur (jader či drah) dochází k poruše jednotlivých funkcí – motorických, senzitivních, autonomních. (Wendsche, Kříž, 2005)

- **Motorické dysfunkce** – léze motorických neuronů na úrovni předních rohů míšních vedou k syndromu periferní (chabé) parézy. Léze kortikospinálního traktu se manifestuje syndromem centrální (spastické) parézy. (Wendsche, Kříž, 2005)
- **Senzitivní dysfunkce** – léze v oblasti vstupní zóny a zadních rohů míšních vede k poruše všech kvalit citlivosti a je distribuována ipsilaterálně a segmentálně. Při lézi předních a postranních provazců obsahujících tr. spinothalamicus dochází k poruše hrubé kožní citlivosti, termického a algického cití provazcového typu kontralaterálně. Léze zadních provazců vede k poruše propriocepce a diskriminačního cití provazcového typu ipsilaterálně. (Wendsche, Kříž, 2005)
- **Autonomní dysfunkce** – při míšní lézi může dojít buď k porušení centrálních drah ovlivňujících pregangliové autonomní neurony, nebo k lézi pregangliových sympatických neuronů lokalizovaných v ncl. Intermediolateralis segmentů C₈ – Th₃ a dále pregangliových parasympatických neuronů v sakrální míše – segmenty S₂₋₄. Postižení se může projevat řadou poruch, z nichž klinicky jsou nejvýznamnější poruchy mikce a defekace, poruchy sexuálních funkcí, zornicové poruchy a poruchy regulace vazomotoriky. (Wendsche, Kříž, 2005)

Kompletní léze je charakterizována úplnou ztrátou hybnosti, cití a autonomní regulace pod místem léze. Inkompletní míšňí léze je charakterizována částečně zachovanou hybností nebo citlivostí pod místem léze. Mezi inkompletní léze patří Brown-Séquadův syndrom (syndrom hemisekce míšňí), syndrom centrální míšňí šedi (syringomyelický syndrom), syndrom a. spinalis anterior, syndrom zadních provazců, syndrom epikonusu (míšňí segment $L_4 - S_2$), syndrom konusu (míšňí segment S_{3-5}) a syndrom kaudy ($L_3 - S_5$) (Wendsche, Kříž, 2005)

Přestože se poškození míchy rozděluje na kompletní a inkompletní, úplné anatomické přerušení míchy nebývá časté. (Malý, 1999)

2.7.2. Klasifikace poranění míchy v závislosti na výšce léze

Motorické poruchy se dělí na plegie (parézy) periferní, centrální či smíšené, kdy je poškozen jak periferní motoneuron, tak i kortikospinální dráhy. Vzhledem k výšce poškození míchy vzniká pentaplegie (paréza), tetraplegie (paréza), paraplegie (paréza) – centrální, periferní či smíšená, hemiplegie (paréza) a monoplegie (paréza) – také centrální, periferní či smíšená. (Malý, 1999)

- ***Pentaplegie***

Pentaplegie vzniká při poranění míchy nad segmentem C_4 . Jedná se o velmi závažné poranění, neboť dochází k obrně obou bráničních nervů.

- ***Kvadruplegie***

Kvadruplegie vzniká při postižení krční intumescence ($C_4 - Th_2$), kdy dochází k paréze horních končetin a plegii dolních končetin a ze současné léze motoneuronů předních rohů míšňích jsou v úrovni léze známky periferního postižení (hyporeflexie a postupně atrofie).

- ***Paraplegie***

Paraplegie vzniká při postižení hrudní páteře od Th_2 (pod segmentem C_8), kde již nejsou postiženy horní končetiny, na dolních končetinách dochází k plegii. Paraplegii lze dělit na vysokou (poškození míchy v segmentu horní části zad) a nízkou (poškození míchy v segmentu dolní části zad). (Faltýnková et.al., 2004) Segmenty Th_{2-12} zajišťují inervaci svalů paravertebrálních, interkostálních a břišňích.

Při lézi bederní intumescence ($L_1 - S_2$) vzniká paraparéza dolních končetin. (Ambler, 2006)

2.8. Rehabilitační proces po míšni lézi

Cílem fyzioterapie po poranění míchy je včas a účelně působit na fyzické reziduální schopnosti paraplegika, aby celková funkční ztráta byla co nejmenší. Při výběru vhodného fyzioterapeutického postupu musí být brán ohled na aktuální zdravotní stav pacienta, s cílem minimalizovat sekundární důsledky míšni léze, zamezit vzniku disability a vést pacienta k maximální soběstačnosti tak, aby byla dosažena optimální výkonnost pro zabezpečení pohybu a určité kvality života.

Rehabilitační program zajišťuje tým pracovníků, který tvoří rehabilitační lékař, neurolog, neurochirurg, ortoped, urolog, sexuolog, internista, chirurg, plastický chirurg a anesteziolog. Důležitou roli zastávají fyzioterapeuti a ergoterapeuti. Rehabilitační tým dále dotváří sociální pracovník, psycholog, ortopedický protetik, popř. logoped, bioinženýr. Stejně tak ovlivňuje tělesný i duševní potenciál pacienta rodina, přátelé a ostatní pacienti. (Malý, 1999)

Stavba rehabilitačního programu se liší dle stádií, kterými pacient prochází. Některé metodiky a techniky se mohou v různých stádiích prolínat či doplňovat. Program je sestaven v závislosti na informacích získaných ve vztahu ke konkrétnímu pacientovi. Rehabilitační program je tím kvalitnější, čím kvalitnější informace jsou k dispozici. (Malý, 1999)

Transverzální míšni léze jsou indikovány ke komprehenzivnímu rehabilitačnímu programu. Jde o interdisciplinární odborný přístup, kdy jsou jednotlivé složky rehabilitace, tzn. rehabilitace léčebná, sociální, pracovní a pedagogická, vzájemně propojeny. Všemi složkami rehabilitace se prolíná i rehabilitace psychologická. Komprehenzivní rehabilitační program má svou strukturu danou komponentami jako jsou účelovost, efektivnost a eficeince, tzn. že výsledky musí vykazovat zlepšení stavu pacienta a zároveň splňovat jejich odpovídající ekonomické náklady. (Malý, 1999)

Podle Metodického opatření MZ ČR z 18. června 2002 je období po poškození míchy rozděleno na čtyři stádia.

Stádium 1a – fáze akutní (urgentní)

V této fázi je pacient hospitalizován na ARO nebo JIP spondylochirurgického oddělení. Tato fáze trvá cca 1. - 2. týden po vzniku poranění a je charakterizována míšním šokem. Je třeba zabezpečit prevenci komplikací, z nichž se nejčastěji v poúrazovém a pooperačním období objevují bronchpneumonie, embolie, dekubity, demineralizace skeletu, uroinfekce, heterotopické osifikace,

katabolismus aj. (Malý, 1999; Wendsche, 2009) V rámci fyzioterapie se provádí polohování, pasivní pohyby, cvičení na MotoMedu, techniky respirační fyzioterapie, terapie na neurofyziologickém podkladě, aktivní cvičení s využitím pomůcek, začátek vertikalizace, mobilizace a měkké techniky, fyzikální terapie, ergoterapie.

Stádium 1b – fáze subakutní (postakutní)

Během této fáze je pacient hospitalizován na Spinální jednotce³. Tato fáze trvá cca 2. – 12. týden po vzniku poranění a je charakterizována odezněním míšního šoku a nástupem míšních automatismů. Páteř bývá zpravidla stabilizována. Dochází k počáteční autoregulaci vyprazdňování močového měchýře. Cíle tohoto programu musí být reálné a musí respektovat neurologické, interní a ortopedicko-traumatické vstupní vyšetření. Je třeba se zaměřit na aktivitu horní části těla individuálním cvičením, což má zabránit jak atrofii, tak zlepšit sílu svalstva trupu, pletenců ramenních a HKK, které budou zodpovědné za mobilitu a lokomoci pacienta. (Malý, 1999; Wendsche, 2009) V rámci fyzioterapie se provádí polohování, pasivní pohyby, cvičení na MotoMedu a v Lokomatu, techniky respirační fyzioterapie, terapie na neurofyziologickém podkladě, aktivní cvičení s využitím pomůcek, Feldenkraisova metoda, vertikalizace, mobilizace a měkké techniky, fyzikální terapie, skupinové cvičení, ergoterapie.

Stádium 2 – fáze chronická

Během této fáze je pacient hospitalizován na Spinální rehabilitační jednotce v rehabilitačním ústavu nebo odborné léčebně⁴. Tato fáze trvá cca 6. – 26. týden po vzniku poranění. Je charakterizována celodenní výdrží na vozíku a tolerancí určité fyzické zátěže. Program v tomto období je náročnější a odpovídá aktuálnímu zdravotnímu stavu pacienta. Probíhá integrace do denního rodinného a pracovního života, dovybavení rehabilitačními a kompenzačními pomůckami, výběr a práce s vozíkem a škola správného sedu na vozíku. (Malý, 1999; Wendsche, 2009) V rámci fyzioterapie se provádí polohování, pasivní pohyby, cvičení na MotoMedu a Lokomatu, techniky respirační fyzioterapie, terapie na neurofyziologickém podkladě, aktivní cvičení s využitím pomůcek, Feldenkraisova metoda, vertikalizace, mobilizace a měkké techniky,

³ ÚN Brno, FNsP Ostrava, KN Liberec, FN v Motole-Praha

⁴ RÚ Kladruby, RÚ Hrabyně, Hamzova odborná léčebna Luže – Košumberk

relaxační techniky, fyzikální terapie, skupinové cvičení, ergoterapie, sportovní činnost, psychosociální rehabilitace a další.

Stádium 3 – fáze pozdní, reintegrační

V této fázi někteří pacienti potřebují péči pro vzniklé komplikace (dekubity, infekce močového systému, kontraktury, bolesti, psychické potíže apod.) nebo operační zákroky. (Wendsche, Kříž, 2005) V této fázi také probíhá zařazení pacienta zpět do společnosti a navrácení pacienta do pracovního procesu, který musí přesně odpovídat jeho schopnostem a možnostem. Terapie se soustředí hlavně na zvládnání denních činností a různých situací (např.: pády, nastupování a vystupování v dopravních prostředcích apod.). V rámci fyzioterapie se provádí pasivní pohyby denervovaných končetin, cvičení na MotoMedu, techniky respirační fyzioterapie, terapie na neurofyziologickém podkladě, aktivní cvičení s využitím pomůcek, vertikalizace, mobilizace a měkké techniky, relaxační techniky a další.

• Cvičení s FLEXI-BARem® v rehabilitačním procesu

FLEXI-BAR® patří mezi nejčastěji využívané pomůcky při aktivním cvičení již od fáze hospitalizace pacienta na Spinální jednotce.

Při aktivním cvičení se pracuje se svaly s částečně nebo plně zachovanou funkcí, které fyzioterapeut s pacientem zapojují do správně vedených a kontrolovaných segmentálních a později i komplexních pohybových vzorců. Posilují se svaly, které budou pro pacienta důležité k udržení správné postury, k pohybu na vozíku, či přesunům. (Kříž, Chvostová, 2009) Při cvičení je velmi důležité udržet správný rytmus dýchání.

Cvičební poloha, počet opakování cviku a především výběr cviků je pro každého pacienta přísně individuální. Nesmí dojít k přetěžování některé svalové skupiny, jinak může dojít ke svalové dysbalanci, jejímž důsledkem mohou být bolesti z přetěžování kloubů. (Faltýnková et.al., 2004)

Cvičení s FLEXI-BARem® „poskytuje stimulaci k zahájení reorganizace neuronových sítí v míše po zranění s cílem umožnit generování pohybového vzoru“. (Dietz et al., 2010)

2.9. Využití vibračního stimulu u pacientů s míšní lézí

Ve studii, kterou provedl Asselin a spol., sledovali možnost využití nízkofrekvenčních vibrací u pacientů s transverzální míšní lézí jako prevence osteoporózy. Výsledky potvrdily pozitivní efekt, který se projevil zvýšením hustoty kosti. Přenos vibrací z nohou na lebku byl potvrzen u kompletních i inkompletních míšních lézí, u paraplegiků i tetraplegiků. Tyto výsledky podporují využití nízkofrekvenčních vibrací jako neinvazivní, nefarmakologické léčby a prevenci osteoporózy u pacientů s transverzální míšní lézí. (Asselin et al., 2011) Tyto závěry podporuje i případová studie, kterou provedl Davis a spol., ve které bylo sledováno působení celotělových vibrací na pacienty s transverzální míšní lézí. (Davis et al., 2010)

Murillo a spol. došel k závěru, že aplikace lokálních vibrací o frekvenci 50 Hz vyvolává výrazný pokles spasticity u pacientů s transverzální míšní lézí, u kompletních i inkompletních lézí. Tyto výsledky naznačují možné využití aplikace vibrací při terapii spasticity. (Murillo et al., 2011) K podobným závěrům došel též Sayenko a spol. ve výzkumu, který potvrdil efekt celotělových vibrací na snížení spasticity u pacientů s transverzální míšní lézí. (Sayenko et al., 2010)

Ness a spol. testovali hypotézu, zda celotělové vibrace mohou pozitivně ovlivnit chůzi u pacientů s míšní lézí, u kterých je chůze zachována. Jejich výsledky podporují použití celotělových vibrací ke zlepšení funkce chůze u osob s míšní lézí. Chůze se zrychlila, prodloužil se krok, zlepšila se kadence. (Ness et al., 2009)

Melchiorri a spol. ve své práci posuzovali použitelnost a vliv lokálně aplikovaných vibrací o frekvenci 30 Hz na flectované předloktí při izometrické kontrakci. Výsledkem bylo zvýšení svalové síly a vytrvalosti. (Melchiorri et al., 2007)

Chang a spol. pomocí metody microarray analýzy zjistili, že segmentové vibrace o frekvenci 30 Hz mají významný vliv na geny spojené se synaptickou plasticitou v míše, v důsledku čehož může vibrační trénink podporovat neuronální plasticitu u pacientů s transverzální míšní lézí. (Chang et al., 2012)

Ribot-Ciscar a spol. ve svém článku navrhuje využití vibrací k navození svalové kontrakce u pacientů s míšní lézí jako možnou alternativu k funkční elektrické stimulaci. (Ribot-Ciscar et al., 2003)

3. PRAKTICKÁ ČÁST

3.1. Cíle práce a hypotézy

3.1.1. Cíle práce

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda cvičení s pružnou kmitací tyčí FLEXI-BAR® má u paraplegiků pozitivní efekt na sílu, silovou vytrvalost, stabilitu a propriocepci.

3.1.2. Hypotézy

H1 Svalová síla stisku ruky měřená pomocí ručního dynamometru (T1) se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvýší.

H2 Naměřená vzdálenost v testu náklonu (T2) se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvětší.

H3 Vzdálenost překonaná na mechanickém vozíku během modifikovaného šestiminutového testu chůze (T3) se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvýší.

H4 V testu zacílení bodu při zavřených očích (T4) se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® vzdálenost od cílového bodu zmenší.

3.2. Metodika výzkumu

3.2.1. Charakteristika souboru testovaných osob

Studie se zúčastnilo 14 jedinců, z toho 6 žen a 8 mužů. Testovanou skupinu tvořili pouze jedinci s kompletní transverzální míšní lézí s traumatickou etiologií ve výšce Th7-Th12 (nízká paraplegie) ve věku 22 – 37 let. Zúčastněné osoby byly 2 – 8 let od úrazu. Všechny testované osoby se pohybovaly pomocí mechanického vozíku a měly dominantní pravou ruku. Všichni zúčastnění rekreačně či výkonnostně sportují, žádná z osob v průběhu studie nezměnila svůj sportovní režim, tzn. nikdo nezačal či neskončil s další pohybovou aktivitou, ani nedošlo ke snížení či zvýšení tréninkových dávek. Všechny testované osoby byly seznámeny s metodikou a cíly měření, stejně

tak s metodikou cvičení. Všichni zúčastnění souhlasili s podmínkami účasti ve výzkumu a do studie se zapojili dobrovolně. Anamnéza byla odebrána standardním způsobem pomocí anamnestického dotazníku (vzor v příloze č. 7.5. – Anamnestický dotazník). Do studie nebyly zařazeny osoby s akutním poškozením pohybového aparátu, osoby s akutními bolestmi zabraňujícími provádět cvičení a osoby po prodělaných operacích, které měly omezená režimová opatření.

	Věk (roky)	Doba od zranění (roky)
Průměr	30	4,5
Směrodatná odchylka	4,47	1,95
Rozptyl	20	3,82

Tabulka č. 1 Vybraná data charakterizující skupinu testovaných osob (konkrétní data u jednotlivých účastníků výzkumu jsou uvedena v příloze v kapitole 9.8.)

3.2.2. Charakteristika použitých testů

Test 1 Měření svalové síly ručním dynamometrem

Přístroj: balónkový ruční dynamometr Saehan, který měří sílu stisku ruky.

Postup: vyšetřovaná osoba musela v poloze sedu na mechanickém vozíku vyvinout maximální tlak ve formě stisku balónku dynamometru. Předloktí bylo v prodloužení paže, ruka se nesměla opírat o jinou část těla. Tlak byl vyvíjen postupně a plynule do maxima. Byla provedena tři měření na pravé ruce a tři měření na levé ruce, vždy s minutovými rozestupy mezi jednotlivými měřeními. Test byl proveden v úvodním i konečném měření na stejném místě a ve stejném čase.

Vyhodnocení: maximální dosažená hodnota zůstává na přístroji, dokud není resetován. Dynamometr je kalibrován v jednotkách kilogram a libra. Pro účely studie byl výsledek převeden na jednotky Newton.

Test 2 *náklon v sedu s předpaženými horními končetinami*

Výchozí poloha: sed na vozíku, protažená krční páteř v podélné ose nahoru bez předsunu hlavy, ramena jsou zatažena směrem dozadu. (Gilbertová, Matoušek, 2002; Kolář, 2007; Rašev, 1992) Sed je symetrický celé tělo by mělo být drženo tak pevně, aby pokud možno jednotlivé segmenty nemohly uhýbat ze střední osy. Test byl proveden v úvodním i konečném měření na stejném místě a ve stejném čase.

Pomůcky: svinovací metr

Postup: vyšetřovaná osoba předpažila a snažila se vytáhnout z trupu v sagitální rovině co nejvíce do dálky při zachování napřímění páteře a zacentrovaných ramen. Platný pokus byl pouze v případě výdrže v maximální poloze 2 sekundy. Byla provedena tři měření, vždy s minutovými rozestupy mezi jednotlivými měřeními.

Chyby: flexe trupu; pohyb vychází z ramene, ne z trupu (tzn. testovaná osoba neudržela výchozí polohu ramen); předsunuté držení ramen, předpažení poníž, předpažení povýš

Vyhodnocení: odečtení výsledné hodnoty pomocí připravené centimetrové stupnice

Test 3 *Šestimínutový test jízdy na mechanickém vozíku*

Popis: jednalo se o modifikovaný standardizovaný šestiminutový test chůze (6-MWT). Tento test se v originálním provedení využívá k hodnocení aerobní kapacity u pacientů s kardiorespiračními onemocněními. Využívá se též u pacientů po cévní mozkové příhodě, u gerontologických pacientů, u fibromyalgií, u roztroušené sklerózy, u Parkinsonovy nemoci, u nekompletních míšních lézí. (Jackson, A. B., 2008; www.rehabmeasures.org) V našem testování byl pohyb vykonáván na mechanickém vozíku a vypovídal především o vytrvalostní svalové síle.

Pomůcky: stopky, značky k vymezení měřené trasy

Postup: před testem byl dodržen klid 10 minut. Poté testovaná osoba na vozíku zaujala pozici na startovní čáře a byla poučena o průběhu testu. Cílem bylo překonat co nejdelší vzdálenost. Během testu bylo možno zpomalit či zastavit. Testovaná osoba se mohla pohybovat sama či s doprovodem, který ale nesměl probanda omezovat či zasahovat do průběhu testu. Případný doprovod kontroloval nežádoucí symptomy, které by se mohly u probanda během testu objevit (např. bolesti na hrudi, dušnost apod.). Test byl proveden v úvodním i konečném měření na stejné trase a ve stejný čas. Provedení testu nebylo dopředu nacvičováno.

Vyhodnocení: vzdálenost překonaná za 6 minut na vozíku byla změřena pomocí GPS.

Test 4 *Test propriocepce*

Popis: test aktivního zacílení bodu na zdi horní končetinou při zavřených očích po předchozím pasivním nastavení dané horní končetiny do stejného bodu na zdi. (Kolář, 2009) Test byl proveden ve dvou základních polohách. Při první poloze vyšetřovaná osoba seděla čelem ke zdi a byly provedeny tři pokusy zacílení bodu pravou rukou a tři pokusy zacílení bodu levou rukou. Ve druhé poloze vyšetřovaná osoba seděla bokem ke zdi, nejdříve pravým, poté levým a byly opět provedeny tři pokusy zacílení bodu pravou rukou a tři pokusy zacílení bodu levou rukou. Mezi každým pokusem byla 30 s pauza. Test byl proveden v úvodním i konečném měření na stejném místě a ve stejném čase.

Výchozí poloha: vyšetřovaná osoba sedí čelem či bokem ke zdi, horní končetiny má volně podél těla

Pomůcky: milimetrový papír, tužka

Postup: testovaná osoba se nastaví do dané výchozí polohy proti zdi, vzdálenost od zdi je taková, aby měla vyšetřovaná osoba loket v semiflexi. Na zdi je v úrovni očí testované osoby milimetrový papír, na kterém je uprostřed vyznačen bod. Při zavřených očích pasivně nastavíme horní končetinu do vymezené polohy tak, aby se prst vyšetřované osoby dotknul vyznačeného bodu, poté testovaná osoba připaží a znovu aktivně zaujme stejnou pozici.

Vyhodnocení: podle milimetrového papíru na stěně hodnotíme rozdíl mezi pasivním nastavením horní končetiny a aktivním zaujmutím původní pozice.

3.2.3. Plán výzkumu

Cílová skupina byla oslovena a seznámena se studií. Byl zajištěn souhlas probandů s účastí ve výzkumu. Probandi byli informováni o podrobnostech týkající se realizace testování a terapie. Byla odebrána anamnéza prostřednictvím anamnestického dotazníku a řízeného rozhovoru. Účastníci výzkumu byli poučeni o svých povinnostech vyplývajících z účasti ve studii (tzn. dodržení nastavených parametrů terapie, dodržení domluvených průběžných kontrol, dodržení stávajících sportovních a stravovacích návyků).

U probandů byly následně provedeny testy (viz kapitola 3.2.2.) a proběhla instruktáž týkající se individuálního cvičení s FLEXI-BARem® v domácím prostředí. Každý dostal metodickou příručku s obrazovou přílohou cvičební řady (viz příloha 9.7.). Všichni byli informováni o průběžných kontrolách správnosti provádění cvičení, které proběhly 10. a 20. den cvičení.

Výzkum probíhal v lednu a únoru roku 2012. Měření probíhalo před začátkem terapie a po skončení čtyřtýdenní terapie. Bylo provedeno ve stejnou dobu a na stejném místě.

V případě potřeby konzultace dostali probandi kontakt na osobu provádějící výzkum.

3.2.4. Metodika cvičení

Cvičení probíhalo v domácím prostředí po čtyři týdny. Proband cvičil každý den 30 minut. Každý cvik trval jednu minutu, mezi jednotlivými cviky byla individuálně dlouhá pauza, která ale nebyla delší než 30 sekund. Probandi byli zainstruováni o průběhu domácího cvičení s FLEXI-BARem®. Každému byl zapůjčen FLEXI-BAR® domů. Všichni probandi byli vybaveni metodickou příručku s obrazovou přílohou cvičební řady (viz příloha 9.7.) a byli informováni o průběžných kontrolách správného provádění cvičení, které proběhly 10. a 20. den cvičení.

Cviky do cvičební jednotky byly vybrány s ohledem na motorické schopnosti probandů vyplývající z diagnózy paraplegie.

Cvičební jednotka nebyla vytvořena individuálně pro každého, ale byla jednotná pro všechny účastníky výzkumu.

3.2.5. Administrace a metodika sběru dat

Data byla získána při testování probandů na začátku studie a poté po čtyřtýdenní terapii. Obě měření probíhala za stejných podmínek. Data byla shromažďována do tabulek vytvořených v Excelu. Z testu 1 byly získány tři hodnoty pro pravou ruku a tři hodnoty pro levou ruku, z nichž pak byla vypočtena průměrná hodnota pro každou ruku. Tato hodnota byla dále zpracována. Výsledky testu jsou v jednotkách Newton. V testu 2 byly měřením získány 3 hodnoty, ze kterých byl vypočítán průměr, s nímž se dále pracovalo. Výsledek testu je v centimetrech s přesností

na 0,5 cm. Z testu 3 byla získána jedna hodnota, s níž se nadále pracovalo. Výsledek je v kilometrech, s přesností na 1,0 metru. Z testu 4 byly získány tři hodnoty pro pravou horní končetinu a tři hodnoty pro levou horní končetinu změřeni v pozici čelem ke stěně a tři hodnoty pro pravou horní končetinu a tři hodnoty pro levou horní končetinu z měření v pozici bokem ke stěně. Z hodnot pro každou horní končetinu ve dvou odlišných polohách byly vypočteny průměry. Byly získány 4 hodnoty, se kterými se dále pracovalo. Výsledky jsou v centimetrech, s přesností na 0,1 cm.

Všechny dílčí výsledky jsou součástí přílohy v kapitole 9.8.

3.2.6. Statistické zpracování získaných dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit statistický program SPSS 15.0 for Windows. Dle získaných dat byla zvolena statistická metoda. Byl použit párový t-test pro zjištění, zda je střední hodnota před terapií a po terapii shodná, nebo zda-li se statisticky významně liší. Byla získána p-hodnota, která udává míru statistické signifikance. Pokud je tato hodnota menší než 0,05, znamená to, že se hodnoty před začátkem studie a po ní (na běžně používané hladině 0,05) významně liší. Bylo pracováno s p-hodnotami s tzv. jednostrannou alternativou.

3.3. Výsledky

Níže uvedené tabulky č. 2, 3, 4, 5 a 6 uvádějí hodnoty, které byly získány ze čtyř výše popsaných testů (kapitola 3.2.2.) na začátku studie a po skončení studie. Výsledky jsou zpracovány podle metodiky popsané v kapitole 3.2.6.

V tabulce č. 9 (kapitola 7.8.) jsou uvedeny pomocné hodnoty, které byly vypočítány z jednotlivých výsledků testů, potřebné k vytvoření grafů.

3.3.1. Test 1 Měření svalové síly ručním dynamometrem

Object ID	T1 levá		T1 pravá	
	před	po	před	po
1	758	830	637	752
2	1007	1075	915	997
3	670	814	628	771
4	333	481	333	474
5	579	749	677	742
6	618	696	588	716
7	311	435	347	425
8	412	572	379	595
9	657	883	706	987
10	402	523	415	566
11	317	396	262	324
12	383	445	474	536
13	680	915	700	948
14	670	742	706	749
Průměry (N)	556,93	682,57	554,79	684,43
Změna (%)	22,56%		23,37%	
Rozdíl před a po (N)	125,64		129,64	
Statistická významnost	9,54E-07		9,16E-06	

Tabulka č. 2 Výsledky měření svalové síly ručním dynamometrem (v Newtonech)

Vysvětlivky:

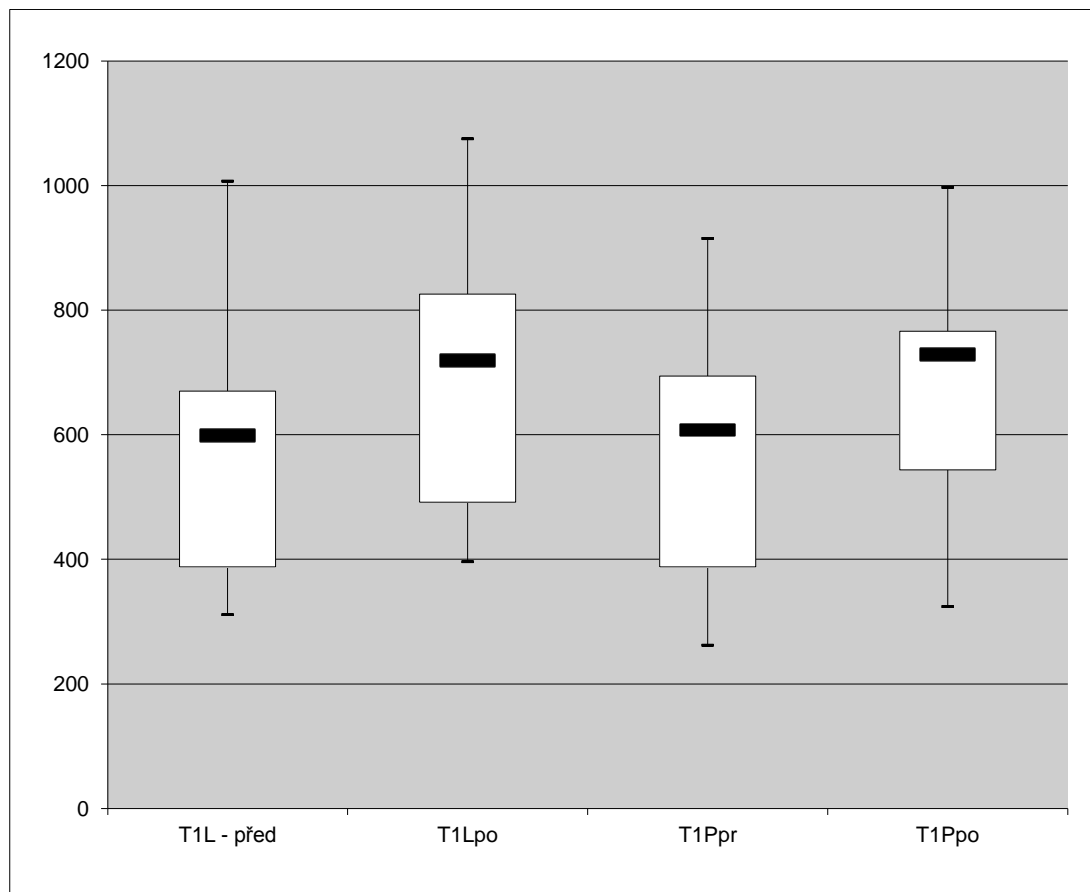
Object ID – číslo probanda

T1 levá – test 1 pro levou ruku

T1 pravá - test 1 pro pravou ruku

Ze statistického zpracování výsledků měření, které jsou uvedené v tabulce č. 3, vyplývá, že p-hodnota (statistická významnost) je signifikantně menší než 0,05 (hladina spolehlivosti) jak pro levou ruku, tak pro pravou ruku. Průměrná hodnota výsledků měření pro levou ruku je

556,93 N před začátkem studie a 682,57 N po skončení studie. Statistická významnost je rovna $9,54E-07$, průměrné zvýšení svalové síly pro levou ruku je o 125,64 N, což je o 22,56%. Průměrná hodnota výsledků měření pro pravou ruku je 554,79 N před začátkem studie a 684,43 N po skončení studie. Statistická významnost je rovna $9,16E-06$, průměrné zvýšení svalové síly pro pravou ruku je o 129,64 N, což je o 23,37%.



Graf č. 1 Grafické znázornění výsledků testu 1 ve formě boxplotů (na svislé ose je síla v Newtonech)

Vysvětlivky:

T1L – před: Test 1 pro levou ruku před začátkem studie

T1L – po: Test 1 pro levou ruku po skončení studie

T1P – před: Test 1 pro pravou ruku před začátkem studie

T1P – po: Test 1 pro pravou ruku po skončení studie

Grafické zpracování výsledků měření pro test 1 pomocí tzv. boxplotů zobrazuje střední polovinu dat souboru v „boxu“, jehož okraje značí 1. a 3. kvartil (25. a 75. percentil) daných hodnot. Vodorovnou černou čarou je medián pro dané výsledné hodnoty měření. Svislé úsečky značí druhou polovinu dat, tzv. odlehle hodnoty, které ukazují minimální a maximální hodnoty získaných dat. Jelikož medián není ve stejné vzdálenosti od konců „boxu“, lze tvar datového souboru označit ve všech čtyřech boxplotech jako zkosený vlevo.

3.3.2. Test 2 Náklon v sedu s předpaženými horními končetinami

Object ID	T2	
	před	po
1	20	25
2	13	17
3	18	21
4	20	24
5	28,5	33
6	21	27
7	24	26
8	16	18,5
9	15	25
10	17	20
11	21	25
12	18	21
13	21	27
14	10	13
Průměry (cm)	18,75	23,04
Změna (%)	22,86%	
Rozdíl před a po (cm)	4,29	
Statistická významnost	1,39E-06	

Tabulka č. 3 Výsledky měření náklonu v sedu (v centimetrech)

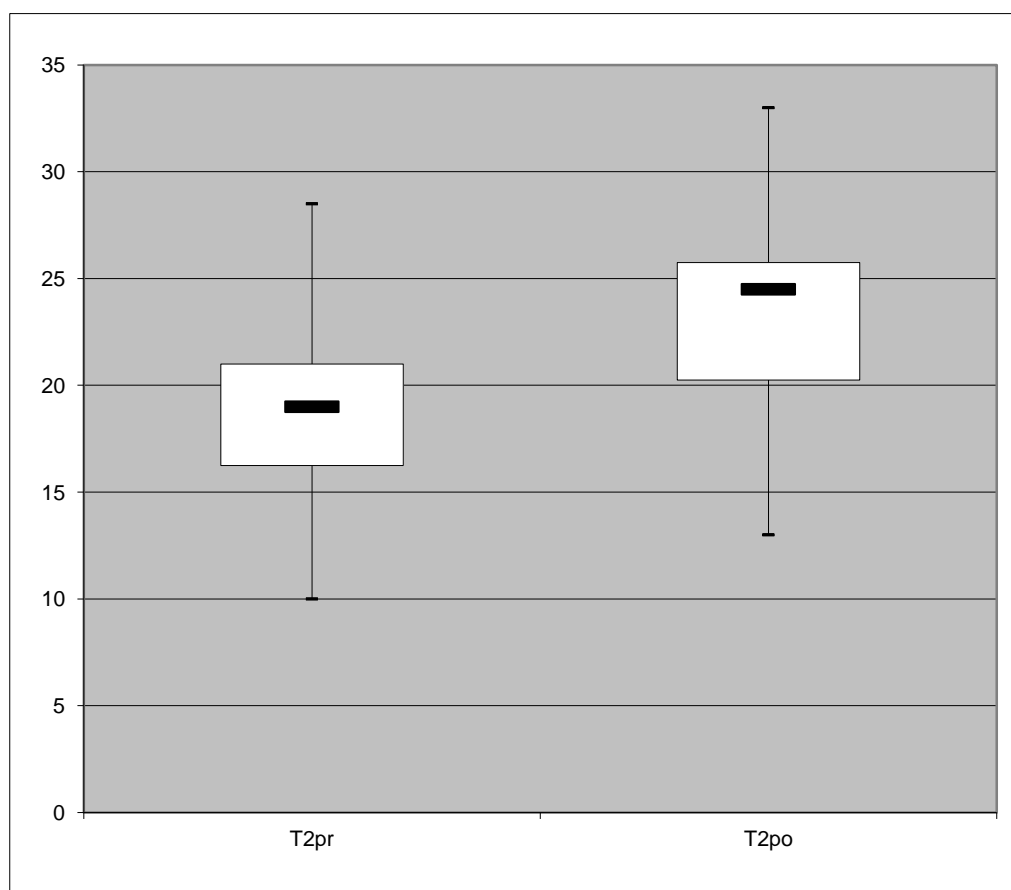
Vysvětlivky:

Object ID – číslo probanda

T2 před – test 2 před začátkem studie

T2 po – test 2 po skončení studie

Ze statistického zpracování výsledků měření, které jsou uvedené v tabulce č. 4, vyplývá, že p-hodnota (statistická významnost) je signifikantně menší než 0,05 (hladina spolehlivosti). Průměrná hodnota výsledků měření pro náklon je 18,75 cm před začátkem studie a 23,04 cm po skončení studie. Statistická významnost je rovna 1,39E-06, průměrné zvětšení náklonu je o 4,29 cm, což je o 22,86%.



Graf č. 2 Grafické znázornění výsledků testu 2 ve formě boxplotů (na svislé ose je dosažená vzdálenost v centimetrech)

Vysvětlivky:

T2pr: Test 2 před začátkem studie

T2po: Test 2 po skončení studie

Grafické zpracování výsledků měření pro test 2 pomocí tzv. boxplotů zobrazuje střední polovinu dat souboru v „boxu“, jehož okraje značí 1. a 3. kvartil (25. a 75. percentil) daných hodnot. Vodorovnou černou čarou je medián pro dané výsledné hodnoty měření. Svislé úsečky značí druhou polovinu dat, tzv. odlehle hodnoty, které ukazují minimální a maximální hodnoty získaných dat. Jelikož medián není ve stejné vzdálenosti od konců „boxu“, lze tvar datového souboru označit v obou dvou boxplotech jako zkosený vlevo.

3.3.3. Test 3 Šestimínutový test jízdy na mechanickém vozíku

	T3	
Object ID	před	po
1	0,798	1,108
2	0,833	1,124
3	0,882	1,051
4	0,874	1,139
5	0,903	1,141
6	0,804	1,051
7	0,701	0,839
8	0,625	0,749
9	0,723	0,881
10	0,922	1,173
11	0,755	0,89
12	0,825	1,035
13	0,95	1,222
14	0,89	1,083
Průměry (km)	0,820	1,035
Změna (%)	26,13%	
Rozdíl před a po (km)	0,215	
Statistická významnost	4,17E-09	

Tabulka č. 4 Výsledky měření šestiminutové jízdy

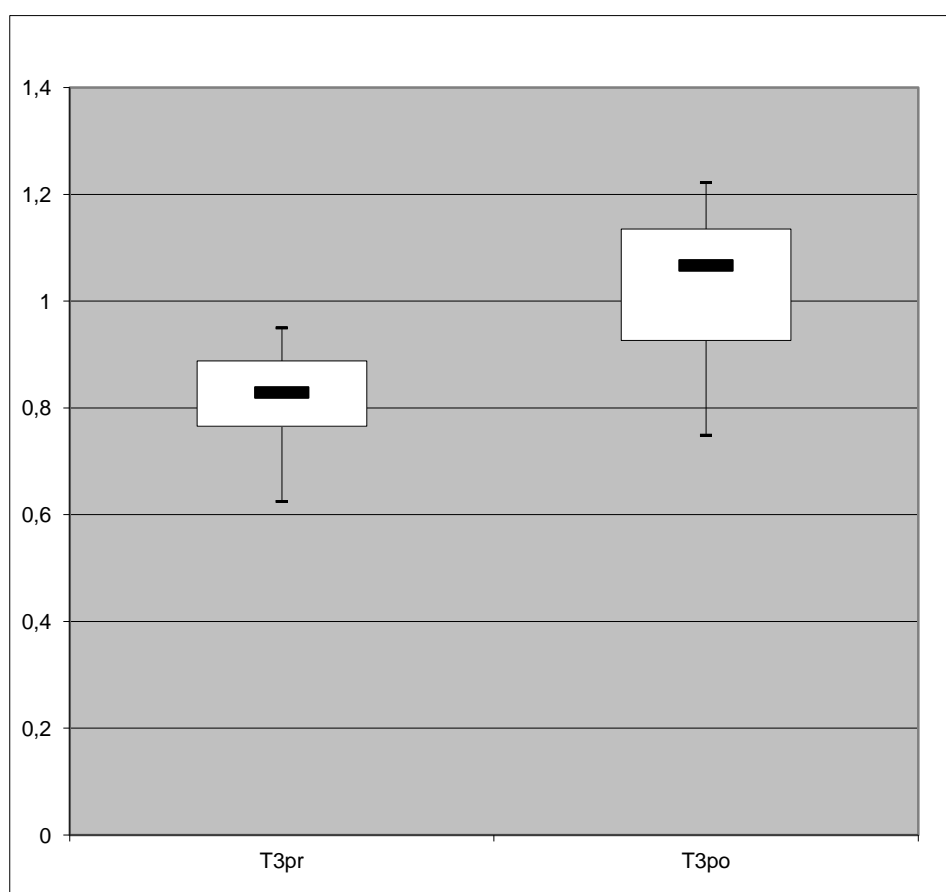
Vysvětlivky:

Object ID – číslo probanda

T3 před – test 3 před začátkem studie

T3 po – test 3 po skončení studie

Ze statistického zpracování výsledků měření, které jsou uvedené v tabulce č. 5, vyplývá, že p-hodnota (statistická významnost) je signifikantně menší než 0,05 (hladina spolehlivosti). Průměrná hodnota výsledků měření pro šestiminutový test jízdy na vozíku je 0,820 km před začátkem studie a 1,035 km po skončení studie. Statistická významnost je rovna 4,17E-09, průměrné zvětšení překonané vzdálenosti je o 0,215 km, což je o 26, 13%.



Graf č. 3 Grafické znázornění výsledků testu 3 ve formě boxplotů (na svislé ose je dosažená vzdálenost v kilometrech)

Vysvětlivky:

T3pr: Test 3 před začátkem studie

T3po: Test 3 po skončení studie

Grafické zpracování výsledků měření pro test 3 pomocí tzv. boxplotů zobrazuje střední polovinu dat souboru v „boxu“, jehož okraje značí 1. a 3. kvartil (25. a 75. percentil) daných hodnot. Vodorovnou černou čarou je medián pro dané výsledné hodnoty měření. Svislé úsečky značí druhou polovinu dat, tzv. odlehle hodnoty, které ukazují minimální a maximální hodnoty získaných dat. Medián pro test 3 před začátkem studie vykazuje symetrické rozložení datového souboru. V testu 3 po skončení studie medián není ve stejné vzdálenosti od konců „boxu“, proto lze tvar datového souboru v boxplotu označit jako zkosený vlevo.

3.3.4. Test 4 Test propriocepce

Object ID	T4 Čelem - pravá		T4 Čelem - levá	
	před	po	před	po
1	3,7	1,2	3,4	2,4
2	1,8	2,6	5,2	2,2
3	2,2	1,2	3,3	2,9
4	2,2	3,7	3,3	2
5	3,2	1,4	2	1,5
6	2,2	2,2	1,8	3,3
7	1,8	0,8	2,8	1,3
8	3,8	3,2	2,1	2,2
9	4,3	2,2	3,8	3,6
10	2,6	1,3	1,9	2,1
11	1,9	1,6	3,8	4,3
12	2,2	1,6	4,3	1
13	3,5	4,4	3,2	2
14	1,3	1	4,7	3,1
Průměry (cm)	2,62	2,029	3,26	2,42
Změna (%)	-22,62%		-25,66%	
Rozdíl před a po (cm)	0,59		0,84	
Statistická významnost	0,038		0,016	

Tabulka č. 5 Výsledky měření testu propriocepce pro pravou a levou horní končetinu čelem ke stěně

Vysvětlivky:

Object ID – číslo probanda

Ze statistického zpracování výsledků měření, které jsou uvedené v tabulce č. 6, vyplývá, že p-hodnota (statistická významnost) je signifikantně menší než 0,05 (hladina spolehlivosti) jak pro pravou horní končetinu, tak pro levou horní končetinu. Průměrná hodnota výsledků měření pro pravou horní končetinu je 2,62 cm před začátkem studie a 2,03 cm po skončení studie. Statistická významnost je rovna 0,038, průměrné zlepšení zacílení pro pravou horní končetinu je

o 0,59 cm, což je o 22,62%. Průměrná hodnota výsledků měření pro levou horní končetinu je 3,26 cm před začátkem studie a 2,42 cm po skončení studie. Statistická významnost je rovna 0,016, průměrné zlepšení zacílení pro levou horní končetinu je o 0,24 cm, což je o 25,66%.

Object ID	T4 Bokem - pravá		T4 Bokem - levá	
	před	po	před	po
1	1,8	3,4	5,6	2,3
2	1,6	1,1	3,7	1,9
3	4,5	3,8	3,9	3
4	2,4	2,2	2,3	2,1
5	6,1	3,4	3,8	1
6	3,5	2,2	6,2	2,9
7	2,9	1,7	3	2,1
8	6	3,7	3,9	4,6
9	3,1	1,7	6,8	6,1
10	3,9	4	3,8	3,8
11	3,2	1,5	3,4	1,2
12	1,3	1,5	2,3	1,2
13	8,9	2,7	5,4	2,3
14	2	1,9	3,6	2,7
Průměry (cm)	3,66	2,49	4,12	2,66
Změna (%)	-32,03%		-35,53%	
Rozdíl před a po (cm)	1,17		1,46	
Statistická významnost	0,0159		0,0005	

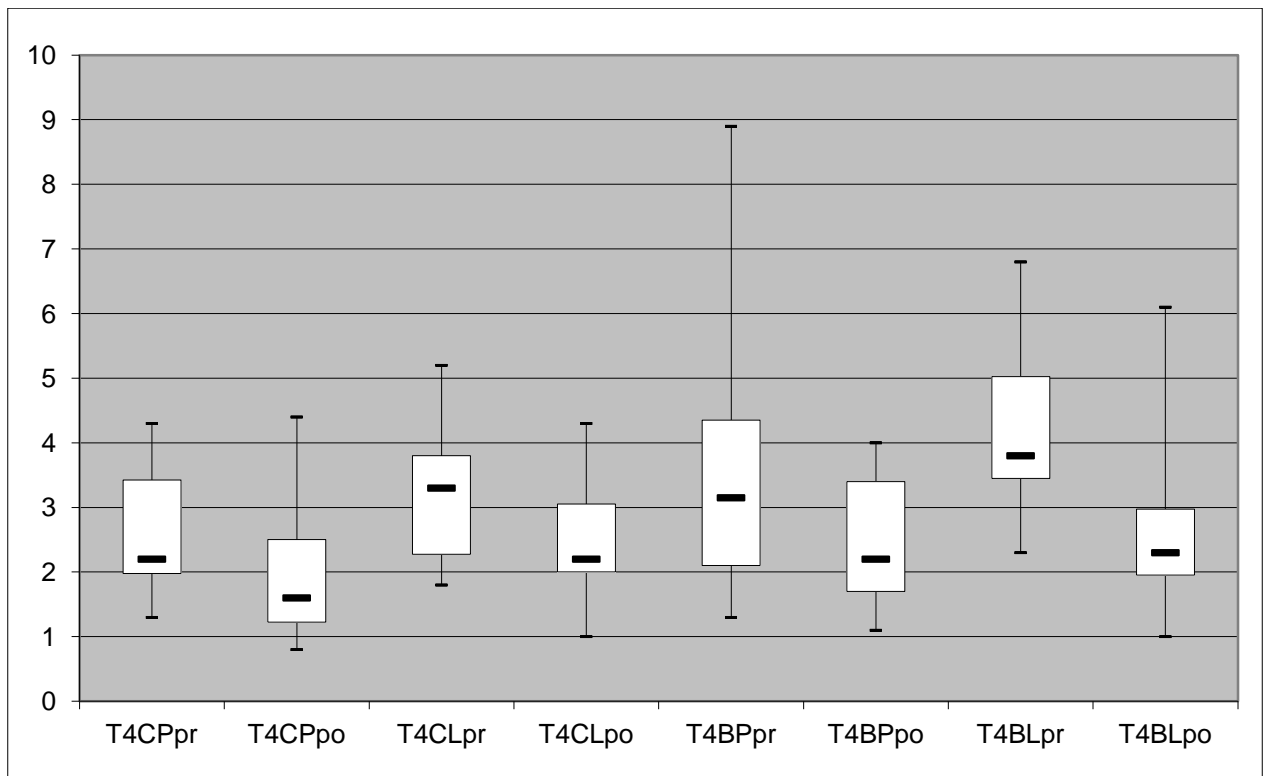
Tabulka č. 6 Výsledky měření testu propriocepce pro pravou a levou horní končetinu bokem ke stěně

Vysvětlivky:

Object ID – číslo probanda

Ze statistického zpracování výsledků měření, které jsou uvedené v tabulce č. 7, vyplývá, že p-hodnota (statistická významnost) je signifikantně menší než 0,05 (hladina spolehlivosti) jak pro pravou horní končetinu, tak pro levou horní končetinu. Průměrná hodnota výsledků měření pro pravou horní končetinu je 3,66 cm před začátkem studie a 2,49 cm po skončení studie.

Statistická významnost je rovna 0,0159, průměrné zlepšení zacílení pro pravou horní končetinu je o 1,17 cm, což je o 32,03%. Průměrná hodnota výsledků měření pro levou horní končetinu je 4,12 cm před začátkem studie a 2,66 cm po skončení studie. Statistická významnost je rovna 0,0005, průměrné zlepšení zacílení pro levou horní končetinu je o 1,46 cm, což je o 35,53%.



Graf č. 4 Grafické znázornění výsledků testu 4 ve formě boxplotů (na ose „y“ je vzdálenost v centimetrech)

Vysvětlivky:

T4CPpr: Test 4 pro pravou horní končetinu čelem ke stěně před začátkem studie

T4CPpo: Test 4 pro pravou horní končetinu čelem ke stěně po skončení studie

T4CLpr: Test 4 pro levou horní končetinu čelem ke stěně před začátkem studie

T4CLpo: Test 4 pro levou horní končetinu čelem ke stěně po skončení studie

T4BPpr: Test 4 pro pravou horní končetinu bokem ke stěně před začátkem studie

T4BPpo: Test 4 pro pravou horní končetinu bokem ke stěně po skončení studie

T4BLpr: Test 4 pro levou horní končetinu bokem ke stěně před začátkem studie

T4BLpo: Test 4 pro levou horní končetinu bokem ke stěně po skončení studie

Grafické zpracování výsledků měření pro test 4 pomocí tzv. boxplotů zobrazuje střední polovinu dat souboru v „boxu“, jehož okraje značí 1. a 3. kvartil (25. a 75. percentil) daných hodnot. Vodorovnou černou čarou je medián pro dané výsledné hodnoty měření. Svislé úsečky značí druhou polovinu dat, tzv. odlehlé hodnoty, které ukazují minimální a maximální hodnoty získaných dat. U boxů T4CPpo, T4CPpo, T4CLpo, T4BPpo, T4BLpr, T4BLpo medián není ve stejné vzdálenosti od konců „boxu“, proto lze tvar datového souboru označit ve všech šesti boxplotech jako zkosené vpravo. Medián „boxu“ T4CPpr vykazuje symetrické rozložení datového souboru. Medián „boxu“ T4BPpo není ve stejné vzdálenosti od konců „boxu“, proto lze tvar datového souboru označit jako zkosený vlevo.

4. DISKUSE

Cílem této studie bylo ověřit, zda empirické zkušenosti s cvičením s FLEXI-BARem® u paraplegiků potvrdí vybrané testy hodnotící sílu, silovou vytrvalost, stabilitu a propiocepci. S FLEXI-BARem® se na spinálních jednotkách cvičí často. Tato terapie je kladně hodnocena terapeuty i přijímána pacienty. Studie, které by objektivizovaly pozitivní účinky cvičení s FLEXI-BARem® u paraplegiků v klinické praxi, neexistují. FLEXI-BAR® je prezentován jako cvičební pomůcka, která má komplexní pozitivní účinky na lidský organismus. Cílem naší studie bylo prokázat efekt této cvičební pomůcky pomocí čtyř různě zaměřených testů s ohledem na obecné cíle terapie u paraplegiků. Tyto testy byly vybrány záměrně, s cílem získat pomocí měření za předem definovaných standardních podmínek data, z nichž by mohly být vyvozeny objektivní a pro terapii použitelné závěry. Do studie nebyly zařazeny testy hodnotící kvalitu daného pohybu, z nichž nelze získat objektivní data a výsledek testu je odvislý od subjektivního vnímání hodnotitele.

Výzkumu se zúčastnilo 14 probandů s transverzální míšní lézí traumatické etiologie s výškou léze hrudní míchy Th7-Th12. Probandi byli ve věku od 22 do 37 let. Pro úspěšný průběh studie bylo velmi důležité, aby probandi k účasti ve výzkumu přistoupili zodpovědně, neboť terapii prováděl každý proband individuálně v domácím prostředí. Terapie trvala čtyři týdny a obsahovala každodenní třicetiminutovou cvičební jednotku s FLEXI-BARem® podle obrazové metodické příručky, kterou každý účastník výzkumu dostal. Pro ověření kvality prováděného cvičení byly naplánovány dvě kontroly, které měly za úkol odstranit případné nedostatky při cvičení s FLEXI-BARem® či zkontrolovat možné problémy, ke kterým by mohlo v průběhu studie dojít.

První hypotéza, která předpokládala, že svalová síla stisku ruky měřená pomocí ručního dynamometru se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvýší, byla potvrzena. Svalová síla stisku pravé ruky se v průměru zvýšila o 23,4%, svalová síla stisku levé ruky se v průměru zvýšila o 22,6%. Ke zvýšení síly došlo na pravé i na levé ruce u všech probandů bez ohledu na pohlaví, věk či na výšku léze. Na pravé ruce došlo ke zvýšení svalové síly v rozmezí od 43 N do 281 N, na levé ruce od 62 N do 235 N. Svalová síla závisí na délce svalu a na počtu aktivovaných motorických jednotek. Na svalové kontrakci se nepodílejí všechny motorické jednotky činných svalů. Netrénované osoby jsou schopny při maximálním úsilí zapojit 50% svalových vláken, trénované osoby až 80% svalových vláken. Při vibračním cvičení dochází ke zvýšení počtu aktivovaných motorických jednotek a k vyššímu počtu zapojení svalových vláken v důsledku intramuskulárních změn. Tyto závěry ve svých studiích potvrdili Hallal et al. a Jordan et al. Široký rozptyl rozmezí

hodnot, ve kterých došlo ke zvýšení svalové síly, lze vysvětlit úrovní trénovanosti probandů před začátkem studie. U osob, které provozovaly pohybovou aktivitu na výkonnostní úrovni, lze předpokládat, že vlivem cvičení nedošlo k tak výraznému nárůstu svalové síly, neboť jejich intramuskulární koordinace byla na lepší úrovni než u osob, které provozují pohybové aktivity rekreačně.

Adaptace svalového systému na zátěž se projevuje hypertrofií svalu. Zvyšuje se objem rychlých vláken a bílkovinných filament a tím i objem svalu vyjádřený jeho průřezem, který koreluje se zvýšením kontraktibilních schopností svalu. (Máček, Radvanský, 2011) Čím je větší svalová hmota, tím je větší předpoklad projevu svalové síly. Měření délky obvodu svalů na horních končetinách nebylo do studie v rámci testování zahrnuto. Toto měření by mohlo být přínosné při realizaci dalších výzkumů týkajících se objektivizace účinků terapie s FLEXI-BARem® na svalovou sílu.

Druhá hypotéza, která předpokládala, že se naměřená vzdálenost v testu náklonu po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvětší, byla potvrzena. Tato vzdálenost se v průměru zvýšila o 22,9%, což v průměru odpovídá 4 centimetrům. Ke zvýšení vzdálenosti při náklonu došlo u všech probandů bez ohledu na pohlaví, věk, či výšku léze, a to v rozmezí od 2 cm do 10 cm. Nebyla nalezena korelace mezi výškou léze a rozdílem ve vzdálenosti při náklonu, ve smyslu čím nižší léze, tím lepší výsledek. Z tohoto testu nelze vyvodit jednoznačný závěr objasňující příčinu zvýšení vzdálenosti při náklonu. Předmětem vyšetřování byla pouze změna vzdálenosti při náklonu, nikoli hodnocení kvality daného stereotypu náklonu či měření aktivity konkrétních svalů. Z tohoto důvodu nelze zcela jistě konstatovat, zda se vzdálenost při náklonu zvětšila v důsledku zvýšení síly svalů účastníků se na daném stereotypu pohybu, nebo působením na hluboko uložené svaly, které se účastní na stabilitě trupu. Podle www.flexi-bar.cz, je pro uvedení FLEXI-BARu® do pohybu je nutná stabilní poloha těla. Aby se tělo nevychýlilo ze své stabilní pozice, začnou proti kmitání FLEXI-BARu® pracovat hluboko uložené svaly, čímž dochází k jejich posilování. Mezi nejvýznamnější účastníky stability trupu patří hluboký stabilizační systém páteře (Thömmes, 2011a; Kolář et al., 2009), který v tělesném schématu zahrnuje svalstvo flexorů, hluboký svalový systém páteře, svalstvo pánevního dna, břišní muskulaturu a především bránici v její posturální funkci. (Kolář et al., 2009) Tyto závěry podporují studie, které provedli Hurley a Moreside, Vera-Garcia a McGill. Hurley ve své studii prokázal, že vibrace vytvářené kmitáním FLEXI-BARu® aktivují hluboké zádové svaly (mm. multifidi, mm. rotatores, mm. semispinales) a m. transversus abdominis. Moreside, Vera-Garcia a McGill prokázali pomocí EMG, že vibrace

vytvářející kmitací tyčí, vedly k aktivaci m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. latissimus dorsi a m. erector spinae. Pro objektivizaci působení FLEXI-BARu® na hluboko uložené svaly by bylo vhodné do dalších studií zařadit specifitější metody měření – např. EMG vybraných svalů. Další možností vyšetření by mohlo být hodnocení stereotypu provedení daného pohybu. Ovšem toto hodnocení je vždy subjektivní, proto by bylo vhodné pouze jako doplnění objektivních výsledků.

Výsledky tohoto testu mohou být i přes snahu zajistit přesně danou výchozí polohu a přesný postup provedení testu částečně nepřesné, neboť se nejedná o standardizovaný test a měření může být zatíženo nepřesným provedením testu probandem a subjektivním hodnocením měření hodnotitelem.

Třetí hypotéza, která předpokládala, že vzdálenost překonaná na mechanickém vozíku během modifikovaného šestiminutového testu chůze se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvýší, byla potvrzena. Tato vzdálenost se v průměru zvýšila o 26%, což odpovídá 215 metrům. Ke zvýšení překonané vzdálenosti došlo u všech probandů bez ohledu na pohlaví, věk, či výšku léze, a to v rozmezí od 124 m do 310 m. Nebyla nalezena souvislost mezi výškou léze a rozdílem v překonané vzdálenosti, ve smyslu čím nižší léze, tím lepší výsledek. V testu byla sledována úroveň vytrvalostní svalové síly, která je charakterizována schopností svalů odolávat únavě za déletrvajících vyvíjení svalové síly při dynamické činnosti. Důležitým faktorem pro zvýšení vytrvalostní síly, potažmo překonané vzdálenosti na mechanickém vozíku, je neuromuskulární koordinace. Pozitivní vliv vibrací na zvýšení neuromuskulární koordinace ve svých studiích prokázali van Diemen, Bosco et al., Hallal et al. a Jordan et al.

Tento druh svalové síly je také dán úrovní energetických schopností organismu, které ale nebyly v rámci studie sledovány. Tato metabolická adaptace má důležitou roli v přizpůsobení organismu na zátěž a její sledování by mohlo být dalším výzkumným záměrem při terapii s využitím FLEXI-BARu®.

Čtvrtá hypotéza, která předpokládala, že v testu zacílení bodu při zavřených očích se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® vzdálenost od cílového bodu zmenší, se potvrdila. Vzdálenost od cílového bodu se při provedení testu čelem ke zdi zmenšila u pravé horní končetiny o 22,6%, což odpovídá 0,6 cm, u levé horní končetiny o 25,7%, což odpovídá 0,2 cm. Při provedení testu bokem ke zdi se vzdálenost od cílového bodu zmenšila u pravé horní končetiny o 32%, což odpovídá 1,2 cm, u levé horní končetiny o 35,5%, což odpovídá 1,5 cm. Přestože průměrné

výsledky vyšly statisticky signifikantní, ke zmenšení vzdálenosti od cílového bodu nedošlo u všech probandů ve všech čtyřech testech. Ve většině dílčích výsledků testů (viz příloha 7.8.) došlo ke zlepšení, tzn. vzdálenost od cílového bodu se po terapii zmenšila, ovšem u několika probandů zůstala vzdálenost od cílového bodu před terapií a po terapii téměř neměnná (v rozmezí +/- 0,2 cm). V 7 případech došlo ke zhoršení, tzn. vzdálenost od cílového bodu se po terapii zvětšila. U výsledků nebyla nalezena souvislost mezi pohlavím, věkem či výškou léze. Předpokladem zlepšení propiocepce působením vibrací je samotný fakt, že propioceptory na vibrace reagují. Proprioceptivní informace je přenášena do mozkové kůry a přispívá k procesu uvědomování si tělesného schématu a aktuální polohy končetin. Domnívám se, že na pozitivních výsledcích testů propiocepce, se dále podílely změny neuromuskulární koordinace, které byly diskutovány výše. Přestože se hypotéza potvrdila, dílčí výsledky testů nejsou zcela přesvědčivé. Domnívám se, že klinický účinek terapie s FLEXI-BARem® není v tomto případě zcela efektivní a nelze očekávat zlepšení propiocepce u každého pacienta. Mezi důvody, proč nedošlo ke zlepšení ve všech dílčích výsledcích, můžeme zařadit nevhodné nastavení parametrů terapie, nevhodný výběr testu pro danou hypotézu, nepřesné provedení testů, aktuální fyzický a psychický stav probandů, chybu měření způsobenou hodnotitelem, může to též ukazovat na limity dané velikostí daného souboru probandů. Přímá konfrontace se studií zabývající se pozitivním vlivem vibrací při terapii s FLEXI-BARem® na propiocepci není možná, neboť taková studie dosud nebyla provedena. Tento fakt dává prostor pro výzkum oblasti působení terapie s FLEXI-BARem® na zlepšení propiocepce.

Subjektivně probandi hodnotili cvičení jako fyzicky náročné. Při první kontrole (10. den individuálního cvičení) většina probandů zmínila časovou a fyzickou náročnost cvičení. Při druhé kontrole (20. den individuálního cvičení) polovina probandů pocítovala menší únavu při cvičení než na začátku terapie. Polovina zúčastněných osob ve studii je motivována v pokračování cvičení s FLEXI-BARem® v rámci autoterapie v důsledku subjektivního pocítění efektu terapie.

Při kontrolách uskutečněných v rámci výzkumu, bylo zjištěno, že probandi udrželi kvalitu cvičení s FLEXI-BARem® po celou dobu individuálně prováděné terapie. Dílčím pozitivním zjištěním je skutečnost, že FLEXI-BAR® lze po zaškolení doporučit jako cvičební pomůcku pro autoterapii v domácím prostředí, aniž by hrozilo nebezpečí zranění.

Závěry vyplývající z tohoto výzkumu jsou ovlivněny podmínkami a parametry, které byly ve studii vymezeny. Patří mezi ně nízký počet probandů ve zkoumaném souboru, výběr probandů s nízkou výškou léze (nízká paraplegie), výběr testů, výběr cviků do cvičebního programu,

parametry terapie (délka, četnost, intenzita), možné chyby při měření, subjektivní chyby hodnotitele, aktuální fyzický a psychický stav účastníků studie.

Je potřeba podotknout, že mnoho studií a výzkumů, které v poslední době vznikají, je založeno na vystavení jedinců kmitům přicházejícím ze zevního prostředí, a to jak v případě celotělového vibračního tréninku (WBV), který využívá plošinu s bočními nebo vertikálními oscilacemi, tak i přístrojům, které přenášejí vibrace na tělo lokálně (např. vibrační činky). Tyto metody využívají aktivní přístup pacienta v omezené míře. Při cvičení s FLEXI-BARem® musí pacient vyvinout aktivitu, aby kmitací tyč rozpohyboval a díky svalové síle a koordinaci kmity udržel. O tomto typu vibrací a jejich účinku je velmi málo studií a tudíž se zde otevírá prostor pro výzkum. Je potřeba navýšit informovanost o konkrétních pozitivních i případných negativních dopadech vibrací vznikajících při cvičení s FLEXI-BARem® na organismus.

5. ZÁVĚR

Cílem této studie bylo prokázat, že cvičení s pružnou kmitací tyčí FLEXI-BAR® má u paraplegiků pozitivní efekt na sílu, silovou vytrvalost, stabilitu a propriocepci. Všechny stanovené hypotézy byly potvrzeny, výsledky všech testů jsou statisticky signifikantní.

První hypotéza, která předpokládala, že svalová síla stisku ruky měřená pomocí ručního dynamometru se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvýší, byla potvrzena.

Druhá hypotéza, která předpokládala, že se naměřená vzdálenost v testu náklonu po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvětší, byla potvrzena.

Třetí hypotéza, která předpokládala, že vzdálenost překonaná na mechanickém vozíku během modifikovaného šestiminutového testu chůze se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® zvýší, byla potvrzena.

Čtvrtá hypotéza, která předpokládala, že v testu zacílení bodu při zavřených očích se po čtyřtýdenní terapii s FLEXI-BARem® vzdálenost od cílového bodu zmenší, se potvrdila.

6. REFERENČNÍ SEZNAM

AGR-EV.DE. [online]. [cit. 2012-3-15]. Schwingstab. Dostupné z WWW: < http://www.agr-ev.de/index.php/de/geprueft-und-empfohlen/produkte/89-schwingstab&usg=ALkJrhgVibVcWpahC7ChqbpPt_oca8-72A>

AMBLER, Z. *Základy neurologie*. 6. vyd., Praha: Galén, Karolinum, 2006. 234 s. Galén: ISBN 80-7262-433-4 Karolinum: ISBN 80-246-1258-5

ANDERS, C., WENZEL, B., SCHOLLE, H. C. Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole: influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle coordination. *J Back Musculoskelet Rehabil.* [online]. 2007, s. 167-175 [cit. 2012-2-26]. Dostupné z WWW: <<http://www.sciencedirect.com.ezproxy.is.cuni.cz/science/article/pii/S0003999308002712>>

ASSELIN, P. et al. Transmission of low-intensity vibration through the axial skeleton of persons with spinal cord injury as a potential intervention for preservation of bone quantity and quality. *The journal of Spinal cord medicine* [online]. 2011, s. 52-59 [cit. 2012-2-24]. Dostupné v databázi PubMed. doi: 10.1179/107902610x12886261091758

BERG, F. V. *Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen*. Stuttgart: Thieme Verlag, 2003. 417 s. ISBN 9783131160331

BLAHOVASRO.CZ [online]. [cit. 2012-2-15]. Propriomed. Dostupné z WWW: <<http://www.blahovasro.cz/propriomed.html>>

BODYBLADE.COM. [online]. [cit. 2012-2-15]. About Bodyblade. Dostupné z WWW: <<http://www.bodyblade.com/about-bodyblade/why-use-bodyblade.asp>>

- BOSCO, C. et al. Adaptive response of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical Physiology* 19 [online]. 1998, s. 183-187. [cit. 2012-3-17]. Dostupné z WWW: <<http://www.cranbrookphysio.com/pdf/humanSkeletalMuscleToVibrationExposure.pdf>>
- BOSCO, C. et al. New trends in training science: The use of vibrations for enhancing performance. [online]. 1999, 7 s. [cit. 2012-2-24]. Dostupné z WWW: <http://www.sense-of-space.ch/fileadmin/framework/senseofspace/New_trends_in_training_science_The_use_of_vibrations_for_enhancing_performance._Bosco_C__et_al..pdf>
- BRUNETTI et al. Improvement of posture stability by vibratory stimulation following anterior cruciate ligament reconstruction. [online]. 2006, 8s. [cit. 2012-2-24]. DOI 10.1007/s00167-006-0101-2 Dostupné z WWW: <<http://www.springerlink.com.ezproxy.is.cuni.cz/content/ym852221m125182w/fulltext.pdf>>
- BURMAGNE, S. et al. Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine*. 1999, s. 1328-1331. ISSN 03622436
- ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd., Praha: Grada, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5
- DANZIGER, N. et al. A clinical and neurophysiological study of a patient with an extensive transection of the spinal cord sparing only a part of one anterolateral quadrant. *Oxford University Press, Brain* [online]. 1996, s. 1835-1848 [cit. 2012-2-24]. Dostupné v databázi PubMed. doi:10.1093/brain/119.6.1835
- DAVIS, R., SANBORN, CH., NICHOLS, D. The effects of whole body vibration on bone mineral density for a person with a spinal cord injury: A case study. *Adapted Physical Activity Quarterly* [online]. 2010, i. 27, s. 60-72 [cit. 2012-2-23]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://search.ebscohost.com.ezproxy.is.cuni.cz/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=47756471&lang=cs&site=eds-live>>

DIETZ, V. Rehabilitation of locomotor function after a central motor lesion. *International encyclopedia of rehabilitation* [online]. 2010, 10 s. [cit. 2012-2-11]. Dostupné z WWW: <<http://cirrie.buffalo.edu/encyclopedia/en/article/151/>>

DIPPERT, T. et al. Energieverbrauch während einer 30minütigen Trainingseinheit mit dem „Flexibar“ – eine Pilotstudie. *Institut of medical physics* [online]. [cit. 2012-2-17]. Dostupné z WWW: <http://www.flexibar.de/content10/studien- auszeichnungen/Abschlussbericht_Flexi_Pilotstudie_final_D_0711.pdf>

DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd., Praha: Grada, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0

FALTÝNKOVÁ, Z. et al. *Cesta k nezávislosti po poškození míchy*. Praha: Svaz paraplegiků, 2004. 86 s.

Flexi-bar.cz (a) [online]. [cit. 2012-2-14]. Co je Flexi-bar. Dostupné z WWW: <<http://www.flexi-bar.cz/flexi-bar/co-je-flexi-bar>>

Flexi-bar.cz (b) [online]. [cit. 2012-2-14]. Flexi-bar standard. Dostupné z WWW: <<http://www.flexi-bar.cz/tyce-flexi-bar/flexi-bar-standard-cerveny>>

Flexi-bar.cz (c) [online]. [cit. 2012-2-14]. Flexi-bar intensiv. Dostupné z WWW: <<http://www.flexi-bar.cz/tyce-flexi-bar/flexi-bar-intensiv-modry>>

Flexi-bar.cz (d) [online]. [cit. 2012-2-14]. Flexi-bar athletic. Dostupné z WWW: <<http://www.flexi-bar.cz/tyce-flexi-bar/flexi-bar-athletic-cerny>>

Flexi-bar.cz (e) [online]. [cit. 2012-2-14]. Flexi-bar kids. Dostupné z WWW: <<http://www.flexi-bar.cz/tyce-flexi-bar/flexi-bar-kids-zeleny>>

Flexi-bar.cz (f) [online]. [cit. 2012-2-14]. Jak Flexi-bar účinkuje. Dostupné z WWW: <<http://www.flexi-bar.cz/flexi-bar/jak-flexi-bar-ucinkuje>>

Flexi-bar.cz (g) [online]. [cit. 2012-2-14]. Falzifikáty z Asie. Dostupné z WWW: <<http://www.flexi-bar.cz/novinky/falzifikaty-z-asie-4>>

Flexi-bar.de [online]. [cit. 2012-2-14]. Flexi-bar überblick. Dostupné z WWW: <<http://www.flexibar.de/content10/flexibar/detail/flexibar.php>>

GANONG, W. F. *Přehled lékařské fyziologie*. 16. vyd., Jinočany: H&H, 1997. 681 s. ISBN 80-85787-36-9

GILBERTOVÁ, S., MATOUŠEK, O. *Ergonomie: Optimalizace lidské činnosti*. Praha: Grada, 2002. 239 s. ISBN 80-247-0226-6

GUNSCH, M. D. Tiefenwirksames 3D-training mit dem Flexi-bar. *Physiotherapie med.* [online]. 2009 [cit. 2012-2-17]. Dostupné z WWW: <http://www.flexibar.de/content10/studien-auszeichnungen/PM6-2009_gunsch_3-D.pdf>

HAGBARTH, K. E., EKLUNG, E. The muscle vibrator – a useful too in neurological therapeutical work. *Scand. J. Rehab. Med.* 1969, s. 26-34. ISSN 00365505

HALLAL, C. Z. et al. Electromyographic activity of shoulder muscles during exercises performed with oscillatory and non-oscillatory poles. *Rev Bras Fisioter.* [online]. 2011, s. 89-94 [cit. 2012-2-21]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<https://iospress->

metapress-com.ezproxy.is.cuni.cz/content/898j7g7762437257/resource-secured/?target=fulltext.pdf>

HURLEY, L. Strengthening transversus abdominis in subjects with a history of lower back pain and asymptomatic individuals: The Flexi-bar vs stabilisation training. 2007 [online]. 2007, 82 s. [cit. 2012-2-3]. Dostupné z WWW: < <http://www.flexi-bar.co.uk/pdf/Birmingham%20bp%20study.pdf>>

CHANG, S.-H. et al. Limb segment vibration modulates spinal reflex excitability and muscle mRNA expression after spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology* 123 [online]. 2012, s. 558-568 [cit. 2012-2-25]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245711005451>>

JACKSON, A. B. et al. Outcome measures for gait and ambulation in the spinal cord injury population. *J Spinal Cord Med.* [online]. 2008, s. 487-499 [cit. 2012-3-28]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov.ezproxy.is.cuni.cz/pmc/articles/PMC2607121/>>

JANDÁK, Z. Vibrace přenášené na člověka. [online]. 2007 [cit. 2012-2-23]. Dostupné z WWW: <<http://www.szu.cz/tema/pracovni-prostredi/vibrace-prenasene-na-cloveka?highlightWords=vibrace>>

JORDAN, M. J. et al. Vibration training: An overview of the area, training consequences, and future considerations. *Journal of strength and conditioning research* [online]. 2005, s. 459-466 [cit. 2012-2-24]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://search.proquest.com/docview/213089990?accountid=35514>>

KOCIOVÁ, K. Učebný text. Kineziológia a patokineziológia. Posturálna stabilizácia a hlboký stabilizačný systém [online]. 2008. Prešovská univerzita v Prešově. Fakulta zdravotníctva. Katedra fyzioterapie [cit. 2012-3-7] Dostupné z WWW: <http://www.unipo.sk/public/media/files/docs/fz_materialy/svk/posturalna_stabilizacia.pdf>

- KOLÁŘ, P., LEWIT, K. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, č. 5, s. 270-275 [cit. 2012-3-12]. Dostupné z WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>>
- KOLÁŘ, P.: Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, č. 4, s 155-170. ISSN 1211-2658
- KOLÁŘ, P.: Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, č. 1, s. 3-17. ISSN 1211-2658
- KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1
- KOUZAKI, M., SHINOHARA, M., FUKUNAGA, T. Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. *J Appl Physiol* 89 [online]. 2000, s. 1420-1424 [cit. 2012-3-14]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://jap.physiology.org/content/89/4/1420.long>>
- KRÁLÍČEK, PETR. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3. vyd., Praha: Galén, 2011. 235 s. ISBN 9788072626182
- KŘÍŽ, J., CHVOSTOVÁ, Š. Vyšetřovací a rehabilitační postupy u pacientů po míšní lézi. *Neurologie pro praxi* [online]. 2009, č. 3, s. 143-147 [cit. 2012-3-5]. Dostupné z WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2009/03/05.pdf>>
- LUO, J., McNAMARA, B., MORAN, K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Medicine*, 35 [online]. 2005, s. 60-72 [cit. 2012-2-11]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov.ezproxy.is.cuni.cz/pubmed/15651911>>

MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3

MALÝ, M. *Poranenie miechy a rehabilitácia*. Bratislava: Bonus Real, 1999. 578 s. ISBN 80-968205-6-7

MELCHIORRI, G. Et al. Use of vibration exercise in spinal cord injury patients who regularly practise sport. *Functional Neurology* [online]. 2007, i 6, s. 151-154 [cit. 2012-3-16]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.functionalneurology.it/common/php/portiere.php?ID=2ef29ccd9f659937db919bad1dba370e>>

MESTER, J., KLEINÖDER, H., YUE, Z. Vibration training: benefits and risks. *Journal of Biomechanics* 39 [online]. 2006, i 6, s. 1056-1065 [cit. 2012-3-10]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929005001041>>

MILEVA, K. N. et al. Acute effects of Flexi-bar vs. Sham-bar exercise on muscle electromyography activity and performance. *Journal of strength and conditioning research* [online]. 2010, vol. 24, num. 3, s. 737-748 [cit. 2012-2-20]. Dostupné z WWW: <http://www.flexi-bar.de/content10/studien-auszeichnungen/Acute_Effects_of_Flexi_Bar_vs__Sham_Bar_Exercise_E.pdf>

MORESIDE, J. M., VERA-GARCIA, F. J., MCGILL, S. M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. *Phys ther* [online]. 2007, s. 153-163 [cit. 2012-3-20]. Dostupné z WWW: <<http://ptjournal.apta.org/content/87/2/153.long>>

MÜLLET-WOHLFAHRT, H. W., SCHMIDTLEIN, O. *Besser trainieren*. München: Zabert Sandmann Verlag, 2007. 216 s. ISBN 9783898831703

- MURILLO, N. et al. Decrease of spasticity with muscle vibration in patients with spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology* 122 [online]. 2011, s. 1183-1189 [cit. 2012-3-20]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245710008047>>
- NESS, L. L., FIELD-FOTE, E. C. Whole-body vibration improves walking function in individuals with spinal cord injuries: A pilot study. *Gait & Posture* 30 [online]. 2009, s. 436-440 [cit. 2012-3-20]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209001933>>
- PARÁKOVÁ, B., MÍKOVÁ, M., KROBOT, A. Vibrace: neurofyziologické aspekty a možnosti klinické aplikace. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, č. 1, s. 11-17. ISSN 1211-2658
- PAVLŮ, D., STRACHOTOVÁ, H. Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, č. 3, s. 138-144. ISSN 1211-2658
- PIETRANGELO, T., et al. Effects of local vibrations on skeletal muscle trophism in elderly people: Mechanical, cellular, and molecular events. *International journal of molecular medicine* 24 [online]. 2019, s. 503-512 [cit. 2012-2-21]. Dostupné v databázi PubMed. DOI 10.3892/ijmm_00000259 Dostupné z WWW: <<http://www.spandidos-publications.com/ijmm/24/4/503>>
- PFEIFFER, JAN. *Neurologie v rehabilitaci: Pro studium a praxi*. Praha: Grada, 2007. 352 s. ISBN 978-80-247-1135-5
- RAŠEV, E. *Nejen bolesti zad vás zbaví škola zad*. Praha: Direkta, 1992. 222 s. ISBN 80-900272-6-1

REHABMEASURES.ORG [online]. [cit. 2012-4-9]. 6MWT. Dostupné z WWW: <<http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=895>>

RIBOT-CISCAR, E., BUTLER, J. E., THOMAS, CH. K. Facilitation of triceps brachii muscle contraction by tendon vibration after chronic cervical spinal cord injury. *J Appl Physiol* 94 [online]. 2003, s. 2358-2367 [cit. 2012-3-14]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://jap.physiology.org/content/94/6/2358.long>>

RITTWEGER, J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol* [online]. 2010, s. 877-904 [cit. 2012-2-22]. Dostupné v databázi PubMed. DOI 10.1007/s00421-009-1303-3

ROHRACHER, H. Permanente rhythmische Mikrobewegungen des Warmbluterorganismus („Mikrovibration“). *Die Naturwissenschaft* 7 [online]. 1962, s. 145-150 [cit. 2012-3-21]. Dostupné v databázi PubMed. DOI 10.1037/h0044128 Dostupné z WWW: <<http://ehis.ebscohost.com.ezproxy.is.cuni.cz/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=4438f5d4-866d-4d79-9f4a-08c7126e7d94%40sessionmgr12&vid=2&hid=6>>

ŘEHOLOVÁ, V. *Reakce organismu na cvičení s vibrační tyčí Flexi-bar*. Brno, 2011. 68 s. Bakalářská práce (Bc.) Masarykova univerzita, fakulta sportovních studií, katedra kineziologie

SAYENKO, D. G. et al. Acute effect of whole body vibration during passive standing on soleus H-reflex in subjects with and without spinal cord injury. *Neuroscience Letters* 482 [online]. 2010, s. 66-70 [cit. 2012-2-27]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394010008980>>

SLAVÍK, M. Cvičení s pružnou tyčí v kondičním tréninku. *Pohyb je život: časopis pro cvičitele a činovníky sportu pro všechny*; metodická příloha časopisu ČASPV „Pohyb je život“ 3/2007, příloha č. 40. Praha: Česká asociace Sport pro všechny, 2007. 15 s. ISSN 1212-0669

STILLMAN, B. C. Making sense of proprioception: The meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. *Physiotherapy* [online]. 2002, vol. 88, no. 11, s 667-675 [cit. 2012-3-9]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940605601095>>

SUCHOMEL, T., LISICKÝ, D. Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, č. 3, s. 128-136. ISSN 1211-2658

ŠTĚŇOVÁ, J., KUBÍKOVÁ, E., ŠTĚŇO, J. Topograficko-anatomické vztahy chrbtice, miechy a miechových nervov, význam pre klinickú prax. *Neurologie pro praxi* [online]. 2009, č. 4, s. 220-223 [cit. 2012-3-10]. Dostupné z WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2009/04/07.pdf>>

THÖMMES, Frank (a). *Flexi-bar: The best workouts with the ingenious vibration training tool*. [Kindle Edition] Copress Sport, 23. 11. 2011. ASIN B006HQWEU0

THÖMMES, Frank (b). *FLEXI-BAR body plan: Die besten Übungen und Komplettprogramme für mehr Wellness, Balance, Flexibilität, Stabilität, Kraft*. München: Copress Verlag, 2011. 207 s. ISBN 978-3-7679-1049-2

TORVINEN, S. et al. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin Physiol & Func Im* [online]. 2002, s 145-152 [cit. 2012-3-9]. Dostupné v databázi PubMed. DOI: 10.1046/j.1365-2281.2002.00410.x

TROJAN, S., et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 2. Vyd., Praha: Grada, 2001. 228 s. ISBN 80-2470-031-X

TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 3. vyd., Praha: Grada, 1999. 616 s. ISBN 80-7169-788-5

VAN DIEMEN, A. Vibration training: Mechanisms and possible mechanisms relating to structural adaptations and acute effects. [online]. 2002, 50 s. [cit. 2012-3-8]. Dostupné z WWW: <http://www.powerplate.com/pdfs/technology/scientific/VanDiemen_StructuralAdaptationsEffects.pdf>

VAN NES, I. J. et al. Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients: preliminary evidence. *Am J Phys Med Rehabil*. [online]. 2004, s. 867-873 [cit. 2012-3-11]. Dostupné z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov.ezproxy.is.cuni.cz/pubmed?term=Short-term%20effects%20of%20whole-body%20vibration%20on%20postural%20control%20in%20unilateral%20chronic%20stroke%20patients%3A%20preliminary%20evidence>>

VERSCHUEREN, S. et al. Effect of 6-Month Whole Body Vibration Training on Hip Density, Muscle Strength, and Postural Control in Postmenopausal Women: A Randomized Controlled Pilot Study. *JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH* [online]. 2004, s. 352-359 [cit. 2012-3-11]. Dostupné v databázi PubMed. DOI: 10.1359/JBMR.0301245 Dostupné z WWW: <<http://onlinelibrary.wiley.com.ezproxy.is.cuni.cz/doi/10.1359/JBMR.0301245/pdf>>

WENDSCHE, P., KŘÍŽ, J. *Doporučené postupy – péče v akutní fázi po poškození míchy*. Praha: Svaz paraplegiků, 2005. 26 s.

WEVE-REHA.CZ [online]. [cit. 2012-2-15]. Propriomed. Dostupné z WWW: <http://www.weve-reha.cz/detail.php?id_produk=25>

WIKIPEDIA.CZ (a) [online]. [cit. 2012-2-16]. Amplituda. Dostupné z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/wiki/Amplituda>>

WIKIPEDIA.CZ (b) [online]. [cit. 2012-2-16]. Frekvence. Dostupné z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/wiki/Frekvence>>

WIKIPEDIA.CZ (c) [online]. [cit. 2012-2-16]. Kmitání. Dostupné z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/wiki/Kmitání>>

WIKISKRIPTA.CZ (a) [online]. [cit. 2012-3-16]. Vibrace a lidský organismus. Dostupné z WWW:
<http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vibrace_a_lidský_organismus>

WIKISKRIPTA.CZ (b) [online]. [cit. 2012-3-16]. Svalové vřeténko. Dostupné z WWW:
<http://www.wikiskripta.eu/index.php/Svalové_vřeténko>

WILLIAMS, J. G. L. A resonance theory of "microvibrations." *Psychological review* [online]. 1963, s. 47-58 [cit. 2012-3-22]. Dostupné v databázi PubMed. Dostupné z WWW:
<<http://ehis.ebscohost.com.ezproxy.is.cuni.cz/eds/detail?sid=aa5af710-0ca6-4aa1-bb26-1edb1cada13c%40sessionmgr15&vid=1&hid=6&bdata=Jmxhbmc9Y3Mmc2l0ZT1lZH MtbGl2ZQ%3d%3d#db=pdh&AN=rev-71-6-526>>

WINGERDEN, B. A. M. *Bindegewebe in der Rehabilitation*. Lichtenstein: Scriptor Verlag, 1998. 366 s. ISBN 3907822013

ZEBROVSKA, K. Trening wibracyjny w sporcie. *Sport wyczynowy* [online]. 2009, č. 3, s 65-75 [cit. 2012-3-12]. Dostupné z WWW: <http://sportwyczynowy.com/sw/SW_2009_3.pdf>

7. PŘÍLOHY

Seznam zkratk

Seznam grafů

Seznam obrázků

Seznam tabulek

Anamnestický dotazník

Tabulka anamnestických údajů

Cviky

Tabulky s výsledky jednotlivých probandů

7.9. Seznam zkratek

apod.	a podobně
ASIA	American Spinal Injury Association
atd.	a tak dále
cm	centimetr
CNS	centrální nervová soustava
EMG	elektromyografie
HKK	horní končetiny
HSSP	hluboký stabilizační systém páteře
Hz	Hertz
m	metr
mV	milivolt
N	Newton
n	nervus
s	sekunda
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaně
WBV	whole body vibration
WBVT	whole body vibration training

7.9. Seznam grafů

Graf č. 1 Grafické znázornění výsledků testu 1 ve formě boxplotů

Graf č. 2 Grafické znázornění výsledků testu 2 ve formě boxplotů

Graf č. 3 Grafické znázornění výsledků testu 3 ve formě boxplotů

Graf č. 4 Grafické znázornění výsledků testu 4 ve formě boxplotů

7.9. Seznam obrázků

Obr. č. 1 FLEXI-BAR®

Obr. č. 2 Využití vibrace v klinice pohybových poruch

Obr. č. 3 Schématické znázornění svalového vřeténka

Obr. č. 4 Řízení napětí svalu pomocí svalového vřeténka a Golgiho šlachového tělíska

Obr. č. 5 Optimální rozmezí amplitudy (označeno zeleně) při kmitání FLEXI-BARu®

Obr. č. 6 Porovnání spotřeby energie v kcal při 30ti minutovém cvičení s FLEXI-BARem®
a při dalších sportovních aktivitách. FLEXI-BAR®

7.9. Seznam tabulek

- | | |
|---------------|---|
| Tabulka č. 1 | Vybraná data charakterizující skupinu testovaných osob |
| Tabulka č. 2 | Výsledky měření svalové síly ručním dynamometrem |
| Tabulka č. 3 | Výsledky měření náklonu v sedu |
| Tabulka č. 4 | Výsledky měření šestiminutové jízdy |
| Tabulka č. 5 | Výsledky měření testu propiocepce pro pravou a levou horní končetinu čelem ke stěně |
| Tabulka č. 6 | Výsledky měření testu propiocepce pro pravou a levou horní končetinu bokem ke stěně |
| Tabulka č. 7 | Anamnestické údaje |
| Tabulka č. 8 | Cvičební jednotka |
| Tabulka č. 9 | Pomocné hodnoty pro vytvoření grafů (box-plotů) |
| Tabulka č. 10 | Dílčí výsledky testu 1 |
| Tabulka č. 11 | Dílčí výsledky testu 2 |
| Tabulka č. 12 | Dílčí výsledky testu 3 |
| Tabulka č. 13 | Dílčí výsledky testu 4 |

7.9. Anamnestický dotazník

ANAMNESTICKÝ DOTAZNÍK

Jméno a příjmení.....

Rok narození.....

Dominance ruky pravák x levák

Výška léze.....

Doba od zranění/onemocnění.....

Etiologie míšní léze.....

Utrpěl/a jste v minulosti (nebo v současnosti) úraz pohybového aparátu (zlomeniny, vymknutí kloubů, poranění vazů a šlach, jiné)?

ano x ne

Pokud ano, uveďte, o jaký úraz se jedná a zda přetrvávají jeho následky dodnes.

.....
.....
.....

Prodělal/a jste v minulosti nějaký operační zákrok? Pokud ano, tak jaký a kdy?

ano x ne

Pokud ano, uveďte, o jakou operaci se jednalo a kdy proběhla.

.....
.....
.....

Trápí Vás nějaké bolesti (zad, kloubů, svalů, jiné)?

ano x ne

Pokud ano, uveďte, o jaké bolesti se jedná, jak dlouho se s nimi potýkáte, jak často a zda Vás omezují v běžném životě.

.....
.....
.....

Věnujete se v současné době pravidelným sportovním aktivitám?

ano x ne

Pokud ano, jakým a jak často?

.....
.....
.....

Už jste někdy cvičil/a s FLEXI-BARem?

ano x ne

Pokud ano, kdy a jak dlouho?

.....
.....
.....

PO PROBĚHLÉM ČTYŘTÝDENNÍM CVIČENÍ S FLEXI-BAREM

Pocítujete nějakou změnu? Zmírnění nebo vymizení bolestí, pocit zpevnění, jste více nebo méně unavený/á, žádnou změnu nepocítujete aj.

.....
.....
.....

7.9. Tabulka anamnestických údajů

Objekt	Věk (roky)	Pohlaví	Výška léze	ASIA	Doba od zranění (roky)
1	22	muž	Th10	A	2
2	31	muž	Th7	A	4
3	34	muž	Th8	A	7
4	29	žena	Th10	A	5
5	30	muž	Th12	A	3
6	37	muž	Th10	A	8
7	36	žena	Th11	A	8
8	29	žena	Th8	A	3
9	31	muž	Th8	A	5
10	26	žena	Th9	A	2
11	27	žena	Th10	A	6
12	29	žena	Th9	A	4
13	23	muž	Th12	A	3
14	36	muž	Th7	A	4

Tabulka č. 8 Anamnestické údaje

ASIA impairment score: A – kompletní léze bez motorických a senzitivních funkcí v sakrálních segmentech S4-5; B – nekompletní léze, senzitivní funkce je zachována, žádná motorická funkce pod úrovní léze včetně segmentů S4-5; C - nekompletní léze, motorická funkce je zachována pod místem léze a více než polovina klíčových svalů má svalovou sílu nižší než stupeň 3; D – nekompletní léze, motorická funkce je zachována pod místem léze a nejméně polovina

klíčových svalů má svalovou sílu stupně 3 nebo větší; E – normální – sensorické i motorické funkce jsou v normě

7.9. Cviky

<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – předpažit, FLEXI-BAR® držen oběma HKK nadhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – předpažit, FLEXI-BAR® držen oběma HKK flétnovým úchopem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – předpažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen nadhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – předpažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen nadhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – upažit vpřed pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – upažit vpřed levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – předpažit poníž pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen oběma HKK nadhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na zádech – vzpažit poníž levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen oběma HKK nadhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na levém boku - upažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none">• Leh na pravém boku - upažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none">• Nízký šikmý sed na levém předloktí - upažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none">• Nízký šikmý sed na pravém předloktí - upažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none">• Nízký šikmý sed na levém předloktí - předpažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Nízký šikmý sed na pravém předloktí - předpažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none">• Vysoký šikmý sed na levé extendované paži - upažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)

<ul style="list-style-type: none"> • Vysoký šikmý sed na pravé extendované paži - upažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Vysoký šikmý sed na levé extendované paži - předpažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Vysoký šikmý sed na pravé extendované paži - předpažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - předpažit obě horní končetiny, FLEXI-BAR® držen oběma HKK nadhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - předpažit obě horní končetiny, FLEXI-BAR® držen oběma HKK podhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - předpažit obě horní končetiny, FLEXI-BAR® držen oběma HKK flétnovým úchopem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - upažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - upažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - upažit pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - upažit levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed – předpažit vpřed povýš pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed – předpažit vpřed povýš levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - upažit povýš pravou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - upažit povýš levou horní končetinu, FLEXI-BAR® držen ve frontální rovině (FLEXI-BAR® vertikálně)
<ul style="list-style-type: none"> • Sed - předpažit obě horní končetiny, FLEXI-BAR® držen oběma HKK nadhmatem v sagitální rovině (FLEXI-BAR® horizontálně)

Tabulka č. 9 Cvičební jednotka

7.8. Tabulka pomocných hodnot pro vytvoření grafů (box-plotů)

	T1L před	T1L po	T1P před	T1P po	T2 před	T2 po	T3 před	T3 po
1Q	387,75	491,5	388	543,5	16,25	20,25	0,76575	0,92625
MAX	1007	1075	915	997	28,5	33	0,95	1,222
MED	598,5	719	608	729	19	24,5	0,829	1,067
MIN	311	396	262	324	10	13	0,625	0,749
3Q	670	826	694,25	766,25	21	25,75	0,888	1,13525

T4CP před	T4CP po	T4CL před	T4CL po	T4BP před	T4BP po	T4BL před	T4BL po
1,975	1,225	2,275	2	2,1	1,7	3,45	1,95
4,3	4,4	5,2	4,3	8,9	4	6,8	6,1
2,2	1,6	3,3	2,2	3,15	2,2	3,8	2,3
1,3	0,8	1,8	1	1,3	1,1	2,3	1
3,425	2,5	3,8	3,05	4,35	3,4	5,025	2,975

Tabulka č. 9 Pomocné hodnoty pro vytvoření grafů (box-plotů)

Vysvětlivky:

1Q – hodnota v 1. čtvrtině dat

MAX – maximum

MED – prostřední hodnota

MIN – minimum

3Q – hodnota ve 3. čtvrtině

T1L před – test 1, levá ruka před začátkem studie

T1L po – test 1, levá ruka po skončení studie

T1P před – test 1, pravá ruka před začátkem studie

T1P po – test 1, pravá ruka po skončení studie

T2 před – test 2, před začátkem studie

T2 po – test 2, po skončení studie

T3 před – test 3, před začátkem studie

T3 po – test 3, po skončení studie

T4CP před – test 4, pravá horní končetina čelem proti zdi před začátkem studie

T4CP po - test 4, pravá horní končetina čelem proti zdi po skončení studie

T4CL před – test 4, levá horní končetina čelem proti zdi před začátkem studie

T4CL po – test 4, levá horní končetina čelem proti zdi po skončení studie

T4BP před – test 4, pravá horní končetina bokem proti zdi před začátkem studie

T4BP po – test 4, pravá horní končetina bokem proti zdi po skončení studie

T4BL před – test 4, levá horní končetina bokem proti zdi před začátkem studie

T4BL po - test 4, levá horní končetina bokem proti zdi po skončení studie

7.9. Tabulky s výsledky jednotlivých probandů

Test 1 - Ruční dynamometr

Objekt 1	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	765	736	775	647	637	628
Po	824	863	804	765	765	726

Objekt 2	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	991	1030	1000	922	883	941
Po	1069	1079	1079	961	1030	1000

Objekt 3	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	657	687	667	647	618	618
Po	824	785	834	804	726	785

Objekt 4	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	314	353	333	314	353	333
Po	500	471	471	490	441	490

Objekt 5	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	549	628	559	677	677	677
Po	726	785	736	706	736	785

Objekt 6	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	608	628	618	579	598	588
Po	696	716	677	726	736	687

Objekt 7	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	304	314	314	343	373	324
Po	451	412	441	412	422	441

Objekt 8	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	422	412	402	373	383	383
Po	559	569	588	549	628	608

Objekt 9	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	647	667	657	677	726	716
Po	853	902	892	981	991	911

Objekt 10	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	392	412	402	432	422	392
Po	510	530	530	559	530	608

Objekt 11	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	304	314	333	275	245	265
Po	383	412	392	324	333	314

Objekt 12	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	383	383	383	510	451	461
Po	392	451	490	539	559	510

Objekt 13	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	677	637	726	667	745	687
Po	922	892	932	912	932	1000

Objekt 14	Pravá 1	Pravá 2	Pravá 3	Levá 1	Levá 2	Levá 3
Před	667	667	677	687	716	716
Po	706	775	745	775	736	736

Tabulka č. 10 Dílčí výsledky testu 1

Údaje jsou v jednotkách Newton.

Test 2 – Náklon v sedu s předpaženými horními končetinami

Objekt 1	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	21,0	20,0	19,5
Po	22,5	25,5	26,0

Objekt 2	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	12,0	13,5	12,5
Po	18,0	16,5	17,5

Objekt 3	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	16,5	20,0	17,0
Po	20,5	22,0	21,0

Objekt 4	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	17,5	21,0	21,5
Po	23,0	25	23,5

Objekt 5	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	28,0	28,5	29,0
Po	35	32	31,5

Objekt 6	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	21,0	20,5	22,0
Po	27,0	26,0	27,0

Objekt 7	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	23,0	24,0	24,5
Po	24,5	27,0	27,0

Objekt 8	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	17,0	15,0	15,5
Po	18,0	19,0	18,5

Objekt 9	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	14,5	16,0	15,5
Po	26,0	25,0	25,0

Objekt 10	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	17,0	16,5	17,5
Po	20,0	19,5	21,0

Objekt 11	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	22,0	21,5	20,0
Po	26,0	23,5	25,0

Objekt 12	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	17,5	18,5	17,0
Po	19,5	22,0	21,0

Objekt 13	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	21,0	22,0	20,0
Po	26,0	28,0	27,0

Objekt 14	Pokus 1	Pokus 2	Pokus 3
Před	10,0	9,0	10,5
Po	12,5	13,0	12,5

Tabulka č. 11 Dílčí výsledky testu 2

Údaje jsou v centimetrech.

Test 3 – Šestimínutový test jízdy na mechanickém vozíku

Objekt 1	Pokus 1
Před	0,798
Po	1,108

Objekt 2	Pokus 1
Před	0,833
Po	1,124

Objekt 3	Pokus 1
Před	0,882
Po	1,051

Objekt 4	Pokus 1
Před	0,874
Po	1,139

Objekt 5	Pokus 1
Před	0,903
Po	1,141

Objekt 6	Pokus 1
Před	0,804
Po	1,051

Objekt 7	Pokus 1
Před	0,701
Po	0,839

Objekt 8	Pokus 1
Před	0,625
Po	0,749

Objekt 9	Pokus 1
Před	0,723
Po	0,881

Objekt 10	Pokus 1
Před	0,922
Po	1,173

Objekt 11	Pokus 1
Před	0,755
Po	0,890

Objekt 12	Pokus 1
Před	0,825
Po	1,035

Objekt 13	Pokus 1
Před	0,950
Po	1,222

Objekt 14	Pokus 1
Před	0,890
Po	1,083

Tabulka č. 12 Dílčí výsledky testu 3

Údaje jsou v kilometrech.

Test 4 - Test propriocepce

Objekt 1	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	4,0	5,5	1,6	4,3	4,2	1,8	1,7	1,2	2,6	3,9	3,9	9,0
Po	1,8	0,6	1,1	3,7	1,4	2,2	1,2	2,8	6,2	0,8	3,6	2,4

Objekt 2	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	3,6	1,8	0,0	8,4	3,1	4,2	1,1	2,8	0,9	4,9	2,2	4,1
Po	4,2	1,0	2,7	3,2	0,2	3,2	1,4	0,9	0,9	0,7	4,7	0,2

Objekt 3	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	3,3	0,0	3,4	2,9	4,5	2,5	6,2	2,9	4,5	2,9	4,3	4,5
Po	0,6	1,5	1,5	2,6	2,8	3,4	5,8	3,3	2,3	5,6	1,6	1,8

Objekt 4	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	1,7	1,7	3,1	4,2	4,9	0,8	3,3	1,0	2,8	2,2	3,2	1,4
Po	5,1	3,3	2,7	3,5	0,8	1,8	4,2	2,0	0,4	2,3	2,5	1,5

Objekt 5	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	1,5	4,2	3,9	0,8	2,5	2,7	4,1	7,1	7,2	2,8	2,1	6,5
Po	1,2	1,2	1,8	2,2	1,3	1,1	4,1	2,3	3,7	0,0	2,1	0,8

Objekt 6	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	3,2	0,5	2,8	3,7	0,9	0,9	4,4	4,3	1,9	8,7	5,1	4,7
Po	2,8	0,4	3,3	2,2	3,9	3,7	3,7	2,0	0,9	2,1	3,5	3,0

Objekt 7	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	2,0	0,6	2,8	2,2	3,7	2,4	3,9	1,7	3,0	0,7	2,5	5,6
Po	0,8	1,1	0,4	0,5	2,6	0,9	1,7	0,6	2,7	1,2	1,5	3,7

Objekt 8	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	4,0	3,6	3,8	2,2	2,9	1,3	7,3	3,5	7,3	3,3	3,5	4,9
Po	2,7	3,6	3,3	2,7	1,9	1,9	4,1	2,9	4,0	3,3	3,0	7,5

Objekt 9	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	3,5	4,4	4,9	2,0	4,0	5,4	3,2	3,4	2,6	3,8	6,9	9,7
Po	3,1	1,9	1,6	2,6	5,6	2,5	1,4	1,4	2,2	3,5	7,4	7,4

Objekt 10	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	3,4	2,2	2,2	3,1	1,1	1,4	4,7	2,8	4,2	4,6	3,2	3,5
Po	2,6	0,5	0,9	0,7	2,3	3,3	4,8	4,0	3,2	4,6	2,5	4,3

Objekt 11	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	0,8	1,8	3,1	3,8	4,0	3,6	2,9	3,3	3,3	4,0	4,0	2,3
Po	1,6	1,7	1,6	5,4	4,2	3,2	3,2	0,7	0,6	0,5	1,4	1,7

Objekt 12	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	1,7	1,0	3,8	2,5	1,0	1,7	1,6	1,5	0,9	2,2	3,6	1,1
Po	2,4	1,7	0,0	0,9	1,6	0,4	3,6	0,4	0,3	3,8	1,9	0,8

Objekt 13	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	1,4	5,3	3,8	1,5	3,3	4,9	7,0	9,5	10,3	6,3	3,9	5,9
Po	5,6	5,6	2,1	1,7	2,6	1,7	1,2	5,8	1,0	1,7	1,7	3,5

Objekt 14	Čelem - pravá			Čelem - levá			Bokem - pravá			Bokem - levá		
	PČ 1	PČ 2	PČ 3	LČ 1	LČ 2	LČ 3	PB 1	PB 2	PB 3	LB 1	LB 2	LB 3
Před	1,4	1,6	0,9	6,4	5,8	1,8	0,9	2,5	2,5	2,5	4,3	3,9
Po	1,2	1,1	0,8	4,1	1,4	3,8	2,0	1,5	2,1	2,1	2,6	3,5

Tabulka č. 13 Dílčí výsledky testu 4

Číselné údaje jsou v centimetrech.