

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Hodnocení specifického proprioceptivního cvičení
pomocí přístroje Redcord Stimula u pacientů
s chronickou bolestí bederní páteře**

Diplomová práce

Autor: Hana Bednářiková

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Hana Bednářiková

Název magisterské práce: Hodnocení specifického propioceptivního cvičení pomocí přístroje Redcord Stimula u pacientů s chronickou bolestí bederní páteře

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí magisterské práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Rok obhajoby magisterské práce: 2014

Abstrakt: Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit vliv specifického propioceptivního cvičení pomocí přístroje Redcord Stimula na snížení intenzity bolesti u pacientů s chronickými bolestmi bederní páteře. Studie se zúčastnilo 14 probandů ve věku 16–59 let. Data byla získána při vstupním a výstupním vyšetření z dotazníků – Zkrácená forma dotazníku McGillovy univerzity a Oswestry dotazník – a měřením tlakové algometrie pomocí mechanického algometru. Výsledky studie ukázaly statisticky významné snížení intenzity bolesti v obou použitých dotaznících a při měření tlakové algometrie ke statisticky významnému zvýšení hodnot minimálního tlaku vyvolávajícího bolest u tří z pěti vybraných bodů po absolvování série osmi terapií s přístrojem Redcord Stimula.

Klíčová slova: lokální vibrace, bolest, bederní páteř

Souhlasím s půjčováním diplomové (magisterské) práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Hana Bednářiková

Title of the master paper: Evaluation of specific proprioceptive exercise with Redcord Stimula device in patients with chronic lumbar spine pain

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture at Palacký University in Olomouc

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2014

Abstract: The aim of this thesis was to evaluate the effect of specific proprioceptive exercises with Redcord Stimula, a device for the reduction of pain intensity in patients with chronic lumbar pain. In total, 14 probands aged 16-59 years participated in the study. Data were obtained at the initial and final examination from questionnaires – the Short-Form McGill Pain Questionnaire and the Oswestry Questionnaire – and through the measurement of pressure algometry using a mechanical algometer. The results of the study showed a statistically significant reduction in pain intensity in both applied questionnaires and, in the measurement of pressure algometry, a statistically significant increase in the minimum pressure causing pain in three of the five selected points after completing a series of eight treatments with Redcord Stimula device.

Keywords: local vibration, pain, lumbar spine

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, PhD. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Dále pak všem, kteří mi při psaní této magisterské práce jakkoli pomohli a podporovali mě.

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Nespecifická chronická bolest bederní páteře	10
2.1.1 Základní anatomické a fyziologické aspekty bolesti	11
2.1.2 Patofyziologie bolestí bederní páteře	15
2.1.3 Faktory podílející se na vzniku chronicity bolesti bederní páteře	17
2.1.4 Poruchy řídicích funkcí CNS u chronické bolesti bederní páteře	18
2.1.5 Aktivita a zapojení svalů oblasti bederní páteře při přítomnosti bolesti	19
2.2 Vibrace	23
2.2.1. Lokální vibrace	23
2.2.2 Celotělová vibrace	24
2.2.3 Vibrace v diagnostice	25
2.2.4 Vibrace v terapii	26
2.2.5 Negativní vliv vibrací	28
2.3 Neurofyziologické aspekty účinku vibrací	29
2.3.1 Svalové vřetenko	29
2.3.2 Působení vibrací na receptory	32
2.3.3 Tonický vibrační reflex	33
2.3.4 Nervové dráhy pro přenos vibrací	34
2.3.5 Vnímání vibrace v CNS	34
2.4 Ovlivnění bolesti pomocí vibrace	36
2.5 Charakteristika přístroje Redcord Stimula	38
3 CÍLE A HYPOTÉZY	40
3.1 Cíl diplomové práce	40
3.2 Hypotézy	40
3.3 Výzkumné otázky	40
4 METODIKA	41
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	41
4.1.1 Informovanost účastníků výzkumu	41
4.2 Metodika vyšetření	42
4.2.1 Dotazník hodnocení bolesti a index pracovní neschopnosti	43
4.2.2 Metoda měření tlakové algometrie	43

4.3	Metodika terapie.....	44
4.4	Statistické zpracování dat.....	51
5	VÝSLEDKY.....	52
5.1	Výsledky k hypotéze H_01	53
5.2	Výsledky k hypotéze H_02	54
5.3	Výsledky k hypotéze H_03	55
5.4	Výsledky k výzkumné otázce.....	57
6	DISKUZE	60
7	ZÁVĚR.....	66
8	SOUHRN.....	67
9	SUMMARY	69
10	REFERENČNÍ SEZNAM	71
11	PŘÍLOHY	76

1 ÚVOD

Tato diplomová práce je věnována problematice chronické bolesti bederní páteře a možnosti jejího ovlivnění pomocí regionálně aplikované vibrace.

Chronická bolest představuje ve společnosti obrovský problém, který se promítá nejen do zdravotnické sféry, ale také do oblasti ekonomické a sociální (Opavský, 2011). Bolest je významným činitelem pro nezaměstnanost a pro přiznání invalidního důchodu (plného či alespoň částečného) a důležitým faktorem pro zkrácení pracovního úvazku či možnosti zaměstnání pouze na částečný úvazek (Breivik et al., 2006 in Opavský, 2011).

Bederní oblast je nejvíce zatěžovanou částí páteře. Má významný vztah k funkci pánve a pánevních pletenců jako celku. Funkčně vytváří opěrnou bázi pro trup ve vzpřímeném stoji. Bederní páteř můžeme označit latinským výrazem „locus minoris resistentiae“, který v překladu znamená „místo nejmenšího odporu“, a tedy jako místo snadného poškození (Kos, 2012). S bolestí bederní páteře se v průběhu života setká až 80 % dospělé populace, můžeme tedy hovořit o jakési civilizační „nemoci“ spojené s moderním způsobem života, který zahrnuje dlouhodobé sedavé aktivity a nedostatek pohybu (Anonymous c, 2012). Příčin bolestí bederní páteře je celá řada a často se navzájem kombinují. Z funkčních příčin jsou to nejčastěji kloubní blokády, svalové dysbalance, hypermobilita či přenesená bolest z vnitřních orgánů. Strukturální příčiny jsou především degenerativní změny páteře, úrazy, vrozené či získané deformity a některá onemocnění jako Bechtěrevova choroba, osteoporóza či kostní metastázy.

Léčba chronické bolesti je velmi důležitá, jak bylo již zmíněno, chronická bolest ovlivňuje život postiženého po všech stránkách. Hlavním cílem léčby je zmírnění intenzity bolesti, zajištění dostatečného a kvalitního spánku a zlepšení fyzické i psychické výkonnosti (Kozák, Hakl, & Lejčko, n.d.). Pro léčbu chronické bolesti bederní páteře je důležitý multidisciplinární přístup – farmakoterapie, fyzioterapie, psychosociální podpora. Nedílnou součástí je i motivace pacienta svůj zdravotní stav zlepšit (Kozák, Hakl, & Lejčko, 2010).

V posledních několika letech dochází k rozšíření využívání vibrací v diagnostice i terapii pohybových poruch. Z hlediska působení je vibrace mechanický stimul. Jeho působení na kosterní sval je komplexní, nepůsobí jen na sval samotný, ale ovlivňuje

i celou centrální nervovou soustavu (Pavlů & Strachotová, 2011). Při tlumení bolesti vibrace fungují na principu „vrátkové teorie bolesti“ (Rittweger, 2010).

Cílem této diplomové práce je poukázat na problematiku chronické bolesti bederní páteře a vlivu vibrací na lidský organismus, respektive na možnost využití vibrace jako terapeutického prostředku pro snížení intenzity bolesti v bederním úseku páteře.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 NESPECIFICKÁ CHRONICKÁ BOLEST BEDERNÍ PÁTEŘE

„Bolest je nepříjemný smyslový a emoční zážitek (někdy též prožitek, zkušenost) spojený se skutečným nebo potencionálním poškozením tkáně(-í), nebo popisovaný výrazy pro takové poškození.“ (Merskey a Bogduk, 1994 in Opavský, 2011, 18) Bolest je vždy subjektivním vjemem každého člověka. Nejčastěji se bolesti dělí na bolest akutní a bolest chronickou.

Akutní bolest je považována za příznak poškození či zánětu tkáně. Je vymezena časovým intervalem několika sekund až po 3-5 týdnů a má pro lidský organismus pozitivní informační význam.

Chronická bolest je složitější proces a prožitek. Její působení na každého jedince má mnohem hlubší a komplexnější dopad. Někdy je označována i jako „nemoc svého druhu“. Chronická bolest ovlivňuje člověka nejen po stránce somatické (např. zvýšená únavnost a snížení výkonnosti), ale i po stránce emoční (např. pocity úzkosti, strachu, beznaděje a deprese), kognitivní a behaviorální (změna vnímání a chování ve společnosti) (Opavský, 2011).

Bolest chronická	• 3 měsíce • 6 měsíců • trvá i po zhojení primární afekce
Bolest akutní	• pozitivní informační význam (symptom) • endogenní modulační systémy jsou schopny bolest dočasně potlačit (stresová analgezie)
Bolest chronická	• informace ztrácí pozitivitu (stav/“nemoc“ sui generis) • endogenní modulační systémy jsou „vyčerpány“ • to vede ke snížení prahu bolesti a hranice tolerované bolesti

Tabulka 1. Rozdíly mezi akutní a chronickou bolestí (Opavský, 2011)

Subjektivní vnímání bolesti je vysoce individuální. Rozdíly ve vnímání bolesti jsou způsobeny subjektivním zpracováním a abstrakcí aferentních signálů v centrální nervové soustavě (CNS) (Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

Celoživotní prevalence vertebrogenních onemocnění v populaci je 60-90 % a jsou příčinou celé třetiny pracovních neschopností. Zaujímají po nachlazení 2. místo v žebříčku chorobných stavů. V populaci trpí 1 % jedinců přechodně a 1 % jedinců trvale vertebrogenními obtížemi, což má na společnost výrazný sociálně-ekonomický dopad. Pořadí četnosti bolestí v jednotlivých úsecích LS:C: Th = 4:2:1 (Skála, Effler, Herle, & Fila, 2011).

2.1.1 ZÁKLADNÍ ANATOMICKÉ A FYZIOLOGICKÉ ASPEKTY BOLESTI

2.1.1.1 NOCICEPTORY

Bolestivé, neboli nociceptivní, podněty jsou v lidském těle vnímány receptory bolesti, takzvanými nociceptory. Jako nociceptory označujeme primární aferentní neurony se specifickým nervovým zakončením, které umožňuje odlišit potencionálně poškozující podnět (tepelný, chemický či mechanický) od neškodného, a které dokáže informaci zpracovat a předat dále do CNS. Primárními nociceptory jsou některá vlákna typu C, nemyelinizovaná, a slabě myelinizovaná vlákna typu A δ . Impulzy z těchto vláken jsou přenášeny do míchy a vyšších etáží CNS, kde jsou vnímány jako bolest (Rokyta, 2009; Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

Nocicepce se skládá ze tří procesů, doprovázející bolestivý vjem - transdukce, transmise a modulace (Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

Transdukce je proces, kterým vnější škodlivé, bolestivé, nebo tkáň poškozující podněty aktivují příslušné receptory na periferních zakončeních senzoryckých neuronů. Jejich aktivace depolarizuje buněčné membrány a vzniká elektrická impulzní aktivita. Transdukci rozumíme fyzikální děje, jimiž jsou různé formy energie (tepelné, mechanické, elektrické nebo chemické) převáděny na nervové impulzy. Biochemické a elektrické procesy, kterými je nervová aktivita dále vedena do CNS, jsou souhrnně nazývány transmisi. Modulace je složitým souborem dějů, při kterých se mění funkce jak periferních neuronů, tak transmisních neuronů (Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012, 48).

Funkční stav (citlivost) nociceptorů je závislý na somatických i psychických faktorech a dynamicky se mění. Ze somatických faktorů hraje nejdůležitější roli zánět. Mediátory zánětu (např. bradykinin, serotonin, histamin aj.) zvyšují senzitivitu

nociceptorů a zesilují nociceptivní vstup. Stejně důležitou roli hrají i modulátory bolesti – bolest samy nevyvolávají, ale zcitlivují nociceptory na působení mediátorů. Tato vlastnost se nazývá senzitivace nociceptorů (Opavský, 2011; Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

Nociceptory je možné rozdělit do tří základních skupin:

1. vysokoprahové nociceptory
2. polymodální nociceptory
3. „tiché“ nociceptory (Rokyta, 2009).

Mezi **vysokoprahové receptory** je možné zařadit většinu nociceptorů. Tyto receptory vysílají nociceptivní informaci až při vyšší intenzitě podnětu. Dělit je lze vzhledem k jejich anatomickému uložení – kožní, svalové, kloubní a viscerální, nebo podle druhu podnětu – mechanoreceptory, chemoreceptory či termoreceptory. Tyto receptory reagují specificky na „své“ podněty.

Polymodální receptory reagují na různé druhy podnětů a jsou funkčně významné. Informace o bolesti vzniká po různých druzích podnětů, někdy i po jejich kombinaci.

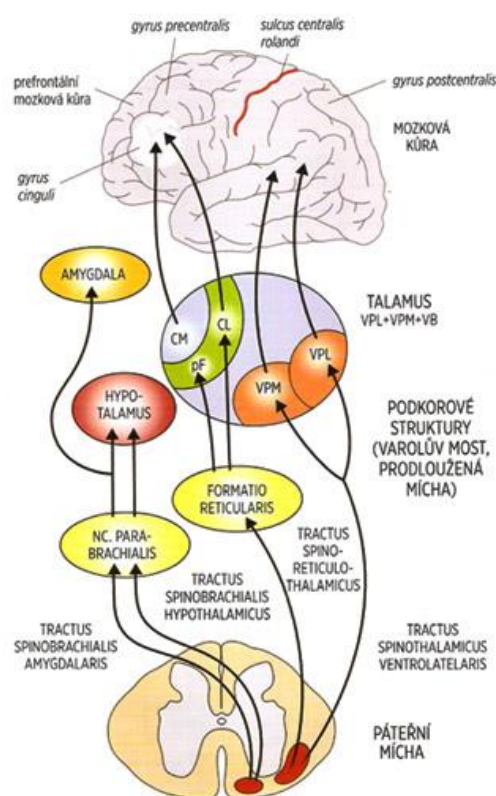
„**Tiché**“ **nociceptory**, označované také jako mlčící či němé, jsou aktivovány chemickými podněty – nejčastěji při zánětu. Bez chemického dráždění jsou „tiché“ nociceptory málo citlivé na termické či mechanické podněty. Při dráždění chemickým podnětem se však stávají vysoce citlivé na běžné termické i chemické podněty a tím rozvíjí a výrazně zesilují bolest (Opavský, 2011).

2.1.1.2 NERVOVÉ DRÁHY PRO BOLEST

Nervové dráhy podílející se na interpretaci bolesti v CNS je možné rozdělit na ascendentní a descendentní nervová vlákna. Ascendentní vlákna vedou informaci z periferních receptorů - nociceptorů do CNS. Descendentní vlákna pak hrají roli inhibiční – slouží jako dynamická bariéra pro bolestivý podnět (Opavský, 2011).

2.1.1.2.1 ASCENDENTNÍ NERVOVÉ DRÁHY

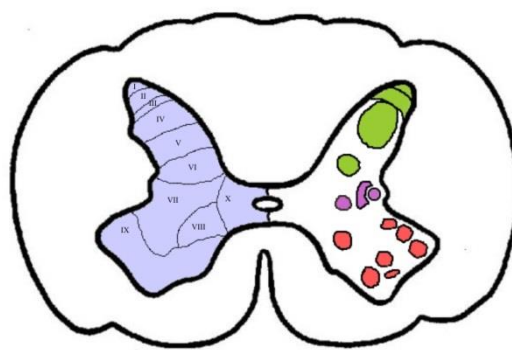
Jako **primární aferentní vlákna pro nocicepci** se označují A δ a C vlákna – od nociceptorů až po první synapsi v CNS. A δ vlákna jsou slabě myelinizovaná a vedou vzruchy rychlostí 15 m/s (Opavský, 2011). Rokyta, Kršiak a Kozák (2012) ve své knize uvádějí 6 – 25 m/s. Tato vlákna vedou tzv. „rychlou“ složku bolesti, popisovanou jako ostrou, ostřejší a přesně lokalizovanou. Vlákna typu C jsou nemyelinizovaná a rychlost jejich vedení je 1-1,5 m/s. Nesou „pomalou“ složku bolesti, lokálně nepřesně ohraničenou a popisovanou spíše jako tupou, pálivou či palčivou. Je doprovázena pocitem horka. Tato vlákna vedou mimo nocicepci i termické podněty (Opavský, 2011).



Obrázek 1. Ascendentní dráhy bolesti (Hakl, 2011).

Bez nociceptivních podnětů je ve vláknech pouze nízká, nepravidelná frekvence vzruchů. Při aktivaci se však objevuje klidová aktivita, závislá na stavu sekundární aference a vyšších etážích CNS.

Primární aferentní vlákna vedou vzruchy z velké části do míchy, do zadních provazců míšních. Místa přepojení se liší podle tloušťky myelinizace vláken a typu bolesti, kterou nesou. Vlákna pro bolest povrchovou se přepojují v II. Rexedově zóně (oblast substantia gelatinosa Rolandi), vlákna somatické bolesti končí v zadních rožích míšních hlouběji, tedy v III. až V. Rexedově zóně. Vlákna zprostředkovávající viscerální



Obrázek 2. Rexedovy zóny (Kikalová, Machálek, Holibka, Kutal, & Bezděková, 2008).

bolest jsou zakončena v VIII. a X. Rexedově zóně, blíže centrálního kanálu v šedé hmotě míšní. Nocicepčně specifické neurony najdeme více zastoupeny v I. lamině zadních rohů míšních a polymodální neurony v V. lamině (Opavský, 2011).

Vlákna ze substantia gelatinosa Rolandi i z ostatních zón vedou Lissauerovým traktem na kontralaterální stranu míchy, tzn. křížení drah pro bolest probíhá již na míšní úrovni (Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

I na úrovni prvních synapsí nocicepce hrají velkou roli mediátory bolesti – jejich působení (např. při poranění, úrazu) vede k senzitivizaci nociceptorů a tím následně ke zvýšení citlivosti na nocicepci v oblasti zakončení primárních aferencí. Tento proces se označuje jako hyperalgezie.

Vlákna primární aference pro nocicepci pokračují přes míchu dál do thalamu a odtud jsou přepojena dál do primární somatosenzorické části mozkové kůry, do insuly a do kůry předního cingula (Opavský, 2011).

Sekundárně jsou nociceptivní podněty míchou do CNS vedeny několika drahami – dráhou spinotalamickou, spinoparabrachiohypotalamickou, spinoparabrachioamygdalarickou a drahami spinoretikulární a spinomesencephalickou (Opavský, 2011; Rokyta, 2009).

Z těchto drah je nejstarší známá dráha spinotalamická. Spinotalamická dráha se dál dělí na tractus neospinothalamicus a tractus paleospinothalamicus. Tyto dvě dráhy se liší počtem neuronů i uložením v průřezu míchy a mozkového kmene. Neospinothalamický trakt je tříneuronový, probíhá ve ventrolaterální části míchy a přepojuje se v oblasti ventrobazálního komplexu jader thalamu. Touto dráhou je vedena akutní a rychlá bolest. Trakt paleospinothalamický je někdy také označován jako dráha spinoretikulotalamická. Vede informaci o bolesti chronické, hluboké a viscerální z mediálnější části míchy do retikulární formace v mozkovém kmeni a pak do mediálních částí thalamu. Z thalamu pak informace pokračuje do limbického systému mozku. Dráhy spinoparabrachiohypotalamická a spinoparabrachioamygdalární vedou afektivně emoční komponenty bolesti z míchy do nucleus parabrachialis v mozkovém kmeni do hypothalamu či amygdaly. Část vláken spinoretikulární dráhy má zakončení na vláknech descendentního inhibičního systému a účastní se tak modulace nocicepce (Opavský, 2011; Rokyta, 2009; Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

Informace z nociceptorů, primárních a sekundárních aferentních drah se **terminálními drahami** přenáší přes tractus thalamocorticalis do oblasti gyrus postcentralis. Vlákná navazující na vlákna z tractus neospinothalamicus vedou do gyrus postcentralis informaci o senzorykodiskriminační komponentě bolesti, tedy o lokalizaci, kvalitě a intenzitě bolesti.

Emoční komponentu bolesti vedou fylogeneticky starší struktury CNS. Multisynaptické dráhy navazující na tractus paleospinothalamicus a spinoreticulothalamicus vedou nociceptivní informaci do struktur limbického systému.

Na souběžném zpracování nociceptivních informací, emočních i senzoryckých, pracují struktury CNS spojující somatosenzoryckou korovou oblast s oblastí amygdaly, mediální částí spánkového laloku a hippocampem. Tyto oblasti CNS slouží jako „paměť pro bolest“ (Opavský, 2011).

2.1.1.2.2 DESCENDENTNÍ NERVOVÉ DRÁHY – INHIBIČNÍ SYSTÉM

Descendentní dráhy tlumí nociceptivní vstupy ve strukturách CNS. Zkoumán byl systém endogenních opioidů, který vychází z oblasti periaqueductální šedi směrem do oblasti mozkového kmene, konkrétně do nucleus raphé a locus coeruleus. Z obou těchto oblastí vystupují nervová vlákna do zadních vrátek, kde se přes mechanismy neurotransmise zavírají „vrátka“ pro bolestivé vjemy (Opavský, 2011).

2.1.2 PATOFYZIOLOGIE BOLESTÍ BEDERNÍ PÁTEŘE

Termínem nespecifické bolesti zad (z angl. nonspecific low back pain) se v literatuře označuje bolestivý stav, kdy není patrná patologie anatomických struktur (zánět, nádor, osteoporóza, zlomenina či útlak nervové struktury) a není tedy známá přesná příčina bolesti. U pacientů s bolestí bederní páteře je tedy velmi důležité odebrání anamnézy a klinické vyšetření pro správné určení příčiny bolesti. Pak je možné zvolit odpovídající postup léčby. Volbou správné terapie se předchází situaci, kdy bolest bederní páteře se dostane do chronické formy (Burton et al., 2006; Opavský, 2011).

Nociceptorová bolest je nejčastějším typem bolesti vůbec. V oblasti bederní páteře jsou nociceptory uloženy v pasivních i aktivních komponentách pohybového systému - v obratlových tělech a jejich periostu, v meziobratlové ploténce (především pokud je poškozená, sekundárně vaskularizovaná a reinervovaná), v meziobratlových kloubech a ligamentech páteře (ligamentum longitudinale posterius, ligamentum flavum, ligamenta interspinalia et supraspinalia) a mimo těchto pasivních komponent páteře se nociceptory vyskytují i v thorakolumbální fascii a svalech páteře. Nesmíme zapomenout ani na durální vak, který je zdrojem nocicepce při kompresi či trakci.

Ve většině případů bolestí bederní páteře jsou nociceptory aktivovány mechanickými nebo chemickými podněty. Z mechanických faktorů to bývá často komprese či napínání, ale také mohou být nociceptory aktivovány nevhodně zvolenou polohou těla. Chemické podněty vznikají především při zánětu, kdy se uvolňují při poškození meziobratlové ploténky či jiných páteřních struktur mediátory bolesti a zánětu (Opavský, 2011).

Neuropatická bolest je podmíněna poškozením či patologickým drážděním periferních nervových struktur. Její trvání je dlouhodobější a její ústup je u většiny postižených velmi pomalý. Tato bolest je patologická a nemá ochranný charakter. Často se objevuje v klidu. U bolestí bederní páteře mluvíme o periferní neuropatické bolesti, kdy mohou být postižena spinální ganglia, míšní kořeny, vlákna sympatiku či vlákna nervus sinuvertebralis (Opavský, 2011; Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

Neuropatická bolest může být způsobena mnoha mechanismy – např. metabolickými, mechanickými (především kompresí), traumatickými, infekčními, toxickými, ischemickými či hereditárními (Opavský, 2011).

Společným jmenovatelem postižení periferních nervových vláken je hyperexcitabilita, kdy se rozvíjí nervová senzitivita v místě poškození (nejčastěji mechanická, tepelná či chemická), v jejímž důsledku i běžné podněty vyvolávají nepříjemné pocity či přímo bolest. Změny na periférii nervového systému se poté odráží patofyziologicky i v centrální oblasti. V zadních rožích míšních a vyšších strukturách se objevuje tzv. fenomén centrální senzitivace, kdy jsou podněty v CNS vnímány intenzivněji. To může vést ke snížení prahu bolesti a ke snížení prahu tolerované bolesti (Opavský, 2011; Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

Ne vždy se však při postižení nervových struktur objeví bolest. Záleží na typu vláken, která jsou postižena. Bolest se objevuje při postižení tenkých (A δ a C) nervových vláken, která vedou nociceptivní a termické vzruchy. Pacienti s neuropatickými bolestmi popisují parestezie – abnormální senzitivní pocity jako mravenčení, brnění, či dysestezie – nepříjemné až bolestivé pocity popisované jako svědění nebo pálení. Pacienti, kteří popisují vlastní bolest, ji pak charakterizují jako pálivé či palčivé a elektrizující pocity bolesti na povrchu těla a křečovitě, tlakové či drtivé pocity v hloubce postižené oblasti (Opavský, 2011; Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012).

V mnoha případech bolestí zad jsou postiženy struktury vyvolávající jak nociceptivní, tak periferní neuropatickou bolest. „Při vzájemném porovnání nociceptorových a neuropatických bolestí způsobených patologickými procesy v oblasti páteře jsou nociceptorové bolesti většinou lokalizovány bez charakteristického šíření, zatímco bolesti neuropatické z postižení kořenů mají tendenci k šíření v typických kořenových zónách...“ (Opavský, 2011, 195).

2.1.3 FAKTORY PODÍLEJÍCÍ SE NA VZNIKU CHRONICITY BOLESTI BEDERNÍ PÁTEŘE

Při odebrání anamnézy je možné vystihnout některé faktory, které se mohou podílet na rozvoji chronicity bolesti bederní páteře. K těmto faktorům patří vysoká počáteční intenzita bolesti, výrazná disabilita provázející tyto bolesti, déle trvající bolesti před vyšetřením a zahájením terapie a v neposlední řadě se na vzniku chronické bolesti podílí i propagace bolestí do končetin (Opavský, 2011).

Faktory podmiňující vznik a udržování bolestí bederní páteře jsou v základu členěny na biologické, psychologické a sociální.

Biologických faktorů, které se mohou podílet na rozvoji chronické bolesti, je velké množství a často bolest vyvolává více faktorů najednou. Obecně platí, že čím je vyšší věk a tělesná hmotnost člověka, tím je možnost chronické bolesti větší. K tomuto je možné přidat další kritéria vycházející z biomechanických, biochemických a neurofyzilogických skutečností, jako jsou strukturální změny v anatomickém

podkladu bederní páteře (např. osteoporóza, spondylartróza, spondylóza...), přítomnost zánětu a poruchy svalové dysbalance a senzomotoriky. Je vhodné se také zmínit o biomechanických faktorech přispívajících k bolesti v rámci zaměstnání – těžká fyzická práce, časté ohýbání a zvedání těžkých předmětů, dlouhodobá statická pozice či vibrace a otřesy (Burton et al., 2006; Opavský, 2011).

Psychologické faktory jsou pro vznik chronicity bolesti také velmi významné a hrají důležitou roli. Vycházíme z anamnézy pacienta – výskyt distresu, nepříjemných životních událostí a depresí v anamnéze nás mohou upozornit na riziko zhoršení prožívání a fixace bolesti, a tedy na riziko přechodu akutní bolesti do chronického stavu. Zařadit do této skupiny můžeme i nespokojenost v zaměstnání a z toho vycházející psychické zatížení (Burton et al., 2006; Opavský, 2011).

Sociální faktory se mohou také na chronicitě bolesti podílet. Bohužel jsou obtížně ovlivnitelné ze strany rehabilitace. Vyšší počet chronických bolestí se vyskytuje u lidí s nižším vzděláním a nižším příjmem. Stejně tak je vyšší procento chronicity u jedinců, kteří jsou nespokojení v zaměstnání. Pacienti sami často tyto údaje v anamnéze neudávají, a zřídka kdy jsou ochotni svěřit se s problémy v rodině či v práci cizímu člověku, byť je to lékař či rehabilitační pracovník (Opavský, 2011).

2.1.4 PORUCHY ŘÍDÍCÍCH FUNKCÍ CNS U CHRONICKÉ BOLESTI BEDERNÍ PÁTEŘE

Panjabi (1992) ve své práci uvádí, že stabilizaci páteře zajišťují tři subsystémy – pasivní, tvořený kostěnými strukturami a ligamenty, aktivní, tvořený svaly a šlachami, a neurální, který zajišťuje stabilitu přes aferentní vjemy z receptorů a zpětnou vazbou z CNS ovlivňuje řízení aktivního systému. Všechny tři subsystémy jsou těsně spjaté a dysfunkce jednoho ze systémů se projeví i ve zbývajících.

Při přítomnosti bolesti jsou v centrálním nervovém systému porušeny funkce zodpovědné za držení těla a pohyb. Nejčastější je porucha zapojení svalů do stabilizačních funkcí, tedy je porušena svalová souhra (Kolář & Lewit, 2005). Stejně tak je významné narušení schopnosti stereognozie, somatognozie a relaxace či porucha diferenciací pohybu, kdy je do funkce zapojeno více svalů, než je pro daný pohyb nutné. Některé z postižených funkcí centrálního nervového systému a jejich odchylky

lze objektivně testovat. Jejich přítomnost často velmi znesnadňuje proces rehabilitace (Stránecký, 2009).

Stereognozií rozumíme schopnost vnímat prostor kolem nás, somatognozií pak schopnost vnímat naše tělo v prostoru – bez využití zrakové kontroly. Při této poruše funkce jedinec není schopen vnímat poprioceptivní vjemy, je tzv. „tělesně slepý“ a k orientaci v prostoru využívá především zrak. Pacienti s narušenou funkcí stereognozie a somatognozie neumí vnímat a nastavit požadovanou polohu těla v prostoru (Stránecký, 2009). U pacientů s bolestmi bederní páteře je popisována snížená propriocepce v lumbosakrální oblasti (Brumagne, Cordo, & Verschueren, 2004).

Brumagne, Cordo a Verschueren (2004) ve své práci také uvádí, že při aplikaci vibrace na oblast paravertebrálních svalů v oblasti beder došlo jak u zdravých jedinců, tak i u jedinců s bolestmi bederní páteře k vychýlení působišť výsledné kontaktní síly (z angl. centre of pressure). U zdravých jedinců však po ukončení působení vibrace byla rychle obnovena původní posturální orientace, kdežto u jedinců s bolestmi bederní páteře byla doba návratu do původní situace mnohem delší. Jako možnou příčinu autoři zmiňují sníženou citlivost svalových vřetének paravertebrálních svalů nebo změnu zpracování aferentních informací v centrální nervové soustavě.

Při porušené funkci relaxace je největší obtíž v regulaci svalového tonu. Postižený není schopen adekvátně aktivovat či uvolnit sval nebo svalovou skupinu, svaly tak často zůstávají ve vyšší aktivitě, než je nezbytně nutné (Stránecký, 2009).

2.1.5 AKTIVITA A ZAPOJENÍ SVALŮ OBLASTI BEDERNÍ PÁTEŘE PŘI PŘÍTOMNOSTI BOLESTI

U vysokého procenta jedinců s bolestmi bederní páteře často není možné stanovit definitivní diagnózu vzhledem k nepřesným vazbám mezi klinickými příznaky, patologickými změnami a výsledky zobrazovacích metod. Z toho důvodu je velmi důležité se v diagnostice zaměřit i na poruchy funkce (Kolář & Lewit, 2005).

Diagnosticky i terapeuticky velmi důležitou jednotkou je hluboký stabilizační systém páteře (HSSP). Pojem „hluboký stabilizační systém páteře“ označuje svalovou souhru zabezpečující stabilizaci páteře při jakémkoli aktivním pohybu a při každé statické pozici. Za fyziologické situace je zapojení těchto svalů automatické. Při vertebrogenních bolestech je funkce HSSP porušena. HSSP je tvořen hlubokými

autochtonními svaly páteře, jako jsou například muscoli multifidi, dále jej tvoří musculus transversus abdominis, bránice a svaly pánevního dna. Jejich posturální funkce se vyvinula až u bipedální postury. Tyto svaly pracují jako ucelená jednotka a dysfunkce každého z nich vyvolá vždy dysfunkci celé funkční jednotky. Insuficience svalů HSSP se může zakládat na poruchách posturální ontogeneze, nebo je získaná v průběhu života (Kolář & Lewit, 2005; Lewit, 2001; Malátová, 2006).

Z hlediska posturální stability je možné rozdělit svaly do dvou skupin – na svaly globální a lokální. Obě skupiny svalů jsou důležité. Globální stabilizátory anatomicky přesahují více kloubů, jsou více aktivní při rychlém, silovém a méně přesném pohybu. Jsou to především svaly fázické. Naproti tomu lokální stabilizátory jsou krátké, přesahují pouze jeden segment a účastní se na nastavení segmentů vůči sobě. Obsahují v sobě až sedmkrát více svalových vřetének a hrají důležitou proprioceptivní funkci v udržování vhodného nastavení segmentů těla. Do této skupiny svalů je možné zařadit svaly tvořící HSSP, tedy muscoli multifidi, musculus transversus abdominis, bránici i svaly pánevního dna (Standaert, Weinstein, & Rumpeltes, 2008; Stránecký, 2009).

Musculus transversus abdominis (m. TrA) je nejhluběji uložený, velký a plochý břišní sval. Jeho oboustrannou kontrakcí dochází ke zvýšení nitrobřišního tlaku a tím i ke zvýšení napětí thorakolumbární fascie. Vzhledem ke směru vláken má jen omezenou možnost pohybovat trupem, kdy při jednostranné kontrakci dochází k rotaci trupu (Malátová, 2006). Jeho hlavní funkce spočívá v udržování břišního lisu a při respiraci se podílí na fázi expirace. Jednotlivé motorické jednotky m. TrA se při respirační a posturální funkci aktivují v jiném poměru (Hodges, 1999; Nordin & Weiner, 2001). M. TrA je jedním z prvních svalů (spolu s bránicí), které se aktivují již při anticipaci pohybu, jeho zapojení předchází aktivaci svalů trupu. Jako jediný se zapojuje shodně u pohybů končetin i trupu v různých směrech. U jedinců s bolestmi bederní páteře se aktivace m. TrA při pohybu končetin opoždí, a v průběhu „předpohybové“ periody se aktivace neprojeví vůbec (Hodges, 1999; Hodges & Richardson, 1996; Malátová 2006).

Bránice (z lat. diaphragma) je plochý sval kruhovitého tvaru, který horizontálně odděluje hrudní a břišní dutinu. V centrální části je uložena úponová šlacha (z lat. centrum tendineum). Dvojitá klenba bránice prominuje vysoko do hrudníku (Malátová, 2006). U vývojově nižších živočichů a primátů je bránice uložena téměř ve vertikální rovině a má funkci čistě respirační. Posturální funkce a funkce udržování vzpřímeného držení těla se vyvinuly až u člověka spolu se vzpřímením osy těla a bipedální lokomocí,

kdy se zásadně mění postavení pánve a rozložení tlaku vnitřních orgánů v břišní dutině. Fylogeneticky se tyto funkce vyvinuly poměrně nedávno a jsou zranitelné i v ontogenezi (Skalka, 2002). Funkce bránice člověka je tedy respirační a posturální. Bránice je hlavní inspirační sval, u výdechu pak při excentrické kontrakci funguje jako kokontraktor. Posturální funkce je velmi důležitá. Bránice se spoluúčastní na vytváření břišního lisu a významně se podílí na stabilizaci dolní a střední části hrudní páteře (Malátová, 2006; Skalka, 2002). Při dysfunkci bránice dochází k omezení rotace celého trupu, změně dechového stereotypu z bráničního na horní typ dýchání se zvýšením dechového odporu a tím k celkovému nárůstu dechové práce. Porucha funkce bránice se projeví v celém systému HSSP (Skalka, 2002).

Svaly pánevního dna jsou také řazeny k hlubokému stabilizačnímu systému bederní páteře. Pánevní dno je tvořeno dvěma plochými útvary – diafragma pelvis a diafragma urogenitale. Diafragma urogenitale tvoří povrchovou vrstvu a neúčastní se posturálních funkcí. Diafragma pelvis tvoří musculus levator ani, musculus coccygeus a musculus sfinkter ani externus. Sfinkterová a posturální funkce jsou těsně spojeny. Funkčně je diafragma pelvis dělena do tří vrstev. Svrchní vrstva diafragma pelvis má především sfinkterovou funkci, do posturálních funkcí se zapojuje až při vyšších nárocích, například při kašli. Střední vrstva má velký význam pro stabilizaci pánevního pletence, kyčlí a pro funkci chodidel. Tato vrstva zodpovídá za tonus dolních končetin a tím za pružnost chůze. Při dysfunkci se sníží tolerance pro chůzi po tvrdém podkladu, snižuje se nožní klenba a může dojít i k vytvoření hallux valgus. Vnitřní vrstva úzce spolupracuje s bránicí a hlubokými vrstvami břišních svalů. Její funkce je důležitá pro vzpřímenou chůzi a pro napřímení pánve. Tato funkce je fyziologicky nejmladší, a tedy nejzranitelnější (Skalka, 2002). Při poruše funkce svalů pánevního dna může dojít k funkční sterilitě, inkontinenci moče i stolice, popřípadě i k prolapsu orgánů malé pánve. V širších souvislostech se dysfunkce projeví jako bolesti v bederním úseku páteře, jako chronická bolest pánve, poruchy držení těla či jako sexuální poruchy (Bø, 2004; Skalka, 2002).

Hluboké monosegmentální (autochtonní) extenzory páteře, z nichž nejvýznamnější jsou muscoli multifidi, se za fyziologické funkce také zapojují ve stabilizaci bederní páteře. Při insuficienci svalů břišní stěny dochází k přesunu aktivity při stabilizaci do povrchových extenzorů (Kolář, 2006). Hides et al. (1994) ve své práci uvádí, že po jednostranné akutní atace bolesti v bederní oblasti dochází k významné ipsilaterální atrofii musculi multifidi. V jiné práci autoři popisují efekt

terapie u pacientů s bolestí bederní páteře s časovým odstupem deseti týdnů po akutní atace. U pacientů s medikamentózní léčbou byla zjištěna značně omezená obnova svalové hmoty musculi multifidi, oproti pacientům, kteří po stejnou dobu absolvovali speciální cvičební jednotku (Hides, Richardson, & Jull, 1996).

Koncentrická kontrakce svalových vláken bránice působí tlak na orgány břišní dutiny shora. Proti tomuto tlaku se koncentricky stahují svaly pánevního dna, aby nedošlo k prolapsu orgánů. Bránice a pánevní dno proti sobě působí jako dva písty a vytlačují obsah břišní dutiny do zbylých stran – v tuto chvíli se uplatní excentrická kontrakce m. TrA, která pohybu orgánů brání (Malátová, 2006). Výsledkem vzájemné koordinované kontrakce musculus transversus abdominis, bránice a svalů pánevního dna je vytvoření intraabdominálního tlaku, jehož funkcí je zajistit stabilitu páteře. Prvním svalem, který se pro vytvoření intraabdominálního svalu zapojí, je m. TrA. Intraabdominální tlak se zvyšuje při statických i dynamických činnostech, při pohybu končetin i změně polohy trupu (Hodges, 1999; Nordin & Weiner, 2001).

Svalová souhra HSSP má vliv na udržení poměrně neměnného nitrobřišního tlaku v průběhu dýchání, který se uplatňuje při kontrole tzv. neutrálního postavení páteře. Neutrálním postavením se rozumí takové nastavení dvou sousedících obratlů, kdy se vektorový součet sil působících na segment rovná nule - tato poloha je nejvhodnější proti přetížení segmentu. Při zvýšeném zatížení páteře se synergickou kontrakcí svalů HSSP automaticky zvýší i nitrobřišní tlak tak, aby úměrně odpovídal intenzitě zátěže. Aktivita se následně přenáší i do povrchových svalových skupin, které působí na páteř zepředu. Pokud je oslabená funkce HSSP, dochází k nestabilitě páteře, především v segmentálním uspořádání. Důvodem toho je anatomické uspořádání povrchových svalů, které nemají segmentové uložení, působí na delší úseky páteře a nezajišťují tudíž vzájemnou polohu obratlů vůči sobě. Při opakované aktivaci povrchových svalů při dysfunkci HSSP dochází ke zvyšování klidového svalového tonu a hyperaktivitě povrchových svalů a zároveň k útlumu a snížení klidového napětí svalů hlubokých. Důsledkem toho dochází k prohlubování dysbalancí a postupnému vzniku nesprávných motorických stereotypů (Malátová, 2006).

Jedinci s bolestí bederní páteře mají odlišnou strategii řízení pohybu než jedinci bez bolesti. Příčina toho může být v přítomnosti bolesti či poškození svalové, ligamentózní nebo nervové tkáně (Gill & Callagan, 1998).

2.2 VIBRACE

V několika posledních letech se v medicínské oblasti využití vibrací v diagnostice a terapii velice rozšířilo (Pavlů, & Strachotová, 2011). Dřívější vědecké studie poukazovaly především na negativní dopad vibrací, v současné době se však stále častěji setkáme i s pracemi, které popisují její pozitivní účinky.

Termínem vibrace označujeme rytmický, nebo kmitavý, pohyb hmotného kontinua, jehož jednotlivé body kmitají kolem rovnovážné pozice s určitou frekvencí, amplitudou, rychlostí a dalšími parametry. Jedná se o mechanický stimul (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Pavlů & Strachotová, 2011; Rittweger; 2010; Williams, 1975). Odpověď lidského organismu na vliv vibrace závisí na délce působení, směru a intenzitě vibrací a ovlivnit ji může i nastavení jednotlivých částí těla. Organismus člověka vnímá působení vibrací jako komplexní děj zprostředkovaný množstvím receptorů a činností centrální nervové soustavy (Pavlů & Strachotová, 2011).

Vibrace působí jak na tkáň v blízkosti působení stimulu, tak na tkáň od stimulu vzdálené. Určitou nevýhodou působení vibrací je fakt, že výsledný vliv na organismus určují nejen parametry aplikované vibrace, ale i biologické vlastnosti tkání a celkové ladění organismu (věk, psychický a fyzický stav). Všeobecně platí, že dlouhodobé vystavení organismu vibracím není vhodné (Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

2.2.1. LOKÁLNÍ VIBRACE

Lokální vibrace se v terapeutické praxi využívá především s cílem zlepšení motorické funkce a zvýšení svalové síly hypofunkčního svalu, čehož dosáhneme opakovaným vyvoláním tonického vibračního reflexu (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Pavlů & Strachotová, 2011).

Lokální vibrace se v minulosti využívaly především v diagnostice funkce svalového vřeténka. Eklund a Hagbarth (1966) ve své práci využívali lokální vibraci jako cílený aferentní stimul na šlachy kosterního svalu. Vibrace o vysoké frekvenci aplikované na kosterní sval přes aktivaci svalových vřetének způsobily tonickou reflexní kontrakci daného svalu a současnou relaxaci jeho antagonisty. Na základě toho zjistili, že u neuromuskulárních nemocí dochází ke snížení aktivace proprioceptorů

a následné částečné funkční deaferentaci, která ovlivňuje činnost centrální nervové soustavy.

Lokální vibrace je možné využít jako facilitační metodu na neuromuskulární úrovni, dále pro zvýšení svalové síly a pro hodnocení a zlepšení funkce propiocepce. Stejně tak můžeme ale lokální vibraci využít u neurologických diagnóz v diagnostice i terapii, kde je přítomna spasticita - pomocí reciproční inhibice antagonistického svalu dojde i k inhibici svalu hypertonického (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Pavlů & Strachotová, 2011).

Pozitivní efekt na zlepšení motorické funkce svalu není přímočarý a nemá lineární závislost. Bongiovanni a Hagbarth (1990) ve své práci udávají, že déletrvající aplikaci vibračního stimulu dochází naopak ke snižování volní kontrakce svalu a tím i ke snížení výkonnosti svalů.

2.2.2 CELOTĚLOVÁ VIBRACE

Celotělová vibrace (WBV – z angl. whole body vibration) je v současné době poměrně atraktivní, propagovanou metodou neuromuskulárního tréninku spíše komerčního využití. Vibrace se na tělo přenáší pomocí tzv. vibrační plošiny, na které se nejčastěji stojí. Zájem o tuto metodu se neustále zvyšuje, některé účinky celotělové vibrace jsou však sporné a vědecky nepodložené (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Pavlů & Strachotová, 2011).

Oproti lokální vibraci se parametry WBV podstatně liší. Frekvence vibrace je nižší, pohybuje se mezi 20-50 Hz. Také amplituda se liší, je v rozmezí 1-10 mm (Pavlů & Strachotová, 2011).

Nejčastěji uváděné účinky WBV:

- posilování svalstva
- redukce tělesné hmotnosti
- uvolnění napětí
- zvýšení flexibility
- zlepšení krevního oběhu
- redukce celulitidy
- formování postavy

- zvýšení svalové síly pánevního dna po porodu
- zpomalení procesu stárnutí
- zlepšení pevnosti kostí
- zlepšení pohyblivosti
- zlepšení vitality a další (Pavlů & Strachotová, 2011).

Pozitivní účinky WBV jsou předpokládány především v oblasti zlepšení svalové síly, rychlosti a koordinace pohybu na základě aktivace vibračního tonického reflexu (Paráková, Míková, & Krobot, 2008). V současné době se však do popředí dostávají studie neprokazující deklarované účinky WBV.

Některé současné studie také popisují negativní dopady při aplikaci celotělové vibrace na lidský organismus. Například Bogardi-Sare (1993) ve své práci uvádí jako největší riziko působení celotělových vibrací poškození páteře, především bederní části. Udává, že kromě deformací obratlů, poškození meziobratlové ploténky a vzniku bolesti, se mohou vyskytnout i poruchy vnitřních orgánů a postižení cév a nervů.

2.2.3 VIBRACE V DIAGNOSTICE

Jak bylo napsáno výše, vibrace se dříve používaly především v diagnostice k určení tíže, kvality a úrovně postižení nervového systému. Pomocí vibrace je možné určit, jakou roli hraje v testovaném segmentu propriocepce či stanovit její deficit (Paráková, Míková, & Krobot, 2008). Také je možné odhalit nevýrazné, drobné neurologické projevy některých onemocnění, jako intenční tremor u postižení mozečku, klony u spastického svalu či mikrografie u morbus Parkinson (Pfeiffer, 1976).

Z běžné praxe je nejčastější využití vibrace v diagnostice u poruch hlubokého čítí v rámci neurologického vyšetření. Vnímání vibrace, tzv. palestezie, patří stejně jako polohocit a pohybovit k hlubokému čítí. K vyšetření se využívá tzv. ladička, která se rozvibruje a přiloží se vyšetřovanému na určitou oblast těla (přes kůži na kost), nejčastěji na distální třetinu bérce, vnitřní kotník či I. metatarz (Opavský, 2003; Pfeiffer, 1976; Pfeiffer, 2007).

Existuje řada studií, které se vibrací jako diagnostickým prostředkem zabývají. Například Eklund a Hagbarth (1966) ve své práci popisují sníženou aktivaci proprioceptorů u jedinců s neuromuskulárním onemocněním. Diagnosticky poukázali

na skutečnost, že v důsledku snížené schopnosti pohybu docházelo u testovaných k funkční deafferentaci a negativnímu ovlivnění centrální nervové soustavy a tělesného schématu, což vedlo ke stagnaci či progresi onemocnění a nemožnosti úspěchu terapie. Pomocí vibrací, jako cíleného aferentního stimulu, byla v centrální nervové soustavě přes informace vedených v Ia vláknech vyvolána „dokonalá iluze pohybu“, jako by volný pohyb proběhl.

Dalšími autory, kteří využívali vibrace k diagnostice ve své práci, byly Brumagne, Lysens, Swinnen a Verschueren v roce 1999. Autoři vychází z předpokladu, že funkce svalových vřetének v musculi multifidi lumbosakrální oblasti hraje důležitou roli ve statestézii daného úseku páteře. Ve své práci aplikovali vibrace (amplituda 0,5 mm a frekvence 70 Hz) po dobu pěti sekund na oblast L5-S1 u zdravých jedinců. Každý z nich byl před aplikací vibrace nastaven do určité pozice lumbosakrálního přechodu. Po aplikaci vibrace testovaný provedl pohyb pánví do antevertze a retrovertze a následně měl dosáhnout stanovené pozice lumbosakrálního přechodu. U testované skupiny byly zjištěny statisticky významné chyby při nastavování lumbosakrální oblasti do stanovené pozice v důsledku pohybové iluze prodlužování musculi multifidi při vibraci. Svalová vřeténka v musculi multifidi tedy hrají důležitou roli v nastavování polohy lumbosakrální oblasti.

Brumagne, Cordo a Verschueren (2004) ve své práci využívají také aplikaci vibrace na oblast musculi multifidi lumbální páteře, tentokrát aplikovanou na jedince zdravé a jedince s bolestmi bederní oblasti páteře. Z výzkumu vyplývá souvislost mezi dysfunkcí svalových vřetének a deficitem v propriocepci bederního úseku páteře.

Mimo možnosti diagnostikovat možné postižení a jeho tíži lze vibrace využít i k terapii těchto poruch.

2.2.4 VIBRACE V TERAPII

Primární strukturou ovlivňovanou pomocí vibrace jsou primární nervová zakončení aferentních vláken svalového vřeténka. Pomocí vibrace můžeme změnit frekvenci pálení těchto receptorů (Burke, Hagbarth, Lofstedt, & Wallin, 1976). Při použití vibrace jako terapeutické metody se využívá vznik tonického vibračního reflexu. Ačkoliv existuje velké množství studií, nejsou známy přesné parametry vibrace, které tonický vibrační reflex vyvolají. Při aplikaci vibrace na svalové břicho se

frekvence pohybovala v rozmezí 60-150 Hz, u aplikace na šlachu svalu byla vibrace vyšší, mezi 100-150 Hz (Shinohara, 2005).

Vibrace aplikovaná na šlachu kosterního svalu je velmi silným stimulem pro primární zakončení svalového vřeténka. Pro centrální nervovou soustavu je výstup ze svalového vřeténka vibrací zkreslen a vnímán tak, jako by se vibrovaný sval prodlužoval (Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren, & Swinnen, 2000).

Vibrace, jako možný prostředek pro terapii snížené propriocepce v oblasti pánve a lumbosakrální oblasti, popisují ve své práci Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren a Swinnen (2000). Při a po aplikaci vibrace v lumbosakrální oblasti zjistili snížení množství chyb v nastavování předem dané pozice lumbosakrální oblasti páteře u jedinců s bolestí zad. Vibrace se zde nabízí jako vhodný facilitační prostředek pro aktivaci svalových vřetének a obnovu fyziologické aferentace z této oblasti. K podobným závěrům došli také Brumagne, Cordo a Verschueren ve své práci v roce 2004.

Při opakované krátkodobé aplikaci vibrace na sval se mohou zlepšovat motorické funkce hypofunkčního svalu opakovaným vyvoláním tonického vibračního reflexu (Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

V neposlední řadě se vibrací využívá v terapii neurologických onemocnění, kde je přítomna spasticita. Spasticita je překážkou pro vykonání volního pohybu. Krátkodobá vibrace se aplikuje na antagonistu spastického svalu, čímž dochází v důsledku reciproční inhibice ke snižování svalového napětí ve spastickém svalu a zároveň k facilitaci svalu antagonistického, který je jinak následkem spasticity agonisty v útlumu (Bongiovanni & Hagbarth, 1990; Paráková, Míková, & Krobot, 2008). Pfeiffer (1976) ve své práci udává, že aplikace vibrace na šlachu antagonisty spastického svalu se projeví zlepšením jeho volní aktivity, zvýšením jeho svalového napětí a zvýšením proprioceptivního toku informací do mozku. Při aplikaci vibrace trvající několik minut může účinek přetrvávat i 30 minut po skončení aplikace, obzvláště pokud je účinek podpořen následným cvičením volního pohybu.

V terapii neuromuskulárních onemocnění se vibrace využívá jako silný aferentní stimul ze svalových vřetének pro centrální nervovou soustavu, který u takto postižených jedinců chybí v důsledku postižení svalů. Aplikací vibrace je možné zabránit, nebo alespoň zpomalit progresi nemoci (Eklund & Hagbarth, 1966 in Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Facilitaci pohybu krátkodobou vibrací přes využití tonického vibračního reflexu je možné využít také u paretických svalů při poškození dolního motoneuronu. Ribot-Ciscar, Butler a Thomas (2003) ve své práci také uvádí, že je možné vibrací využít u jedinců s poškozením míchy, jako prevenci atrofie svalů z nečinnosti. U některých jedinců mohou vibrace také zvýšit sílu vibrovaných svalů. Závisí však na rozsahu zachovaných motorických a senzitivních funkcí svalů po zranění míchy. Aplikace vibrace je také méně nepříjemná, než stimulace paretických svalů elektrickými proudy.

Využití vibrace má tedy v terapii neurologických onemocnění a myoskeletárních poruch své opodstatnění. Působení vibrace na primární zakončení svalových větének však nevede k lineárnímu nárůstu excitačních vstupů přenášejících se z aferentních vláken na α -motoneurony. Shinohara (2005) ve své práci poukazuje, že excitační vliv přenášený na motorickou jednotku pozorujeme pouze u krátkodobě aplikované vibrace a po uplynutí intervalu 10-20 sekund se excitační účinek začíná snižovat. Jako možné příčiny tohoto úkazu uvádí zvýšení prahu vzrušivosti Ia vláken, presynaptickou inhibici primárního zakončení či vyčerpání transmitterů v Ia synapsích. Po aplikaci vibrace delší než 30 sekund dochází po ukončení ke snížení klidového pálení primárních nervových zakončení svalového věténka.

Výsledným efektem vystavení svalu lokálním vibracím tak může být kontrakce kosterního svalu (vyvolání tonického vibračního reflexu), inhibice svalu, nebo také změna vnímání polohy v tělesném segmentu (iluze o pohybu končetiny), na který je vibrace aplikována. Pro facilitaci svalu se využívá délka trvání aplikace do 20 sekund. Pro inhibici svalu, snížení aktivity motorické jednotky se využívá prodlouženého působení vibrace, kdy doba aplikace vibrací přesahuje 20 sekund (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Shinohara, 2005).

2.2.5 NEGATIVNÍ VLIV VIBRACÍ

Negativní vliv vibrací však také nejde zanedbat. V hodnocení bezpečnosti pracovního prostředí jsou vibrace brány jako rizikový faktor, především vibrace přenášené na ruce (Kučera & Hlaváč, 2011; Pavlů & Strachotová, 2011). Jedná se o místní působení vibrací tvořících se v pracovních nástrojích a strojích, jako jsou vrtačky, brusky, sbíječky, či motorové pily aj. Vibrace jsou na tělo přenášeny přes horní končetiny, díky svalové aktivitě jsou však špatně tlumeny a přenáší se přes zápěstí

na předloktí a do paží. Míru poškození určuje směr působení vibrace, nastavení segmentů horních končetin a síla stisku a v neposlední řadě i váha a tvar úchopové části pracovního stroje. Dlouhodobé působení nadměrných vibrací v pracovním procesu vede k poškození kostí, kloubů, šlach i svalů. Dále se může vyskytnout poškození cévního zásobení, prezentující se jako profesionální traumatická vazoneuróza, a poškození nervových tkání – úžinové syndromy, poškození periferních nervů (Pavlů & Strachotová, 2011; Williams, 1975).

2.3 NEUROFYZIOLOGICKÉ ASPEKTY ÚČINKU VIBRACÍ

„Fyziologický účinek vibrací na muskulotendinózní tkáň pohybové periferie je komplexní, můžeme jej experimentálně detekovat v jednotlivých etážích od svalového vřeténka až po korovou projekci“ (Paráková, Míková, & Krobot, 2008, 12).

Na povrchově aplikovanou vibraci je citlivá řada receptorů. V závislosti na tom, který receptor je podrážděn, se vedou informace do centrální nervové soustavy, kde se vyvolá příslušná odpověď. Hlavní receptor vnímající vibrace je svalové vřeténko. Dalšími receptory jsou Meissnerova tělíska, Vater-Paciniho tělíska, Paciniformní tělíska a Golgiho šlachová tělíska (Králíček, 2002).

2.3.1 SVALOVÉ VŘETÉNKO

Svalové vřeténko je specializovaný receptor ve svalu. Skládá se z 4-6 svalových vláken, kterým se říká intrafusální, o délce 2-10 mm. Tato vlákna vedou paralelně s extrafusálními vlákny a jsou obalena vazivovým pouzdem vřetenovitého tvaru (Čihák, 2001).

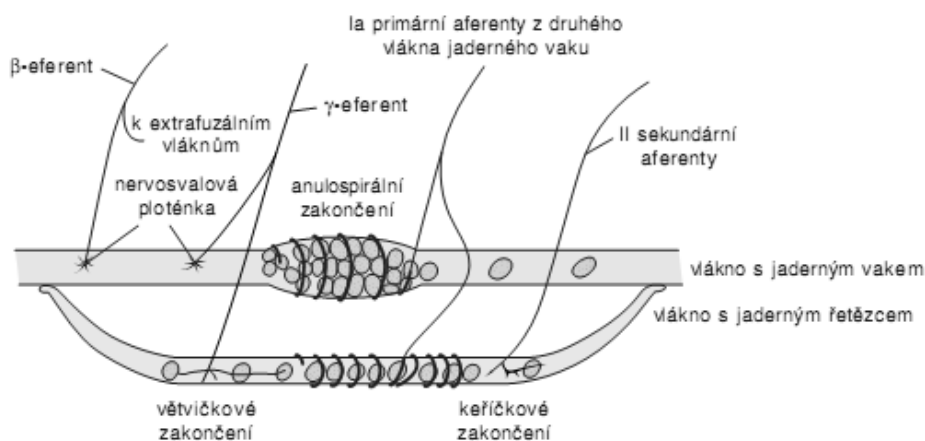
Svalové vřeténko má část centrální a periferní. Na periferních částech jsou intrafusální vlákna inervována motorickými γ -motoneurony. Tato část vláken má zachovanou kontraktilní schopnost. Oba konce svalového vřeténka jsou kuželovitě zúženy a připojeny k vazivovým pochvám sousedních extrafusálních vláken nebo ke šlachovým zakončením. Centrální část vřeténka je receptorovou oblastí a kontraktilní schopnost postrádá. V této části se nachází nakupení jader, ze kterých vybíhá senzitivní nervové vlákno typu Ia, a z přilehlých receptorů vybíhají vlákna tenčí, typu Ib (Čihák, 2001; Králíček, 2002; Latash, 2008).

Rozeznáváme dva hlavní typy intrafusálních vláken – nucleus bag fibres a nucleus chain fibres. Oba typy se liší svou morfologií a také rychlostí kontrakce (Latash, 2008).

Nucleus bag fibres mají jádra hroznovitě seskupena v receptorové oblasti a jejich kontrakce je pomalá. Oproti tomu jádra nucleus chain fibres jsou seřazena do řetězce, vlákna jsou tenčí a kratší a jejich kontrakce je velmi rychlá (Králíček, 2002).

Hlavní funkcí svalových vřetének je informovat o změně délky intrafusálních vláken centrální nervovou soustavu. Také signalizují rozdíl stupně stahu intrafusálních a extrafusálních vláken, přes reflexní míšní oblouk je podnět ze svalových vřetének převeden na α -motoneurony, které upraví stah extrafusálních vláken na úroveň intrafusálních. Tímto mechanismem je udržována délka celého svalu, než z vyšších center přijde nový podnět (Čihák, 2001).

Při napínání svalového vřeténka jsou drážděna jeho primární zakončení v receptorové oblasti na obou typech vláken - jsou vysoce citlivé i na nepatrné protažení svalu. Odpovědi na informace z jednotlivých vláken se však liší. Senzorické nervy vedoucí z nucleus bag fibres vykazují dynamickou odpověď. Výboje jsou časté při natahování svalu, při trvající statické pozici časté nejsou. Nervová zakončení z nucleus chain fibres naopak vysílají výboje po celou dobu, kdy je sval ve statické pozici natažen (Králíček, 2002).



Obrázek 3. Schématické znázornění svalového vřeténka (Ganong, 2005).

2.3.1.1 PRIMÁRNÍ A SEKUNDÁRNÍ NERVOVÉ ZAKONČENÍ SVALOVÉHO VŘETÉNKA

Receptorové oblasti svalového vřeténka jsou opředeny koncovými zakončeními axonů senzitivních nervů (Králíček, 2002). Rozlišujeme dva typy těchto zakončení.

Primární zakončení, označované také jako anulospirální (z angl. annulospiral ending), je zakončení aferentních nervových vláken $A\alpha$ (nebo Ia dle Lloyd). Tato vlákna vedou od obou typů centrálních částí svalového vřeténka, která „obalují“. Primární nervová zakončení reagují na změnu délky extrafusálních vláken a také na rychlost, s jakou ke změně délky dochází – sledují statické i fázické změny svalu (Králíček, 2002).

Sekundární zakončení, neboli keříčkové či kytičkové (z angl. flower spray ending) je zakončení aferentních nervových vláken typu $A\beta$ (nebo II dle Lloyd). Tento typ zakončení najdeme pouze u nucleus chain fibres. Sekundární zakončení jsou po obou stranách zakončení primárního a registrují pouze statické změny délky svalu (Králíček, 2002). Tato nervová zakončení jsou na vibrace mnohem méně citlivá, než zakončení primární (Burke, Hagbarth, Löfstedt, & Willin, 1976).

2.3.1.2 GAMA SYSTÉM

Gama systém představuje tzv. komparátor, který uzpůsobuje délku svalového vřeténka při kontrakci svalu. Gama systém je soubor neuronů (tzv. γ -motoneuronů) inervující koncové části intrafusálních vláken a kontrahující je tak, aby i při výrazné kontrakci kosterního svalu byla zachována citlivost svalových vřetének na změnu délky svalu. γ -motoneurony jsou mnohem menší než velké α -motoneurony inervující kosterní svaly. Jejich axony jsou tenčí a rychlost vedení vzruchu je 20 m/s (Latash, 1998).

Za fyziologické situace a při neporušené funkci nervových drah jsou vzruchy přicházející ze supraspinálního kortexu převedeny současně na α - i γ -motoneurony. Tato situace se označuje jako koaktivace alfa-gama motoneuronu. Při převedení vzruchu na motoneurony dojde k současné kontrakci extra- i intrafusálních vláken, což má za význam zachování citlivosti svalových vřetének i při nově nastavené délce kosterního svalu (Králíček, 2002).

Rozeznáváme dva typy γ -motoneuronů – dynamické a statické. Dynamické γ -motoneurony zvyšují citlivost primárního nervového zakončení na protažení či zkrácení svalu. Statické naopak snižují citlivost Ia vláken na protažení, ale zvyšují citlivost jak primárních, tak sekundárních nervových zakončení na držení svalu ve statické pozici (Latash, 1998).

Aktivita gama systému je řízena supraspinálními centry, centry ve spinální míše a z periferie pomocí gama kličky.

2.3.2 PŮSOBENÍ VIBRACÍ NA RECEPTORY

Povrchově aplikovaná mechanická vibrace má primární vliv na anulospirální zakončení svalového vřeténka – tato nervová vlákna jsou silně myelinizovaná (označují se A α dle Erlanger a Gassera, či Ia dle Lloyd) a vedou informace o rychlých dynamických změnách délky kosterního svalu a zároveň o dlouhodobějších posturálních změnách délky svalu v daném pohybovém segmentu. Pokud dojde ke změně délky svalu, sníží se přechodně klidové napětí v těchto aferentních vláknech a vznikne receptorový depolarizační potenciál. Na základě velikosti a rychlosti změny délky svalu může depolarizační potenciál trvat až několik milisekund a mít amplitudu 0,1 až 10 mV. Depolarizace se šíří nervovým vláknem, ale s narůstajícím odporem se snižuje. V případě, že přichází další impulzy a hodnota depolarizace dosáhne přibližně 20mV, vzniká akční potenciál, který se nervovým vláknem šíří rychlostí 70-120 m/s. Vznik akčního potenciálu je za fyziologických okolností možný při stimulaci propioceptivní aference „velmi malými“ vibracemi, které mají specifický účinek právě na anulospirální receptor svalového vřeténka (Paráková, Míková, & Krobot, 2008; Pavlů & Strachotová, 2011). Vzruchy se šíří nervovým vláknem a po přepojení v míše postupují až k motorickým ploténkám jednotlivých svalových vláken - dochází k jejich kontrakci na reflexním podkladě, byl vyvolán tonický vibrační reflex (Pavlů & Strachotová, 2011).

Nervová vlákna typu Ia jsou velmi citlivá na změnu délky svalu o nízké amplitudě (1 mm) a poměrně vysoké frekvenci (100 Hz). Mimo působení na svalová vřeténka, vibrace „narušují“ informace vedené těmito nervovými vlákny vibrovaného svalu a v centrální nervové soustavě mohou být chybně analyzovány a vnímány jako informace o narůstající délce svalu (Paráková, Míková, & Krobot, 2008). Vnímání

působíště vibrace je v centrální nervové soustavě umožněno somatotopickou organizací projekčních a kortikálních neuronů (Králíček, 2002).

V klinické praxi se vliv vibrace projeví i na jiných, především kožních, mechanoreceptorech, jako jsou Meissnerova a Vater-Paciniho tělíska (Paráková, Míková, & Krobot, 2008). Vysíláním nervových signálů reagují na vibrace také Golgiho tělíska (Rittweger, 2010).

2.3.3 TONICKÝ VIBRAČNÍ REFLEX

Aplikace vibrace na sval vyvolá jeho tonickou kontrakci. Tento fenomén nazýváme jako tzv. tonický vibrační reflex. Neurální okruh tohoto reflexu je na míšní úrovni stejný jako pro napínací reflex, ale zahrnuje v sobě také polysynaptické dráhy (Latash, 1998; Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Kontrakce svalu začíná několik sekund po začátku aplikace vibrace a postupně se zvyšuje. Po 15-30 sekundách dosáhne maxima a poté zůstává na relativně stejné úrovni, dokud vibrace působí. Po ukončení aplikace napětí svalu opět klesá (Latash, 1998; Pfeiffer, 1976). Velikost tonického vibračního reflexu je možné zvýšit aplikací chladu nebo pomocí Jendrassikova manévru (Pfeiffer, 1976).

Tonický vibrační reflex, na rozdíl od monosynaptického vřeténkového (= napínacího) reflexu je podobný volní kontrakci (Pfeiffer, 1976). Je schopen zvýšit nábor motorických jednotek prostřednictvím aktivace svalových vřetének a polysynaptických nervových drah (Pavlů & Strachotová, 2011).

Eklund a Hagbarth (1966) ve své práci analyzují tonický vibrační efekt z hlediska zkoumání technických a fyziologických parametrů, které ovlivňují jeho sílu. Výsledky jejich studie vykazují, že velikost reflexu se liší vzhledem k parametrům vibrace a k počátečnímu stavu délky svalu a v závislosti na předchozí kontrakci. Předchozí svalové kontrakce, ať provedené volní aktivitou nebo vyvolané vibracemi, usnadňují vznik reflexu.

2.3.4 NERVOVÉ DRÁHY PRO PŘENOS VIBRACÍ

Informace o vibraci se šíří monosynaptickými i polysynaptickými dráhami.

Monosynaptické dráhy probíhají na míšní úrovni a mají stejný průběh jako neurální okruh napínacího reflexu. Aferentní vlákna vstupují do míchy zadními kořeny a v šedé hmotě míšní se tvoří excitační synapse s α -motoneurony téhož svalu. α -motoneurony vychází z míchy předními rohy a končí na nervosvalové ploténce příslušného svalu (Králíček, 2002; Pfeiffer, 2007).

Polysynaptické dráhy pro vedení vibrace jsou dráhy zadních provazců a tractus spinocerebellaris (Pfeiffer, 2007).

Část vláken zadních kořenů bez přepojení v míše vstupuje do zadních provazců míšních – do fasciculus gracilis Golli a fasciculus cuneatus Burdachi. Tato vlákna probíhají kraniálně až do prodloužené míchy, kde se kříží a přepojují na druhý neuron. Touto cestou pokračují do thalamu a dále do gyrus postcentralis v mozkové kůře. Informace z těchto vláken jsou uvědomované (Pfeiffer, 2007).

Jiná část vláken vstupující do zadních kořenů míšních se na úrovni vstupu kříží a přechází na druhou stranu míchy, do dvou jader – laterálního Bechtěrevova a mediálního Stillingova-Clarkova. Z těchto jader postupují kraniálně jako tractus spinocerebellaris směřující do mozečku. Informace z těchto vláken si neuvědomujeme (Pfeiffer, 2007).

2.3.5 VNÍMÁNÍ VIBRACE V CNS

Informace převedené do centrální nervové soustavy vlákny typu Ia se projikují v kortikálních centrech a jsou uvědomované. Vnímání vibrace jako subjektivního pocitu pohybu vibrovaným segmentem dokazuje, že mozek je o protažení svalu primárně informován nabuzením aferentních vláken. Směr a rychlost pohybu si mozek vyvozuje z měnící se frekvence výbojů v aferentních vláknech. Frekvence výbojů s protahováním svalů narůstá. Vliv vibrace je více viditelný při zavřených očích (Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Vnímáním iluze o pohybu segmentem těla v centrální nervové soustavě se aktivují stejná centra, která se aktivují při volném pohybu. Tuto skutečnost ve své práci popisují

Naito, Nakashima, Aramaki, Kito, Okada a Sadato (2007). Konkrétně se jednalo o kontralaterální motorický kortex spolu se somatosenzorickou oblastí 3a, dorsální premotorický kortex, suplementární motorickou oblast (SMA, z angl. supplementary motor area), klíčkovou motorickou oblast (CMA, z angl. cingulate motor area) a ipsilaterální mozeček.

Centra v mozkové kůře nevnímají polohu a protažení svalu na základě předešlých zkušeností, ale reagují a přizpůsobují se aktuálním senzorickým informacím. Celkový subjektivní vjem o poloze a pohybu částí těla vychází až z konečné interakce informací pocházející nejen z proprioceptorů, ale z receptorů hmatu a zraku (Paráková, Míková, & Krobot, 2008)

2.4 OVLIVNĚNÍ BOLESTI POMOCÍ VIBRACE

Snížení intenzity bolesti, ať již pomocí kinezioterapie či léků, o 30-35 % je klinicky považováno za výrazný výsledek, snížení bolesti o 45-50 % za velmi výrazný výsledek terapie, a tudíž za jednoznačný úspěch stanovené léčby bolesti (Vepřková & Opavský, 2009).

V různých studiích zkoumajících účinky vibrací bylo prokázáno, že aplikace lokální či regionální vibrace má nesporné pozitivní účinky na organismus člověka:

- zvyšuje proprioceptivní vstupy do CNS
- zvyšuje aktivaci vibrovaných svalů
- zvyšuje svalovou sílu
- **snižuje bolest** (Anonymous a, n.d.).

Aplikace vibrace pro snížení bolesti je založena na základním principu vrátkové teorie bolesti, podobně jako je na stejném principu využívána i aplikace transkutánní elektrické nervové stimulace (Rittweger, 2010). Vrátkovou teorii bolesti (z angl. gate-control theory of pain) vyslovili autoři Melzack a Wall již v roce 1965. Je založena na principu „hradlového mechanismu“ v zadních rožích míšních. Anatomická struktura představující „hradlo“ je substantia gelatinosa Rolandi. Dochází tu ke složité interakci silných (typ A β) a tenkých (typ A δ a C) aferentních nervových vláken z periferie s buňkami v zadních rožích míšních, které jsou v kontaktu s tzv. transmisí buňkou. Ta převádí zpracované informace z periferie do vyšších etáží CNS. Modulační vlivy přichází i z CNS přes descendentní inhibiční systém (Opavský, 2011). Optimální frekvence pro využití vrátkové teorie bolesti je okolo 100 Hz. K těmto hodnotám došli ve svých pracích Lundeborg, Nordemar a Ottoson (1984), kteří uváděli, že vibrace s nižší frekvencí, například s frekvencí 30-50 Hz, nemají větší analgetický účinek, ale jsou spíše vhodné pro zvýšení motorického výstupu. Podobné výsledky ve své studii prezentují i Loewenstein a Skalak (1966), podle kterých je optimální frekvence vibrace pro analgetický účinek vyšší než 90 Hz.

Tuto skutečnost potvrdili ve své práci i Roy, Hollins a Maixner (2003). Při aplikaci vibrací o frekvenci 20 Hz a 100 Hz u jedinců s bolestí temporomandibulárního kloubu na myalgickém podkladě došlo ke snížení spontánní

bolestivosti a zmenšení oblasti bolesti. V průběhu studie bylo zjištěno, že vyšší, statisticky významné účinky na snížení bolesti měla pouze vibrace s vyšší frekvencí.

Na jiném teoretickém základě, než na vrátkové teorii bolesti, využívají „analgetického působení vibrace“ norští fyzioterapeuti, autoři terapeutického konceptu Neurac - Neuromuscular activation. Systém Neurac byl vyvinut pro léčbu chronických bolestí pohybového aparátu. V rámci tohoto systému tkví příčina dlouhodobých bolestí v inkoordinaci svalové aktivity a snížené propriocepci v oblasti bolesti (Muceli et al., 2010). Aplikace vibrace je při terapii využíváno ke zvýšení aferentace z příslušného segmentu těla pacienta. Na tomto základě je zajištění fyziologické hybnosti a správného držení daného segmentu nutností, aby tok aferentních informací jdoucí do CNS nesl informaci fyziologickou a nedocházelo k prohlubování patologie. K tomu slouží mechanický závěsný systém Redcord, vybavený sadou popruhů, pevných a elastických lan a posuvné stropní konstrukce. Cílem metody Neurac je obnovení senzomotorické kontroly a tedy ústup bolesti.

2.5 CHARAKTERISTIKA PŘÍSTROJE REDCORD STIMULA

Redcord Stimula je patentovaný přístroj společnosti Redcord vytvářející kontrolovanou vibraci. Redcord Stimula je soustava tří motorů vložená do speciálního plastového pouzdra, zkonstruovaného tak, aby bylo možné jej jednoduše připevnit a sejmut z lan systému Redcord, což je jednoduchý mechanický závěsný systém původem z Norska, vybavený sadou popruhů, pevných a elastických lan a posuvné stropní konstrukce. Jednoduché ovládání přístroje Redcord Stimula umožňuje zvolit požadovanou intenzitu, frekvenci a délku aplikace vibrace (Anonymous a, n.d.).



Obrázek 4. Redcord Stimula (z Manuálu k použití).

Popisky k obrázku:

- | | |
|--|--------------------------------------|
| 1. upevnění k lanům Redcord | 5. displej pro frekvenci (v Hz) |
| 2. tlačítko pro nastavení stupně vibrace | 6. symbol pro odpočítávání času |
| 3. indikátor stupně vibrace (zelená: minimum, žlutá: průměr, červená: maximum) | 7. displej pro čas (v sekundách) |
| 4. tlačítko pro nastavení frekvence (+/-) – maximum 99 Hz | 8. tlačítko pro nastavení času |
| | 9. tlačítko ON/OFF |
| | 10. pevný kabel (Anonymous b, n. d.) |

Pokyny nutné dodržovat při práci s přístrojem Redcord Stimula:

- celkový čas aplikace vibrace nesmí přesáhnout u pacienta 15 minut za hodinu
- terapie vibrací musí být ukončena, pokud se pacient začne cítit nepohodlně – nevolnost, bolest hlavy, bolest na hrudi aj.

- terapie vibrací nesmí provokovat bolest (Anonymous b, n. d.)

Kontraindikace pro použití přístroje Redcord Stimula:

- srdeční onemocnění
- implantáty (kloubní náhrady, šrouby aj.)
- tumory
- epilepsie a jiná záchvatovitá onemocnění
- nedávné krvácení do CNS
- podezření na trombózu/ nedávná trombóza
- akutní výhřez meziobratlové ploténky
- nedávná zlomenina
- Raynaudův fenomén (Anonymous b, n.d.).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv vibrace pomocí specifického cvičení s přístrojem Redcord Stimula na snížení intenzity bolestí u pacientů s chronickými bolestmi bederní páteře.

3.2 HYPOTÉZY

H₀1

Zjištěné hodnoty ve Zkrácené verzi dotazníku McGillovy univerzity se před zahájením a po ukončení terapie pomocí specifického proprioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula neliší.

H₀2

Zjištěné hodnoty u Vizuální analogové škály se před zahájením a po ukončení terapie pomocí specifického proprioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula neliší.

H₀3

Zjištěné hodnoty se v Oswestry dotazníku před zahájením a po ukončení terapie pomocí specifického proprioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula neliší.

3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

1. Je statisticky významný rozdíl mezi parametry získanými pomocí tlakové algometrie v oblasti bederní páteře před a po terapii pomocí specifického proprioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula?

4 METODIKA

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Výzkumný soubor je tvořen 14 probandy s chronickou bolestí bederní páteře, kteří absolvovali rehabilitaci v RRR centru – Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Výzkumný soubor se skládal z 10 žen a 4 mužů. Probandi byli vybráni náhodně. Výzkum probíhal v období leden 2014 – duben 2014. Věkové rozmezí probandů bylo 16–59 let. Průměrný věk probandů byl $38,21 \pm 14,19$ let.

Všichni probandi byli odesláni na rehabilitaci z důvodu chronické bolesti bederní páteře trvající déle než 3 měsíce bez strukturálního podkladu, tj. u probandů nebyla stanovena diagnóza stenózy páteřního kanálu, radikulárního dráždění, spondylolistézy či spondylolýzy ani vrozené vady páteře, například spina bifida. Probandi také nesmí být po operaci páteře či kyčelních kloubů a dolních končetin, kde by po operaci byl implantován kovový materiál. U 5 probandů byla bolest pouze v oblasti bederní páteře, u 2 probandů se bolest přenášela také do oblasti hýždí, u 4 probandů do oblasti třísel a kyčelních kloubů a u 3 probandů do oblasti hrudní páteře a pod lopatku. U žádného z probandů nebyl aplikován obstřík v době 3 měsíce před rehabilitací. U všech probandů byla vyloučena v průběhu výzkumu fyzikální terapie primárně ovlivňující bolest z důvodu možného zkreslení výsledků studie.

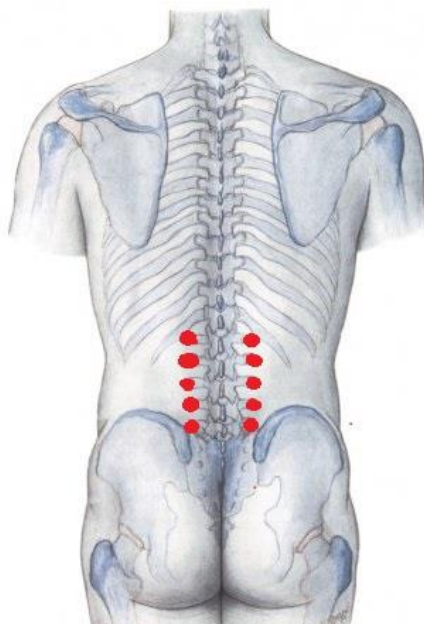
4.1.1 INFORMOVANOST ÚČASTNÍKŮ VÝZKUMU

Účastníci byli při prvním setkání seznámeni s průběhem a jednotlivými složkami výzkumného projektu. Byl jim vysvětlen průběh výzkumu: vyplnění dotazníků (Zkrácená forma dotazníku McGillovy Univerzity, Oswestry dotazník – oficiální verze), vstupní vyšetření zahrnující odebrání anamnézy a provedení kineziologického rozboru, průběh cvičební jednotky, výstupní vyšetření zahrnující opět kineziologický rozbor a vyplnění dotazníků. Každý účastník podepsal informovaný souhlas o dobrovolné účasti na studii, schválený Etickou komisí FTK UP (Příloha č. 1, 2).

4.2 METODIKA VYŠETŘENÍ

Při vstupním vyšetření byly vyplněny dotazníky (Zkrácená forma dotazníku McGillovy Univerzity a Oswestry dotazník – Příloha č. 3 a 4). Dále byla odebrána podrobná anamnéza a provedeno vstupní kineziologické vyšetření zaměřené na oblast pánve a dolních končetin (Příloha č. 5), které obsahovalo také vyšetření chůze, zkoušku dvou vah a funkční testy na rozvíjení bederní páteře. Také byly provedeny dva testy na funkční stav hlubokého stabilizačního systému páteře (brániční test a test trojflexe). Následně bylo provedeno měření pomocí tlakového algometru. V oblasti bederní páteře bylo vymezeno 5 bodů v místě paravertebrálních svalů v úrovni L1, L2, L3, L4 a L5 ve vzdálenosti 2-3 cm od trnových výběžků obratle, které byly stejné pro každého probanda. Měření byly obě strany páteře, do výzkumu se počítaly data odpovídající straně s větší bolestivostí.

Po absolvování série osmi terapií bylo provedeno výstupní vyšetření. Opět byly vyplněny dotazníky (Zkrácená forma dotazníku McGillovy Univerzity a Oswestry dotazník) a byl proveden celý kineziologický rozbor, včetně přidaných testů. Bylo zopakováno měření tlakové algometrie ve stejných bodech na té straně páteře, která byla zvolena dle větší bolestivosti ve vstupním vyšetření.



Obrázek 5. Znázornění bodů u měření tlakové algometrie (shora dolů L1, L2, L3, L4, L5).

4.2.1 DOTAZNÍK HODNOCENÍ BOLESTI A INDEX PRACOVNÍ NESCHOPNOSTI

Dotazníkové metody nezachycují bolest objektivně. Bolest je subjektivním vjemem každého jedince – každý jedinec vnímá bolest odlišně.

Zkrácená forma dotazníku McGillovy Univerzity (SF-MPQ – z angl. Short-form McGill Pain Questionnaire) se často využívá v klinické praxi z důvodu, že zachycuje nejen intenzitu, ale i charakter bolesti. Součástí je také Intenzita současné bolesti (PPI – z angl. Present pain intensity) a vizuální analogová škála (Rokyta, Kršiak, & Kozák, 2012). SF- MPQ zahrnuje patnáct položek deskriptorů bolesti. Položky 1-11 vypovídají o somatické složce bolesti, položky 12-15 popisují emoční složku bolesti.

Index pracovní neschopnosti (ODI – z angl. Oswestry disability index) je dotazník využívaný u jedinců s chronickými bolestmi dolní části zad dotazující se na omezení běžných denních aktivit pro bolest. Dotazník je členěn na deset otázek týkajících se oblastí všedního života, které mohou být bolestí ovlivněny – intenzita bolesti, osobní péče, zvedání břemen, chůze, sezení, stání, spánek, sexuální a společenský život a cestování. Každá otázka obsahuje šest možností odpovědi (0 = žádné omezení, 5 = nemožnost provést danou činnost). ODI kvantifikuje subjektivní potíže postiženého jedince a vyjadřuje míru disability (Savre, 2011).

4.2.2 METODA MĚŘENÍ TLAKOVÉ ALGOMETRIE

Pro částečně objektivní hodnocení bolesti myoskeletárního systému je nejdostupnější, a snad také nejrozšířenější, metoda tlakové algometrie. K praktickému měření se nejčastěji využívají jednoduché mechanické algometry (viz obrázek č. 5).

V diplomové práci byl využit tlakový algometr značky Wagner Force DialTM – model FDK. Přístroj byl vyroben a patentován v USA a slouží k testování prahu bolesti, tolerance bolesti a bolestivých bodů. Při měření stanovujeme minimální tlak vyvolávající bolest. Měření je možné dle potřeby opakovat a ověřit si úspěšnost terapie tím, že dochází ke zvýšení tolerance na působení tlaku u myoskeletárního systému a dochází tedy i ke zvyšování hodnot minimálního tlaku vyvolávajícího bolest.

Při vlastním měření působíme na povrch těla plochou 1cm². Na ciferníku můžeme odečítat naměřené hodnoty v jednotce poundal-force (lbf), kilogramme-force (kgf),

nebo Newton (N). Přístroj měří s přesností ± 2 dílky při působení tlaku do 2500 g/cm^2 a s přesností ± 1 dílek při působení tlaku nad 2500 g/cm^2 (Operation manual Wagner Instruments).



Obrázek 6. Tlakový algometr (Retrieved from the World Wide Web: http://thumbs3.ebaystatic.com/d/l225/m/mRi5QmOdI_2xV8R6PQ5O03A.jpg).

4.3 METODIKA TERAPIE

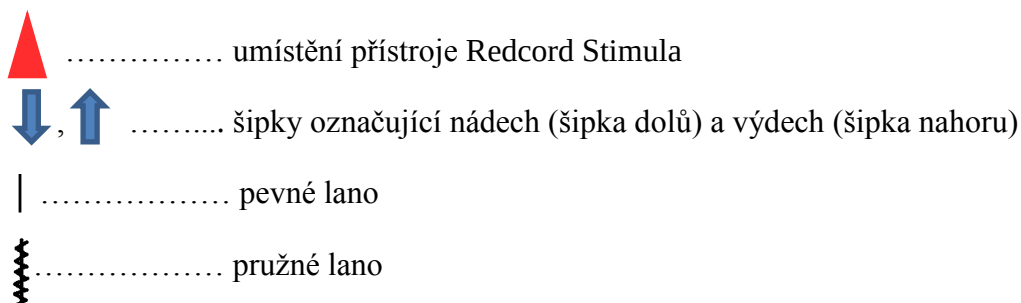
Při výzkumu bylo provedeno 8 jednotek terapie. Do cvičební jednotky bylo zařazeno celkem 7 cviků, upravených pro využití v závěsném systému Redcord. Při využití systému Redcord Stimula pro ovlivnění bederního úseku páteře byla umístěna tato vibrační komponenta na pevná lana, ve kterých byly zavěšeny dolní končetiny. Byla zvolena vibrace o frekvenci 20Hz a na přístroji Redcord Stimula byl nastaven červený, tedy stimulační, stupeň. Míra natažení pružných lan se zavěšeným bederním pásem, umístěných na úroveň pánve probanda, byla volena dle funkčních schopností jedince, tedy tak, aby proband zvládl daný počet opakování bez bolesti a bez svalového třesu. Každý cvik byl prováděn ve třech sériích po osmi opakováních.

V průběhu terapie byl každý proband veden terapeutem tak, aby cviky byly prováděny bez uvedených chyb, bolesti, svalového třesu a přidružených, pomocných pohybů. Počet cviků a sérií se postupně zvyšoval, až bylo dosaženo provedení všech cviků po třech sériích v jedné cvičební jednotce. Zvyšování počtu cviků se řídilo aktuálním stavem každého probanda. Terapie probíhaly pravidelně 2x týdně.

Seznam použitých zkratk u cviků v metodice terapie:

DF – dorzální flexe	LDK – levá dolní končetina
DK – dolní končetina	LHK – levá horní končetina
DKK – dolní končetiny	NPP – neutrální postavení pánve
HK – horní končetina	PDK – pravá dolní končetina
HKK – horní končetiny	PHK – pravá horní končetina
HSSP – hluboký stabilizační systém páteře	SB – suspenční bod

Vysvětlivky k obrázkům:



Přehled cviků zařazených do výzkumu:

1. Mostění:

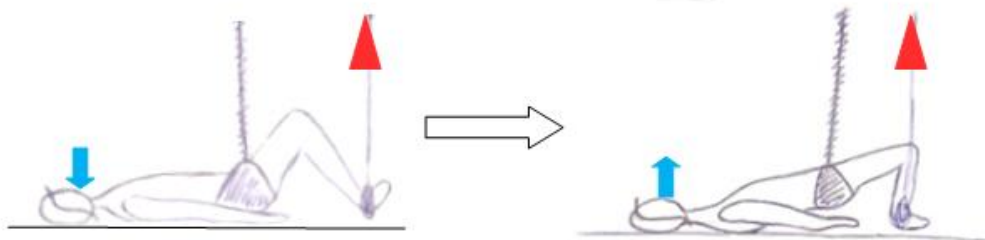
Výchozí pozice: Leh na zádech, odlehčení v oblasti pánve pomocí pánevního popruhu a dlouhých červených pružných lan. Paty zavěsíme do terapeutických popruhů na pevná lana. DKK natažené. Paty, při natažených DKK, jsou 10 cm nad podložkou. HKK volně podél těla. Případné podložení hlavy.

Umístění suspenčního bodu: SB umístíme nad pánev a nad KOK při natažených DKK. Při pokrčení DKK v KOK udržujeme SB nad kotníky.

Provedení: Pacient se zapře patami do lan a opakovaně zvedá a pokládá pánev nad podložku. Důležité je udržování NPP. Pánev zvedáme od podložky 8x, celkem ve třech sériích.

Dýchání: V základní pozici v lehu na zádech nádech, se zvednutím pánve výdech. Zpětný pohyb opět nádech.

Chyby: Neudržení NPP, hrudník v expiračním postavení.

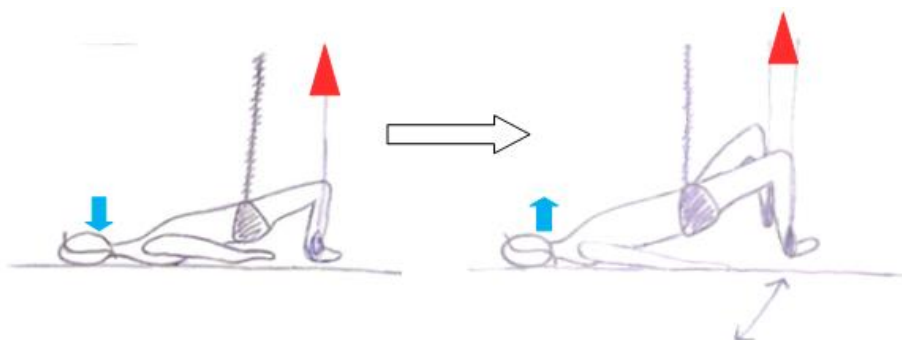


2. Mostění a jeho varianty:

a) Výchozí pozice i umístění SB je stejné jako u předchozího cviku. Provedeme opět zvednutí pánve od podložky s oporou do pat a následně odtahuje střídavě DKK od sebe, přičemž nepovolujeme oporu do pat a nepokládáme pánev zpět na podložku. Při přizvednuté pánvi od sebe DKK oddálíme celkem 8x. Celkem provádíme tři série opakování.

Dýchání: Ve výchozí pozici nádech, se zvednutím pánve výdech. Potom výdech vždy při pohybu DKK od sebe, při pohybu DKK k sobě nádech.

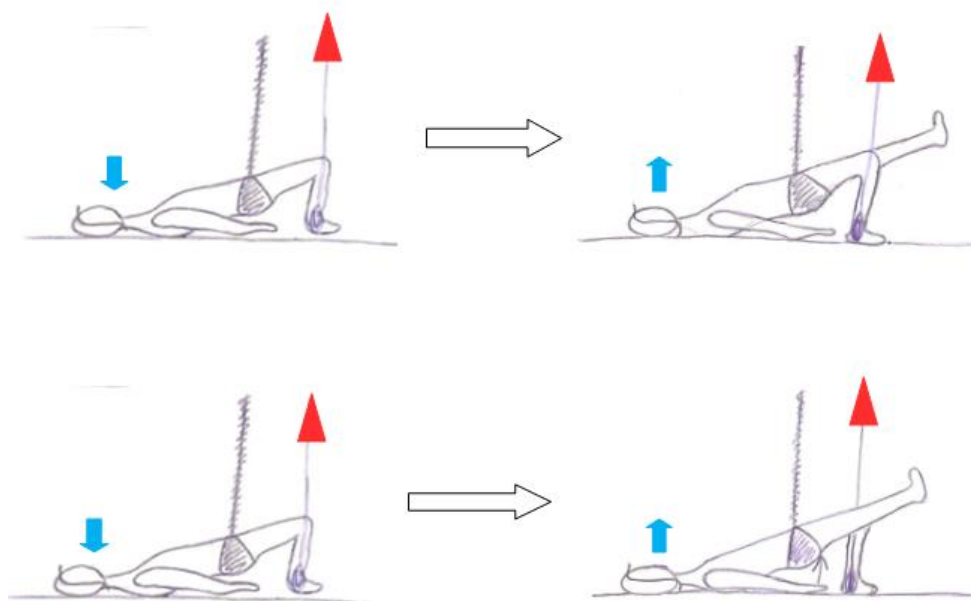
Chyby: Neudržení NPP, hrudník v expiračním postavení.



b) Uvedeme jedince do základní pozice, upravíme SB. Do lana zavěšíme pouze jednu patu, druhá je volně. Následně se zapřeme pouze do jedné paty, druhou DK zvedneme do výše zapřené DK a zvedáme a pokládáme pánev nad podložku. Na každou DKK se zvedáme celkem 8x, ve třech sériích opakování. Po dobu provádění cviku udržujeme DF v hlezenním kloubu.

Dýchání: V základní pozici v lehu na podložce nádech, se zvednutím pánve výdech, při zpětném pohybu opět nádech.

Chyby: Neudržení NPP, hrudník v expiračním postavení.



3. Trojflexe:

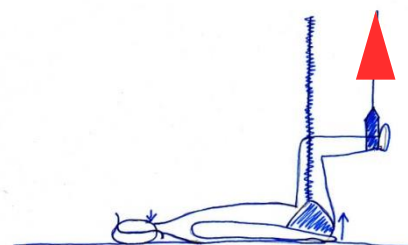
Výchozí pozice: Leh na zádech, odlehčení v oblasti pánve pomocí pánevního popruhu a dlouhých červených pružných lan. Paty zavěsíme do terapeutických popruhů na pevná lana. DKK natažené. HKK volně podél těla. Případné podložení hlavy.

Umístění suspenčního bodu: SB umístíme nad pánev a nad KOK při natažených DKK. Při pokrčení DKK v KOK udržujeme SB nad kotníky.

Provedení cviku: V pozici na zádech pokrčíme DKK v kolenou a kyčlích a upravíme lana tak, aby byl v uvedených kloubech pravý úhel. Zapřeme se do lan pod kotníky a zvedneme pánev od podložky. Pánev a trup zvedáme po dolní úhel lopatek. Pohyb opakujeme 8x celkem ve třech sériích.

Dýchání: V základní pozici v lehu na zádech nádech, se zvednutím pánve výdech. Při zpětném pohybu do lehu na zádech opět nádech.

Chyby: Neudržení NPP, hrudník v expiračním postavení.

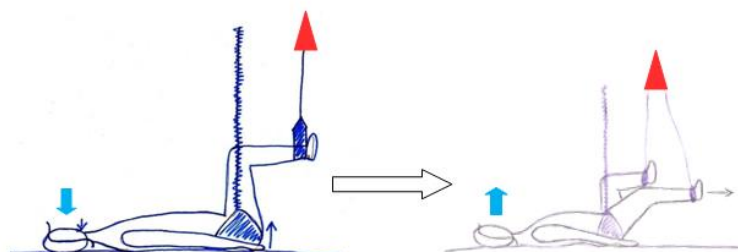
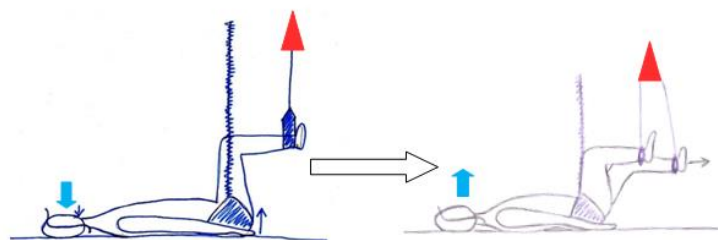


4. Trojflexe a její varianty:

a) Výchozí pozice i umístění SB je stejné jako u předchozího cviku. Ze základní polohy zvedneme pánev nad podložku. Pánev a trup zvedáme po dolní úhel lopatek. Se zvednutou pánví současně natahujeme střídavě pravou a levou DK dopředu. Každou DK natáhneme dopředu 8x. Provádíme tři série opakování.

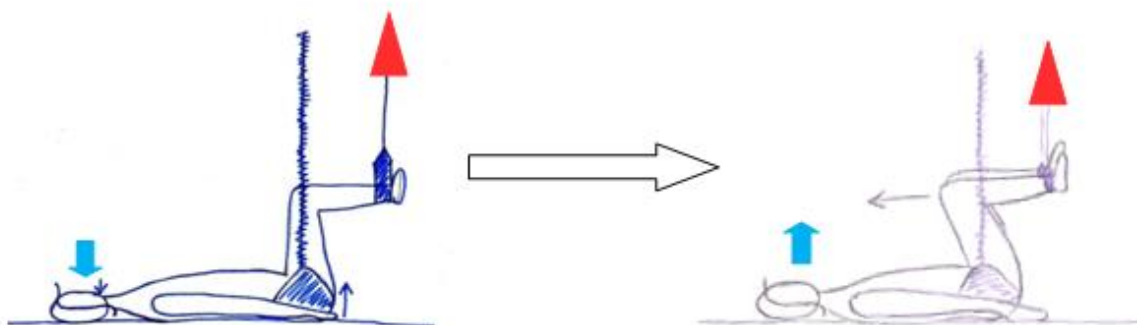
Dýchání: V základní pozici nádech, s výdechem zvedneme pánev. Poté vždy s výdechem natahujeme DK dopředu a s nádechem ji vracíme zpět do základní pozice.

Chyby: Neudržení NPP, hrudník v expiračním postavení.



b) Výchozí pozice i umístění SB je stejné jako u předchozího cviku. Ze základní pozice zvedneme pánev nad podložku po dolní úhel lopatek a natahujeme obě DKK směrem dopředu a následně přitahujeme směrem k trupu. Pohyb provádíme celkem 8x ve třech sériích opakování.

Dýchání: V základní pozici se nadechneme, s výdechem zvedneme pánev nad podložku.



S nádechem natahujeme DKK dopředu a s výdechem je přitahujeme zpět k trupu.

Chyby: Neudržení NPP.

5. Vzpor na loktech a špičkách:

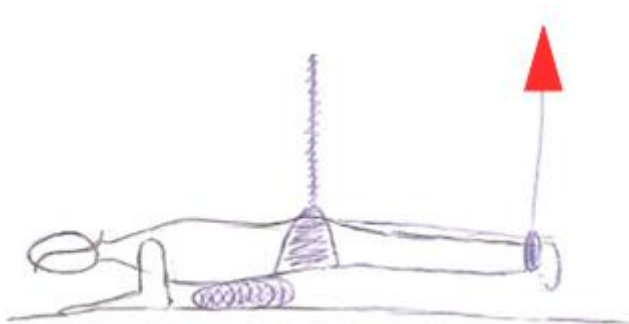
Výchozí pozice: Leh na břiše, odlehčení v oblasti pánve pomocí pánevního popruhu a dlouhých červených pružných lan. Kotníky umístíme do terapeutických popruhů na pevná lana. Při maximální dorzální flexi v hlezenním kloubu jsou špičky vzdálené 5 cm od podložky. Opora o lokty. Hlava v prodloužení páteře.

Umístění suspenčního bodu: SB nad pánví a nad kotníky.

Provedení cviku: Pacient se zvedá do vzporu o lokty s oporou do lan na kotnících. V dané pozici je výdrž po dobu 20s. Výdrž provádíme celkem 3x. Po dobu výdrže udržujeme DF v hlezenním kloubu.

Poznámka: Vhodné je také umístit pod oblast břicha podložku, aby při odpočinku nedocházelo k velkému prohnutí v bedrech.

Dýchání: Nádech v pozici lehu na břiše. S výdechem přejdeme do vzporu do lan na kotnících a na lokty. Ve výdrži v pozici dýcháme zhluboka.



Chyby: Neudržení NPP.

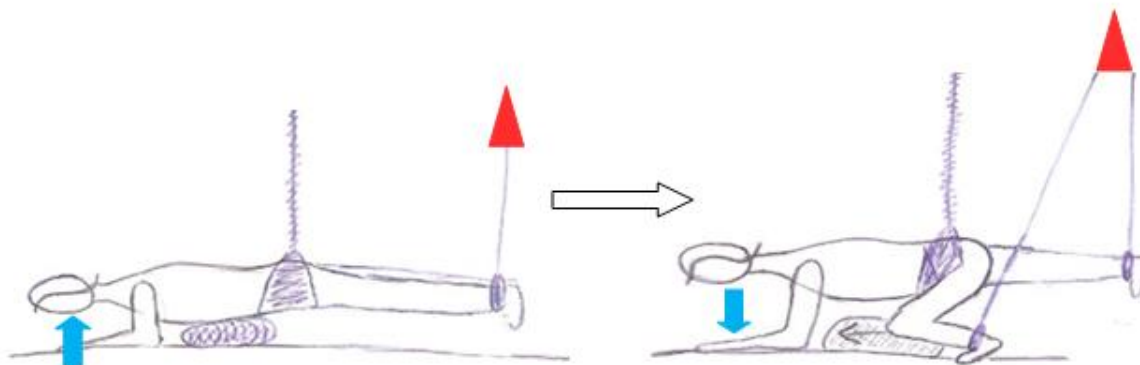
6. Vzpor na loktech a špičkách a jeho varianty:

a) Výchozí pozice a SB je stejná jako u předchozího cviku, pouze pod kotníky umístíme akrální popruhy. Z lehu na břiše se přizvedneme do vzporu a poté střídavě přitahujeme pravé a levé koleno do boku a vracíme zpět. Pohyb provádíme s každou DK 4x celkem ve třech sériích. Po každé sérii je krátká pauza v lehu na břiše. Udržujeme DF v hlezenních kloubech.

Poznámka: Vhodné je také umístit pod oblast břicha podložku, aby při odpočinku nedocházelo k velkému prohnutí v bedrech.

Dýchání: V lehu na břiše nádech, při pohybu do vzporu výdech. Poté s každým přitažením DK pod tělo výdech a se zpětným pohybem DK do výchozí pozice nádech.

Chyby: Neudržení NPP, hrudník v expiračním postavení.

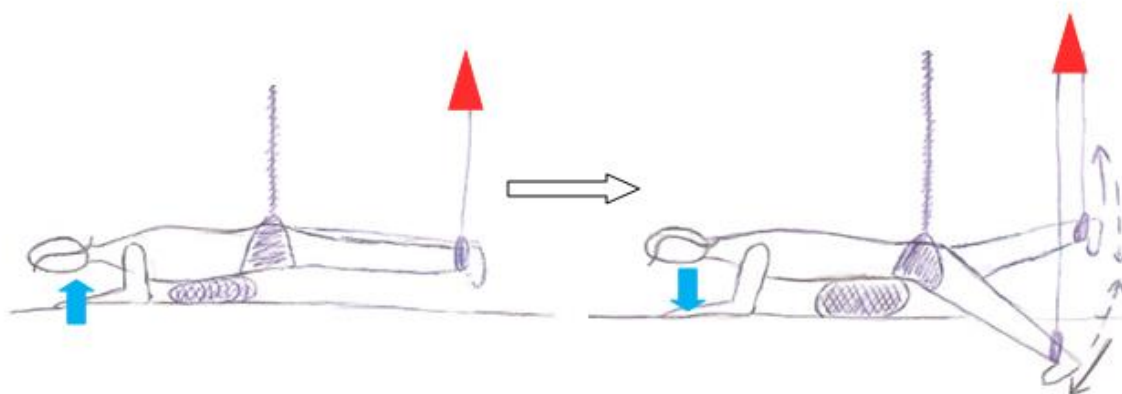


b) Výchozí pozice a SB je stejná jako u předchozího cviku, pouze pod kotníky umístíme akrální popruhy. Z lehu na břiše přejdeme do vzporu o lokty. V této pozici odtahujeme obě DKK od sebe a přitahujeme zpět. Pohyb provádíme 4x celkem ve třech sériích opakování. Po každé sérii je krátká pauza v lehu na břiše.

Poznámka: Vhodné je také umístit pod oblast břicha podložku, aby při odpočinku nedocházelo k velkému prohnutí v bedrech.

Dýchání: V lehu na břiše nádech, při pohybu do vzporu výdech. Poté opět nádech a s výdechem vždy odtáhneme nohy od sebe a nádechem je přitahujeme zpět.

Chyby: Neudržení NPP a prohýbání v bedrech v průběhu provedení cviku.



7. Vzpor na boku:

Výchozí pozice: Leh na boku, odlehčení v oblasti pánve pomocí pánevního popruhu a dlouhých červených pružných lan. Oba kotníky umístíme do terapeutického popruhu

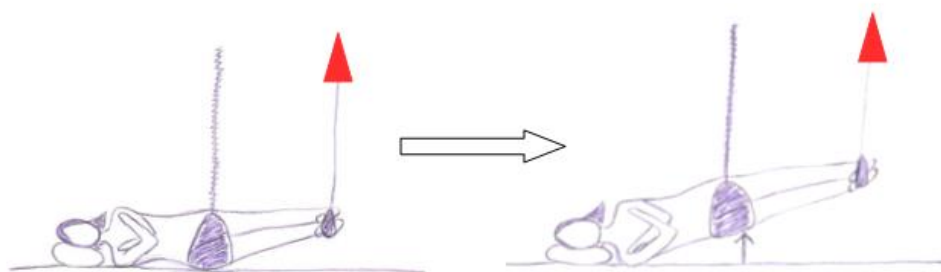
na pevná lana. Horní zevní kotník je v úrovni horního ramene. HKK jsou překřížené na hrudníku. Hlava leží volně na podložce nebo je podložena polštářem.

Umístění suspenčního bodu: SB nad pánví a nad kotníky.

Provedení cviku: Zvedneme horní dolní končetinu. Zapřeme se do lana spodní dolní končetinou v oblasti kotníku a zvedneme pánev nad podložku. Vydržíme ve vzpěru 20s. Výdrž opakujeme celkem třikrát. Po každé výdrži je krátký odpočinek v lehu na boku. Udržíme DF v hlezenních kloubech.

Dýchání: Nádech v lehu na boku, s výdechem do vzporu. Při výdrži zhluboka dýcháme.

Chyby: Neudržení NPP, hrudník v inspiračním postavení.



4.4 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Statistické zpracování dat proběhlo v programu STATISTICA 10. U parametrů získaných z dotazníků a měření tlakové algometrie byly vypočítány základní statistické veličiny: aritmetický průměr, směrodatná odchylka, medián, minimální a maximální hodnota.

Pro ověření hypotézy H_{01} byl použit Wilcoxonův párový test - neparametrický test pro dvě závisle proměnné.

Pro ověření hypotézy H_{02} byl použit Wilcoxonův párový test - neparametrický test pro dvě závisle proměnné.

Pro ověření hypotézy H_{03} byl použit Wilcoxonův párový test - neparametrický test pro dvě závisle proměnné.

K přijetí nebo zamítnutí hypotézy byla hladina statistické významnosti stanovena jako $p < 0,05$.

5 VÝSLEDKY

Tabulka 2. Základní statistické údaje z dotazníků a tlakové algometrie – vstupní a výstupní vyšetření

proměnná	průměr	SD	medián	minimum	maximum
ODIpreT(%)	21,39	11,73	19	2	50
ODIpostT(%)	13,83	11,71	9	0	42
MCGILLpreTss	7,21	3,59	7,5	3	13
MCGILLpostTss	2,00	1,17	2	0	4
MCGILLpreTas	4,00	2,90	4	0	9
MCGILLpostTas	0,43	1,08	0	0	4
MCGILLpreTcs	11,21	6,05	11,5	4	21
MCGILLpostTcs	2,42	1,91	2	0	8
PPIpreT	1,35	0,74	1	0	3
PPIpostT	0,78	0,42	1	0	1
VASpreT(mm)	41,92	19,87	34	21	86
VASpostT(mm)	11,85	7,78	11	0	28
TApreL1(N/cm2)	33,90	11,59	36	14	49
TApostL1(N/cm2)	45,83	12,32	45	27	67
TApreL2(N/cm2)	34,00	13,32	32	18	58
TApostL2(N/cm2)	46,58	12,60	45,5	21	66
TApreL3(N/cm2)	39,58	14,93	36,5	20	72
TApostL3(N/cm2)	53,00	29,81	40,5	27	136
TApreL4(N/cm2)	44,88	21,29	45,5	24	95
TApostL4(N/cm2)	52,11	18,50	54	28	81
TApreL5(N/cm2)	51,1	20,87	47	25	95
TApostL5(N/cm2)	54,30	23,63	54	24	97

Legenda k tabulce 2.:

...pre... - hodnota ve vstupním vyšetření

...post... - hodnota ve výstupním vyšetření

ODI...T(%) – hodnoty z Oswestry dotazníku

MCGILL...Tss – hodnoty ze Zkrácené formy dotazníku McGillovy univerzity pro somatickou složku bolesti

MCGILL...Tas - hodnoty ze Zkrácené formy dotazníku McGillovy univerzity pro emoční složku bolesti

MCGILL...Tcs - hodnoty ze Zkrácené formy dotazníku McGillovy univerzity; celkové skóre

PPI...T – hodnoty z Intenzity současné bolesti

VAS...T – hodnoty z Vizuální analogové škály, v milimetrech

TAL...1 – hodnoty tlakové algometrie v úrovni obratle L1

TA...L2 - hodnoty tlakové algometrie v úrovni obratle L2

TA...L3 - hodnoty tlakové algometrie v úrovni obratle L3

TA...L4 - hodnoty tlakové algometrie v úrovni obratle L4

TA...L5 - hodnoty tlakové algometrie v úrovni obratle L5

N/cm² – jednotka měření tlakové algometrie (Newton na centimetr čtvereční)

5.1 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H₀₁

H₀₁: Zjištěné hodnoty ve Zkrácené verzi dotazníku McGillovy univerzity se před zahájením a po ukončení terapie pomocí specifického proprioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula neliší.

Byly hodnoceny rozdíly ve výsledcích Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity ve vstupním a výstupním vyšetření. Samostatně byly hodnoceny výsledky pro somatickou a emoční složku bolesti, dále pak celková hodnota bolesti.

Tabulka 3. Hodnoty Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity

Hodnoty Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity			
	vstupní vyšetření	výstupní vyšetření	rozdíl
MCGILLTss	7,21	2	5,21
MCGILLTas	4	0,43	3,57
MCGILLTcs	11,21	2,42	8,79

Legenda k tabulce 3.:

MCGILLTss – somatická složka bolesti

MCGILLTas – emoční složka bolesti

MCGILLTcs – celková hodnota

Tabulka 4. Porovnání hodnot Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity ve vstupním a výstupním vyšetření

proměnné	Wilcoxonův test			
	Z	T	p-hodnota	počet platných
MCGILLpreTss & MCGILLpostTss	3,179797	0,00	0,001474	13
MCGILLpreTas & MCGILLpostTas	3,059412	0,00	0,002218	12
MCGILLpreTcs & MCGILLpostTcs	3,179797	0,00	0,001474	13

Legenda k tabulce 4.:

Z – hodnota testovacího kritéria

T – hodnota testovacího kritéria

p-hodnota – hladina statistické významnosti

...pre... - hodnota ve vstupním vyšetření

...post... - hodnota ve výstupním vyšetření

Tabulka 3. popisuje rozdíly hodnot ve Zkrácené verzi dotazníku McGillovy univerzity při vstupním a výstupním vyšetření pro somatickou složku bolesti (rozdíl 5,21), pro emoční složku bolesti (rozdíl 3,57) a pro celkovou hodnotu (rozdíl 8,79). Tabulka 4. ukazuje, že tyto rozdíly jsou statisticky významné. U rozdílu hodnot pro somatickou složku bolesti byla hladina statistické významnosti 0,0014, pro emoční složku bolesti 0,0022 a pro celkovou hodnotu dotazníku 0,0014. Hypotéza H_{01} byla zamítnuta.

5.2 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_{02}

H_{02} : Zjištěné hodnoty u Vizuální analogové škály se před zahájením a po ukončení terapie pomocí specifického propioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula neliší.

Tabulka 5. Hodnoty Vizuální analogové škály ve vstupním a výstupním vyšetření

Vizuální analogová škála		
vstupní vyšetření	výstupní vyšetření	rozdíl
41,92	11,85	30,07

Tabulka 6. Porovnání hodnot Vizuální analogové škály ve vstupním a výstupním vyšetření

Wilcoxonův test				
proměnná	Z	T	p-hodnota	počet platných
VASpreT & VASpostT	3,295765	0,00	0,000982	14

Legenda k tabulce 6.:

VASpreT – hodnota Vizuální analogové škály ve vstupním vyšetření

VAS postT - hodnota Vizuální analogové škály ve výstupním vyšetření

Z – hodnota testovacího kritéria

T – hodnota testovacího kritéria

p-hodnota – hladina statistické významnosti

Tabulka 5. popisuje rozdíl mezi hodnotami Vizuální analogové škály ve vstupním (41,92 mm) a výstupním (11,85 mm) vyšetření – rozdíl činí 30,07 mm. Tabulka 6. ukazuje, že tento rozdíl je statisticky významný. Hladina statistické významnosti byla 0,0009. Hypotéza H_02 byla zamítnuta.

5.3 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_03

H_03 : Zjištěné hodnoty se v Oswestry dotazníku před zahájením a po ukončení terapie pomocí specifického proprioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula neliší.

Tabulka 7. Hodnoty Oswestry dotazníku ve vstupním a výstupním vyšetření

Oswestry dotazník		
vstupní vyšetření	výstupní vyšetření	rozdíl
21,39	13,83	7,56

Tabulka 8. Porovnání hodnot Oswestry dotazníku ve vstupním a výstupním vyšetření

Wilcoxonův test				
proměnná	Z	T	p-hodnota	počet platných
ODIpreT & ODIpostT	3,232989	1,00	0,001225	14

Legenda k tabulce 8.:

ODIpreT – hodnoty Oswestry dotazníku ve vstupním vyšetření

ODIpostT - hodnoty Oswestry dotazníku ve výstupním vyšetření

Z - hodnota testovacího kritéria

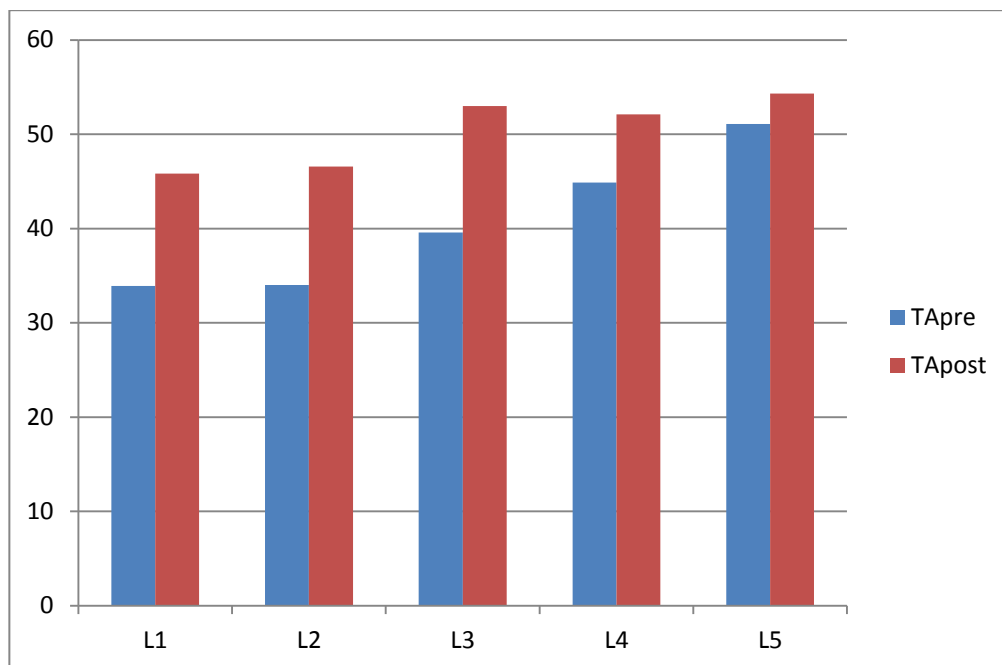
T – hodnota testovacího kritéria

p-hodnota – hladina statistické významnosti

Tabulka 7. popisuje rozdíl mezi hodnotami Oswestry dotazníku ve vstupním (21,39 %) a výstupním (13,83 %) vyšetření – rozdíl činí 7,56 %. Tabulka 8. ukazuje, že tento rozdíl je statisticky významný. Hladina statistické významnosti je 0,0012. Hypotéza H_03 byla zamítnuta.

5.4 VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE

Je statisticky významný rozdíl mezi parametry získanými pomocí tlakové algometrie v oblasti bederní páteře před a po terapii pomocí specifického proprioceptivního cvičení s přístrojem Redcord Stimula?



Obrázek 7. Hodnoty tlakové algometrie při vstupním a výstupním vyšetření (v N/cm²)

Legenda k obrázku 7.:

TApre – hodnoty tlakové algometrie ve vstupním vyšetření

TApost – hodnoty tlakové algometrie ve výstupním vyšetření

L1 – hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L1

L2 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L2

L3 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L3

L4 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L4

L5 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L5

Obrázek 7. popisuje rozdíly v hodnotách získaných ze vstupního a výstupního vyšetření. Ukazuje, že hodnoty tlakové algometrie narůstají od L1 k L5. Dále ukazuje,

že hodnoty ve výstupním vyšetření byly ve všech oblastech měření vyšší než při vstupním vyšetření.

Tabulka 9. Porovnání hodnot tlakové algometrie ve vstupním a výstupním vyšetření

proměnné	Wilcoxonův test			
	Z	T	p-hodnota	počet platných
TApreL1& TApostL1	2,756236	2,00	0,005847	11
TApreL2 & TApostL2	2,667325	3,00	0,007646	11
TApreL3 & TApostL3	1,961161	14,00	0,049861	12
TApreL4 & TApostL4	1,125463	13,00	0,260394	9
TApreL5 & TApostL5	0,458682	23,00	0,646463	10

Legenda k tabulce 9.:

TApre – hodnoty tlakové algometrie ve vstupním vyšetření

TApost – hodnoty tlakové algometrie ve výstupním vyšetření

L1 – hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L1

L2 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L2

L3 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L3

L4 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L4

L5 - hodnoty TA měřené v oblasti 2-3 cm od trnového výběžku obratle L5

Z - hodnota testovacího kritéria

T – hodnota testovacího kritéria

p-hodnota – hladina statistické významnosti

Tabulka 9. ukazuje, že statisticky významný rozdíl v hodnotách tlakové algometrie mezi vstupním a výstupním vyšetřením vyšel pouze u bodů L1 (rozdíl 11,93 N/cm², hladina statistické významnosti $p = 0,0058$), L2 (rozdíl 12,58 N/cm², hladina statistické významnosti $p = 0,0076$) a L3 (rozdíl 13,42 N/cm², hladina statistické

významnosti $p = 0,0498$). U bodů L4 (rozdíl $7,23 \text{ N/cm}^2$, hladina statistické významnosti $p = 0,26$) a L5 (rozdíl $3,2 \text{ N/cm}^2$, hladina statistické významnosti $p = 0,64$) byly hodnoty statisticky nevýznamné.

6 DISKUZE

Lokální (regionální) vibrace má nesporné pozitivní účinky na lidský organismus. Bylo prokázáno, že při aplikaci vibrace dochází ke zvyšování propioceptivních vstupů do CNS, zvyšování aktivace vibrovaných svalů, dále dochází ke zvyšování svalové síly a také dochází ke snižování bolesti (Anonymous a, n.d.).

Vlivem vibrací na lidský organismus se zabývá velké množství studií. První studie, které se vibracím věnovaly, poukazovaly spíše na negativní vliv vibrací spojený s poškozením měkkých tkání, kloubů či kostí (Bogardi-Sare, 1993; Kučera & Hlaváč, 2011; Williams, 1975). V současné době se oproti tomu stále více studií věnuje pozitivním účinkům, tyto studie se zabývají aplikací tzv. kontrolované vibrace na pohybový systém. V neposlední řadě existují i některé studie, které tvrdí, že účinek vibrací na lidské tělo je mizivý či sporný. Blottner et al. (2006) uvádí, že účinek vibrací na neuromuskulární funkce je sporný a spíše dochází k narušení dosažené svalové koordinace u zdravých jedinců, stejně jako dochází po aplikaci vibrace k inkoordinaci svalových skupin u neurologicky nemocných. Ke stejným závěrům došel ve své práci i Van Nes et al. (2006).

Účinky vibrace na organismus člověka jsou závislé jak na parametrech mechanické vibrace, tak i na biologických vlastnostech vibrované tkáně. Důležitými faktory jsou zde věk, fyzický i psychický stav pacienta (Paráková, Míková, & Krobot, 2008).

Vibrace je z neurofyzilogického hlediska nejvíce vnímána primárním zakončením svalového vřeténka. Tento receptor vnímá vibrace s nízkou intenzitou až po vibrace s intenzitou do 220 Hz. Aktivace svalového vřeténka – primárního zakončení není lineární (Burke, 1976). Dle Shinohary (2005) a Ribot-Cascara, Butlera a Thomase (2003) se aktivace primárních zakončení děje pouze po dobu trvání vibrace do 20 sekund, poté dochází ke snižování excitačního vlivu aferentních vláken typu Ia. Po 30 sekundách dochází naopak ke svalové inhibici, která přetrvává i po ukončení aplikace vibrace na základě postvibračního snížení klidového potenciálu v aferentních vláknech typu Ia. Pro aplikaci vibrace k využití zvýšení motorického výstupu a propiocepce je tedy důležité nepřesáhnout časový úsek vhodný pro nabuzení funkce primárního zakončení - 20 sekund (Shinohara, 2005).

V minulosti byla vibrace především diagnostickým prostředkem, v současné době se do popředí dostává také využití vibrací při terapii. Vibrace je mohutný aferentní stimul pro CNS.

Brumagne, Cordo a Verschueren (2004) ve své studii pomocí vibrace hodnotí úroveň propiocepce a posturální strategie u mladých a starších osob s a bez bolestí páteře. Z výsledků diagnostiky zjistili, že jedinci s bolestmi páteře byli citlivější na vibraci aplikovanou na musculus triceps surae, kdežto zdraví jedinci bez bolesti jeví vyšší citlivost ze vstupů u paravertebrálních svalů. Dále také zjistili u starších jedinců vyšší citlivost na vstupy z musculus tibialis anterior, než u mladších jedinců. Z výsledků této studie můžeme předpokládat, že s přítomností bolesti a zvyšujícím se věkem dochází ke snižování úrovně propiocepce v oblasti trupu a pánve, omezuje se využívání kyčelní posturální strategie a dochází k převaze kotníkové strategie. Ke stejným závěrům došli ve své studii i Mok, Brauer a Hodges (2004), kdy potvrdili, že u jedinců s chronickými bolestmi bederní páteře dochází k redukci využívání kyčelní posturální strategie.

Z výsledků těchto studií vyplývá, že u jedinců s chronickou bolestí bederní páteře dochází k dysfunkci svalových vřetének a tím dochází ke snížení propiocepce v dané oblasti. Pozatek o snížení úrovně propiocepce potvrzuje i studie autorů Hides et al. (1994), kteří popisují jednostrannou atrofii musculi multifidi na straně bolesti při akutní atace. V další studii pak Hides, Richardson a Jull (1996) poukazují na skutečnost, že po akutní atace nedojde u musculi multifidi ke spontánnímu návratu do funkce. Vibrace se tak osvědčily jako vhodný prostředek pro diagnostiku funkční úrovně propiocepce v oblasti bederní páteře. Musculi multifidi jako součást hlubokého stabilizačního systému páteře jsou důležitými zdroji propioceptivních informací, protože počet svalových vřetének je v těchto svalech několikanásobně vyšší než v jiných svalech. Zhoršenou schopností propiocepce dochází k porušení neutrálního postavení páteře a možnému vzniku bolesti (Malátová, 2006).

Analgetické působení vibrace při terapii může být založeno na dvou teoretických základech – prvním je vrátková teorie bolesti a druhým je inkoordinace svalů v postižené oblasti s následkem vzniku bolesti.

Vrátková teorie bolesti je, jak bylo popsáno v kapitole 2.4, založena na složité interakci silných A β a tenkých A δ a C aferentních nervových vláken z periferních

receptorů s buňkami v zadních rozích míšních, které jsou v kontaktu s tzv. transmisní buňkou. Ta převádí zpracované informace z periferie do vyšších etáží CNS. Frekvence vrátkové teorie bolesti se pohybuje okolo 100 Hz. K těmto hodnotám došlo nezávisle na sobě více autorů (Loewenstein & Skalak, 1966; Lundeborg, Nordemar, & Ottoson, 1984; Roy, Hollins, & Maixner, 2003).

Cílem této diplomové práce bylo poukázat na pozitivní účinky lokální vibrace. Konkrétně byla práce zaměřená na ovlivnění bolesti bederního úseku páteře pomocí specifického cvičení s využitím vibrační složky – přístroje Redcord Stimula.

V diplomové práci byla pro vibraci zvolena frekvence 20 Hz. Frekvence se během provádění celého výzkumu neměnila. Tato nízká frekvence vibrace je podle různých studií pro analgezii nevhodná z důvodu, že při výzkumech u těchto frekvencí nedocházelo k významnému snížení bolesti (Lundeborg, Nordemar, & Ottoson, 1984; Roy, Hollins, & Maixner, 2003). Oproti tomu je u těchto hodnot popisován efekt zvýšení aferentního vstupu a motorického výstupu (Lundeborg, Nordemar, & Ottoson, 1984). Ke zvýšení aferentních vstupů do CNS byl pro terapii u chronických bolestí bederní páteře na Redcord Stimula zvolen červený, stimulační stupeň.

„Analgetické“ působení vibrace je v tomto případě založeno na principu ovlivnění inkoordinace svalů a zvýšení propriocepce v postižené oblasti. Následkem úpravy svalové souhry a obnovení normální hladiny propriocepce dojde i ke snížení či vymizení bolesti. „Zlepšená stabilizace nutně přichází ruku v ruce se zlepšenou propriopecí...“ (Suchomel, 2006, 124). Na tomto principu pracuje systém Neurac (Muceli et al., 2010). Stejný princip byl využit i ve výzkumné části diplomové práce.

Inkoordinace svalů trupu a hlubokého stabilizačního systému vede k nerovnoměrnému zatěžování a instabilitě páteře. Následkem toho dochází ke snížené propriopecce daného místa, hluboké monosegmentální svaly udržující optimální nastavení obratlů vůči sobě jsou utlumovány a jejich funkci přebírají svaly povrchové, plurisegmentální. Při déletrvajícím udržování této inkoordinace dochází k prohlubování funkční patologie a často vzniká bolest (Malátová, 2006). Ve své práci na spojitost mezi bolestí a asymetrií zapojení břišních a zádočných svalů do funkce poukazuje i Hutchinson (1995).

Všichni probandi účastníci se studie diplomové práce docházeli na rehabilitaci z důvodu chronických bolestí v oblasti bederní páteře. Při vyplňování vstupních

dotazníků dosahovaly průměrné hodnoty Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity pro somatickou složku bolesti 7,21, pro emoční složku bolesti 4 a celková hodnota pak byla 11,21. VAS dosáhla hodnoty 41,92 mm a PPI 1,35. Posledním z dotazníků byl Oswestry dotazník a jeho hodnota dosáhla průměru 21,39 %, značící mírnou disabilitu. Součástí metodiky vyšetření, která byla využita ve výzkumné části diplomové práce, byly také dva testy hodnotící hlubokou stabilizaci páteře – brániční test a test břišního lisu. U 13 ze 14 probandů účastnících se výzkumu byla zjištěna insuficience hlubokého stabilizačního systému. Při bráničním testu probandi nedokázali rozšiřovat hrudník laterálním směrem proti odporu, u 10 ze 14 dokonce ani při pouhé palpaci bez odporu. Docházelo ke kraniální migraci žeber s nemožností udržení výdechového postavení. Při testu břišního lisu docházelo po odstranění opory dolních končetin k převaze aktivace horních partií musculus rectus abdominis, zapojení musculi obliqui abdominis bylo minimální. Současně docházelo k nastavení hrudníku do inspiračního postavení a prohloubení bederní lordózy.

Všichni probandi absolvovali sérii osmi terapeutických jednotek. V průběhu terapie byla vyloučena veškerá fyzikální terapie z důvodu možného zkreslení výsledků výzkumu. Terapie probíhaly pravidelně dvakrát týdně. Ve výstupním vyšetření byly opět vyplněny dotazníky a hodnoceny oba testy na hluboký stabilizační systém. Zkrácená verze dotazníku McGillovy univerzity pro somatickou složku bolesti dosahovala průměrné hodnoty 2, pro emoční složku bolesti 0,43 a celková hodnota pak byla 2,42. U VAS byly vyhodnoceny hodnoty 11,85 mm a PPI 0,78. V Oswestry dotazníku hodnota dosáhla průměru 13,83 %, značící minimální disabilitu. Rozdíly mezi hodnotami u obou dotazníků, včetně všech jejich součástí, dosáhly statistické významnosti. Při hodnocení bráničního testu bylo možné u všech probandů zjistit rozvíjení hrudníku do laterálního směru a probandi byly schopni udržet hrudník ve výdechovém postavení, u odporované palpce však ještě docházelo ke kraniální migraci žeber a laterální rozšiřování hrudníku ustalo. U testování břišního lisu se do funkce více zapojily musculi obliqui abdominis. Probandi byli schopni udržet expirační nastavení hrudníku.

Subjektivně probandi vnímali vibraci jako prospěšnou. Po první terapii shodně udávali pocit lehkosti a odlehčení v oblasti bederní páteře, pánve a dolních končetin, někteří dokonce popisovali lehkost při chůzi. Po ukončení terapie probandi udávali, že

jsou schopni lépe vnímat polohu a nastavení pánve například při sedu a stoji. Jako pozitivní vnímali i lepší stabilitu a vyšší fyzickou kondici po ukončení terapie.

Nedostatkem tohoto výzkumu byla podle mého názoru jistě časová náročnost. Délka rehabilitace u jednoho pacienta se vstupním a výstupním vyšetřením a sérií osmi terapií trvala průměrně 5 týdnů. Dalším nedostatkem byl malý počet probandů vhodných k zařazení do studie. Důvodem tak malého počtu byl fakt, že každý jedinec zařazený do studie musel splňovat určitá kritéria. Z toho důvodu byla stanovena pouze testovací skupina.

Otázkou v diskuzi také je, jestli by podobných výsledků bylo dosaženo i při terapii bez využití vibrace. V průběhu výzkumu diplomové práce se stanovila i kontrolní skupina probandů, kteří absolvovali standardní terapii bez systému Redcord i Redcord Stimula. Probandů bylo 6 ve věkovém rozmezí 22–67 let. Tito jedinci absolvovali vstupní i výstupní vyšetření, s dotazníky (Zkrácená forma dotazníku McGillovy univerzity a Oswestry dotazník) a kineziologickým rozbořem, tlaková algometrie u nich měřena nebyla. V sérii osmi terapeutických jednotek cvičili rovněž sedm cviků, které se velmi podobají cvikům využitým v této diplomové práci. Cviky však byly upraveny pro cvičení na podložce bez závěsného systému Redcord. Stejně jako u výzkumné skupiny, i tady vyšly výsledné rozdíly hodnot snížení bolesti statisticky významné u obou dotazníků. Pro somatickou i emoční složku bolesti a celkovou hodnotu bolesti Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity byla hladina statistické významnosti 0,0277, stejně tak pro hodnoty Vizuální analogové škály. U Intenzity současné bolesti byla hladina statistické významnosti 0,0431. Z těchto výsledků plyne, že není statisticky významný rozdíl mezi standardní terapií a terapií s přístrojem Redcord Stimula u jedinců s chronickými bolestmi bederní páteře. Jediný rozdíl byl v subjektivně pocíťovaném rychlejším nástupu efektu terapie u výzkumné skupiny. Je možné, že výsledky mohly být zkresleny malým počtem probandů.

Bylo by vhodné pokračovat ve výzkumu efektu regionálně aplikované vibrace na snížení bolesti v bederním úseku páteře a dále i ve výzkumu snižování bolesti u kontrolních skupin, kde by ke kontrolní skupině se standardní terapií měla být přidána i skupina, která by cvičila v systému Redcord, avšak bez vibrace. Bylo by jistě přínosné věnovat se i časovým údajům, jako je rychlost nástupu efektu terapie u jednotlivých

skupin a efekt terapie s časovým odstupem, tedy jestli je snížení bolesti trvalé či dochází k recidivám bolestivých stavů.

7 ZÁVĚR

Vypracování této diplomové práce mělo za cíl prokázat vliv lokální, respektive regionální, vibrace na snížení bolesti při specifickém propioceptivním cvičení s využitím přístroje Redcord Stimula. Zpracování získaných dat přineslo tyto závěry:

1. Ve výstupním vyšetření u získaných parametrů ze Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity došlo ke snížení hodnot pro somatickou složku - rozdíl od vstupního vyšetření byl 5,21, i pro emoční složku bolesti - zde byl rozdíl 3,57. Stejně jako se snížila celková hodnota bolesti – rozdíl má hodnotu 8,79. Tyto rozdíly byly statisticky významné. Hladina statistické významnosti je pro somatickou složku $p = 0,0014$, pro emoční složku $p = 0,0022$ a pro celkovou hodnotu $p = 0,0014$.
2. Ve výstupním vyšetření u získaných hodnot z Vizuální analogové škály došlo ke snížení intenzity bolesti. Vstupní hodnota se při výstupním vyšetření snížila o 30,07 mm. Toto snížení bylo statisticky významné ($p = 0,0009$).
3. Hodnoty z Oswestry dotazníku ve výstupním vyšetření se snížily oproti hodnotám získaným ve vstupním vyšetření o 7,56 %. Snížení hodnot po terapii bylo statisticky významné, hladina statistické významnosti je 0,0012.
4. Sledované hodnoty tlakové algometrie se ve výstupním vyšetření zvýšily ve všech sledovaných oblastech, u L1 se hodnoty průměrně zvýšily o 11,93 N/cm², u L2 o 12,58 N/cm², u L3 o 13,42 N/cm², u L4 o 7,23 N/cm² a u L5 o 3,2 N/cm². Statisticky významné zvýšení bylo prokázáno pouze u oblasti L1 ($p = 0,0058$), L2 ($p = 0,0076$) a L3 ($p = 0,0498$). U oblasti L4 ($p = 0,26$) a L5 ($p = 0,64$) byly hodnoty zvýšení statisticky nevýznamné.

8 SOUHRN

Chronická bolest je velkým problémem nejen oblasti zdravotnictví, ale i oblasti ekonomické a sociální. Chronické bolesti bederní části zad jsou 2. nejčastější příčinou návštěvy lékaře a jedním z nejčastějších důvodů uznání invalidního důvodu ve vyspělých zemích, ať již plného či částečného.

V současné době existuje velké množství metod kinezioterapie a terapeutických přístupů, které se zabývají snížením intenzity bolesti v oblasti bederní páteře. Cílem této diplomové práce bylo poukázat na možnost využití lokální, respektive regionální, vibrace jako terapeutického prostředku vhodného ke snižování bolesti.

Teoretická část diplomové práce zahrnuje poznatky o chronické bolesti, patofyziologii bolesti a funkční patologii v oblasti bederní páteře a o vibraci a jejích neurofyzilogických účincích na lidský organismus. Popisuje také přístroj Redcord Stimula využitý ve studii.

Metodika výzkumné části v sobě zahrnuje metodiku vyšetření a metodiku terapie. Na výzkumu se podílelo 14 probandů ve věku 16–59 let. Vyšetření i terapie probíhaly na RRR centru – Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch. Hodnoty pro statistické zpracování byly získávány z dotazníků (Zkrácená verze dotazníku McGillovy univerzity a Oswestry dotazník) a měření tlakové algometrie ve vybraných bodech při vstupním vyšetření a po absolvování série osmi terapií ve výstupním vyšetření. Naměřená data poté byla statisticky zpracována.

Z dosažených výsledků vyplývá, že došlo ke statisticky významnému snížení dosažených hodnot v obou použitých dotaznících. Ve Zkrácené verzi dotazníku McGillovy univerzity byl u somatické složky bolesti průměrný rozdíl v hodnotách při vstupním a výstupním vyšetření 5,21 a hladina statistické významnosti 0,0014. U emoční složky bolesti byl rozdíl hodnot 3,57 a hladina statistické významnosti 0,0022. Celkové hodnoty McGillova dotazníku se průměrně snížily o 8,79. Hladina statistické významnosti byla 0,0014. Ke statisticky významnému snížení intenzity bolesti došlo i u Vizuální analogové škály ($p = 0,0009$) a u Intenzity současné bolesti ($p = 0,017$), které jsou součástí Zkrácené verze dotazníku McGillovy univerzity. Průměrné hodnoty v Oswestry dotazníku při výstupním vyšetření se snížily o 7,56 %, hladina statistické významnosti tak byla 0,0012. Při měření tlakové algometrie došlo ke statisticky významnému zvýšení hodnot minimálního tlaku vyvolávajícího bolest

u tří z vybraných bodů, konkrétně u bodů 2-3 cm vzdálených od trnových výběžků obratlů L1, L2 a L3. Průměrný rozdíl hodnot u L1 byl $11,93 \text{ N/cm}^2$, hladina statistické významnosti byla 0,0058. U L2 se rozdíl vstupního a výstupního vyšetření zvýšil o $12,58 \text{ N/cm}^2$, statistická významnost byla $p = 0,0076$. Rozdíl hodnot u L3 byl $13,42 \text{ N/cm}^2$ a hladina statistické významnosti 0,0498. U bodů L4 a L5 nebyla prokázána statistická významnost.

Z výsledků studie vyplývá, že vibrace se jeví jako vhodný prostředek pro terapii, kde je cílem snížení bolesti. Výzkumnou studii by v budoucnu bylo vhodné doplnit kontrolní skupinou absolvující terapii na přístroji Redcord bez Redcord Stimula a druhou kontrolní skupinou absolvující klasickou terapii bez přístroje Redcord cílenou na oblast bederní části páteře.

9 SUMMARY

Chronic pain is a major problem not only in the field of healthcare, but also in the economic and social areas. Chronic pain in lumbar part of back is the second most common cause of doctor's visits and one of the most common reasons for disability pension in developed countries, whether full or partial.

At present time, there are many kinesiotherapeutic techniques and therapeutic approaches that deal with reducing the pain intensity in the area of lumbar spine. The aim of this thesis was to highlight the possibility of using local/regional vibrations as a therapeutic means suitable for pain reduction.

The theoretical part of the diploma thesis includes known information about chronic pain, pain pathophysiology and functional pathology in the area of lumbar spine, as well as about vibration and its neurophysiological effects on the human organism. It also describes the Redcord Stimula device deployed in the study.

The methodology of the research part includes methods of examination and methodology of therapy. In total, 14 probands aged 16-59 years were involved in the study. Examinations and therapies took place at the RRR centre treating pain conditions and movement disorders. The values for statistical analysis were obtained from questionnaires (the Short-Form McGill Pain Questionnaire and Oswestry Questionnaire) and from measuring of the pressure algometry in selected points during the initial examination and, after the completion of a series of eight therapies, in the final examination. The measured data was then statistically processed.

The obtained results show that there was a statistically significant reduction in the values achieved in both deployed questionnaires. In the Short-Form McGill Pain Questionnaire, the somatic component of pain showed 5.21 difference in values at the initial and final examination and the statistical significance level was 0.0014. In emotional component of pain the difference was 3.57 and statistical significance level was 0.0022. The overall values in the McGill Questionnaire on average decreased by 8.79 while the statistical significance level was 0.0014. A statistically significant reduction in pain intensity was recorded also in the Visual Analogue Scale ($p = 0.0009$) and in Current Pain Intensity ($p = 0.017$) which is included in the Short-Form McGill Pain Questionnaire. Average values in Oswestry Questionnaire at the final examination decreased by 7.56%, and the statistical significance level therefore was 0.0012. When

measuring pressure algometry, there was a statistically significant increase in the minimum pressure causing pain in three of the selected points, particularly at points 2 - 3 cm away from the spinosus protuberances of the vertebrae - L1, L2 and L3. The average difference of values in L1 was 11.93 N/cm² while the statistical significance level was 0.0058. In L2, the difference between initial and final examination increased by 12.58 N/cm² and statistical significance level was $p = 0.0076$. The difference of values in L3 was 13.42 N/cm² and statistical significance level was 0.0498. No statistical significance was proved in points L4 and L5.

The study results show that vibration seems to be an appropriate means of therapy where the objective is pain reduction. It would be appropriate to complete the research study in the future with a control group undergoing therapy with Redcord device without Redcord Stimula and another control group undergoing classical therapy without Redcord device, focused on the lumbar part of the spine.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Anonymous a (n.d.). *Redcord Stimula*. Retrieved 5.1.2014 from the World Wide Web: http://www.redcord.com/ArticleFull_2011.aspx?m=400&amid=4758.

Anonymous b (n.d.). *Original Technical Manual Redcord Stimula*.

Anonymous c (2012). *Bolesti bederní páteře: příčiny, projevy, prevence a cvičení*. Retrieved 26.1.2014 from the World Wide Web: <http://cs.medlicker.com/22-bolesti-bederni-patere-priciny-projevy-prevence-a-cviceni/>.

Blottner, D. et al. (2006). Human skeletal muscle structure and function preserved by vibration muscle exercise following 55 days of bed rest. *European journal of applied physiology*, 97(3), 261-271.

Bø, K. (2004). Urinary incontinence, pelvic floor dysfunction, exercise and sport. *Sport medicine*, 34(7), 451-464.

Bogardi-Sare, A. (1993). The effect of whole-body vibration: An unrecognized medical problem. *Archives of industrial hygiene and toxicology*, 44(3), 269-279.

Bongiovanni, L. G., & Hagbarth, K.-E. (1990). Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *The journal of physiology*, 423, 1-14.

Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschueren, S., & Swinnen, S. (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, 25(8), 989-994.

Brumagne, S., Cordo, P., & Verschueren, S. (2004). Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neuroscience letters*, 366(1), 63-66.

Brumagne, S., Lysens, R., Swinnen, S., & Verschueren, S. (1999). Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine*, 24(13), 1328-1331.

Burke, D., Hagbarth, K. E., Lofstedt, L., & Wallin, B. G. (1976). The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *The journal of physiology*, 261(3), 673-693.

- Burton, K. A., Balagué, F., Cardon, G., Eriksen, H. R., Henrotin, Y., Lahad, A., Leclerc, A., Müller, G., & van der Beek, A. J. (2006). Guidelines on prevention in low back pain. *European spine journal*, 15(suppl. 2), 136-168.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing.
- Eklund, G., & Hagbarth, K.-E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*, 16(1), 80-92.
- Gill, K. P., & Callaghan, M. J. (1998). The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*, 23(3), 371-377.
- Hagbarth, K.-E., & Eklund, G. (1969). The muscle vibrator – a useful tool in neurological therapeutical work. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 1(1), 26-34.
- Hakl, M. (2011). *Léčba bolesti: současné přístupy k léčbě bolesti a bolestivých syndromů*. Praha: Mladá fronta.
- Hides, J. A., Richardson, C. A., & Jull, G. A. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*, 21(23), 2763–2769.
- Hides, J. A., Stokes, M. J., Saide, M., Jull, G. A., & Cooper, D.H. (1994). Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine*, 19(2), 165–172.
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role of transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual therapy*, 4(2), 74-86.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evolution of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640-2650.
- Hutchinson, M. R. (1995). Injury surveillance at the USTA Boys' Tennis Championships: A 6-yr study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(6), 826-830.
- Kikalová, K., Machálek, L., Holibka, V., Kutal, M., & Bezděková, M. (2008). *Neuroanatomie I. - Struktury centrálního nervového systému*. Retrieved 2.1.2014 from the World Wide Web: <http://www.nan.upol.cz/neuro/index.html>.

- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 155-170.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 6(5), 270-275.
- Kos, M. (2012). *Klinická kineziologie III: kineziologické vztahy na lokální i globální úrovni – bederní páteř*. Retrieved 26.1.2014 from the World Wide Web: <http://www.fsps.muni.cz/impact/klinicka-kineziologie-3/bederni-pater/>.
- Kozák, J., Hakl, M., & Lejško, J. (n.d.). *Chronická bolest*. Retrieved 26.1.2014 from the World Wide Web: <http://www.i-clb.cz/cs/bolest-obecne/chronicka-bolest/>.
- Kozák, J., Hakl, M., & Lejško, J. (2010). Chronické bolesti zad – schéma postupu léčby pro praktické použití. *Farmakoterapie*, 5, 540-541.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Kučera, I., & Hlaváč, P. (2011). Hodnocení rizikových faktorů pracovního prostředí a nemoci z povolání. *Praktický lékař*, 91(4), 288-292.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement* (2nd ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Lewit, K. (2001). Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy, část II. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (8)4, 139-151.
- Loewenstein, W. R., & Skalak R. (1966). Mechanical transmission in a Pacinian corpuscle. An analysis and a theory. *The journal of physiology*, 182(2), 346–378.
- Lundeberg, T., Nordemar, R., & Ottoson, D. (1984). Pain alleviation by vibratory stimulation. *Pain*, 20(1), 25–44.
- Malátová, R. (2006). Význam hlubokého stabilizačního systému páteře. *Studia kinanthropologica*, 7(2), 89-96.
- Mok, N. W., Brauer, S. G., & Hodges, P. W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*, 29(6), 107-112.
- Muceli, S., Farina, D., Kirkesola, G., Katch, F., & Falla, D. (2010). Reduced force steadiness in women with neck pain and the effect of short term vibration. *Journal of electromyography & kinesiology*, 21(2), 283-90.

- Naito, E., Nakashima, T., Aramaki, Y., Kito, T., Okada, T., & Sadato, N. (2007). Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *European journal of neuroscience*, 25(11), 3476-3487.
- Nordin, M., & Weiner, S. S. (2001). Biomechanics of the lumbar spine. In Nordin, M., & Frankel, V. M., *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (pp. 257-284). Maryland: Lippincott Williams & Wilkins.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulantní praxi*. Praha: Maxdorf.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of spine disorders*, 5(4), 383-389.
- Paráková, B., Míková, M., & Krobot, A. (2008). Vibrace: neurofyzilogické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(1), 11-17.
- Pavlů, D., & Strachotová, H. (2011). Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 18(3), 138-144.
- Pfeiffer, J. a kol. (1976). *Facilitační metody v léčebné rehabilitaci*. Praha: Avicenum.
- Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci*. Praha: Grada Publishing.
- Ribot-Ciscar, E., Butler, J. E., & Thomas, C. K. (2003). Facilitation of triceps brachii muscle contraction by tendon vibration after chronic cervical spinal cord injury. *The journal of applied physiology*, 94(6), 2358-2367.
- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology*, 108(5), 877-904.
- Rokyta, R. (2009). *Bolest a jak s ní zacházet*. Praha: Grada.
- Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. (2012). *Bolest*. Praha: Tigris Print.
- Roy, E. A., Hollins, M., & Maixner, W. (2003). Reduction of TMD pain by high-frequency vibration: A spatial and temporal analysis. *Pain*, 101(3), 267-274.
- Sarve, I. (2011). *Oswestry disability index – information booklet* (1st ed.). Lyon: Mapi Research Trust.

- Shinohara, M. (2005). Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(12), 2120-2125.
- Skála, B., Effler, J., Herle, P., & Fila, P. (2011). *Bolesti zad – vertebrogenní algický syndrom 2011*. Retrieved from the World Wide Web: http://www.svl.cz/Files/nastenka/page_4771/Version1/bolesti-zad-2011.pdf.
- Skalka, P. (2002). *Možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence*. Retrieved 7.3.2014 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/uro/2002/03/02.pdf>.
- Standaert, Ch. J., Weinstein, S. M., & Rumpeltes, J. (2008). Evidence-informed management of chronic low back pain with lumbar stabilization exercises. *The spine journal*, 8(1), 114-120.
- Stránecký, M. (2009). Možnosti rehabilitace při diagnostice a léčbě chronického vertebrogenního syndromu. *Bolest*, 12(2), 93-100.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Van Nes, I. J. et al. (2006). Long-term effects of 6-week whole body vibration on balance recovery and activities of daily living in the postacute phase of stroke. *Stroke*, 37(9), 2331-2335.
- Vepřková, P., & Opavský, J. (2009). Hodnocení bolesti a disability u pacientů s akutními a chronickými bolestmi dolní části zad. *Bolest*, 12(4), 209-214.
- Williams, N. (1975). Biological effects of segmental vibration. *Journal of occupational medicine*, 17(1), 37-39.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1	Vyjádření etické komise FTK UP
Příloha 2	Informovaný souhlas
Příloha 3	Zkrácená forma dotazníku McGillovy Univerzity
Příloha 4	Oswestry dotazník
Příloha 5	Kineziologický rozbor
Příloha 6	Anglické texty – přeložený originál s podpisem a razítkem překladatele