

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Barbora Hoffmannová

**Objektivizace efektu fyzioterapie na aktivaci
břišní stěny u pacientů s chronickým
vertebrogenním syndromem bederní páteře**

Bakalářská práce

Praha 2018

Autor práce: **Barbora Hoffmannová**

Vedoucí práce: **doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D**

Oponent práce: **Mgr. Petr Zahradník**

Datum obhajoby: **2018**

Bibliografický záznam

HOFFMANNOVÁ, Barbora. *Objektivizace efektu fyzioterapie na aktivaci břišní stěny u pacientů s chronickým vertebrogenním syndromem bederní páteře*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2018. 78s. Vedoucí bakalářské práce doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se ve formě rešerše zabývá problematikou vertebrogenního syndromu bederní páteře, jeho vznikem, vyšetřením a terapií a možnostmi objektivizace terapie. V teoretické části přináší dosavadní poznatky o řízení hybnosti, posturálních funkcích, stabilizačním systému páteře a vertebrogenním syndromu bederní páteře. Dále uvádí možnosti terapeutického ovlivnění a metody objektivizující terapii.

Součástí práce jsou dvě kazuistiky pacientů s vertebrogenním syndromem bederní páteře, kteří byli vyšetřeni pomocí nového přístroje Ohm belt, který měří sílu posturální stabilizace a aktivitu břišní stěny. Parametry trupové stabilizace, resp. Míry aktivace břišní stěny byly měřeny před začátkem a po ukončení terapie a výsledek byl porovnán. Subjektivní efekt terapie byl hodnocen standardizovaným dotazníkem Oswestry hodnotícím bolest a disability.

U obou pacientů byla po terapeutické intervenci zjištěna zvýšená schopnost aktivace břišní stěny. Tento výsledek u obou pacientů koreluje se subjektivním pocitem snížení bolesti a zmírnění disability.

Klíčová slova

vertebrogenní syndrom bederní páteře, trupová stabilizace, objektivizace terapie, Ohm belt, dotazník Oswestry

Abstract

This bachelor thesis in the form of research deals with the issue of vertebrogenic lumbar spine syndrome, its formation, examination and therapy and possibilities of objectification of therapy. The theoretical resumes the present knowledge of motor control, postural functions, spinal stabilization system and vertebrogenic lumbar spine syndrome. It also provides possibilities for therapeutic influence and objectifying physiotherapy.

The thesis also presents two case studies of vertebrogenic lumbar spine syndrome, which were examined with a new Ohm belt device that measures the strength of postural stabilization and abdominal wall activity. The parameters of spinal stabilization and the amount of activation of the abdominal wall were measured before and after treatment, and the results were compared. The subjective effect of therapy was evaluated by a standardized Oswestry questionnaire assessing pain and disability.

Measurement results in both patients in increased activation of the abdominal wall after therapeutic intervention. The result correlates with the subjective perception of therapy of reducing pain and alleviating disability in both patients.

Keywords

vertebrogenic lumbar spine syndrome, spinal stabilization, objectification of therapy, Ohm belt, Oswestry questionnaire

Prohlášení

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

V Praze dne 23.4.2018

Barbora Hoffmannová

Poděkování

Na tomto místě bych chtěla poděkovat vedoucí mé práce doc. MUDr. Aleně Kobesové Ph.D za odborné a cenné rady a připomínky. Za pomoc při realizaci kazuistické části děkuji Mgr. Oplatkové, která prováděla terapie a pomáhala mi s měřením. V neposlední řadě bych ráda poděkovala oběma pacientům za spolupráci a ochotu účastnit se měření a poskytnutí souhlasu k pořízení fotografií.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	7
ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
1.1 ŘÍZENÍ MOTORIKY	9
1.1.2 Spinální úroveň.....	11
1.1.2 Subkortikální úroveň.....	12
1.1.2.1 Mozeček	12
1.1.2.2 Bazální ganglia	13
1.1.2.3 Kmenová centra.....	13
1.1.3 Kortikální úroveň.....	14
1.1.4 Feedback a feedforward kontrolní strategie.....	14
1.2 POSTURÁLNÍ FUNKCE	15
1.2.1 Posturální stabilita.....	15
1.2.2.1 Plocha kontaktu, opěrná plocha, opěrná báze, úložná plocha	16
1.2.2.2 COM, COG, COP	16
1.2.2 Posturální stabilizace	17
1.2.3 Posturální reaktivita.....	17
1.3 STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE.....	18
1.3.1 Fyziologický stereotyp stabilizace.....	19
1.3.2 Patologický stereotyp stabilizace.....	20
1.3.3 CORE.....	21
1.4 LOW BACK PAIN.....	21
1.4.1 Etiologie a patogeneze LBP.....	22
1.4.2 Řízení motoriky ve vztahu k LBP.....	23
1.4.2 SSSP ve vztahu k LBP	23
1.4.4 Posturální funkce ve vztahu k LBP.....	24
1.5 FYZIOTERAPEUTICKÉ METODY A MOŽNOSTI OVLIVNĚNÍ LBP	25
1.6 MOŽNOSTI OBJEKTIVIZACE EFEKTU FYZIOTERAPIE U PACIENTŮ S LBP	33
1.6.1 Dynamometrie.....	33
1.6.1.1 Svalový dynamometr.....	33
1.6.2 Posturografie	34
1.6.2.1 Posturální somatooscilografie.....	35
1.6.3 Povrchová elektromyografie	36
1.6.4 3D kinemtická analýza.....	37
1.6.5 Moiré metody	38
1.6.6 Core stability testy	39
2 CÍLE.....	40
3 METODIKA.....	41

3.1 TERAPIE	41
3.2 PŘÍSTROJ OHM BELT	41
3.2.1 Průběh měření	42
3.2.2 Měřené situace	43
3.2.3 Vyhodnocení	43
3.3 OSWESTRY dotazník verze 2.1a	44
4 KAZUISTIKY	45
4.1 KAZUISTIKA Č.1	45
4.2 KAZUISTIKA Č.2	51
5 DISKUZE	57
ZÁVĚR	60
REFERENČNÍ SEZNAM	61
SEZNAM OBRÁZKŮ	70
SEZNAM TABULEK A GRAFŮ	71
SEZNAM PŘÍLOH	72
PŘÍLOHY	73

SEZNAM ZKRATEK

AC – area of contact

ADL – aktivity všedních denních činností

AL – area of load

AS – area of support

BG – bazální ganglia

BPP – bazální posturální programy

BS – base of support

COG – center of gravity

COM – center of mass

COP – center of pressure

CNS – centrální nervová soustava

DNS – dynamická neuromuskulární stabilizace

EMG – elektromyografie

IAT – intra abdominální tlak

LBP – low back pain

m.OAI – musculus obliquus abdominis internus

m.TrA – musculus transversus abdominis

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

PSOG – posturální somatooscilografie

RF – retikulární formace

SD – svalový dynamometr

SSP – stabilizační systém páteře

sEMG – surface EMG

S-E-T – sling exercise therapy

SMS – senzomotorická stimulace

TS – tlakový senzor

ÚVOD

Vertebrogenní syndrom bederní páteře (v rámci této práce o něm bude referováno jako o low back pain – LBP) je častým onemocněním moderní doby, které je jednou z nejčastějších příčin odchodu do předčasného důchodu (Breivik, Eisenberg, O'Brien, 2013). V odborné literatuře bylo publikováno mnoho experimentálních studií zabývajících se vznikem, komplikacemi a terapií LBP a možnostmi objektivizování efektu terapie (Hodges, Richardson, 1996), (Panjabi, 2006), (Kolář, Lewitt, 2005), (Sheeran, 2010), (Hodges, Cholewickij, Van Dieën, 2013), (Van Dieën, Flor, Hodges, 2017). V rešeršní části této práce jsou shrnuty poznatky nejdůležitějších recentních odborných prací na toto téma.

V kontextu LBP se v poslední době hovoří o dysfunkci posturální stabilizace a nutnosti správného aktivování trupové stabilizace (stabilizačního systému páteře). Existuje mnoho konceptů a možností terapie, které se na aktivaci trupové stabilizace zaměřují. Doposud ale nebyla navržena spolehlivá neinvazivní metoda, kterou by bylo možné míru aktivace trupové stabilizace měřit a efekt terapie objektivizovat.

Z tohoto důvodu byl zkonstruován nový přístroj Ohm belt s unikátními senzory a softwarem, který měří sílu posturální stabilizace. Součástí této práce je kazuistická část, ve které jsme pacienty s LBP cvičili metodou Dynamické Neuromuskulární Stabilizace (DNS) po dobu tří měsíců. Schopnost aktivace trupové stabilizace byla u obou pacientů objektivizována přístrojem Ohm belt před začátkem a po ukončení terapie. Dále pacienti vyplnili standardizovaný dotazník Oswestry hodnotící míru disability a bolesti. Cílem experimentální části práce bylo zjistit vliv konceptu DNS na schopnost trupové aktivace měřenou pomocí přístroje Ohm belt a zhodnotit korelaci mezi objektivními změnami v míře aktivace břišní stěny a subjektivním vnímáním bolesti a disability.

OBEČNÁ ČÁST

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 ŘÍZENÍ HYBNOSTI

Řízení hybnosti, tzv. motor control, je definována jako schopnost regulovat nebo řídit mechanismy potřebné k pohybu. Kontrola pohybu je dosažena pomocí kooperace struktur, které jsou organizovány hierarchicky a paralelně. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Pohyby jsou realizovány na základě pohybových vzorců. Složité pohybové projevy můžeme rozdělit na pohyby volní (cílená motorika), mimovolní (reflexní pohyby) a rytmické (oscilující pohyby). (Dylevský, 2009)

Důležitou složkou řízení pohybů jsou míšní a kmenové reflexy. Volní mechanismy se podílejí na řízení pohybů z hemisfér (mozková kůra, bazální ganglia). Reflexní a volní motorika od sebe nemohou být separovány, protože se při realizaci pohybu obě složky doplňují. Na řízení motoriky se dále podílejí aferentní podněty, jako jsou optické, vestibulární, propioceptivní, taktilní. Předpokladem veškeré hybnosti je reflexní svalový tonus, na němž je vybudován systém postojových a vzpřimovacích reflexů (motorický systém polohy, opěrná motorika), při jejichž řízení se účastní retikulární formace, statokinetické čidlo a vestibulární a spinální část mozečku. Motorický systém polohy je základem soustavy úmyslných pohybů, řízených činností mozkové kůry, bazálních ganglií a mozečku. Veškeré nervové vlivy způsobující svalovou kontrakci se uplatňují prostřednictvím motoneuronů uložených v jádrech hlavových nervů a v míše. (Druga, 2017)

Jak senzitivní informace postupuje ascendentně k vyšším úrovním zpracování, každá hierarchická úroveň má schopnost modulovat informaci přicházející z úrovně pod ní, umožňující vyšším centřům selektivně zesilovat, popřípadě zeslabovat informace z nižších center. Informace ze senzitivních receptorů je tím více zpracována, čím více postupuje vzhůru neurální hierarchií, která umožňuje adekvátní zpracování informace. Tento proces zapříčiňuje zvětšující se receptivní pole každého dalšího vyššího neuronu. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Prenatální hybnost je zprvu bulbospinální, první spontánní pohyby pozorovány ke konci 5. gestačního týdne, v 7,5 týdnu následuje zvyšování svalového napětí. Ke konci 8. týdne intrauterinního života jsou založeny prakticky všechny svaly a mohou se rozvíjet dané motorické vzorce, v popředí se nachází reflexní posturální motorika. Tak je tomu i krátce postnatálně, i když záhy se realizuje volná činnost. (Druga, 2017)

Vývoj postnatální motoriky se dle Kobesové a Koláře (2014) dělí do tří etap. V první etapě, novorozeneckém období, je motorika řízena především míchou a mozkovým kmenem. Analýza novorozeneckých spontánních pohybů a vyhodnocení primitivních reflexů je důležitá ve screeningu a včasné diagnostice abnormálního vývoje. Podkorové struktury se uplatňují nejvíce v prvním roce života. Na základě jejich řízení může dojít ke stabilizaci hrudníku, která je předpokladem k jakémukoliv fázického pohybu a lokomoční funkce končetin. Na podkorové úrovni jsou integrovány orofaciální svaly a aferentní informace s posturálně-lokomočními vzory. Nejvyšší úroveň v řízení motoriky představuje korový mechanismus. Je důležitý pro individuální kvality a charakteristiky pohybu a umožňuje izolované segmentální pohyby a relaxaci. Každá etapa vývoje hybnosti je charakterizována výbavností a organizací reflexů, úrovní muskuloskeletálního vývoje, vývojem trupových stabilizačních mechanismů a končetinových pohybů. Korová etáž řízení zahrnuje multisenzorickou integraci (vestibulární, senzorické – optické, akustické, chuťové, čichové a hmatové signalizace), která kvalitu posturálně-lokomočních vzorů vzájemně ovlivňuje. (Kobesová, Kolář, 2014)

Fylogenetický vývoj vedl k diferenciaci motoriky a k potřebě vývoje složitějších řídicích úrovní, které se dle Véleho (2006) dají rozlišit na čtyři hlavní uspořádané úrovně:

1. autonomní úroveň řídicí základní biologické funkce
2. spinální úroveň pro základní ovládání svalů
3. subkortikální úroveň pro posturální a lokomoční motoriku
4. kortikální úroveň pro účelovou ideomotoriku

1.1.1 Spinální úroveň

Senzorické vstupy mají mnoho rolí v kontrole pohybu. Slouží jako stimuly pro reflexní pohyby organizované ve spinální míše, moduluji výstupy pohybů, které pramení z aktivity generátorů pohybových vzorů ve spinální míše, moduluji příkazy, které pochází z vyšších struktur nervové soustavy a podílejí se na percepci a kontrole pohybu skrze ascendentní dráhy. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Veškerá aferentace míšního segmentu má dva hlavní cíle: přenos senzitivních signálů do vyšších etáží centrální nervové soustavy (CNS) a regulaci aktivity motoneuronů. (Druga, 2017)

V somatosenzitivním systému se uplatňují svalová vřetenka, Golgiho šlachová tělíska, kloubní a kožní receptory, které se svou aktivitou podílejí na spinální reflexní kontrole, moduluji výstup z míšních generátorů pohybových vzorů, moduluji descendentní příkazy a podílejí se na percepci a kontrole pohybu skrze ascendentní dráhy. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Základem všech postojových (posturálních) reflexů je svalový tonus zajišťovaný a udržovaný na adekvátní úrovni propioceptivními spinálními reflexy a gamma-systémem. Posturální reflex se může týkat omezené části těla, kdy může aktuálně modulovat pouze segmentální nebo lokální statické reakce jedné, či více končetin, šíje a trupu, nebo ovlivňuje celé tělo, kdy ovlivňuje celkovou statickou reakci. Tonické labyrintové reflexy vznikají zpracováním aferentních vstupů ze šjíových svalů a ze statického čidla, a zajišťují stoj v klidu. Při rychlých pohybech se uplatňují především informace z kinetického čidla, které informují o změně rychlosti pohybu a jsou podkladem zrychlovacích labyrintových reflexů. Vzpřimovací reflexy představují vyšší koordinaci statických reakcí. Jejich smyslem je návrat těla do vzpřímeného postoje. (Druga, 2017)

Pacienti po poranění míchy či v důsledku jiného patologického míšního procesu mohou mít v různém rozsahu (dle lokalizace léze) porušenou funkci trupových svalů. Jejich aktivita je nutná k zajištění stabilní postury. Ztráta síly trupových svalů vede ke zvýšeným nárokům na bránici, která je posturálně zatížená a dochází ke zhoršení její respirační funkce. Pacienti s lézí míchy mají omezené možnosti nastavení postury a automatického držení těla v důsledku nedostatečné aferentace do CNS a nedostupných efektorů. (Kříž, Hlinková, 2016)

1.1.2 Subkortikální úroveň

Mozeček, bazální ganglia (BG) a kmenové struktury společně plní úlohy kontroly schváleného a prováděného pohybu a udržují potřebný svalový tonus (Hudák, Kachlík, 2015).

1.1.2.1 Mozeček

Mozeček se účastní koordinace pohybu, ačkoliv nehraje primární roli v senzoričké, nebo motorické funkci. Mozečkové léze způsobují devastující změny v naší schopnosti provedení pohybu. Mozeček dostává aferentní informace skoro ze všech senzoričkových systémů a hraje tak roli regulátoru motorické odpovědi. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Mozeček upravuje parametry pohybů a koordinuje je tak, aby došlo k jejich bezchybnému provedení. Je považován za strukturu, která umožňuje motorickým systémům mozku vykonávat efektivně jejich funkce. Dostává informace z proprioceptorů a exteroceptorů zadními míšními provazci a spinocerebrálními drahami a má vydatné eferentní spoje (po přepojení v thalamu) s mozkovou kůrou a jádry mozkového kmene, v nichž začínají descendentní trakty končící v míše. Mozeček na základě toho iniciuje, kontroluje i případně ukončuje pohyb. Má tedy vztah ke třem základním somatickým funkcím – řízení svalového tonu, vzpřimovacím i posturálním reflexům a k úmyslným pohybům (Druga, 2017).

U mozečkových lézí dochází k významným poruchám rovnováhy, chůze a stoje. Postižený se kymácí, padá, chůze je nejistá, o široké bázi, může dojít až k astázii – neschopnosti stoje, nebo abázii – neschopnosti chůze. Chůze připomíná chůzi opilce, může být přítomen třes a nystagmus. Dalším projevem může být mozečková ataxie – porucha koordinace pohybu. Může dojít k poruše odhadu intenzity pohybu, tzv. hypermetrii – přestřelování, poruchy souhry protichůdných pohybů – adiadochokinezi, významnému třesu při úmyslném pohybu – intenční tremor a může být porušena koordinace řeči – dysartrie. (Druga, 2017)

Byla také provedena experimentální studie (Ehsani, Hedayati, Samaei, Zoghi, Jaberzadeh, 2017) v rámci které se transkraniálně elektricky stimuloval mozeček starším pacientům. Bylo prokázáno, že se u nich zlepšila posturální stabilita a rovnováha.

1.1.2.2 Bazální ganglia

Okruh BG zajišťuje převážně přípravu a provedení pohybu. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

BG jsou významně zapojena do pohybových činností. Převažuje u nich inhibiční působení na motoriku. Zapojují se do vybírání funkčních pohybových vzorců a hrubě nastavují úroveň svalového napětí. Také se zapojují do motorického učení a motorické paměti. Jelikož působí tlumivým účinkem na thalamus, ovlivňují, které motorické informace vstoupí do motorické kůry a budou provedeny. (Hudák, Kachlík, 2015)

Dle převažujících klinických příznaků se v případě léze BG rozlišují dva syndromy – hyperkineticko-hypotonický a hypokinético-hypertonický (Parkinsonův). Hyperkineticko-hypotonický syndrom je charakterizován nadměrnými nepřírozenými neúčelnými pohyby a snížením svalového tonu. Hypokinético-hypertonický syndrom je charakterizován zvýšením svalového napětí (rigiditou), snížením hybnosti a mimiky a klidovým třesem (Druga, 2017).

1.1.2.3 Kmenová centra

Jádra a dráhy mozkového kmene zprostředkovávají mnoho aspektů motorické kontroly, protože jsou součástí descendentních drah z mozkové kůry, mozečku a bazálních ganglií. Jsou zahrnuty v generování pohybu, regulaci svalového tonu, integraci senzoričkových informací důležitých pro posturální stabilitu a rovnováhu a účastní se posturální kontroly zajišťující volní pohyby. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Zajišťování polohy těla má reflexní charakter, jelikož opěrná motorika je motorika reflexní. Postura je primárně řízena hybnými centry mozkového kmene, především retikulární formací (RF) a vestibulárními jádry, a to primárně koordinací polohových, postojových a vzpřimovacích reflexů. Kmenová centra se tedy uplatňují při zajišťování polohy. (Druga, 2017)

Pokud je RF inaktivována (např. farmaky), posturální řízení, které by jinak bylo aktivní a stabilizovalo volní pohyb iniciován motorickým kortexem, nefunguje (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

RF se mimo jiné také kromě posturálních funkcí podílí na řízení funkcí emočních. Proto může být porucha stability a celkové zhoršení stabilizačního procesu spojeno s dlouhodobými depresemi nebo úzkostmi (Šmídová, 2010).

1.1.3 Kortikální úroveň

Nejdůležitější složkou somatických funkcí jsou cílené úmyslné pohyby. U člověka jsou základním předpokladem společenských funkcí, tj. komunikace (řeči) a práce. Někdy se o úmyslných pohybech mluví jako o „volních“. Provedení cíleného pohybu se účastní struktury zahrnuté do motorického systému pohybu, který je řízen mozkovou kůrou, bazálními ganglii a mozečkem. (Druga, 2017)

Motorický kortex integruje e primární a asociační somatosenzitivní oblasti s bazálními ganglii a mozečkem, za účelem identifikace, kam se chceme pohybovat, naplánovat a provést pohyb. V asociačním kortexu, nacházejícím se v parietálním laloku, dochází k přesunu z percepce k akci. Účastní se procesů zahrnující pozornost a přípravu k pozici a manipulaci objektů v prostoru. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Při porušení primární motorické oblasti dochází k centrální obrně. Pokud dojde k poškození premotorické oblasti, nedojde k projevu obrny, ale projeví se nemožnost provést složitější pohyby – ideomotorická apraxie. (Hudák, Kachlík, 2015)

1.1.4 Feedforward a feedback kontrolní strategie

Při kontrole postury a lokomoce jsou velmi důležité feedback a feedforward kontrolní strategie. Feedback kontrola zahrnuje vstupy ze sensorického systému (typicky vizuální nebo somatosenzitivní), které jsou porovnávány s referenčním signálem, který reprezentuje chtěný stav systému (např. pozici ruky). Rozdíl mezi sensorickým vstupem a referenčním signálem se používá k aktualizaci eferentace (např. svaly kontrolující ruku). Pokud je například cílem zachovat pozici ruky při chytání míče, referenční signál by kontroloval a upravoval aktivitu svalů, které jsou k této statické pozici potřebné. Sensorická informace z proprioceptorů či vizuálního systému by zajišťovala feedback z dané pozice ruky. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Zpracováním aktuálních aferentních informací dojde k porovnání rozdílu mezi danou pozicí a chtěnou pozicí a eferentním výstupem komplexní CNS činnosti bude adekvátní aktivace svalů ruky k zachování této pozice. Feedforward kontrola opět na základě zpracování aktuálních sensorických informací, připravuje svaly, resp. svalové napětí v daném segmentu, pro následné zajištění plánované posturální situace či pohybu. Když například chytáme míč, kontrolujeme vizuálně trajektorii míče, abychom věděli, kam pohnout rukou a míč chytit. Toto aktivuje feedforward kontrolu (kontinuálně aktualizovanou informacemi z předchozích zkušeností) a aktivuje adekvátní svaly ve správném pořadí. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Kontrola pohybu se mění z feedback na feedforward strategii během získávání dovednosti. Pohyby se stávají rychlejšími, mnohem přesnějšími ve funkci a méně závislými na feedback strategii. (Seidler, Noll, Thiers, 2004)

1.2 POSTURÁLNÍ FUNKCE

1.2.1 *Posturální stabilita*

Posturální kontrola zajišťuje kontrolu pozice těla v prostoru pro dvojí účel: stabilitu a orientaci. *Posturální orientace* je definována jako schopnost zachování vhodného vztahu mezi tělními segmenty a mezi tělem a prostředím pro daný úkol. Termín *postura* je často popisována jako biomechanické řazení těla a orientace těla v prostředí. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

Dle Koláře (2009a) je ale pojem *postura* mnohem širší. Popisuje aktivní držení pohybových segmentů proti působení zevních sil, nejvíce proti síle tíhové. Je součástí jakékoliv polohy a je základní podmínkou pohybu. *Postura* je vždy zajištěna vnitřními silami, svalovou aktivitou řízenou CNS. K provedení pohybu je nutné udržet optimální *posturu*, což vyžaduje zpevnění osového orgánu. (Vařeka, 2002)

Pro mnoho funkčních úkolů si udržujeme vertikální pozici těla. *Posturální stabilita*, často také označována jako *balance* (rovnováha), je schopnost kontroly těžiště (center of mass) ve vztahu k opěrné ploše (base of support). (Shumway-Cook, Woollacott, 2017) Pojmy *rovnováha* a *balance* ale označují jak statické, tak dynamické strategie, které zajišťují *posturální stabilitu*. Patří k nim také *postojové* a *vzpřimovací reflexy*. (Vařeka, 2002)

Kolář (2009a) posturální stabilitu popisuje jako kontinuální zaujímání stálé polohy, aby nedošlo k nezamýšlenému, nebo neřízenému pádu. Stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyziologické faktory.

Posturální stabilita úzce souvisí se zajištěním vzpřímeného držení u člověka. Systém udržování vzpřímené postury má tři hlavní složky – senzoricou, řídicí a výkonnou. Senzorickou složku zajišťuje propiocepce, zrak a vestibulární systém. Řídicí složku zajišťuje CNS. Výkonnou složkou je pohybový systém definovaný jak anatomicky, tak funkčně. (Vařeka, 2002)

1.2.1.1 Plocha kontaktu, opěrná plocha, opěrná báze, úložná plocha

Opěrná plocha (*area of support* = AS) je definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla. K aktivní opoře nelze využít celou *plochu kontaktu* (*area of contact* = AC), AS je tedy jen částí AC, která je využita k vytvoření *opěrné báze* (*base of support* = BS). Opěrná báze je ohraničena nejvzdálenějšími hranicemi AS. *Úložná plocha* (*area of load* = AL) je plocha kontaktu podložky s tělem v případě, kdy není tělo segmentálně napřímáno. (Vařeka, 2002)

1.2.1.2 COM, COG, COP

Těžiště (*center of mass* = COM) je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost těla, a je definováno jako bod, který je v centru tělesné hmoty, jenž je determinován nalezením váženého průměru COM v každém tělesném segmentu. Je otázkou, zda je COM klíčem ke kontrole posturálního kontrolního systému. O společném těžišti těla můžeme mluvit pouze v případě zaujetí postury (Shumway-Cook, Woollacott, 2017) (Vařeka, 2002)

Vertikální projekce COM do roviny BS je definována jako *projekce těžiště* (*center of gravity* = COG). Má význam pouze ve vztahu k BS, ve statické poloze se COG vždy musí nacházet v BS. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017), (Vařeka, 2002)

Střed tlakové síly (*center of pressure* = COP) je centrem distribuce celkové síly, působící na povrch. COP se neustále pohybuje okolo COM, aby mu zajistila oporu. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017), (Vařeka, 2002).

Základní podmínkou stability ve statické poloze je promítnutí těžiště do opěrné báze v každém okamžiku, nemusí se však promítat do opěrné plochy. Opěrná báze je celá plocha, ohraničená hranicemi plochy opory (opěrné plochy a vše mezi nimi). Stabilita je reprezentována jako skalární vzdálenost mezi COP a COM v jakémkoli čase. Vzdálenost mezi COP a COM je označována jako chybný signál, který je detekován a použit k řízení posturálního kontrolního systému během zajišťování rovnováhy. Proto je vzdálenost COP-COM používána k odhadu účinnosti posturální kontroly. Udržení stability vzpřímeného stoje je tím obtížnější, čím více se COP přibližuje okrajům opěrné báze. Posturální systém je aktivní i při pohybu. Působí jako přibrzdňující a tím stabilizující negativní zpětná vazba. Stabilizace volního pohybu je důležitým vlivem subkortikální řídicí úrovně na průběh motoriky. (Shumway-Cook, Woollacott, 2017)

1.2.2 Posturální stabilizace

Je-li zapotřebí zaujmout pevnou stabilní výchozí polohu těla, musí být stabilita polohy udržována činností svalů. *Posturální stabilizaci* tedy definujeme jako svalovou aktivitu zpevňující segmenty těla proti působení zevních sil. Za statické polohy je prostřednictvím svalové koaktivace (zapojením agonistů a antagonistů) umožněno vzdorování gravitační síle. Zpevnění segmentů umožní dosažení vzpřímeného držení a lokomoci těla jako celku. Bez koaktivace by se kostra zhroutila. Nehovoříme ale jenom o stabilizaci proti gravitační síle, neboť stabilizace je součástí všech pohybů. (Kolář, 2009a)

1.2.3 Posturální reaktivita

Pro překonání odporu, nutného při pohybu náročném na silové působení, vzniká kontrakční svalová síla. Je převedena na momenty sil v pákovém segmentu lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v organismu. Tuto reakční stabilizační funkci nazýváme *posturální reaktivitou*. Účelem této reakce je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů, aby bylo zajištěno *punctum fixum*, odolné vůči účinkům zevních sil. *Punctum fixum* vyjadřuje fakt, že je jedna úponová část svalu zpevněna a druhá může provádět pohyb. Tu poté nazýváme *punctum mobile*. (Kolář, 2009a)

Potřebná stabilizace segmentu je dána koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů a dalších svalových skupin. Nelze provést pohyb bez úponové stabilizace svalu. Aktivita stabilizačních svalů generuje aktivitu v dalších svalech, které s úpony souvisí. Ty poté zajišťují zpevnění v dalších kloubních segmentech a svalová aktivita se takto řetězí. Stabilizační funkce je integrována téměř do všech pohybů. Význam působení vnitřních sil spočívá nejen v jejich kvalitě, ale také v kvantitativně stereotypním opakování. (Kolář, 2009a)

1.3 STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE

Dle Panjabihho (1992) je stabilita schopnost reagovat na změny statického a dynamického zatížení. Vazivová a kostěná složka je v jeho pojetí velmi důležitá. Panjabi také zmiňuje koncept neutrální zóny, která představuje malý rozsah pohybu obratle, kterému je kladen minimální odpor okolních tkání. Je to tedy prostor před dosažením fyziologické bariéry a tato pozice chrání segmenty před přetížením. Nestabilita segmentu je proto charakterizována rozšířením neutrální zóny a ztrátou mechanické opory. Pokud ztráta není kompenzovaná svalovou aktivací, může být úsek páteře destabilizován. (Panjabi, 1992) (Norris, 2008) (Stanford, 2002)

Stabilizační systém páteře (SSP) představuje souhru svalů, která zabezpečuje stabilizaci neboli zpevnění páteře během všech pohybů. Nepodílí se na ní jeden sval, ale v důsledku zapojení celý svalový řetězec. SSP je aktivován při jakémkoli statickém i dynamickém zatížení. (Kolář, Lewitt, 2005)

Stabilizace páteře (tuhost) je závislá na dynamické koaktivaci několika synergistických a antagonistických svalů umožňující precizní kontrolu pohybu jednotlivých kloubů, zatímco provádí žádoucí vícekloubový pohyb. Jeden z parametrů ovlivňující biomechaniku páteře a tuhost je intraabdominální tlak (IAT). (Frank, Kobesová, Kolář, 2013)

Starší experimentální studie demonstrovaly, že zvětšení IAT současně zvyšuje tlak meziobratlových plotének během Valsalvova manévru (nádech oproti uzavřené glottis) (Nachemson, Anderson, Schulz, 1986).

Nárůst IAT naopak nyní bývá spojován se snížením zatížení páteře během statických a dynamických zvedání břemene (Hodges, Gandevia, 2000), nebo zvýšenou stabilizací páteře (Gardner-Morse, Stokes, Gardner-Morse, Henry, 2010).

Části SSP tvoří břišní svalstvo (m. obliquus abdominis externus et internus (m. OAI), m. transversus abdominis (m. TrA), m. rectus abdominis a m. quadratus lumborum, které je převážně tvořeno plochými a širokými svaly, které se podílejí na tvorbě břišního lisu a IAT. M.TrA se aktivuje vždy při anticipaci pohybu. Břišní svaly jsou ve funkční svalové souhře s bránicí, zádovými svaly a svaly pánevního dna. (Hodges, Richardson, 1996)

SSP zahrnuje vyváženou koaktivaci hlubokých krčních flexorů a extenzorů páteře v krční a hrudní oblasti, stejně jako bránice, pánevní dna a všechny sekce břišních a spinálních extenzorů v dolní hrudní a bederní oblasti. Tyto svaly stabilizující páteř zajišťují její zpevnění a v koordinaci s IAT zajišťují dynamickou stabilitu páteře. Společně vytvářejí „core“, tedy centrum pohybu, a pracují pod kontrolou automatických a podvědomých feedforward mechanismů centrálního řízení motoriky. (Frank et al., 2013)

Odlisný pohled na tuto problematiku nastiňuje Lederman. Ten ve své práci zmiňuje několik důvodů, proč by výše zmíněný SSP neměl fungovat. První z nich se týká m.TrA. Uvádí příklad s těhotnými ženami a obézními pacienty, kteří mají sice vlivem gravidity nebo nadměrné tělesné váhy oslabené svalstvo, korelace s bolestmi páteře ale nebyla prokázána. Další záležitostí, nad kterou autor polemizuje, je ztráta svalové síly stabilizačních svalů a jejich korelace s poraněním, či zvýšením bolesti páteře. Tvrdí, že síla nutná ke kokontrakci stabilizátorů trupu je dle elektromyografie (EMG) tak minimální, že ztráta této svalové síly nehraje roli u stabilizace páteře. (Lederman, 2008)

1.3.1 Fyziologický stereotyp zapojení

Pro přední stabilizaci páteře má zásadní význam funkce bránice. Aktivace bránice v posturálním režimu je podmínkou každé pohybové činnosti. Břišní svaly se spolu se svaly pánevního dna zapojují proti kontrakci bránice, čímž vyvíjejí IAT. Za fyziologické situace se do stabilizace zapojují hluboké extenzory páteře. Při insuficienci přední stabilizace se aktivují povrchové svaly (Kolář, 2006).

Při zpevnění páteře se bránice kontrahuje a oplošťuje, tlačí na obsah břišní dutiny a tím vytváří IAT. Pro výsledný silový vektor je důležitý sklon pánve a postavení pánve vůči hrudníku. (Kolář, 2009)

Svaly SSP obklopují ze všech stran břišní dutinu. Její obsah je uspořádán tak, že tvoří jakýsi kompaktní "polštář". Bránice pak obepíná tento polštář jako kupole shora, pánevní dno jej podepírá zdola a příčný břišní sval tvoří "široký opasek" rozprostírající se od dolních žeber až k pánvi, který tlačí obsah břišní dutiny vzad proti páteři a tím jí zřepředu poskytuje oporu. (Čech, 2003)

Při nádechu se svalové snopce bránice kontrahují a stahují svůj úpon (centrum tendineum) dolů do břišní dutiny. Bránice se takto oploští a vyvolává shora tlak břišní orgány, který se přenáší až do pánevní oblasti. Současně s bránicí se kontrahuje i svalstvo pánevního dna. Bránice a pánevní dno tak tvoří dva jakési písky, které působí proti sobě shora a zdola. (Čech, 2003)

SSP zajišťuje punctum fixum, ze kterého mohou svaly generovat pohyb. Tato neuromuskulární strategie není statická, ale dynamická, aby mohla zajišťovat funkční neutrální nebo centrované nastavení kloubu. Centrace kloubu nebo neutrální postavení nastává, pokud je jamka kloubu kongruentní s hlavicí a svaly zajišťující pohyb kloubu jsou ve svém optimálním mechanickém nastavení v průběhu pohybu, a proto jsou schopny vyvinout podle potřeby různé síly důležité k danému pohybu. (Frank et al., 2013)

1.3.2 Patologický stereotyp zapojení

Dysfunkční SSP může vyústit ve větší aktivitu asociovaných kompenzačních svalů a přetížit je tím. (Frank et al., 2013)

Svaly SSP fungují společně jako jedna funkční jednotka a dysfunkce jediného z nich znamená vždy dysfunkci celého tohoto systému. (Čech, 2003)

Při oslabení přední stabilizace páteře nebo jejich předčasné aktivaci dochází k nedostatečnému oploštění bránice, což vede k přetížení paravertebrálních svalů (Kolář, 2006). Hlavní příčiny oslabené kontrakce jsou: nastavení šikmé osy bránice v sagitální rovině, ztuhlost hrudníku v dolní části, nevyváženost mezi horními a dolními fixátory hrudníku, porucha timingu mezi kontrakcí bránice a břišních svalů. (Kolář, 2009)

1.3.3 Core

V zahraniční literatuře (Panjabi, 2003) se výraz core nebo core stability používá pro popis termínu stabilizačního systému páteře. Core, nebo také lubopelvic-hip komplex, je 3D prostor se svalovým ohraničením bránice, břišních svalů, paraspinálních svalů, gluteálních svalů, pánevního dna a svalů pánevního pletence. Přirozenou vlastností těchto svalů je produkovat stabilizační efekt korzetu trupu a páteře. (Akunhota, Scott, 2004), (Huxel Bliven, Anderson, 2013)

Panjabi (1993) vysvětluje mechanismus core stability, která zahrnuje tři nezávislé podsystémy – pasivní, aktivní a neurální kontrolu. Pasivní podsystém obsahuje statické tkáně, které čítají obratle, meziobratlové ploténky, ligamenta, kloubní pouzdra a pasivní vlastnosti svalů. Primární funkcí těchto statických tkání je stabilizovat konečnou fázi pohybu. Aktivní podsystém zahrnuje core muskulaturu a zprostředkovává dynamickou stabilizaci páteře a končetin. Neurální kontrolní podsystém je centrem vstupních a výstupních informací, které produkuje a zachovává core stabilitu. Důležité je také zmínit, že žádný z podsystémů nepracuje osamoceně, ale dochází ke kontinuální interakci mezi všemi třemi typy. (Panjabi, 1992), (Huxel Bliven, Anderson, 2013)

Dříve, než dojde k jakémukoli pohybu, musí dojít ke stabilizaci trupu. Tato stabilizace je nevědomá a automatická, zatímco fázický pohyb vědomý. Korekční stabilizační trénink by měl být prvním krokem v rehabilitačním programu. Balanční nebo posilující cviky předepsané pacientovi se stabilizačními problémy mohou mít limitující efekt nebo dokonce mohou zapříčinit patologické vzorce pohybu nebo exacerbovat pacientovu bolest. (Kobesová, Kolář, 2014)

1.4 LOW BACK PAIN

Přibližně 70% dospělých jedinců v průběhu svého života trpí bolestmi zad. Bolest zad má nejvyšší incidenci ve věku 30 – 55 let a její přesná etiologie ještě stále nebyla prokázána, i když zobrazovací metody prokázaly četné příčiny, které ji mohou způsobit. (Kolář, 2009b)

1.4.1 Etiologie a patogeneze LBP

Violante, Mattioli, Bonfiglioli (2012) LBP definují jako bolest, svalové napětí nebo ztuhlost zad, která v oblasti mezi dolními žebními oblouky a dolními gluteálními rýhami. V roce 2010 byla LBP v míře životního omezení odhadnuta na třetí místo po ischemické chorobě srdeční a chronické obstrukční plicní nemoci. (Violante et al. 2012)

Diagnóza LBP bývá někdy nazývána západní epidemií a řadí se mezi hlavní příčiny disability a předčasného odchodu do důchodu ve vyspělých zemích světa. Životní prevalence je 79%. (Schabrun, Jones, Elgueta Cancino, Hodges, 2014)

Mezi rizikové faktory vzniku LBP patří věk, pracovní prostředí, nízká aktivita, sedavý způsob života, kouření, špatné stravování, obezita, osteoporóza a předcházející zranění. K dalším rizikovým faktorům patří vadné držení těla (VDT), mechanické přetěžování, špatné ergonomické nastavení prostředí, dále stres, deprese, úzkosti. (Searle, Spink, Ho, Chutter, 2015)

LBP je multifaktoriální a komplexní pojem. Faktory podílející se na vzniku LBP můžeme rozdělit do dvou kategorií. První kategorií jsou poruchy způsobené mechanickým poškozením páteře, strukturální poruchy diagnostikovatelné na základě lokálních morfologických nálezů na zobrazovacích metodách. Abnormální biomechanické faktory páteře (zánětlivé, biochemické a nutriční změny, imunologické faktory nebo změny ve struktuře a materiálu tkání) vedou k bolesti zad skrze nociceptivní receptory. (Panjabi, 2006), (Kolář, 2009b)

Nejčastěji je prvotní příčinou bolesti trauma vzniklé incidentem, nebo mikrotrauma způsobené repetitivními pohyby (Panjabi, 2006). Mezi strukturální příčiny LBP se řadí postižení meziobratlových disků, degenerace facetových kloubů, spinální stenóza, abnormality páteře, spondylolistéza, osteoporóza, ankylozující spondylitida, záněty a nádory. Druhá kategorie faktorů vzniku LBP je funkční etiologie, která může vznikat v důsledku neideální řídicí funkce CNS, poruchou zpracování nocicepce nebo psychologickými vlivy. (Kolář, 2009b)

1.4.2 Řízení motoriky ve vztahu k LBP

Řízení hybnosti může být v případě LBP změněno na mnoha úrovních CNS. Studie na jednotlivcích s i bez LBP ukázaly rozdíly v zapojení trupového svalstva, reflexů trupových svalů a trupové kinematice. Experimentálně indukovaná nocicepce ze zádočných svalů, stejně tak jako percepce bolesti, mění kontrolu trupového svalstva. Změny motorického chování u jedinců s LBP jsou výsledkem zpětnovazebného učícího procesu, ve kterém je minimalizována potenciální provokace bolesti a ztráta kontroly nad posturou a pohybem. Cvičení na motorickou kontrolu by se mělo zaměřovat na inhibici povrchových a stimulaci hlubokých svalů, propioceptivní trénink a trénink schopnosti kontrolovaného pohybu. Je důležité brát v potaz sníženou schopnost motorického učení v důsledku přítomnosti bolesti a sekundárních efektů. (Van Dieën, Flor, Hodges, 2017)

Zhoršení pohybu a motorické kontroly nastává sekundárně po projevu bolesti. Patologické procesy, jako je neurologická a radikulární bolest, neuropatická a centrální bolest a zánětlivé onemocnění, může vyústit v důsledku adaptivního nebo protektivního alternativního motorického chování v odpověď na bolest. Motorické chování mohou také narušovat psychologické procesy, jako je stres, strach, úzkost, deprese, hysterie a somatizace. LBP existuje tam, kde dochází k abnormálnímu hromadění tkáně a vzniká zde mechanicky provokovaná bolest. Na základě toho se poté tvoří maladaptivní poruchy pohybu a motorické kontroly. (Massé-Alarie, Beaulieu, Preuss, Schneider, 2016)

1.4.3 SSP ve vztahu k LBP

V případě spinální instability dochází ke ztrátě kontroly řízení pohybu a ke zvýšení pohybu v neutrální zóně. K udržení stability jsou využívány kompenzační stereotypy aktivace trupového svalstva. U LBP tělo kompenzuje zátěž nevhodným náborem svalů s převahou napětí svalů povrchových. (Panjabi, 1992)

Neutrální zóna páteře je spojena s aktivitou svalů SSP. Deficit v jejich funkci je často zaznamenán u pacientů s LBP a naznačuje tak nedostatek kontroly neutrální zóny. (Sheeran, 2010)

Panjabi (2006) ve své práci přichází s hypotézou, že snížení meziobratlového pohybu u pacientů s LBP bude mít za následek snížení bolesti. Tato teze byla základem pro léčbu chirurgickou fúzí, snahu o zpevnění svalstva SSP a trénink svalové kontroly. Panjabi publikoval ve své studii, ve které byl aplikován externí fixátor lumbální páteře, který měl zabránit pohybu a tím snížit bolest, že se aplikací fixátoru bolest snížila, snížil se meziobratlový pohyb a s ním i neutrální zóna. (Panjabi, 2006)

Pacienti s LBP mají v porovnání se zdravými osobami narušenou koordinaci náboru trupových svalů a také pomalejší aktivaci SSP. Při reakci na vyšší zátěž mají pacienti s LBP větší variabilitu pohybových vzorů. U LBP dochází při rychlém pohybu horních končetin k pozdější aktivaci m.TrA a m.OAI. (Hodges, Richardson, 1996)

Pro bederní páteř má rozhodující roli souhra mezi extenzory bederní a dolní hrudní páteře s flexory, které jsou tvořeny souhrou mezi bránicí, břišními svaly a pánevním dnem. Tato flekční synergie stabilizuje páteř z přední strany prostřednictvím IAT. (Kolář, 2006)

Nejčastější problémem bývá insuficience přední stabilizace a převaha extenční aktivity povrchových zádových svalů. (Kolář, Lewitt, 2005)

Je mnoho primárních poruch, které sekundárně mění biomechaniku lumbo-sakrální (LS) oblasti, a které vedou k přetěžování dalších segmentů páteře. Obnovení fyziologické stability můžeme dosáhnout pouze aktivací všech stabilizačních svalů. (Vacek, 2012)

1.4.4 Posturální funkce ve vztahu k LBP

Experimentální studie (Gerold, Ebenbichler, Larsi, Kollmitzer, Zeynep, 2001), (Radebold, Cholewickij, Polzhofer, Greene, 2001) pomocí posturografie identifikovaly u pacientů s LBP sníženou posturální kontrolu a problémy s rovnováhou. V testech stability, což jsou např. stoj na jedné noze nebo stoj o úzké bázi, si pacienti s LBP vedli více než čtyřikrát hůře (Gerold et al. 2001) oproti zdravé kontrolní skupině.

Předpokládanou příčinou špatné rovnováhy a opožděné svalové reakce na náhlou změnu zatížení u pacientů s LBP je deficit propiocepce. Pacienti s LBP mají rigidní strategii posturální kontroly na rozdíl od multisegmentální strategie posturální kontroly, která sice může působit omezení nadměrného pohybu během jednoduchých úkonů, ale stává se suboptimální při větší posturální zátěži, kde vyvolává větší pohyby páteře. (Hodges, Cholewickij, Van Dieën, 2013)

Otázkou zůstává, zda je změněná propiocepce způsobena lokální dysfunkcí proprioceptorů na základě poškozených svalových vřetének, nebo změnou v centrálním zpracování propioceptivních signálů. (Hodges, Cholewickij, Van Dieën, 2013)

1.5 FYZIOTERAPEUTICKÉ METODY A MOŽNOSTI OVLIVNĚNÍ LBP

Volba konzervativního terapeutického postupu závisí na odlišení akutního a chronického stádia nálezu. Na rozdíl od akutního stádia, kde je nutno využít i medikamentózní léčbu a klidový režim, u chronického stavu je dominantním postupem cílené cvičení. Velký význam mají také ergonomická a režimová opatření. (Kolář, Lewitt, Čumpelík, Kubů, 2009)

Při konzervativní léčbě pacientů s chronickými vertebrogenními poruchami se za zásadní považuje cílený výcvik stabilizační funkce páteře a její zasazení do běžných denních činností. Hlavním cílem terapie je ovlivnění stabilizační funkce svalu. Důležitá je funkce koaktivační, tj. spolupráce všech svalů s v rámci globálního posturálně-stabilizačního vzoru a její zapojení v souhře při pohybu. Pokud je buď pořadí (timing) či míra aktivace jednotlivých stabilizátorů porušena, dochází k nepřiměřenému zatížení páteře (Kolář, 2007).

Hlavním cílem je tedy ovlivnit svaly v jejich konkrétní funkci, v tomto případě stabilizační. (Kolář et al, 2009)

Existuje řada terapeutických přístupů ovlivňujících posturální svalovou funkci, které lze využít v léčbě vertebrogenních bolestí. Mezi nejčastěji používané metody a techniky patří následující postupy:

Metoda Roswithy Brunkow

Koncept metody R. Brunkowové je založen na cílené aktivaci diagonálních svalových řetězců pomocí vzpěrných cvičení. Cvičení umožňují zlepšení funkce svalových skupin, stabilizační trénink páteře a reedukaci správných pohybů. (Kolář, 2009c).

Princip této metody spočívá v závislosti motorické aktivity na postavení aker vzhledem k trupu a hlavě. Přes nastavení rukou v opoře se aktivují svalové řetězce a tím dojde k napřímení trupu. Ve výběru cvičebních pozic respektuje tento koncept stupně motorického vývoje dítěte (Kolář, 2009c).

Dále je možné vyžít Akrální koaktivační terapii dle Palašákové Špringové, která rozvíjí principy R. Brunkow. Zaměřuje se na současné neurofyziologické a psychofyziologické poznatky, zkoumá motorické chování, využívá poloh vývojové kineziologie, biomechaniky otevřených a uzavřených řetězců a funkčního nastavení aker pro aktivaci pohybových vzorů, čímž umožňuje zkvalitnění posturálních a lokomočních funkcí jedince (Palašáková Špringová, 2011).

Dle bosenské studie Mujice Skikice, Trebinjace, Sakoty a Avdice (2004) na 34 pacientech s LBP po cvičení dle metody Brunkowové došlo ke zmírnění bolesti zad a zvýšila se mobilita a flexibilita páteře.

Metoda McKenzie

Metoda australského ortopeda Robina McKenzieho vychází z předpokladu, že příčina bolesti páteře má mechanickou podstatu, a proto může být mechanicky odstraněna. Terapie se vybírá podle klasifikace problému jedince a indikuje se po určení diagnózy dle specifického protokolu. Mezi používané cviky patří například terapie a autoterapie extenze páteře, flexe páteře nebo korekce laterálního posunu. (Kolář, 2009)

Ze studie Mujice Skikice et al. (2004) srovnávající metody Brunkowové a McKenzieho pomocí hodnocení vyšetření hybnosti páteře vyplývá, že na pacientech s LBP, kteří byli léčeni metodou McKenzie, došlo k většímu zlepšení spinální mobility a zmírnění bolesti.

Brügger koncept

Švýcarský neurolog a psychiatr Alois Brügger přišel s myšlenkou, že bolest pohybového aparátu může mít funkční opodstatnění. Koncept je založen na teorii, že působením patologicky změněné aferentace dochází v muskuloskeletálním systému ke vzniku ochranných mechanismů, které vyvolávají změny fyziologického průběhu pohybu a držení těla. Cílem terapie je změněnou aferentaci určit a eliminovat. (Pavlů, 2009)

Součástí terapie jsou pasivní i aktivní terapeutické postupy. Mezi pasivní postupy patří polohování, pasivní korekce a horká role. Aktivní postupy jsou korekce sedu a chůze, agisticko-excentrické kontrakce, cvičení s therabandem a zaměření na aktivity všedních denních činností (ADL). (Pavlů, 2003)

Proprioceptvní neuromuskulární facilitace (PNF)

PNF je metoda amerického lékaře a neurofyziologa Hermana Kabata. Jejím neurofyziologickým podkladem je cílené ovlivňování motorických neuronů předních míšních rohů aferentními impulsy z proprioceptorů. Míšní motorické neurony jsou v rámci tohoto konceptu také ovlivňovány eferentními impulsy z vyšších motorických center, které reagují na aferentaci z taktilních, zrakových a sluchových receptorů. Stimulace se dosahuje pomocí různých pasivních i aktivních pohybů proti odporu. Základem PNF jsou pohybové vzorce – diagonály se současnou rotací. (Zounková, Kolář, 2009)

Studie Areudomwonga, Wongrata, Neammesriho a Thonksakula (2017) zjistila, že PNF aplikovaná na pacienty s LBP je efektivní nejen na zmenšení intenzity bolesti a funkční disability (vyhodnocováno pomocí Roland–Morris Disability Questionnaire), ale také působí na pacientovu psychiku a celkovou satisfakci. Dále bylo zjištěno, že prodlužuje interval potřeby cvičení, což bylo objektivizováno povrchovou elektromyografií, která ukázala normalizaci svalového zapojení.

Feldenkraisova metoda

Feldekraisova metoda pracuje s myšlenkou tzv. body image – představy o vlastním těle. (Pavlů, 2003) Podstatou metody je uvědomělé vnímání a ovládání poloh jednotlivých částí těla a funkční integrace, kde se pomocí jemných dotyků a pohybů pacient učí vnímat rozdílné pohybové situace a dochází k uvolnění. Pomocí cvičení se Feldenkrais snažil zjemnit kinestetické citění, zlepšit koordinaci a naučit co nejefektivnějšímu pohybu s minimálním úsilím. (Lepšíková, 2009) Na tuto metodu dobře reagují zejména pacienti s psychosomatickými onemocněními, s poruchou držení těla a s bolestivými stavy. (Pavlů, 2003)

Dle studie Paolucciho et al. (2017) v případě cvičení dle Feldenkraise dochází u pacientů s LBP k výraznému a rychlému snížení bolesti vzhledem k emocionální úrovni terapie.

Školy zad

Školy zad jsou tréninkové programy, jejichž primárním cílem je primární i sekundární prevence funkčních i degenerativních onemocnění. Většina škol zad se snaží ovlivnit držení těla a pohybové chování vyloučením takových pohybů, které způsobují vysoké zatížení meziobratlových disků. Součástí škol zad jsou protahovací, posilovací, automobilizační a koordinační cvičení, nácvik jednoduchých pohybů a nácvik ADL, relaxační cvičení. (Pavlů, 2003)

Dle studie Menga, Peterse a Fallera (2017) jsou školy zad určeny především na vlastní zvládnutí bolesti a autoterapii.

Sling exercise therapy (S-E-T) :

S-E-T je přístup, který využívá závěsný systém Redcord v rámci aktivní léčby. Léčebný systém je založen na relaxaci, zvětšování rozsahu pohybu, trakci, nácviku zpevnění svalů, SMS, cvičení v otevřených a uzavřených řetězcích, dynamické mobilizaci a zdravotním cvičení (Pavlů, 2003).

Studie porovnávající efekt tříměsíční S-E-T a tradičního stabilizačního cvičení, která hodnotila efekt pomocí dotazníku vyhodnocující škálu bolesti, zjistila, že S-E-T je efektivnější v redukci bolesti v porovnání s tradičním cvičením. Studie také navrhuje používání elastických popruhů na rozdíl od často používaných rigidních. (Yong Wook, Na Young, Won Hyuk, Sang Chul, 2018)

Pilates

Pilates je metoda, která kombinuje posilování a protahování svalů SSP. Metoda zdůrazňuje lumbo-sakrální stabilitu, segmentální hybnost páteře, přesnost pohybů, svalovou sílu, koordinaci a rovnováhu. (Blahušová, 2010)

Pilates se soustřeďuje na trénink pánve a páteře v neutrální poloze, která má minimalizovat napětí v měkkých tkáních, posiluje a protahuje svaly coru tak, aby mohly být pro páteř a pánev oporou. Po zvládnutí stabilizace trupu a kontroly těla se může přejít ke cvikům ve vyšších pozicích (Blahušová, 2010).

Dle studie Maiary Machado et al. (2018) došlo po osmitýdenním cvičení Pilates u pacientů s LBP k subjektivnímu zlepšení bolesti a disability. Povrchovou elektromyografií bylo měřeno zapojení mm. multifidi, m.TrA a m.OAI, která po cvičení Pilates ukázala zrychlení aktivace svalů.

Core stability cvičení

Deficit motorické kontroly SSP u pacientů s LBP zapříčiňuje klinickou instabilitu. Tato teorie formovala základ stabilizačních cvičení, které pomocí tréninku síly a výdrže cvičí stabilizátory páteře ve správné koordinaci. (Hodges, Richardson, 1996), (Hodges, Gandevia, 2000), (Hodges et al., 2013)

Core trénink je neuromuskulární trénink posturální stabilizace ve funkčním pohybu. Učí, jak soustředit výkon pohybového aparátu do středu těla, zapojuje do pohybu dýchání a držení těla, zdůrazňuje dynamické a komplexní cviky (Doležal, 2013).

Studie zabývající se efektem core stabilizačních cvičení u pacientů s LBP (Inani, Selkar, 2013), (Kapetanovic, Jerkovic a Avdic, 2016) ukazují, že cvičení komplexní core stability ve srovnání s běžným posilováním snižuje bolest a disability a zlepšuje funkčnost pohybu.

Jóga

Jóga je starověké cvičení s kořeny v Indii, které bylo původně zamýšleno jako meditační disciplína ulevující od bolesti. Toto cvičení duše i těla zahrnuje fyzickou aktivitu (ásana), meditaci (dhyana) a dýchání (pranayama). Mezi udávané hlavní benefity jógy patří redukce bolesti, zlepšení kvality života, redukce stresu a zmírnění mnoha psychických onemocnění. Specificky se jóga uvádí jako metoda uvolňující svalové napětí a tím ulevující od chronické bolesti. (Kamradt, 2017)

Studie Tellese et al. (2016) porovnává efekt cvičení jógy po dobu 12 týdnů u pacientů s LBP pomocí standardizovaného dotazníku Roland Morris Disability Questionnaire hodnotícího míru bolesti a magnetické rezonance. Z výsledku dotazníku vyplývá, že pacienti cítili menší bolest, na magnetické rezonanci se ale žádná strukturální změna po cvičení neprokázala. Studie zkoumající pacienty po dobu sedmi dní intenzivního osmihodinového cvičení jógy prokázala snížení disability o 49%, efekt byl hodnocen pomocí testů rozsahu pohybů páteře. (Tekur, Singphow, Nagendra, Raghuram, 2008)

Senzomotorická stimulace (SMS)

SMS je metoda prof. Vladimíra Jandy a M. Vávrové, jejíž název má zdůrazňovat provázanost aferentní a eferentní informace při řízení pohybu (Veverková, Vávrová, 2009). Cílem je dosáhnout reflexní automatické aktivace svalů, aby pohyby nevyžadovaly významnější kortikální kontrolu. Dosažením subkortikální kontroly aktivace dává záruku, že svaly budou aktivovány v potřebném stupni tak, aby to bylo co nejméně zatěžující (Pavlů, 2003). SMS se nyní používá při terapii funkčních poruch pohybového aparátu, zejména stabilizačních svalů. Technika obsahuje soustavu balančních cviků na labilních plochách a s dalšími pomůckami prováděných v různých posturálních polohách. (Veverková, Vávrová, 2009)

Studie Wanda, O'Conella, Pietra a Bulsara (2011) zkoumající senzomotorický trénink pacientů s LBP prokázala pomocí dotazníků vyhodnocujících škálu bolesti, že pacienti měli o 80% menší bolest.

Vojtova reflexní lokomoce

Reflexní lokomoce prof. Václava Vojty je terapeutický přístup, který představuje ucelený pohled na pacienta (Skaličková-Kováčiková, 2017). Jeho cílem je znovuobnovení vrozených fyziologických pohybových vzorů, které byly blokovány při vývoji mozku nebo byly v důsledku traumatu ztraceny (Pavlů, 2003).

Metoda využívá dílčí modely ontogeneze motoriky člověka, a proto je zvláště vhodná pro terapii motoricky postiženého člověka. Modely jsou aktivovány nezávisle na vědomí. Prostřednictvím výchozí polohy a spoušťových zón budíme na spinální úrovni motorické generátory, které podléhají vlivu vyšších etází. Aktivovaný model se ve spontánní hybnosti v případě potřeby parciálně nebo globálně použije, protože k němu byla vytvořena nová cesta. Reflexní lokomoce mimo jiné obsahuje vzpřimovací mechanismy, fázickou hybnost a automatické řízení polohy těla (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS)

DNS prof. Pavla Koláře je terapeutický koncept na neurofyziologickém podkladě, který ovlivňuje funkci svalů v jeho posturálně lokomoční funkci (Kolář, Šafářová, 2009). Dává důraz na principy vývojové kineziologie v prvním roce života člověka. Tyto principy definují ideální posturu, dechový vzor a funkční centraci kloubů z neuro-vývojového modelu (Kobesová, Valouchová, Kolář, 2014). Každá pozice kloubu závisí na stabilizační funkci svalů a koordinaci lokálních i vzdálených zřetězených svalů, která je důležitá k zajištění centrovaného nastavení kloubů v kinematickém řetězci. Kvalita této koordinace je klíčová pro funkci kloubu a ovlivňuje nejen lokální, ale i globální anatomické a biomechanické parametry (Frank et al., 2013).

DNS prezentuje set funkčních testů posuzujících kvalitu funkční stability páteře a stabilizátorů kloubů a hledající příčinu dysfunkce (Kobesová et al. 2014). Aktivací SSP a obnovením ideální regulace IAT se snaží optimalizovat efektivitu pohybu a zabránit přetěžování kloubů (Frank et al., 2013).

DNS porovnává stabilizační vzory jedince se stabilizačními vývojovými vzory zdravého dítěte a snaží se direktní léčbou obnovit poškozené stabilizační vzory co nejlépe ideálnímu vzoru definovanému vývojovou kineziologií (Kobesová et al., 2014).

Terapie LBP se zaměřuje na ovlivnění rigidity a dynamiky hrudního koše, napřímění hrudní páteře, nácvik stabilizační funkce bránice v součinnosti s břišními svaly, nácvik dechového stereotypu, facilitaci opěrných funkcí a využití principů posturální ontogeneze – cvičení ve vývojových řadách. (Kolář, Šafářová, 2009)

Metoda Ludmily Mojžíšové

Metoda Ludmily Mojžíšové byla primárně používána pro bolest zad, ale také se používá pro léčbu funkční sterility. Obsahuje mobilizační techniky, uvolnění svalů pánevního dna a sestavu cviků pro aktivní denní cvičení. Posilování se provádí izometricky a je facilitováno dechem. Cviky mají účinky mobilizační a protahovací, například uvolnění SI skloubení nebo jednotlivých částí páteře. Cvičební sestava vede k reflexnímu uvolnění tonu svalů a k lepšímu prokrvení, což způsobí funkční zlepšení (Ježková, 2009).

Ve studii Rokyta a Mojžíšové (1992) byla prováděna léčba metodou Ludmily Mojžíšové na pacientech s LBP. Léčba se prováděla na základě reflexní terapie metodou měkké mobilizace. Výsledky terapie byly objektivizovány měřením hodnot kožního odporu v místech maximální projekce svalových spasmů. Pacientům léčba přinesla okamžitou úlevu od bolesti, aniž by vyžadovala další podpůrnou farmakologickou léčbu. Při aktivní spolupráci pravidelným cvičením a posilováním oslabených skupin je u této metody léčebný účinek dlouhodobý. (Rokyta, Mojžíšová, 1992)

Metoda Jarmily Čákové

Terapeutický koncept Jarmily Čákové vychází z posturální ontogeneze člověka. Nabízí řešení na základě zjištěných zákonitostí, které jsou záležitostí centrálního řízení. Vertikalizační proces obsahuje koordinační celky, tzv. bazální posturální programy (BPP). Tyto BPP mají výrazný vliv při reedukaci motorických funkcí u pacientů s různými diagnózami. Jejich nedílnou součástí je svalová normotonie a centrace klíčových kloubů. Při plném využití BPP dochází ke zkvalitnění dechové mechaniky a funkčnímu propojení horního a dolního trupu, což s sebou nese dobrou stabilizaci páteře. Terapie se provádí v tzv. vstupních posturách, které odpovídají polohám z vývoje lidského vzpřimování a zesílením tlaku v místě opěrných bodů přitom současně motivujeme pacienta v pohybu – spouštíme BPP. (Čáková, 2009)

Spinální cvičení dle Čumpelíka

Metoda ovlivňující posturální funkce je také spinální cvičení Jiřího Čumpelíka. Ve cvičení jde o změnu aferentace, která vede ke změně motorické odpovědi CNS. Cvičení předchází napřímení, které by mělo být udržované i během cvičení. Na nastavení napřímení se podílí nejen páteř, ale celé tělo – koordinace a integrace různých svalových souher. Celý tento komplex zajišťující zaujetí polohy se v podobě programu fixuje v CNS, odkud je později automaticky spouštěn. Pomocí cvičení se vyvolá obnova programu, které u dítěte fungoval, ale z různých důvodů byl modifikován. (Kolář et al., 2009)

1.6 OBJEKTIVIZACE EFEKTU FYZIOTERAPIE U PACIENTŮ S LBP

1.6.1 DYNAMOMETRIE

Dynamometrie je měření síly, kterou je člověk schopen působit na určité těleso (snímací část dynamometru) po určitou dobu. Dynamometry jsou určeny pro měření síly větších svalových skupin. Interpretované hodnoty dynamometrie jsou maximální síla, maximální moment síly, popř. strmost nárůstu síly do maxima v čase. (Novotný et al., 2009)

1.6.1.1 Svalový dynamometr

Pro objektivizaci stavu svalů SSP byl zkonstruován svalový dynamometr (SD), třetí verze. Čtyřkanálový digitální SD umožňuje současně měřit okamžité hodnoty silového působení svalů v závislosti na čase. Lze jím měřit obecně různé svaly na lidském těle, ale hlavním cílem SD je měření svalů SSP. SD je tvořen čtyřmi svalovými sondami, které se pomocí páسů upevní suchým zipem na lidské tělo. Sonda je uvázána tak, aby byl nastaven nulový odpor sondy vůči danému svalu. Následně je naměřena síla, kterou působil sval na sondu během dynamické či izolované kontrakce. Ze sondy je poté pomocí tenzometrického převodníku síla převáděna na digitální signál, který se přenáší do vyhodnocovací jednotky (Malátová, 2014)

Síla a stav břišních svalů v rámci SSP ovlivňuje stav či bolestivost bederní páteře (Kolář, 2006). Ke zjištění stavu břišních svalů se v tělovýchovné praxi používá test sed-leh (Měkota, 2002), který testuje dynamickou, vytrvalostní schopnost břišního svalstva. V rámci práce Malátové (2009) byly porovnány výsledky měření SD během testu sed-leh s výsledky získanými během bráničního testu (Kolář, Lewitt, 2005), který sleduje schopnost jedince aktivovat SSP jako celek.

Výhodou SD je široké využití nejen v lékařství, ale i v tělovýchovné praxi, jelikož umožňuje dynamometrické měření síly aktivace břišních svalů (Malátová, 2014).

Při testování břišních svalů byla prokázána insuficience přední stabilizace páteře. Při dynamické zátěži břišních svalů bylo vyvinuto větší úsilí svalů SSP (Malátová, 2009).



Obrázek č. 1 a 2: SD a vyhodnocovací zařízení (Malátová, 2009)

1.6.2 POSTUROGRAFIE

Posturografie je měření posturální stability. Nejčastěji je prováděno na silových platformách a měří přemístění COP během určité doby. Statická posturografie referuje o schopnosti zachování rovnováhy na fixované platformě s otevřenými nebo zavřenými očima. Dynamická posturografie měří posturální reakce při translaci nebo rotaci povrchu platformy, okolí, nebo obojího. Tato technika se používá k analýze posturálních reflexů a schopnosti přizpůsobení senzorického podílu na kontrole rovnováhy. (Bronstein, Pavlou, 2013)

Posturografie je často užívána také v experimentálních studiích zabývajících se vlivem LBP na posturální stabilitu (Radebold et al., 2001), (Gerold et al., 2001), (Leitner et al., 2009), (Ram Prasad, Shweta Shenoy, Sandhu Jaspal singh, Sankara a Sukheeb, 2011).

Ve studii Rama Prasada et al. (2011) se autoři zabývali posturální stabilitou během stoje, nároku na silovou platformu a nároku při externím vychylování pacienta. Ačkoliv ve stoji nebyl jasně patrný rozdíl v posturální stabilitě u zdravých lidí a u pacientů s LBP, v nároku s vychylováním se ukázalo, že pacienti s LBP mají horší posturální přizpůsobování v porovnání se zdravou populací. Ve studii testující posturografie (Leitner et al., 2009) byl na pacientech s LBP prováděn test senzoričné organizace, adaptace a motorické kontroly. Studie zjistila, že test senzoričné organizace je nejvěrohodnější a nejcitlivější k určení posturální instability u pacientů s LBP.

1.6.2.1 Posturální somatooscilografie (PSOG)

PSOG je posturografie, kde vzniká záznam projekce COP na instabilní ploše Posturomed. Posturomed je terapeutický přístroj s nestabilní plochou, který znesnadňuje stabilizaci těla ve standardizovaných situacích. PSOG se skládá z Posturomedu a akcelerometru, ze kterého se přenášejí data do počítače. Na rozdíl od běžné posturografie, kde se vyšetřuje bipedální stoj, se v pSOG vyšetřuje pomocí provokačního testu. Tím může být např. kráčení na místě s přesně definovaným pohybem končetin. Provokačním testem lze vyprovokovat řízení segmentální stabilizace k činnosti na vyšší úrovni a vyšetřovat segmentální stabilizaci motoriky. Tyto testy vedou u instabilních osob k rychlému vyčerpání posturálních rezerv a k odhalení posturální dysfunkce. Rašev pSOG použil na pacienty s LBP a zjistil, že výsledky klinicky nápadných titubací u pacientů s posturální dysfunkcí motoriky jsou dobře ověřitelné ve vyšetření pomocí pSOG (Rašev, 2010).



Obrázek č.3: Posturomed s připojeným akcelerometrem a vyhodnocovacím zařízením
(Rašev, 2010)

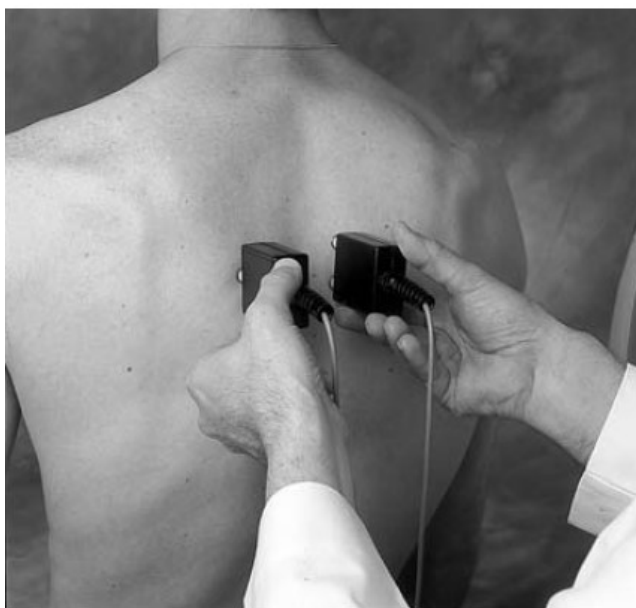
1.6.3 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografické (EMG) signály mohou být zaznamenávány invazivní a neinvazivní cestou. Invazivní techniky využívají jehlové elektrody k monitoraci EMG signálů přímo ze svalů. Na rozdíl od toho povrchová – surface EMG (sEMG) využívá data z kůže. (Ghapanchizadeh, Ahmad, Ishak, Al-Quraishmi, 2017)

SEMG je přístrojová elektronická technologie pro záznam a analýzu elektrických potenciálů, které reflektují kontrakční aktivitu kosterních svalů během konkrétního pohybu (Krobot, Kolářová, 2011). Zajišťuje bezpečnou, jednoduchou a rychlou metodu, která umožňuje objektivní hodnocení svalového zapojení (Criswell, 2011).

SEMG usnadňuje pochopení komplikovanosti lidské motoriky. Její prioritou je funkční kineziologická analýza pohybu. Pomocí sEMG vyšetřujeme pohyb jako funkci a jeho změny za fyziologických či patologických okolností. Sledujeme hru svalů a hodnotíme jejich aktivitu (Krobot, Kolářová, 2011).

SEMG se hodně využívá v experimentálních studiích posuzujících svalovou aktivaci u pacientů s LBP (Hodges, Gandevia, 200), (Okubo, Kaneoka, Imai, 2010), (Linsiński, 2010). Studie Linsińského (2010) demonstrovala změny v aktivitě m. erector spinae u pacientů s LBP. Množství motorických jednotek stejně jako svalových vláken, jejich synchronicita svalové kontrakce a úroveň zapojení byla u pacientů s LBP nižší.



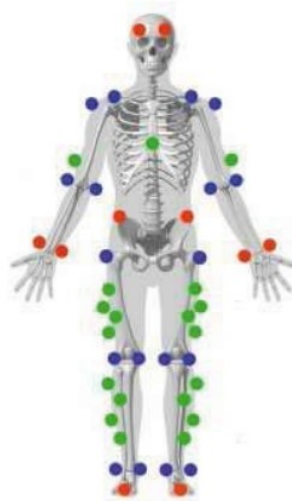
Obrázek č.4 : Aplikace sEMG (Criswell, 2011)

1.6.4 3D KINEMATICKÁ ANALÝZA

Pohyb je z fyzikálního hlediska chápán jako změna souřadnic v určitém časovém rozpětí. 3D kinematická analýza zobrazuje trojrozměrný objekt (pacient, sportovec) v pohybu. K natáčení je nutné mít dvě vysokofrekvenční kamery. Při analýze lze sledovat jednotlivé body, spojnice bodů, těžiště. Následně je možné tyto spojnice zvýraznit a sledovat jak se mění během pohybu. (Sebera, Joukal, Zvonař, 2007)

Jedním z cílů využití kinematické analýzy je zlepšení pohybového výkonu. Ke zlepšení výkonu může dojít prostřednictvím zlepšení techniky pohybu, kdy se snažíme zlepšit pohybové dovednosti tak, aby odpovídaly optimálnímu provedení z hlediska biomechaniky. Dále studium kinematických veličin (dráha, rychlost, zrychlení) společně s kinetickými (síla, moment sil) může odhalit příčiny přetěžování pohybového aparátu. Porozumění příčin může vést ke změnám v technice pohybu a změnou techniky lze omezit výskyt zranění pohybového aparátu (Soumar, 2011).

Marras et al. (1993) hodnotil pomocí 3D kinematické analýzy kinematické parametry trupu, včetně rozsahu, rychlosti a zrychlení pohybu u pacientů s LBP. Zjistil, že pouze rychlost a zrychlení se oproti zdravé populaci mění. Ashouri se Marrasem inspiroval a měřil pohyby trupu pacientům s LBP podobným ADL. Z jeho měření vyplývá, že flexe a extenze v sagitální rovině je dostatečná k rozlišení pacientů s LBP od zdravých jedinců. Výhodou měření je jednoduchost a jednoduchá implementace do klinických podmínek. Větší přesnost by samozřejmě měly sofistikovanější modely pohybu. (Ashouri et al., 2017)



Obrázek č.5: 3D kinematická analýza (Soumar, 2011)

1.6.5 MOIRÉ METODY

Moiré metody jsou zaměřeny na principu projekce dvou pravidelných struktur na měřený povrch. Pravidelnou strukturou mohou být lineární mřížky, radiální mřížky, matice bodů apod. Střetnutí těchto dvou struktur vyvolá vznik třetí struktury pozorovatelné na povrchu měřeného předmětu (Mandát, 2012).

Je to jednoduchá technika vyžadující kameru, zdroj světla a mřížku. Obrazy se formují střídáním světlých a tmavých okrajů. Klinická aplikace moiré metody je založena na posuzování okrajů promítaného obrazu (vrstevnic) mezi oběma stranami těla. Nejčastěji se používá k detekci skoliózy a jiných deformit páteře. (Porto, Farinatti, Gurgel, Russomano, 2010)

Moiré metoda byla použita v biomechanickém testování pacientů s LBP (Pope, Wilder, Stokes, Freymover, 1979). Podle Popa et al. (1979) není vhodná k detekci rozdílů mezi zdravými a nemocnými pacienty, ale je vhodná k detekci svalových spasmů. Studie Truszczynské, Drzal-Grabiece, Cichosze a Trzaskomy (2016) měřila pomocí moiré metody zatížení sedu na gymnastickém míči a na sedačce.



Obrázek č.6: Moiré metoda, vyhodnocovací zařízení (Porto et al., 2010)

1.6.6 CORE STABILITY TESTY

Optimální stabilita coru závisí na svalové síle a výdrži a neuromuskulární kontrole (Butowicz, Ebaugh, Noehren a Silfies, 2016). Slabá stabilita coru byla identifikována jako rizikový faktor pro vznik LBP (Panjabi, 2003). V zahraničních zdrojích existuje několik studií zahrnující core stability testy jako testy trupové stabilizace (Waldhelm, Lil, 2012), (Butowicz et al., 2016), (Bruce, Rush, Torres, Lipscomb, 2017). Budou zde uvedeny v rámci možností objektivizace trupové stabilizace, protože při zlepšení stabilizace coru může dojít k redukci LBP (Kapetanovic et al., 2016) a může tím být objektivizován efekt terapie. Dále se testy dají použít k predikci vzniku případného zranění (Bruce et al., 2017)

Hip bridging – tzv. most z pánve (v lehu na zádech zvedání pánve při flektovaných dolních končetinách opřených o plošky nohou) je běžně ve fyzioterapii používán jako stabilizační cvičení. Jelikož bridging provedený jednostranně (tj. opřena je pouze jedna dolní končetina) vyžaduje významnou aktivaci SSP, může být použit jako test posuzující stabilitu coru (Okubo et al., 2010)

Dalším testem, který by mohl být použit, je test trupové stability. Při testu sedí vyšetřovaný na gymnastickém míči s rukama na hrudi, zvedne jednu dolní končetinu a na druhé dolní končetině se ze sedu zvedá do stoje. (Butowicz et al., 2016)

Studie Waldhelma et al. (2012) ukázala, že při testování core stability jsou testy výdrže efektivnější než testy flexibility, síly motorické kontroly nebo funkční testy. Další ze série testů stability coru mohou být dřep na jedné noze, plank – tzv. prkno (zvednutí z lehu na břicho, opřené lokty o zem, napnuté tělo opřené o špičky), nebo šikmý plank (zvednutí z lehu na boku, opřený jeden loket a jedna špička).

Testování má nezpochybnitelné výhody v rychlosti a dostupnosti v klinické praxi, přesto ale není žádná standardizovaná sestava cviků, kterými by se dala měřit stabilita coru. (Friedrich, Brakke, Akunhota, Sullivan, 2017)

2 CÍLE

Cílem rešeršní části této bakalářské práce bylo shrnutí recentních poznatků o problematice chronického vertebrogenního syndromu bederní páteře a možnostech funkčního vyšetření a fyzioterapeutického ovlivnění LBP. Cílem praktické části je objektivizace efektu fyzioterapie u dvou pacientů s LBP na aktivaci břišní stěny, tj. nepřímé měření schopnosti aktivovat nitrobřišní tlak pomocí nového přístroje Ohm belt. Subjektivní efekt fyzioterapie byl u pacientů hodnocen pomocí Oswestry dotazníku. Měření bylo provedeno před terapií a po terapii a získaná data byla porovnána.

Dílčí cíle

- 1) Pomocí standardizovaného Oswestry dotazníku, který hodnotí bolest a omezení běžných denních aktivit u pacientů s LBP, zhodnotit subjektivní efekt terapie.
- 2) Pomocí nového unikátního přístroje Ohm belt zhodnotit vliv fyzioterapie na aktivaci břišní stěny.

3 METODIKA

Měření a terapie proběhly v období prosinec 2017 – březen 2018 ve Fakultní nemocnici Motol na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Pro tuto práci byli vybráni dva pacienti s LBP, kteří byli zařazeni do terapie na Rehabilitační klinice v Motole. Pacienti byli vyšetřeni a otestováni přístrojem Ohm belt před terapií a po třech měsících terapie. Před terapií a v jejím závěru pacienti samostatně vyplnili dotazník OSWESTRY určující míru bolesti a disability.

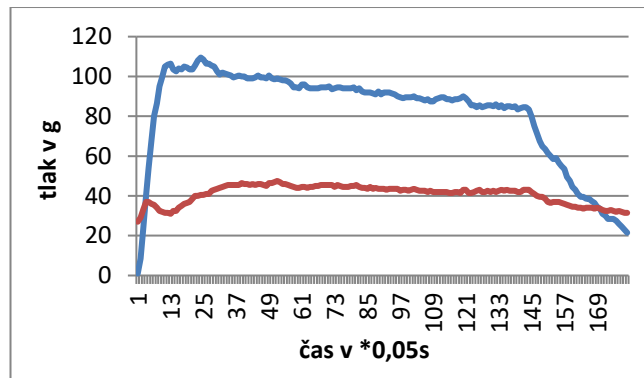
3.1 TERAPIE

Terapie probíhaly pod vedením Mgr. Lenky Oplatkové. Pacienti docházeli na terapii jednou za tři týdny v období tří měsíců, absolvovali tedy celkem 6 terapií s fyzioterapeutem. Byli cvičeni metodou DNS, konkrétní terapie bude podrobněji popsána v kazuistikách u pacientů. Pacienti byli instruováni k autoterapii, obdrželi sérii pěti cviků, které měli cvičit půl hodiny nejlépe každý den. O svém cvičení a subjektivním vnímání rehabilitace si pacienti vedli záznam, který bude zohledněn ve výsledku a efektu terapie v kazuistikách.

3.2 PŘÍSTROJ OHM BELT

Pro neinvazivní vyšetření síly svalů regulujících nitrobřišní tlak byl sestaven tlakový senzor (capacitive force sensor) nazvaný Ohm belt. Tlakovým senzorem lze zaznamenat sílu nádechu vyjádřenou tlakem vyvinutým na senzor v gramech. Dvoukanálový digitální tlakový senzor (TS) svou konstrukcí umožňuje současně měřit okamžité hodnoty silového působení svalů v závislosti na čase (tzn. lze vyhodnocovat jak velikost síly, tak i její dynamiku). Hlavním cílem TS je objektivizace míry aktivace (nepřímo síly) svalů břišní stěny. TS je tvořen dvěma senzory. Pro uchycení senzorů na lidské tělo slouží soustava popruhů s možností nastavení jejich délky a fixací posuvnými přezkami. Rovněž je možný posun mechanických částí TS tak, aby bylo možné dotykové plochy senzorů nastavit na požadovanou část lidského těla s možností přizpůsobení se konkrétním rozměrům těla.

Senzory obsahují tenzometrický převodník síly na digitální signál, který je bezdrátově přes bluetooth přenášén do notebooku kde software graficky zobrazí výsledky. Program umožňuje nahrávat libovolné časové sekvence, jejichž číselné hodnoty jsou automaticky generovány do excelových tabulek. V počítači je potom možné provádět grafická zobrazení dat a jejich vyhodnocení včetně archivace dat probandů.



Graf č.1: Graf posturálního zatížení. Modrá křivka – aktivace laterodorzální části břišní stěny (horní senzor), červená křivka – aktivace břišní stěny nad tříselm (dolní senzor).

3.2.1 Průběh měření

Měření probíhalo autorem bakalářské práce. Místo pro správné umístění dotykových ploch svalového dynamometru bylo palpačně vyhledáno. TS byly upevněny na tělo probanda pomocí popruhů. V místech dotykových ploch nastává aktivace, rozšiřuje se obvod pasu a vzniká tlak na dotykové plochy tlakového senzoru. Pacient byl ve výchozí pozici v napřímeném sedu s ploskami opřenými o zem na šířku pánve a s kyčelními klouby lehce nad úroveň kolenních kloubů.

V rámci této práce byly použity dva tlakové senzory. Jeden byl umístěn vlevo v dorzální části pod dolními žebry na rozhraní regio lumbalis a regio lateralis, tj. laterálně od zevní hrany m. quadratus lumborum. Druhý byl umístěn vlevo těsně nad tříselný vaz. Senzor se před každým měřením nejprve kalibruje na nulovou hodnotu. Poté se připevní tlakem 120 g, což zajišťuje dostatečně přesné měření senzorů, a zároveň nepůsobí mechanickou překážku pro pohyb hrudníku.



Obrázek č.7: Upevnění TS na tělo probanda

3.2.2 Měřené situace

U obou probandů byla měřena míra a distribuce aktivity břišní stěny po 10s intervalech za těchto posturálních situací:

- 1) Klidové dýchání v sedě.
- 2) Cílené zvýšení intraabdominálního tlaku ve spojení s dechovou funkcí po instrukci terapeuta.
- 3) Dýchání se statickou externí zátěží v sedě, kdy proband drží závaží vážící 10% jeho hmotnosti v předpažených horních končetinách.

3.2.3 Vyhodnocení

Pro každou situaci byl použit 10 sekundový interval, kdy se zaznamenávaly hodnoty. Začátek a konec měření byl sdělen probandovi slovně. Měření začalo v preinspirační pauze prvního nádechu a končilo na konci posledního výdechu. Z 10 sekundových intervalů se spočítala průměrná hodnota pro danou posturální situaci a daný časový úsek u každého probanda. Dále se hodnotila velikost amplitud jednotlivých dechových cyklů v konkrétních posturálních situacích.

3.3 OSWESTRY dotazník verze 2.1a

Oswestry dotazník hodnotí omezení běžných denních aktivit – disability z příčiny LBP, tedy kvantifikuje subjektivní potíže pacienta. Obsahuje 10 otázek, z nichž každá má šest alternativ odpovědí, které se hodnotí 0 až 5 body (5 bodů označuje nejvyšší stupeň omezení). Míra celkové disability se vyjadřuje v procentech a vypočítá se z celkového skóre. Vyhodnocení dotazníku provádí lékař nebo fyzioterapeut. Oswestry dotazník verze 2.1a je nejnovější česká verze tohoto dotazníku. (Mičánková Adamová, Hnojčíková, Vohánka, Dušek, 2012)

4 KAZUISTIKY

Kazuistika každého pacienta obsahuje anamnézu, vstupní kineziologický rozbor, průběh terapie, vedené Mgr. Oplatkovou ve Fakultní nemocnici Motol, vyšetření přístrojem Ohm belt na začátku a na konci dvouměsíční terapie a pacientem vyplněný dotazník Oswestry. Dále obsahuje závěr terapie, tedy porovnání výsledků měření přístrojem Ohm belt před a po terapii a subjektivní zhodnocení efektu terapie pacienty.

4.1 KAZUISTIKA Č. 1

Pacient M.E.

Rok narození: 2001

NO: St. p. akutní LBP s přechodnou iritací v L5 vlevo

OA: Pacient cca 5 let závodně vesluje, 6x týdně dvouhodinové tréninky + závody. Vesluje v asymetrické technice. 21.11.2017 přichází na dětskou neurologii ve FN Motol s akutními bolestmi beder a neschopností se postavit. Byla provedena MRI celé páteře s nálezem drobného výhřezu ploténky L4/L5, cirkulární protruze disku L5/S1 s anulární fibrózou foraminálně vlevo, lehce užší foramina L4/S1 vlevo, lehká def. spondylartróza L4/S1 se zmnoženou nitrokloubní tekutinou v L4/S5. Po hospitalizaci na dětské neurologii ve Fakultní nemocnici Motol stav výrazně zlepšen, v prosinci přichází na rehabilitaci na Kliniku rehabilitace a tělovýchovného lékařství v Motole.

Jiná onemocnění: interně se ničím neléčí

SPA: student 1. ročníku Střední stavební školy, obor architektura a design

RA: nevýznamná

FA: sine

Abusus: sine

Subj.: pacient udává přetrvávající bolest bederní páteře

Kineziologický rozbor:

Při stoji viditelná lateroflexe trupu doleva a shift pánve lehce doprava. Pacient má hyperkyfózu (Thp a vyhlazenou LS lordózu, pánev v anteverzi. Přítomno výrazné protektivní držení bederní páteře do flexe. Při stoji na jedné dolní končetině je rotovaná pánev s mírným poklesem vpravo.

Dynamika LSp bez omezení do všech směrů, Cp s lehkým mezením do anteflexe tahem krátkých extenzorů šíje, ostatní rozsahy hybnosti bez omezení.

Horní končetiny (HKK) jsou normální svalové síly, cití bez poruch, reflexy C5-8 jsou symetricky výbavné. Pacient má elevované lopatky, scapulae allatae bilaterálně více vlevo, kde je i porucha v dynamice, tzv. předbíhání lopatky.

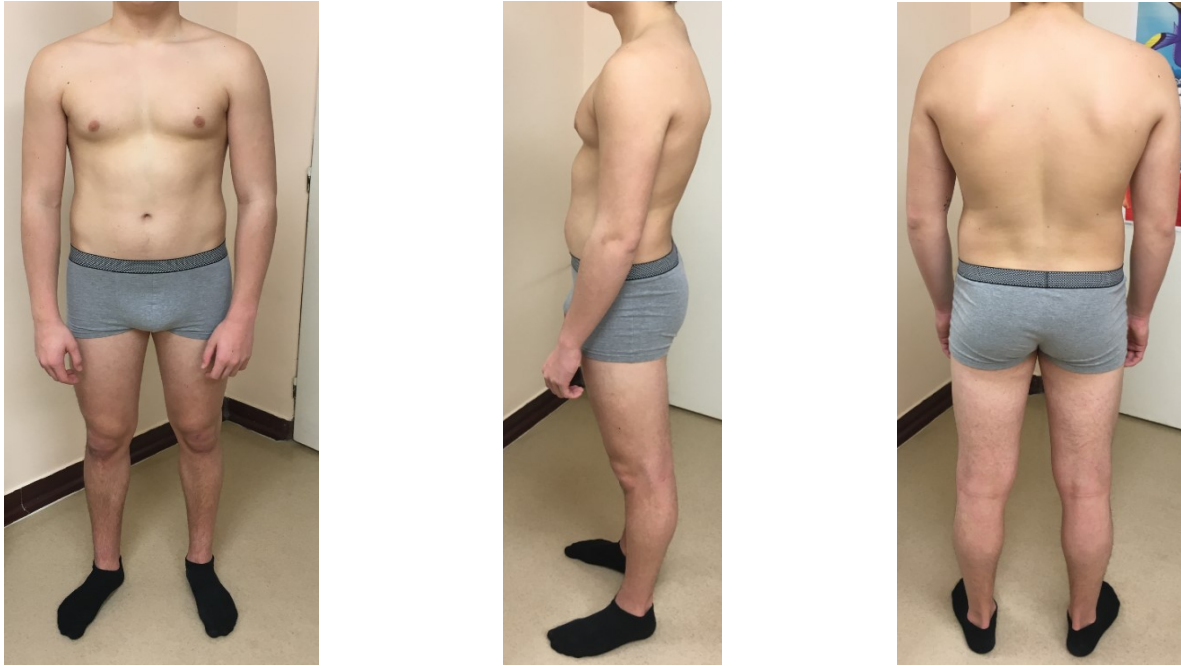
Pacient má protrakci hlavy a ramen, elevovaná ramena, bilaterálně výrazně vystupující akromiony. Ramenní klouby jsou bez omezení rozsahu hybnosti, bez bolesti, vlevo s lupavými fenomény. Hypertonus horních fixátorů lopatek, mm. pectorales a erektorů páteře.

Ve stoji symetrická zátěž dolních končetin. Mírné omezení hybnosti Th páteře do extenze, LS páteř bez blokády, palpce trnů nebolestivá. SI skloubení je volné, kostrč nebolestivá. Tužší pružení L4/L5 a L5/S1. V mm. gluteii bilaterálně trigger pointy, hypertonus v m. iliopsoas bilaterálně. Kyčelní klouby bez omezení rozsahu hybnosti, hamstringy jsou zkrácené, dolní končetiny (DKK) normální svalové síly, taktilní cití v normě, reflexy L2-S2 symetricky výbavné. Lassegue i obrácený Lassegue negativní.

Při anteflexi páteře nedostatečné rozvíjení bederní páteře s lehkým shiftem trupu a pánve doprava, ostatní pohyby v rozsahu normálním.

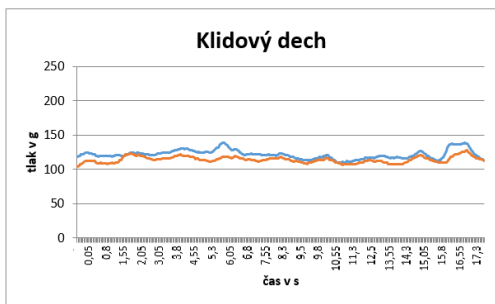
Patologický test flexe kyčle s větší asymetrií při flexi LDK – bilaterálně úkon trupu, laterální a kraniální posun umbiliku svědčící pro poruchu sagitální trupové stabilizace. Palpačně znatelný výrazný hypertonus v m. RA v horní i spodní porci.

Test extenze trupu v leže na břicho – akcentace paravertebrálních valů, hypertonus gluteálních svalů a hamstringů.

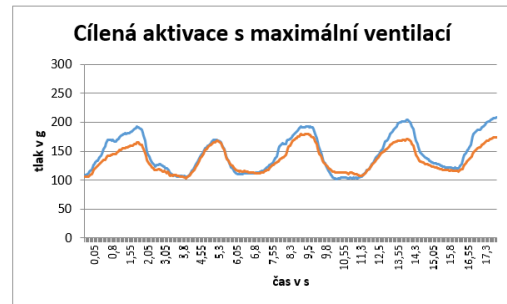


Obrázky č. 8, 9, 10: Pacient 1 stoj zepředu, z boku a zezadu

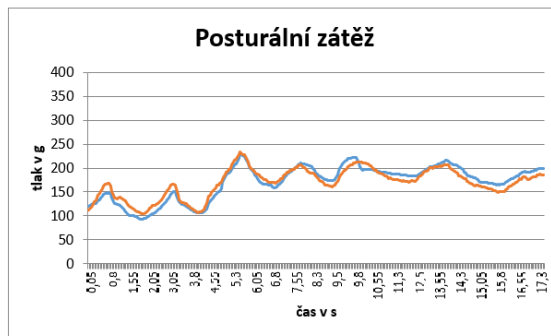
Měření přístrojem Ohm belt před terapií:



Graf č. 2: Klidový dech pacienta 1



Graf č.3: Cílená aktivace s max. ventilací pacienta 1



Graf č.4: Posturální zátěž pacienta 1

Graf č.2 znázorňuje aktivaci břišní stěny při klidovém dýchání pacienta 1, tedy tlak svalů břišní stěny v gramech za čas v ms. Graf č.3 znázorňuje cílenou aktivaci břišní stěny po instrukci fyzioterapeuta k maximální ventilaci. Z grafu je patrná stoupající aktivita svalů při maximální ventilaci. Graf č.4 znázorňuje aktivaci břišní stěny při držení závaží (bosu) vážící 10% pacientovy tělesné hmotnosti. Při posturální zátěži má pacient aktivitu břišní stěny nejvyšší, a to v obou měřených oblastech, tj. nad tříselem vlevo a v regio laterolubalis vlevo.

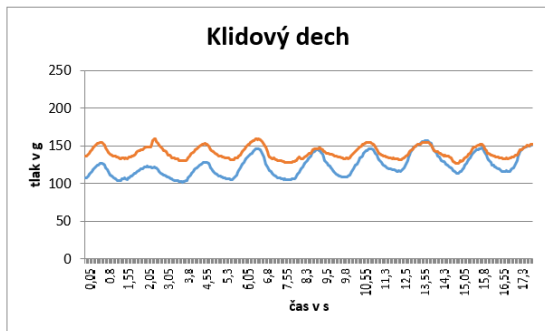
Terapie

Terapie byla zaměřena na aktivaci a globální koordinaci muskulatury stabilizující trup a korekci stereotypu dýchání. Edukaci stabilizačního cvičení předcházelo manuální ošetření bolestivých spouštěvých bodů, mobilizace fascií, trakce a mobilizace Lp, trakce a centrace kyčelních kloubů. Manuální terapii prováděla magistra fyzioterapie.

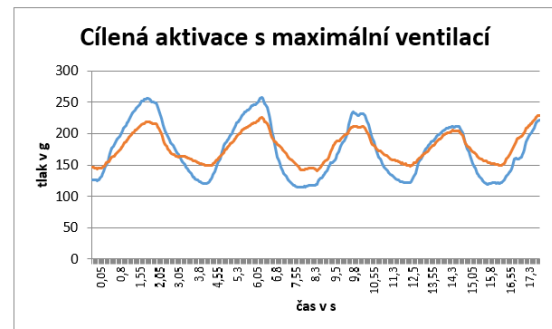
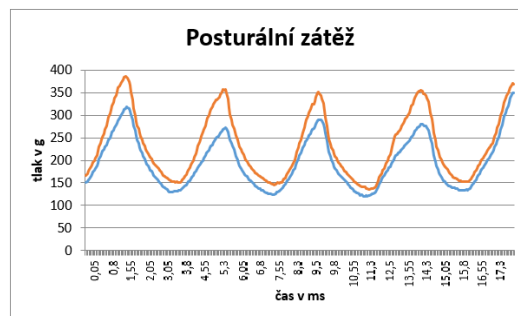
Pro aktivaci stabilizačního systému páteře a korekci dechového stereotypu byly dle konceptu DNS vybrány následující cviky korelující s posturálně-lokomočními vzory fyziologického vývoje (obrazová dokumentace cviků v příloze):

1. Návčik sagitální stabilizace a dechového stereotypu v poloze na zádech s DKK nad podložkou (3. měsíc vývoje) a v poloze v sedě (10. měsíc)
2. V supinační poloze 5. měsíce, torzní stabilizace s rotací horního trupu za účelem návčiku fázické hybnosti HKK se zátěží (therabandem).
3. Klek na čtyřech (7. měsíc) s návčikem přechodu do pronační polohy 6. měsíce.
4. Hluboký dřep (12. měsíc) s oporou o HKK, DKK v ose, tříbodovou oporou o plosky a pánvi v neutrále. Sagitální stabilizace, práce s těžištěm, diferenciací opory a fázického pohybu. Přechod do 12. měsíce (medvěd) a pánský klik
5. Napřímení pánve na femuru ve stojí (13. měsíc) nebo v šikmém sedu (7.-8. měsíc) s diferenciací pohybu.
6. V pronační poloze 12. měsíce (medvěd) přenášení váhy z HKK na DKK.
7. Volný sed na bosu s návčikem správné trupové aktivace při asymetrickém veslování.

Pacient byl instruován v autoterapii sestávající se ze cviků 1, 2, 4, 5, 6, a 7. Dýchání a trupovou stabilizaci měl aplikovat i do veslařského tréninku.

Měření přístrojem Ohm belt po terapii:

Graf č. 5: Klidový dech pacienta 1 po terapii

Graf č.6: Cílená aktivace
s max. ventilací pacienta 1 po terapii

Graf č.7: Posturální zátěž pacienta 1 po terapii

Při klidovém dýchání (graf č.5) více stoupla aktivita svalů dolního břicha, protože křivka znázorňující dolní sondu (tj. oblast nad tříselem) převyšuje křivku znázorňující horní sondu (tj. regio laterolumbalis). Při maximální ventilaci (graf č.6) má pacient aktivnější horní část břicha, protože křivka horní sondy převýšila křivku dolní sondy. Při posturální zátěži (graf č.7) má pacient aktivitu břišní stěny nejvyšší v oblasti dolního břicha. Při maximální ventilaci v je břišní stěna neaktivnější v oblasti horního břicha.

Výsledky měření a závěr terapie

PŘED TERAPIÍ

	klidový dech	cílená aktivace s max. vent.	post. zátěž
horní senzor	121,6g	142,9g	188,9g
dolní senzor	113g	135g	177,9g
	rozdíl klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		21,3g	67,3g
dolní senzor		22g	64,9g
	rozdíl procent klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		+15%	+15%
dolní senzor		+35%	+35%

Tabulka č. 1: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacienta 1 před terapií

PO TERAPII

	klidový dech	cílená aktivace s max. vent.	post. zátěž
horní senzor	133,65g	260,92g	250,05g
dolní senzor	125,97g	248,25g	261,19g
	rozdíl klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		134,57g	122,28g
dolní senzor		116,4g	135,22g
	rozdíl procent klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		+49%	+50%
dolní senzor		+46%	+51%

Tabulka č. 2: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacienta 1 po terapii

	klidový dech			cílená aktivace s max. ventilací			posturální zátěž		
	Před	Po	Rozdíl Před/Po	Před	Po	Rozdíl Před/Po	Před	Po	Rozdíl Před/Po
horní senzor	121,6	133,65	+12,05 (+ 9%)	142,9g	260,92	+118,02 (+ 35%)	188,9	250,05	+61,15 (+ 16%)
dolní senzor	113,0	125,97	+12,97 (+ 10%)	135,0	248,25	+113,25 (+ 34%)	177,9	261,19	+ 83,29 (+ 9%)

Tabulka č. 3: souhrnná tabulka naměřených hodnot přístrojem Ohm belt u pacienta 1

Po terapeutické intervenci došlo u pacienta ke zvýšení aktivace v maximálním nádechu o 34% u horního a 9% u dolního senzoru a v posturální zátěži došlo ke zvýšení aktivace u horního senzoru o 9% a u dolního senzoru ke zvýšení aktivace o 16%.

Pacient samostatně vyplnil dotazník Oswestry před a po terapii (viz. přílohy). Před terapií měl pacient 57% disability, čemuž ve standardizované verzi dotazníku odpovídá těžká disabilita, charakteristická silnou bolestí omezující běžné denní aktivity. Po terapii byla u pacienta zjištěna disabilita 0%, pacient tedy nepocíťoval žádné omezení ani bolest ve výkonu běžných denních činností.

Dle pacientova sdělení se z velkých bolestí staly bolesti nulové. Autoterapii prováděl každý den a cvičení mu výrazně pomohlo.

4.1 KAZUISTIKA Č. 2

Pacientka R.Z.

Rok narození: 1961

NO: chronická LBP

OA: Rok po artroskopii levého kolene přichází pacientka na rehabilitaci s vleklými dlouhodobými bolestmi bederní páteře.

operace: artroskopie gen.I.sin, menisectomia part. men. med. et lat. 2016 po úrazu kolene v roce 2011

Jiná onemocnění: hyperlipoproteinémie na dietě, VAS Cp, primární gonartróza bilaterálně

SPA: sedavé zaměstnání

Sportovní aktivity: rekreačně lyže, kolo, 2x týdně cvičení

RA: nevýznamná

FA: sine

Abusus: sine

Subj.: pacientka udává dlouhodobou bolest bederní páteře

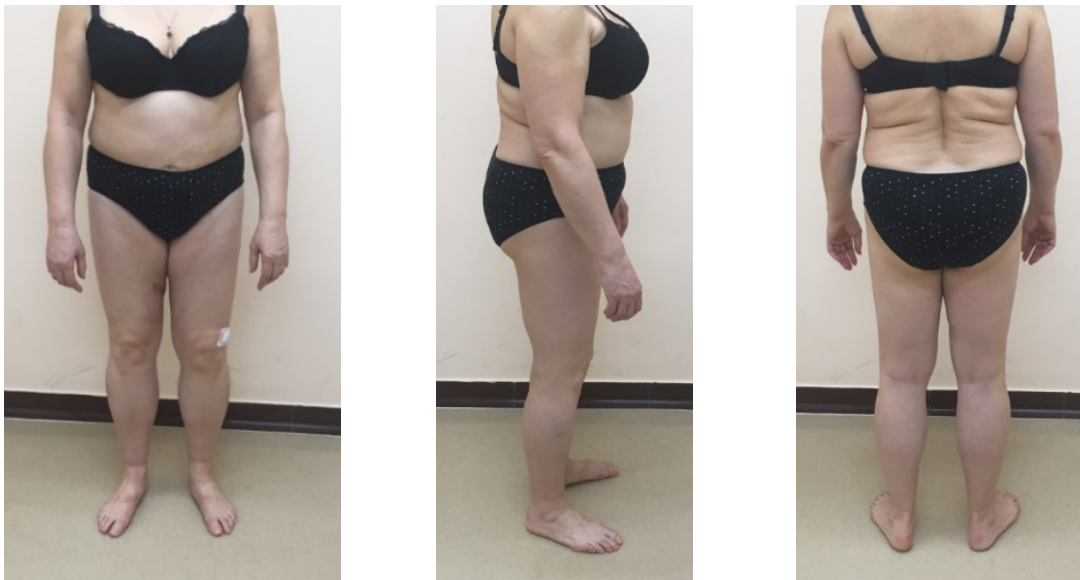
Kineziologický rozbor:

Ve stoji znatelná těžká hrudní hyperkyfóza, shift trupu doprava, sinistroskolióza bederní páteře a Th-L přechodu, Lp oploštělá až v paradoxní kyfózu, sešikmená pánev.

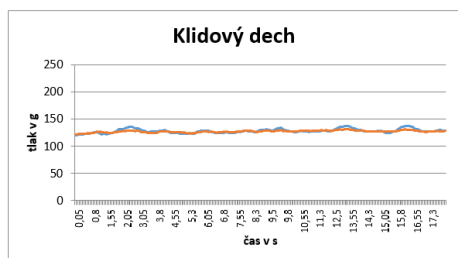
Omezení pohybu Cp v krajních do rotace a inklinace v krajních polohách. Thp je v celém rozsahu rigidní, nejvíce omezena do rotace, pružení bolestivé, páteř nepružní v celém rozsahu, lehce pruží jen L4/L5 a L5/S1. Hypertonus paravertebrálních svalů Th-L přechodu. V dynamice bederní páteře je anteflexe volná, extenze nulová, dosáhne maximálně neutrální pozice v napřímení, omezena je i rotace.

Kostální typ dýchání, břicho je s klidovým hypertonem m. obliquus externus abdominis a m. rectus abdominis, odstávání dolních žebber, brániční dýchání je pacientka schopna aktivovat, ale provokuje kašel. Při vyšetření bez zatahování jugula.

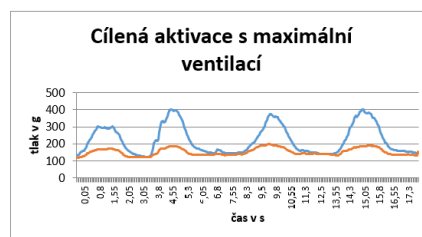
Rozsah hybnosti kyčelního kloubu je omezen do vnitřní rotace, Mingazzini negativní, Lassegue i obrácený Lassegue negativní, reflexy L2/L4 symetricky výbavné, L5/S2 bilaterálně snížené. Senzitivní deficit nekuje. Svalová síla DKK normální, na paty i špičky se postaví, ale omezeně. Poskoky svede s menším odrazem, stoj na jedné DK nestabilní, ale zvládne 1-2 sekund. Stoj na jedné noze provede s poklesem pánve na levé straně. Chůze v lehké anteflexi trupu.



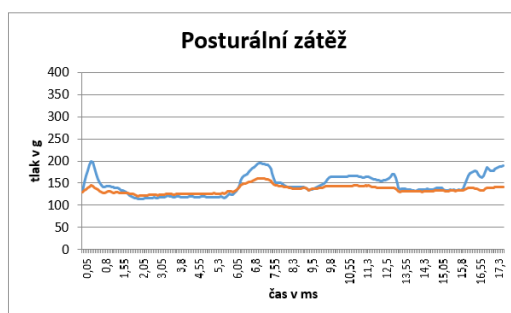
Obrázky č. 11, 12, 13: Pacientka 2 stoj zepředu, zezadu a z boku

Měření přístrojem Ohm belt před terapií:

Graf č. 8: Klidový dech pacientky 2



Graf č. 9: Cílená aktivace s max. ventilací pacientky 2



Graf č. 10: Posturální zátěž pacientky 2

Terapie:

Terapie se zaměřovala na aktivaci ventrální muskulatury a změnu stereotypu dýchání. Fyzioterapeutka v rámci terapie nejdříve manuálně ošetřila fascie C-Th oblasti, pectorální fascie, mezižebříky a bederní fascie měkkými technikami. Provedeny byly mobilizace žebér, centrace ramenních kloubů a aproximace dle Jarmily Čákové. Dále byla provedena mobilizace a šetrná trakce Lp.

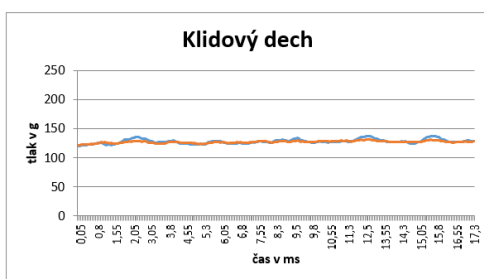
Dle konceptu DNS byly vybrány tyto cviky ze cvičení podle vývojových řad:

1. V poloze na všech čtyřech s oporou o předloktí centrace opěrných DKK, HKK, lopatek, napřímení Thp.
2. V supinační poloze 3. měsíce sagitální stabilizace, nácvik také v 5. měsíci s torzní stabilizací, rotace horního trupu.
3. V poloze 7. měsíce s přehoupnutím do 6. měsíce s oporou o dlaně s aktivací trupové stabilizace.

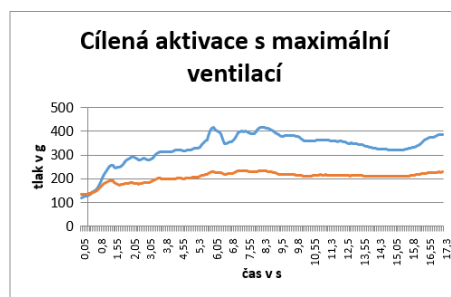
4. V poloze 11 měsíců (tripod) pánev v neutrále, centrace lopatek, rozvolnění trupu s přidanou rotací.
5. V poloze 12. měsíce (hluboký dřep) přesun do medvěda s oporou o HKK, osa DKK, třibodová opora o plosky, neutrála pánve, sagitální stabilizace, práce s těžištěm, diferenciacie opory a fáze.
6. Napřímení pánve a femuru, diferenciacie pohybu.

Pacientka byla instruována v autoterapii sestávající se ze cviků 1, 2, 3, 4, 5.

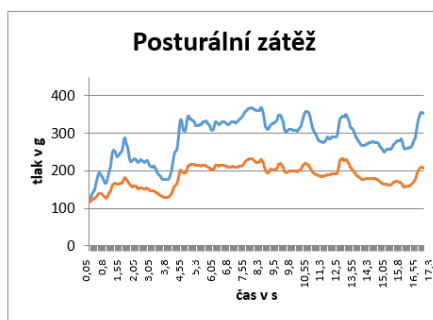
Měření přístrojem Ohm belt po terapii:



Graf č. 11: Klidový dech pacientky 2 po terapii



Graf č. 12: Cílená aktivace s max. ventilací pacientky 2 po terapii



Graf č. 13: Posturální zátěž pacientky 2 po terapii

Při klidovém dýchání (graf č.11) více stoupla aktivita svalů horního břicha, protože křivka znázorňující horní sondu (tj. regio laterolumbalis) převyšuje křivku znázorňující dolní sondu (tj. oblast nad tříselem). Svaly dolního břicha zůstávají minimálně aktivní. Při maximální ventilaci (graf č.12) i posturální zátěži (graf č.13) má pacientka také aktivnější horní část břicha, aktivita dolní části břicha roste minimálně.

Výsledky měření a závěr terapie

PŘED TERAPIÍ

	klidový dech	cílená aktivace s max. vent.	post. zátěž
horní senzor	127,75g	212,96g	173,06g
dolní senzor	126,83g	158,04g	127,76g
	rozdíl klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		85,21g	45,3g
dolní senzor		31,21g	0,93g
	rozdíl procent klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		+45%	+26%
dolní senzor		+20%	+1%

Tabulka č.4: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacientky 2 před terapií

PO TERAPII

	klidový dech	cílená aktivace s max. vent.	post. zátěž
horní senzor	141,41g	318,5g	283,78g
dolní senzor	128,13g	203,05g	185,8g
	rozdíl klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		177,09g	74,92g
dolní senzor		74,92g	57,67g
	rozdíl procent klid. dech	vs cílená aktivace s max. vent.	vs post. zátěž
horní senzor		+56%	+37%
dolní senzor		+50%	+31%

Tabulka č. 5: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacientky 2 po terapii

	klidový dech			cílená aktivace s max. ventilací			posturální zátěž		
	Před	Po	Rozdíl Před/Po	Před	Po	Rozdíl Před/Po	Před	Po	Rozdíl Před/Po
horní senzor	127,75	141,41	+13,66 (+ 10%)	212,96	318,5	+105,54 (+ 16%)	173,06	283,78	+110,72 (+ 17%)
dolní senzor	126,83	128,13	+1,3 (+ 1%)	158,04	203,05	+45,01 (+ 38%)	127,76	185,8	+ 58,04 (+ 30%)

Tabulka č. 6: souhrnná tabulka naměřených hodnot přístrojem Ohm belt u pacientky 2

U pacientky 2 došlo ke zvětšení aktivace v maximálním nádechu o 16% u horního a 17% u dolního senzoru a v posturální zátěži došlo ke zvýšení aktivace u horního senzoru o 38 % a u dolního senzoru ke zvýšení aktivace o 30%.

Pacientka samostatně vyplnila dotazník Oswestry před a po terapii (viz. přílohy). Před terapií pacientka vykazovala 14% disability, což v dotazníku koreluje se stupněm minimální disability s minimálním omezením běžných denních aktivit. Po terapii byla v dotazníku zjištěna disabilita 2%, tedy prakticky žádné omezení výkonu běžných denních činností.

Dle sdělení pacientky se ze středních bolestí staly bolesti minimální. Autoterapii prováděla pokaždé, kdy si vzpomněla, že by měla cvičit (maximálně však 2x týdně).

5 DISKUZE

LBP bývá v posledních letech spojována s dysfunkcí SSP (Hodges, Richardson, 1996), (Panjabi, 2003), (Kolář, Lewitt, 2005), (Panjabi, 2006), a změnou motorickou kontrolou (Sheeran, 2010), (Van Dieën et al., 2017). Dále se u pacientů s LBP objevuje deficit propiocepce, který zapříčiňuje poruchu posturálních funkcí (Hodges et al., 2013). Dle zahraničních studií (Akuthota et al., 2004), (Sandhu, 2010), (Inani et al., 2013), (Huxel Bliven et al., 2013) by měla být u těchto pacientů terapie zaměřená na zlepšení trupové stabilizace.

Při správné funkci břišní stěny má zvýšení IAT pozitivní vliv na stabilitu bederní páteře. IAT páteř fixuje zepředu, zpevňuje ji a snižuje se vliv vnější zátěže. Při nedostatečném zpevnění břišní stěny má zvýšení IAT spíše negativní účinky. Z kineziologického hlediska se při dostatečném zvýšení IAT břišní dutina chová jako tuhý orgán, o který se bederní páteř může opřít. (Janura, Míková, 2003)

Pacienti s diagnózou LBP, zmiňovaní v kazuistické části této práce, byli cvičeni metodou DNS, která trénuje trupovou stabilizaci ve vývojových polohách dle principů vývojové kineziologie.

V případě pacienta 1 z měření přístrojem Ohm belt před terapií vyplývá, že hodnoty procentuálního rozdílu aktivace klidového dechu a cílené maximální ventilace pro horní i dolní senzor jsou stejné a relativně nízké (15% aktivace břišní stěny). Naopak při procentuálním porovnání klidového dechu a posturální zátěže je hodnota aktivace vyšší (35% aktivace břišní stěny), i když se pacient s cílenou aktivací dolního břicha v terapii či tréninku ještě nikdy nesetkal. Nesprávná aktivace trupové stabilizace v kombinaci s asymetrickým způsobem veslování mohla zapříčinit výhřez ploténky, způsobující pacientovi LBP.

Po dvouměsíční terapeutické intervenci se zvětšila aktivace břišní stěny při maximální ventilaci s cílenou aktivací spodního břicha o 34% u horního a 35% u dolního senzoru. V posturální zátěži se zvýšila aktivace u horního senzoru o 9% a u dolního senzoru o 16%. Jelikož měl pacient relativně nízké hodnoty aktivace obou senzorů v maximální ventilaci, je rozdíl před a po terapii velký. V posturální zátěži měl naopak vysoké hodnoty aktivace obou senzorů, proto rozdíl po terapii již není tak velký.

Zlepšení v měření koreluje se subjektivním pocitem pacienta, který hodnotil efekt terapie jako pozitivní a se zlepšením míry disability vyhodnocené dotazníkem Oswestry.

V případě pacientky 2 z měření přístrojem Ohm belt před terapií vyplývá, že hodnoty pro horní senzor jsou vyšší než hodnoty pro dolní senzor. Pacientka tedy aktivuje výrazně více horní porci břicha, zatímco spodní břicho je méně aktivní. Je možné, že neaktivní spodní břicho v kombinaci se zraněním a následné operaci kolene mohlo způsobit pacientce LBP.

Po dvouměsíční terapeutické intervenci se zvětšila aktivace břišní stěny při maximální ventilaci s cílenou aktivací spodního břicha o 16% u horního a 17% u dolního senzoru. V posturální zátěži se zvýšila aktivace u horního senzoru o 24% a u dolního senzoru o 30%. Procentuální navýšení v obou měřených situacích na obou senzorech značí zvýšenou aktivaci po terapii. K významnější aktivaci došlo u dolního senzoru, což značí správné prodechnutí pacientky do oblasti dolního břicha a zapojení trupové stabilizace. Došlo k procentuálnímu zvýšení aktivace u dolního senzoru při posturální zátěži, což svědčí o větší aktivaci dolní části břišní stěny a trupové stabilizaci. Můžeme spekulovat, že tento fenomén vznikl v důsledku automatického zapojení bránice do posturální funkce, čímž došlo k navýšení aktivace břišní stěny v horní i dolní části.

Zlepšení v měřených parametrech stejně jako v případě pacienta 1 u pacientky 2 koreluje se subjektivním pocitem. Pacientka hodnotila efekt terapie jako pozitivní, došlo k významnému snížení, resp. vymizení bolesti i disability v běžných denních činnostech.

Doposud byly změny IAT v experimentálních studiích měřeny pomocí gastrických, vaginálních nebo análních sond a svalová aktivace pomocí EMG. Ve studiích Shaw et al. (2014) a Niederauera et al (2017) byla zkoumána aktivita pánevního dna a IAT u žen pomocí vaginální sondy. Byl prokázán stejně velký nárůst IAT v různých běžných denních situacích, jako je kašel, nošení břemene (dítěte) jako při sportovních aktivitách (Shaw, 2014). Dále byla prokázána souvislost snížené aktivace IAT a dysfunkce pánevního dna po porodu (Niederauer, 2017). Ve studii Hodgese (2007) se potvrdil nárůst IAT v posturálně a respiračně náročnějších situacích. V další Hodgesově studii (2000) bylo prokázáno zvýšení IAT v závislosti na změnu opěrné plochy a tím ztráty rovnováhy (Hodges, 2000) , (Hodges PW, 2007). Tyto invazivní metody objektivizace IAT jsou ale náročné na měření a nemohou být rutinně využívány u pacientů s LBP. Můžeme tedy pouze spekulovat, zda bychom po fyzioterapeutické intervenci zaznamenali nárůst IAT i měřením těmito sondami, jako jsme ho zaznamenali v této práci.

Malátová (2009) ve své disertační práci pomocí svalového dynamometru vyšetřovala stav přední stabilizace páteře na zdravých probandech.

Při měření byla zjišťována schopnost pacientů cíleně aktivovat svaly SSP a zvyšovat IAT před fyzioterapeutickou intervencí a po ní. Při měření před terapií bylo prokázáno oslabení aktivace dolního břicha (brániční test) a v porovnání více aktivní horní porce břišního svalstva (test sed-leh).

Po šestidenní fyzioterapeutické intervenci (terapie DNS) bylo svalovým dynamometrem prokázáno zlepšení aktivace dolního břicha, podobně jako v případě této práce. Svalový dynamometr měl však výrazně komplikovanější systém popruhů, senzory nebyly bezdrátové a měření bylo aplikováno pouze na zdravé probandy, proto nelze měření Malátové přímo porovnat s našimi měřeními na pacientech s LBP.

Ostatní metody objektivizující parametry posturální stabilizace a efektu fyzioterapie u pacientů s LBP, jako je například sEMG, posturografie, 3D kinematická analýza, nebo Moiré metody, nejsou cíleny na detekci aktivace trupové stabilizace a změnu IAT, ale na jiné dílčí projevy LBP, jako jsou posturální změny či změny konfigurace trupu.

Ohm belt je přístroj, který lze díky své jednoduché aplikaci potenciálně využít v jakékoli fyzioterapeutické praxi v diagnostice i terapii, případně v posilovně. Pro pacienty představuje okamžitou zpětnou vazbu a názornou vizualizaci trupové aktivace, která na ně může působit motivačně. Z dosavadních výsledků měření se přístroj zdá být spolehlivý. Tato krátká pilotní studie pouze na dvou pacientech s LBP má ale řadu limitů a výsledky proto nelze generalizovat. Přesto, že měření prováděla stále stejná osoba za stejných situací, mohlo dojít k rozdílnému upevnění senzorů pod nesprávným tlakem na tělo pacienta. Pacienti byli instruováni do správného ergonomického sedu bez kyfotického držení páteře či hyperlordózy Lp, přesto se mohla posturální situace pacienta během měření do určité míry lišit a měření mohla ovlivnit. Zásadní chybou při měření bylo kalibrační nastavení přístroje Ohm belt, které nebylo pokaždé stejně vynulované. K odstranění této chyby byly výsledky přepočítány na stejnou počáteční hodnotu (nastavení na 120g tlaku sondy na pacientovo tělo). Tato matematická adjustace mohla potenciálně taktéž přinést určité zkreslení výsledků. Měření bylo provedeno pouze na dvou probandech a nebylo zaslepené. Měření na větším množství probandů na tuto bakalářskou práci navazuje spolužák Bc. Jakub Novák ve své diplomové a potencionálně i disertační práci.

V rámci této práce jsme jako terapii zvolili koncept DNS. Ohm belt by se ale také dal použít v dalších studiích k objektivizaci jiných typů terapie, využívající principy trupové stabilizace, jako je například metoda Brunkow, Pilates nebo core stabilizační cvičení. Efekt těchto terapií by mohl být pomocí Ohm beltu případně porovnán.

ZÁVĚR

V teoretické části této práce byly popsány jednotlivé aspekty, které LBP jako multifaktoriální onemocnění ovlivňuje. Charakteristickým znakem pro LBP je změna posturální stabilizace. Byly proto popsány změny v jednotlivých etážích CNS, které mohou poruchy posturální stabilizace způsobit. LBP je charakteristická deficitem propiocepce s možnými poruchami rovnováhy a poruchou trupové stabilizace.

Existují zahraniční studie a literatura, které informují o fyzioterapeutickém ovlivnění LBP pomocí ovlivnění trupové stabilizace, správné aktivaci SSP a IAT. Efekt terapeutických metod byl u všech zmíněných terapií popsán jako pozitivní, přesto, že se často jednalo pouze o subjektivní hodnocení pacientů. Snaha o objektivizování efektu terapie aktivace trupové stabilizace neohledně na formu terapie byla prováděna v mnoha studiích. Byly využity různé invazivní i neinvazivní metody, které efekt objektivizovaly v rámci jednotlivých aspektů LBP. Přesto, že mnoho studií hovoří o nutnosti správného zapojení SSP a aktivaci IAT v léčbě pacientů s LBP, standardizovaná metoda, která by snadným způsobem objektivizovala míru aktivace zatím nebyla stanovena. Nasogastrické, anální či vaginální sondy, které k měření IAT využít, obvykle nebyly ve výzkumných projektech použity u pacientů s LBP. Navíc se jedná o měření technicky a personálně náročná, nepříjemná až bolestivá, což může výsledky měření zásadně ovlivnit.

V kazuistické části této práce byl proto využit přístroj Ohm belt, který pomocí speciálních senzorů měřil tlak břišní stěny při aktivaci SSP. Z naměřených výsledků vyplývá, že v důsledku dvouměsíční DNS terapie došlo ke zvýšení schopnosti aktivovat břišní stěnu jak v rámci dechového stereotypu, tak při posturální stabilizaci (držení břemene). Zvýšená aktivace břišní stěny a trupové stabilizace by dle dosavadních znalostí a výsledků zahraničních studií měla znamenat zlepšení stabilizace páteře a úlevu od bolesti. Výsledky měření korelují se subjektivními pocity pacientů, které byly vyhodnoceny standardizovaným dotazníkem Oswestry.

Metoda měření aktivace břišní stěny, resp. IAT pomocí přístroje Ohm belt prezentovaná v této pilotní práci by mohla být dále rozpracována na větším počtu probandů, a to zdravých i s různými typy dysfunkcí pohybového systému. V budoucnu může být předložená metoda využita k porovnání efektu různých terapeutických přístupů v rámci rehabilitace, sportovního tréninku i v rámci dalších výzkumných projektů, kde hraje trupová stabilizace zásadní roli.

REFERENČNÍ SEZNAM

AKUTHOTA, V. a SCOTT N., 2004. Core Strengthening. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. (85), 86-92. DOI:10.1016/j.pmrj.2011.06.001. ISSN 19341482.

AREEUDOMWONG, P., W. WONGRAT, N. NEAMMESRI a T. THONGSAKUL, 2017. A randomized controlled trial on the long-term effects of proprioceptive neuromuscular facilitation training, on pain-related outcomes and back muscle activity, in patients with chronic low back pain. *Musculoskeletal Care* [online]. **15**(3), 218-229. DOI: 10.1002/msc.1165. ISSN 15570681.

ASHOURI, S., M. ABDOLLAHI, M. PARNIANPOUR, M. ABEDI, F. DEGHAN MANSHADI a K. KHALAF, 2017. A novel approach to spinal 3-D kinematic assessment using inertial sensors: Towards effective quantitative evaluation of low back pain in clinical settings. *Computers in Biology and Medicine* [online]. **89**, 144-149. DOI: 10.1016/j.combiomed.2017.08.002. ISSN 18790534.

BLAHUŠOVÁ, E., 2010. *Pilates pro rehabilitaci: zdravé cvičení bez bolesti / Eva Blahušová*. ISBN 9788024733074.

BREIVIK, H., EISENBERG E. a O'BRIEN T., 2013. The individual and societal burden of chronic pain in Europe: the case for strategic prioritisation and action to improve knowledge and availability of appropriate care. *BMC Public Health* [online]. 2013, **13**(1), 1-28. DOI: 10.1186/1471-2458-13-1229. ISSN 14712458.

BRONSTEIN A. M., PAVLOU M., 2013. Neurological rehabilitation. In ILLIS, L et al., 2013. *Handbook of clinical neurology. Spinal Cord* [online]. **51**(10), 797-799. ISSN 13624393.

BRUCE, S., RUSH J., TORRES M., LIPSCOMB K., 2017. Test-Retest and Interrater Reliability of Core Muscular Endurance Tests Used for Injury Risk Screening. *International Journal of Athletic Therapy* [online]. **22**(2), 14-20. DOI: 10.1123/ijatt.2016-0001. ISSN 21577277.

BUTOWICZ, C., EBAUGH D., NOEHREN B. a SILFIES, 2016 S. Validation of two clinical measures of core stability. *InterAVLOUnational Journal of Sports Physical Therapy* [online]. **11**(1), 15-23. DOI: 10.1123/ijatt.2016-0001. ISSN 21592896.

ČÁPOVÁ, J. 2009. Bazální posturální programy - Fyzioterapeutický koncept podle Čáповé. In: [Http://www.jarmila-capova.cz](http://www.jarmila-capova.cz) [online]. Jimramov: Rehabilitační centrum Jimramov. [cit. 2018-04-19]. Dostupné z: <http://www.jarmila-capova.cz/terapeuticky-koncept-bbp/>

ČECH, Z., 2003. Svaly hlubokého stabilizačního systému, aneb "vypouklá břicha" u kulturistů. *Www.bodybuilding.cz* [online]. [cit. 2018-02-06]. Dostupné z: http://svajgl.sweb.cz/cech/svaly_hlubokeho_stabilizacniho_systemu_bederni_patere.htm

CRISWELL, E., 2011. *Cram's introduction to surface electromyography / edited by Eleanor Criswell*. ISBN 9780763732745.

DOLEŽAL, M., 2013. *Přirozený funkční trénink / Martin Doležal, Radim Jebavý*. ISBN 9788024744384.

DYLEVSKÝ, I., 2009. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Vyd. 1. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-324-0.

DRUGA R., 2017. Centrální mechanismy řízení motoriky. In ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ Y., DRUGA R., PFEIFFER J. a VOTAVA J. *Rehabilitace motoriky člověka*. s. 68-154. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0084-2.

EHSANI, F., R. HEDAYATI, A. SAMAEI, M. ZOGHI a S. JABERZADEH, 2017. The effects of cerebellar transcranial direct current stimulation on static and dynamic postural stability in older individuals: a randomized double-blind sham-controlled study. *European Journal of Neuroscience* [online]. **46**(12), 2875-2884. DOI: 10.1111/ejn.13731. ISSN 14609568.

FRANK, C., KOBESOVÁ A. a KOLÁŘ P., 2013. Dynamic neuromuscular stabilization and sports rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. **8**(1), 62-73. ISSN 21592896. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/pdf/ijst-08-062.pdf>

FRIEDRICH, J., BRAKKE R., AKUTHOTA V. a SULLIVAN W., 2017. Reliability and Practicality of the Core Score: Four Dynamic Core Stability Tests Performed in a Physician Office Setting. *Clinical journal of sport medicine* [online]. **27**(4), 409-414. DOI: 10.1097/JSM.0000000000000366. ISSN 1050642.

GARDNER-MORSE, M, STOKES I. A. F., GARDNER-MORSE M. G. a HENRY S. M., 2010. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *CLINICAL BIOMECHANICS* [online]. 2010, **25**(9), 859-866. ISSN 02680033.

GEROLD R., EBENBICHLER, E. LARS I., KOLLMITZER JOSEF a ERIM ZEYNEP, 2001. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. **33**(11), 1889-1890. DOI: 10.1097/00005768-200111000-00014. ISSN 01959131.

GHAPANCHIZADEH, H., AHMAD S., ISHAK A. aAL-QURAISHI M., 2017. Review of surface electrode placement for recording electromyography signals. *Biomedical Research (0970-938X)* [online]. **28**, 1 ISSN 0970938X.

HODGES, P.W. a C.A. RICHARDSON, 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* [online]. **21**(22), 2640-2650. DOI: 10.1097/00007632-199611150-00014. ISSN 03622436.

HODGES, P.W. a S.C. GANDEVIA, 2000. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology* [online]. **89**(3), 967-976. DOI: 10.1152/jappl.2000.89.3.967. ISSN 87507587.

HODGES P.W., SAPSFORD R a PENGEL LH, 2007. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology And Urodynamics* [online]. **26**(3), 362-71. DOI: 10.1002/nau.20232. ISSN 07332467.

HODGES, P. W., CHOLEWICKI J. a VAN DIEEN J., 2013. *Spinal Control: The Rehabilitation of Back Pain: State of the art and science*. 1. Londýn: Elsevier Health Sciences. ISBN 0702043567.

HUDÁK, R., KACHLÍK D. et al., 2015. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-959-4.

HUXEL BLIVEN KC, a ANDERSON BE, 2013. Core stability training for injury prevention. *Sports Health* [online]. **5**(6), 514-22. DOI: 10.1177/1941738113481200. ISSN 19417381.

INANI, S. a SELKAR S., 2013. Effect of core stabilization exercises versus conventional exercises on pain and functional status in patients with non-specific low back pain: A randomized clinical trial. *Journal of Back* [online]. **26**(1), 37-43. DOI: 10.3233/BMR-2012-0348. ISSN 10538127.

JANURA, M. a M. MÍKOVÁ, 2003. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **2003**(1), 30-33. ISSN: 1211-2658

JEŽKOVÁ M., KOLÁŘ, P., 2009. Léčebná rehabilitace v gynekologii a porodnictví. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s624-628. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KAMRADT, J., 2017. Integrating yoga into psychotherapy: The ethics of moving from the mind to the mat. *Complementary Therapies in Clinical Practice* [online]. **27**, 27-30. DOI: 10.1016/j.ctcp.2017.01.003. ISSN 17443881.

KAPETANOVIC A., JERKOVIC S. a AVDIC D., 2016. Effect of core stabilization exercises on functional disability in patients with chronic low back pain. *Journal of Health Sciences*, Vol 6, Iss 1, Pp 59-66 (2016) [online]. **6**(1), 59-66. DOI: 10.17532/jhsci.2016.346. ISSN 22327576.

KOBESOVÁ, A. a KOLÁŘ P., 2014. Developmental physiology: Developmental kinesiology. *Journal of Bodywork* [online]. **18**(1), 23-33. DOI: 10.1016/j.jbmt.2013.04.002. ISSN 13608592.

KOBESOVÁ A., VALOUCHOVÁ P., KOLÁŘ P., 2014. Dynamic Neuromuscular Stabilization: Exercises Based on Developmental Kinesiology Models. In LIEBENSON, Craig, 2014. *Functional training handbook: flexibility, core stability, and athletic performance* / [edited by] Craig Liebenson. ISBN 1582559201.

KOLÁŘ, P. a LEWIT K., 2005. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. **2005**(5), 270-275 Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>

- KOLÁŘ, P., 2006. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **13**(4), 155-170. ISSN: 1211-2658. Dostupné z: <http://kramerius.medvik.cz/search/i.jsp?pid=uuid:b0857867-69b9-11e3-93fe-d485646517a0>.
- KOLÁŘ, P., 2007. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **14**(1), 3-17. ISSN: 1211-2658. Dostupné z: <http://kramerius.medvik.cz/search/pdf/web/viewer.html?pid=uuid:b0857868-69b9-11e3-93fe-d485646517a0>.
- KOLÁŘ, P., 2009a. Vyšetření posturálních funkcí. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s39-40. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P., 2009b. Vertebrogenní algický syndrom. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s450-467. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P., 2009c. Metoda podle R. Brunkowové. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s278. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P., LEWITT K., ČUMPELÍK J., KUBŮ V., 2009. Vertebrogenní algický syndrom - Rehabilitace. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s450-467. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P., ŠAFÁŘOVÁ M., 2009. Dynamická neuromuskulární stabilizace. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s233-246. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KŘÍŽ, J. a Z. HLINKOVÁ, 2016. Neurorehabilitace senzomotorických funkcí po poranění míchy. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie* [online]. **79**(4), 378-394. DOI: 10.14735/amcsnn2016378. ISSN 12107859.
- KROBOT, A. a KOLÁŘOVÁ B., 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci / Alois Krobot, Barbora Kolářová*. ISBN 9788024427621.
- LEDERMAN, E., 2008. Mýty o stabilizačním systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **15**(2), 63-73. ISSN: 1211-2658. Dostupné z: <http://www.prolekare.cz/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi-clanek/myty-o-stabilizacnim-systemu-759>
- LEITNER, C., P. MAIR, B. PAUL, F. WICK, C. MITTERMAIER, T. SYCHA a G. EBENBICHLER, 2009. Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **19**(3), 380-390. DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.09.007. ISSN 10506411.
- LEPŠÍKOVÁ M., 2009. Feldenkraisova metoda. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s275-276. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- LINSIŃSKI P., 2000. Surface EMG in chronic low back pain. *European Spine Journal: Official Publication Of The European Spine Society, The European Spinal Deformity Society, And The European Section Of The Cervical Spine Research Society* [online]. **9**(6), 559-62. DOI: 10.1007/s005860000131. ISSN 09406719.

MAIARA MACHADO P., ALVES M.C., GERMANN HENDLER K., BRAITENBACH BENETTI V., DE SOUZA NETO R.J., BARBOSA R.I., MARCOLINO A.M. a ULIAM KURIKI H., 2018. Effectiveness of the Pilates method for individuals with nonspecific low back pain: clinical and electromyographic aspects. *Motriz: Revista de Educacao Fisica, Vol 23, Iss 4 (2018)* [online]. **23**(4). DOI: 10.1590/s1980-6574201700040009. ISSN 19806574.

MALÁTOVÁ, R., 2009. Objektivizace léčebných metod v oblasti hlubokého stabilizačního systému páteře. *Objektivizace léčebných metod v oblasti hlubokého stabilizačního systému páteře / Renata Malátová ; vedoucí práce Pavel Kolář ; oponent práce Václav Bunc, Dagmar Pavlů, Dana Marešová ; konzultant práce Miroslav Kučera* [online]. Dostupné z: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/78322>

MALÁTOVÁ, R., 2014. *Pohybové aktivity ve vědě a praxi: konferenční sborník u příležitosti 60. výročí založení Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze ; [Praha, 19.-21. června 2013] / editoři Libor Flemr, Jiří Němec, Ondřej Novotný.* ISBN 9788024626215.

MANDÁT, D., 2012. *Optické bezkontaktní topografické metody* [online]. Olomouc Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. ISBN 978-80-244-3075-1. Dostupné z: https://fyzika.upol.cz/system/files/slo/rcptm/texty/Mandat-Opticke_bezkontaktni_topograficke_metody.pdf.

MARRAS, W.S., GARY ALLREAD W., FATHALLAH F.A., FERGUSON S.A., LEURGANS S.E., LAVENDER S.A a RAJULU S.L., 1993. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders: The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine* [online]. **18**(5), 617-628. DOI: 10.1097/00007632-199304000-00015. ISSN 15281159.

MASSÉ-ALARIE H, , BEAULIEU LD, PREUSS R a SCHNEIDER C, 2016. Corticomotor control of lumbar multifidus muscles is impaired in chronic low back pain: concurrent evidence from ultrasound imaging and double-pulse transcranial magnetic stimulation. *Experimental Brain Research* [online]. **234**(4), 1033-45. DOI: 10.1007/s00221-015-4528-x. ISSN 14321106.

MĚKOTA, K., 2002. *UNIFITTEST (6-60): příručka pro manuální a počítačové hodnocení základní motorické výkonnosti a vybraných charakteristik tělesné stavby mládeže a dospělých v České republice / editor Jitka Chytráčková ; autoři Karel Měkota ... [et al.].* ISBN 8086317188.

MENG, K., PETERS S. a FALLER H., 2017. Research Information: Effectiveness of a standardized back school program for patients with chronic low back pain after implementation in routine rehabilitation care. *Patient Education and Counseling* [online]. **100**(6), 1161-1168. DOI: 10.1016/j.pec.2017.01.011. ISSN 07383991.

MIČÁNKOVÁ ADAMOVÁ, B., HNOJČÍKOVÁ M., VOHAŇKA S. a DUŠEK L., 2012. Oswestry dotazník, verze 2.1a – výsledky u pacientů s lumbální spinální stenózou, srovnání se starší verzí dotazníku. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. Neurologická klinika LF MU a FN Brno, **751054**, Dostupné z: <http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/oswestry-dotaznik-verze-2-1a-vysledky-u-pacientu-s-lumbalni-spinalni-stenozou-srovnani-se-starsi-verzi>

- MUJIĆ SKIKIĆ E, TREBINJAC S, SAKOTA S a AVDIĆ D., 2004. The effects of McKenzie and Brunkow exercise program on spinal mobility comparative study. *Bosnian Journal Of Basic Medical Sciences* [online]. 2004, **4**(1), 62-8. ISSN 15128601.
- NACHEMSON A., ANDERSON G., SCHULZ A., 1986. Valsalva maneuver biomechanics. Effects on lumbar trunk loads of elevated intraabdominal pressures. *Spine*; 11: 476–479. *Clinical Biomechanics* [online]. 1998, **2**(1), 57-57. ISSN 02680033.
- NIEDERAUER, S., DE GENNARO J., PETELENZ T., HITCHCOCK R. a NYGAARD I., 2017. Development of a novel intra-abdominal pressure transducer for large scale clinical studies. *Biomedical Microdevices* [online]. **19**(4). DOI: 10.1007/s10544-017-0211-2. ISSN 15728781.
- NORRIS, Christopher. *Back stability*. 2nd edition. Champaign: Human Kinetic, 2008. ISBN 13: 978-0-7360-7017-1.
- NOVOTNÝ, J. et al., 2009. Zátěžové testy: Dynamometrie [online]. [cit. 2018-03-24]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/18-11-zatezove-testy.html>
- OKUBO, Y, KANEOKA K. a IMAI A., 2010. Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *Journal of orthopedic and sports physical therapy* [online]. **40**(11), 743-750. DOI: 10.2519/jospt.2010.3192. ISSN 01906011.
- PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, I., 2011. *Akrální koaktivační terapie: vycházející ze základních principů metody Roswithy Brunkow / Ingrid Palaščáková Špringrová*. ISBN 9788026009122.
- PAOLUCCI, T., F. ZANGRANDO, S. DE ANGELIS, C. MARZOLI, G. PICCININI, V.M. SARACENI a M. IOSA. Improved interoceptive awareness in chronic low back pain: a comparison of Back school versus Feldenkrais method. *Disability and Rehabilitation* [online]. 2017, **39**(10), 994 - 1001. DOI: 10.1080/09638288.2016.1175035. ISSN 14645165.
- PANJABI, M.M., 1992. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders* [online]. **5**(4), 383-389. DOI: 10.1097/00002517-199212000-00001. ISSN 08950385.
- PANJABI, M.M., 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **13**(4), 371-379. DOI: 10.1016/S1050-6411(03)00044-0. ISSN 10506411.
- PANJABI M.M., , 2006. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal: Official Publication Of The European Spine Society, The European Spinal Deformity Society, And The European Section Of The Cervical Spine Research Society* [online]. **15**(5), 668-76. DOI: 10.1007/s00586-005-0925-3. ISSN 09406719.

PAVLŮ, D., 2003. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody. 1, Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi / Dagmar Pavlů*. ISBN 8072043129.

PAVLŮ D., 2009. Bruggerův princip. In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s278-280. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

POPE MH, , WILDER DG, STOKES IA a FRYMOYER JW, 1979. Biomechanical testing as an aid to decision making in low-back pain patients. *Spine* [online]. 4(2), 135-40. DOI: 10.1097/00007632-197903000-00007. ISSN 03622436.

PORTO, F., P.D.T.V. FARINATTI, J.L. GURGEL a T. RUSSOMANO, 2010. Moiré topography: Characteristics and clinical application. *Gait and Posture* [online]. 32(3), 422-424. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.06.017. ISSN 09666362.

RADEBOLD, A., CHOLEWICKI J., POLZHOFFER G.K. a GREENE H.S., 2001. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine* [online]. 26(7), 724-730. DOI: 10.1097/00007632-200104010-00004. ISSN 03622436.

RAM PRASAD M., SHWETA SHENOY D., SANDHU JASPAL SINGH, SANKARA N. a SUKDEB M., 2011. Evaluation of postural stability during quiet standing, step-up and step-up with lateral perturbation in subjects with and without low back pain. *South African Journal of Physiotherapy, Vol 67, Iss 1, Pp 21-27 (2011)* [online]. 67(1), 21-27. DOI: 10.4102/sajp.v67i1.35. ISSN 03796175.

RAŠEV, E., 2010. *Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie* [online]. Praha. Dostupné z: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/110956>. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu.

ROKYTA, R. a MOJŽIŠOVÁ I., 1992. *Rehabilitační metoda Ludmily Mojžišové očima fyziologa: fyziologické principy a návody ke cvičení*. ISBN 8085467682.

SANDHU, J., 2010. Low back pain and concept of segmental stabilisation. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 44(1), 2-2. DOI: 10.1016/S1935-9810(08)70029-X. ISSN 03063674.

SCHABRUN, S., JONES E., ELGUETA CANCINO E. a HODGES P.W., 2014. Original Article: Targeting Chronic Recurrent Low Back Pain From the Top-down and the Bottom-up. *Brain Stimulation* [online]. 7(3), 451-459 [cit. 2018-02-17]. DOI: 10.1016/j.brs.2014.01.058. ISSN 1935861X."

SEARLE, A., SPINK M. , HO A. a CHUTER V., 2015. Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clinical Rehabilitation* [online]. 29(12), 1115-1167. ISSN 0269-2155. Dostupné z: http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0269215515570379?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr_dat=cr_pub%3Dpubmed&

SEBERA, M., JOUKAL S. a ZVONÁŘ M., 2007. 3D biomechanická analýza v atletice. *Atletika* [online]. 6(56), 1-2. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/2D-3D-analyza-po/pdf/simi-3D-biomechanicka-analyza-v-atletice.pdf>

SEIDLER, R.D, NOLL D.C. a THIERS G., 2004. Feedforward and feedback processes in motor control. *Neuroimage* [online]. 22(4), 1775-1783. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2004.05.003. ISSN 10538119.

SHAW, J., HAMAD N., COLEMAN T., EGGER M., YvHSU, Robert HITCHCOCK a Ingrid NYGAARD, 2014. Intra-abdominal pressures during activity in women using an intra-vaginal pressure transducer. *Journal of Sports Sciences* [online]. 32(12), 1176-1185. DOI: 10.1080/02640414.2014.889845. ISSN 02640414.

SHEERAN, L., 2010. *Motor control in non-specific chronic low back pain : a view to classification*. Cardiff, Wales. ISBN: 9781303195747. Dostupné také z: [www:<http://orca.cf.ac.uk/54386/1/U584487.pdf>](http://orca.cf.ac.uk/54386/1/U584487.pdf). PhD Thesis. Cardiff University.

SHUMWAY-COOK, A. a WOOLLACOTT M., 2017. *Motor control : translating research into clinical practice*. Fifth Edition. Wolters Kluwer. ISBN 978-1-4963-0263-2.

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, V., 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty / Věra Skaličková-Kováčiková*. ISBN 9788027022922.

ŠMÍDOVÁ, J., 2010. Stabilizační proces jako výraz emocí a nálad. *Sestra* [online]. 33-35 [cit. 2018-03-04]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/sestra/stabilizacni-proces-jako-vyraz-emoci-a-nalad-455779>

SOUMAR, L., 2011. *Kinematická analýza* [online]. Ústí nad Labem. Univerzita J.E.Purkyně v Ústí nad Labem, Ústav zdravotnických studií. ISBN: 978-80-7414-399-1. Dostupné z: http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf

STANFORD, M.E., 2002. Effectiveness of specific lumbar stabilization exercises: A single case study. *Journal of Manual and Manipulative Therapy* [online]. 10(1). ISSN 10669817.

TEKUR P, , SINGPHOW C, NAGENDRA HR a RAGHURAM N, 2008. Effect of short-term intensive yoga program on pain, functional disability and spinal flexibility in chronic low back pain: a randomized control study. *Journal Of Alternative And Complementary Medicine (New York, N.Y.)* [online]. 14(6), 637-44. DOI: 10.1089/acm.2007.0815. ISSN 15577708.

TELLES, S., A.K. BHARDWAJ, R.K. GUPTA, S.K. SHARMA, A. BALKRISHNA a R. MONRO, 2016. A randomized controlled trial to assess pain and magnetic resonance imaging-based (MRI-based) structural spine changes in low back pain patients after yoga practice. *Medical Science Monitor* [online]. 22, 3238-3247. DOI: 10.12659/MSM.896599. ISSN 16433750.

TRUSZCZYNSKA, A., DRZAL-GRABIEC J., CICHOSZ P. a TRZASKOMA Z., 2016. Measurement of spinal curvatures during sitting on a rehabilitation ball versus stool. *Turkiye Fiziksel Tip Ve Rehabilitasyon Dergisi-Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 62(2), 148-155. DOI: 10.5606/tftrd.2016.10734. ISSN 13020234.

VACEK, J., 2012. Sensory–motor approach to the stabilization system of the spine in patients with chronic back pain. *International Musculoskeletal medicine*. **34**(2), 48-53. DOI 10.1179/1753614612Z.0000000009

VAN DIEËN, J., FLOR H. a HODGES P.W., 2017. Low-Back Pain Patients Learn to Adapt Motor Behavior With Adverse Secondary Consequences. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. **45**(4), 223-229. DOI: 10.1249/JES.000000000000121. ISSN 15383008.

VAŘEKA, I., 2002. Posturální stabilita I. část: Terminologie a biomechanické postupy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **9**(4), 115-121. ISSN 1211-2658.

VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VEVERKOVÁ M., VÁVROVÁ M., 2009. Sezemotorická stimulace In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s272-275. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

VIOLANTE, F.S., S. MATTIOLI a R. BONFIGLIOLI, 2012. Low-back pain. In AMINOFF, M.J. *Handbook of Clinical neurology*. 2012. s. 397-410. New York: Elsevier. ISBN 9780444626271.

WALDHELM, A. a LI L., 2012. Original Article: Endurance tests are the most reliable core stability related measurements. *Journal of Sport and Health Science* [online]. **1**(2), 121-128. DOI: 10.1016/j.jshs.2012.07.007. ISSN 20952546

WAND, B., O'CONNELL N., PIETRO F. a BULSARA M., 2011. Managing Chronic Nonspecific Low Back Pain With a Sensorimotor Retraining Approach: Exploratory Multiple-Baseline Study of 3 Participants. *Physical Therapy* [online]. **91**(4), 535-546. DOI: 10.2522/ptj.20100150. ISSN 00319023.

YONG WOOK K., , NA YOUNG K., WON HYUK CH. a SANG CHUL L., 2018. Comparison of the Therapeutic Effects of a Sling Exercise and a Traditional Stabilizing Exercise for Clinical Lumbar Spinal Instability. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **27**(1), 47-54. DOI: 10.1123/jsr.2016-0083. ISSN 10566716.

ZOUNKOVÁ I , KOLÁŘ, P., 2009. Proprioceptivní neuromuskulární facilitace In KOLÁŘ P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. s276-278. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

SEZNAM OBRÁZKŮ

- Obrázek č. 1: SD a vyhodnocovací zařízení (Malátová, 2009)
- Obrázek č. 2: SD a vyhodnocovací zařízení (Malátová, 2009)
- Obrázek č. 3: Posturomed s připojeným akcelerometrem a vyhodnocovacím zařízením (Rašev, 2010)
- Obrázek č. 4: Aplikace sEMG (Criswell, 2011)
- Obrázek č. 5: 3D kinematická analýza (Soumar, 2011)
- Obrázek č. 6: Moiré metoda, vyhodnocovací zařízení (Porto et al., 2010)
- Obrázek č. 7.: Upevnění TS na tělo probanda
- Obrázek č. 8: Pacient 1 stoj zepředu
- Obrázek č. 9: Pacient 1 stoj z boku
- Obrázek č. 10: Pacient 1 stoj zezadu
- Obrázek č. 11: Pacientka 2 stoj zepředu
- Obrázek č. 12: Pacientka 2 stoj z boku
- Obrázek č. 13: Pacientka 2 stoj zezadu
- Obrázek č.14: Návuk sagitální stabilizace a dechového stereotypu v poloze na zádech s DKK nad podložkou (3. měsíc vývoje)
- Obrázek č.15: Návuk sagitální stabilizace a dechového stereotypu v poloze v sedě
- Obrázek č.16: V supinační poloze 5. měsíce torzní stabilizace s rotací horního trupu za účelem fázické hybnosti HKK
- Obrázek č.17: Klek na čtyřech (7. měsíc)
- Obrázek č.18, 19., 20.: Hluboký dřep, přechod do medvěda a pánský klik
- Obrázek č.20: Napřímení pánve na femuru
- Obrázek č. 22: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 před terapií 1. část
- Obrázek č. 23: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 před terapií 2. část
- Obrázek č. 24: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 po terapii 1. část
- Obrázek č. 25: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 po terapii 2. část
- Obrázek č. 26: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 před terapií 1. část
- Obrázek č. 27: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 před terapií 2. část
- Obrázek č. 28: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 po terapii 1. část
- Obrázek č. 29: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 po terapii 2. část

SEZNAM TABULEK A GRAFŮ

- Tabulka č.1: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacienta 1 před terapií
Tabulka č.2: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacienta 1 po terapií
Tabulka č.3: souhrnná tabulka naměřených hodnot přístrojem Ohm belt u pacienta 1
Tabulka č.4: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacientky 2 před terapií
Tabulka č.5: naměřené hodnoty přístrojem Ohm belt u pacientky 2 po terapii
Tabulka č.6: souhrnná tabulka naměřených hodnot přístrojem Ohm belt u pacientky 2

Graf č. 1: Graf posturálního zatížení. Modrá křivka – aktivace laterodorzální části břišní stěny (horní senzor), červená křivka – aktivace břišní stěny nad tříselem (dolní senzor).

Graf č. 2: Klidový dech pacienta 1

Graf č.3: Cílená aktivace s max. ventilací pacienta 1

Graf č.4: Posturální zátěž pacienta 1

Graf č. 5: Klidový dech pacienta 1 po terapii

Graf č.6: Cílená aktivace s max. ventilací pacienta 1 po terapii

Graf č.7: Posturální zátěž pacienta 1 po terapii

Graf č. 8: Klidový dech pacientky 2

Graf č. 9: Cílená aktivace s max. ventilací pacientky 2

Graf č. 10: Posturální zátěž pacientky 2

Graf č. 11: Klidový dech pacientky 2 po terapii

Graf č. 12: Cílená aktivace s max. ventilací pacientky 2 po terapii

Graf č. 13: Cílená aktivace s max. ventilací pacientky 2 po terapii

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Cviky z vývojové řady dle DNS využité v terapii (obrázky)

Příloha č. 2: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 před terapií (obrázky)

Příloha č. 3: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 po terapii (obrázky)

Příloha č. 4: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 před terapií (obrázky)

Příloha č. 5: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 po terapii (obrázky)

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Cviky z vývojové řady dle DNS využité v terapii



Obrázek č.14 a 15. : Návčik sagitální stabilizace a dechového stereotypu v poloze na zádech s DKK nad podložkou (3. měsíc vývoje) a v poloze v sedě (10. měsíc)



Obrázek č.16: V supinační poloze 5. měsíce torzní stabilizace s rotací horního trupu za účelem fáziké hybnosti HKK se zátěží (therabandem).



Obrázek č.17: Klek na čtyřech (7. měsíc) s návčikem přechodu do pronační polohy 6. měsíce.



Obrázek č.18, 19., 20.: Hluboký dřep, přechod do medvěda a pánský klik.



Obrázek č.21: Napřímení pánve na femuru

Příloha č. 2: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 před terapií 1

Část 1 – Intenzita bolesti
Dnes nemám žádné bolesti.
Dnes mám mírné bolesti.
Dnes mám střední bolesti.
Dnes mám docela silné bolesti.
 Dnes mám velmi silné bolesti.
Dnes mám nejhorší bolesti, jaké si lze představit.

Část 2 – Osobní péče (mytí, oblékání atd.)
Mohu se o sebe normálně postarat, aniž by mi to způsobovalo neobvyklé bolesti.
Mohu se o sebe normálně postarat, ale způsobuje mi to velké bolesti.
 Osobní péče mi způsobuje bolesti a musím ji provádět pomalu a opatrně.
Potřebuji trochu pomoci, ale zvládnu většinu osobní péče.
Potřebuji každý den pomoci s většinou úkonů své osobní péče.
Neobléknu se, mytí mi působí potíže a zůstávám v posteli.

Část 3 – Zvedání břemene
Mohu zvedat těžká břemena bez neobvyklých bolesti.
Mohu zvedat těžká břemena, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena ze země, ale zvládnu to, pokud jsou vhodné polohy, třeba na stole.
Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena, zvládnu ale lehká až středně těžká břemena, pokud jsou vhodné polohy.
 Mohu zvedat pouze velmi lehká břemena.
Nemohu zvedat a nosit vůbec nic.

Část 4 – Chůze
Bolesti mi nebrání v chůzi na jakoukoli vzdálenost.
Bolesti mi brání v chůzi delší než jeden kilometr.
Bolesti mi brání v chůzi delší než půl kilometru.
Bolesti mi brání v chůzi delší než 100 metrů.
 Mohu chodit pouze s holí nebo s berlí.
Většinu času strávím v posteli a na záchod musím dolezt po čtyřech.

Část 5 – Sezení
Mohu sedět na jakékoli židli, jak dlouho chci.
Mohu sedět na své oblíbené židli, jak dlouho chci.
Bolesti mi brání v sezení delším než jednu hodinu.
Bolesti mi brání v sezení delším než půl hodiny.
 Bolesti mi brání v sezení delším než 10 minut.
Kvůli bolestem nemohu vůbec sedět.

Část 6 – Stání
Mohu stát, jak dlouho chci, bez neobvyklých bolesti.
Mohu stát, jak dlouho chci, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
Bolesti mi brání ve stání delším než jednu hodinu.
Bolesti mi brání ve stání delším než půl hodiny.
Bolesti mi brání ve stání delším než 10 minut.
Kvůli bolestem nemohu vůbec stát.

Obrázek č. 22: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 před terapií 1. část

Část 7 – Spaní
Bolesti mě nikdy nevyruší ze spaní.
 Bolesti mě občas vyruší ze spaní.
Kvůli bolestem spím méně než 6 hodin.
Kvůli bolestem spím méně než 4 hodiny.
Kvůli bolestem spím méně než 2 hodiny.
Kvůli bolestem nemohu vůbec spát.

Část 8 – Sexuální život (je-li relevantní)
 Můj sexuální život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
Můj sexuální život je normální, ale způsobuje mi určité neobvyklé bolesti.
Můj sexuální život je skoro normální, ale způsobuje mi velké bolesti.
Bolesti srazily zplochem omezení můj sexuální život.
Kvůli bolestem můj sexuální život téměř neexistuje.
Kvůli bolestem nemám vůbec žádný sexuální život.

Část 9 – Společenský život
Můj společenský život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
Můj společenský život je normální, ale zvyšuje intenzitu mých bolesti.
Bolesti nemají žádný závažný vliv na můj společenský život kromě toho, že mě omezují v namáhavějších zájmových činnostech, například ve sportu atd.
 Bolesti omezily můj společenský život a nevyháním ven tak často.
Kvůli bolestem se můj společenský život omezuje na můj domov.
Kvůli bolestem nemám vůbec žádný společenský život.

Část 10 – Cestování
Mohu cestovat kamkoli bez neobvyklých bolesti.
Mohu cestovat kamkoli, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
Bolesti jsou silné, ale zvládnu cesty trvající déle než dvě hodiny.
Kvůli bolestem zvládnou pouze cesty trvající nejdéle hodinu.
 Kvůli bolestem zvládnou pouze nezbytné cesty trvající nejdéle 30 minut.
Kvůli bolestem necestuji vůbec, s výjimkou cest nutných kvůli mému léčení.

Výsledek = $\frac{F}{T} \times 100$ %
Pozn: ODI © Jeremy Fairbank, 1980. Všechna práva vyhrazena. Úkazkový výsledek – nepoužívat bez povolení.
Hodnocení ODI (Oswestry Disability Index)
Odpověď na každou otázku je bodována 0–5 body. Maximum je 50 bodů (přibližně 10 otázek).
Všechny otázky však nemusí být zodpovězeny, proto pro výpočet ODI skóre se uvažuje vzorec:
ODI skóre = (celkový počet bodů/5 × počet zodpovězených otázek) × 100

Interpretace

0–20 %	minimální disabilita	Může vykonávat většinu aktivit, léčba většinou zahrnuje režimová opatření a redukci všíh.
21–40 %	střední disabilita	Cestování a společenský život bývají obtížnější, osobní péče, sexuální život a spaní nebyly výrazně postihány, léčba je obvykle konzervativní.
41–60 %	těžká disabilita	Hlavním problémem jsou bolesti, postiženo také cestování, osobní péče, sexuální a společenský život a spaní. Podrobné komplexní vyšetření a dle výsledků konzervativní či operační řešení.
61–80 %	odchroumení	Bolesti ovlivňují všechny aspekty života. Obvykle operační řešení.
81–100 %		Pacient připoután na lůžko nebo zveřejně potíže – k odlišení nutné pečlivé pozorování pacienta během vyšetření, a pokud bude vyžadována agravace, tak obvykle operační řešení.

Obrázek č. 23: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 před terapií 2. část

Příloha č. 3: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 po terapii

Část 1 – Intenzita bolesti
 Dnes nemám žádné bolesti.
 Dnes mám mírné bolesti.
 Dnes mám střední bolesti.
 Dnes mám docela silné bolesti.
 Dnes mám velmi silné bolesti.
 Dnes mám nehorší bolesti, jaké si lze představit.

Část 2 – Osobní péče (mytí, oblékání atd.)
 Mohu se o sebe normálně postarat, aniž by mi to způsobovalo neobvyklé bolesti.
 Mohu se o sebe normálně postarat, ale způsobuje mi to velké bolesti.
 Osobní péče mi způsobuje bolesti a musím ji provádět pomalu a opatrně.
 Potřebuji trochu pomoci, ale zvládnu většinu osobní péče.
 Potřebuji každý den pomoci s většinou úkonů své osobní péče.
 Neobléknu se, mytí mi působí potíže a zůstávám v posteli.

Část 3 – Zvedání břemen
 Mohu zvedat těžká břemena bez neobvyklých bolesti.
 Mohu zvedat těžká břemena, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
 Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena ze země, ale zvládnu to, pokud jsou vhodné položená, třeba na stole.
 Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena, zvládnu ale lehká až středně těžká břemena, pokud jsou vhodné položená.
 Mohu zvedat pouze velmi lehká břemena.
 Nemohu zvedat a nosit vůbec nic.

Část 4 – Chůze
 Bolesti mi nebrání v chůzi na jakoukoli vzdálenost.
 Bolesti mi brání v chůzi delší než jeden kilometr.
 Bolesti mi brání v chůzi delší než půl kilometru.
 Bolesti mi brání v chůzi delší než 100 metrů.
 Mohu chodit pouze s hůl nebo s berlemi.
 Většinu času strávím v posteli a na záchod musím dojet po čtyřech.

Část 5 – Sezení
 Mohu sedět na jakémkoli židli, jak dlouho chci.
 Mohu sedět na své oblíbené židli, jak dlouho chci.
 Bolesti mi brání v sezení déle než jednu hodinu.
 Bolesti mi brání v sezení déle než půl hodiny.
 Bolesti mi brání v sezení déle než 10 minut.
 Kvůli bolestem nemohu vůbec sedět.

Část 6 – Stání
 Mohu stát, jak dlouho chci, bez neobvyklých bolesti.
 Mohu stát, jak dlouho chci, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
 Bolesti mi brání ve stání déle než jednu hodinu.
 Bolesti mi brání ve stání déle než půl hodiny.
 Bolesti mi brání ve stání déle než 10 minut.
 Kvůli bolestem nemohu vůbec stát.

Obrázek č. 24: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 po terapii 1. část

Část 7 – Spání
 Bolesti mě nikdy nevyruší ze spánku.
 Bolesti mě občas vyruší ze spánku.
 Kvůli bolestem spím méně než 6 hodin.
 Kvůli bolestem spím méně než 4 hodiny.
 Kvůli bolestem spím méně než 2 hodiny.
 Kvůli bolestem nemohu vůbec spát.

Část 8 – Sexuální život (je-li relevantní)
 Můj sexuální život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
 Můj sexuální život je normální, ale způsobuje mi určité neobvyklé bolesti.
 Můj sexuální život je skoro normální, ale způsobuje mi velké bolesti.
 Bolesti závažným způsobem omezují můj sexuální život.
 Kvůli bolestem můj sexuální život téměř neexistuje.
 Kvůli bolestem nemám vůbec žádný sexuální život.

Část 9 – Společenský život
 Můj společenský život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
 Můj společenský život je normální, ale zvyšuje intenzitu mých bolesti.
 Bolesti nemají žádný závažný vliv na můj společenský život kromě toho, že mě omezují v namáhavějších zájmových činnostech, například ve sportu atd.
 Bolesti omezují můj společenský život a nemychají ven tak často.
 Kvůli bolestem se můj společenský život omezuje na můj dům.
 Kvůli bolestem nemám vůbec žádný společenský život.

Část 10 – Cestování
 Mohu cestovat kamkoli bez neobvyklých bolesti.
 Mohu cestovat kamkoli, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
 Bolesti jsou silné, ale zvládnu cesty trvající déle než dvě hodiny.
 Kvůli bolestem zvládnu pouze cesty trvající nejdéle hodinu.
 Kvůli bolestem zvládnu pouze nezbytné cesty trvající nejdéle 30 minut.
 Kvůli bolestem necestuji vůbec, s výjimkou cest nutných kvůli mému léčení.

Výsledek = %

Pozn: ODI © Jeremy Fairbank, 1980. Všechna práva vyhrazena. Ukázkový výstisk – nepoužívat bez povolení.

Hodnocení ODI (Oswestry Disability Index)

Odpověď na každou otázku je bodována 0-5 body. Maximální je 50 bodů (přístorno 10 otázek).
 Všechny otázky však nemusí být zodpovězeny, proto pro výpočet ODI skóre se užívá vzorec:

ODI skóre = (celkový počet bodů/5 × počet zodpovězených otázek) × 100

Interpretace

0-20 %	minimální disabilita	Může vykonávat většinu aktivit, léčba většinou zahrnuje režimová opatření a redukci váhy.
21-40 %	střední disabilita	Cestování a společenský život bývají obtížnější, osobní péče, sexuální život a spánek nebyvají výrazně postíženy, léčba je obvykle konzervativní.
41-60 %	těžká disabilita	Hlavním problémem jsou bolesti, postiženo také cestování, osobní péče, sexuální a společenský život a spánek. Podrobně komplexní vyšetření a dle výsledků konzervativní či operační řešení.
61-80 %	ochromení	Bolesti ovlivňují všechny aspekty života. Obvykle operační řešení.
81-100 %		Pacient připoután na lůžko nebo zveličuje potíže – k odlišení nutné pečlivě pozorování pacienta během vyšetření, a pokud bude vyloučena agravace, tak obvykle operační řešení.

Obrázek č. 25: Oswestry dotazník vyplněný pacientem 1 po terapii 2. část

Příloha č. 4: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 před terapií

Část 1 – Intenzita bolesti
Dnes nemám žádné bolesti.
Dnes mám mírné bolesti.
Dnes mám střední bolesti.
Dnes mám docela silné bolesti.
Dnes mám velmi silné bolesti.
Dnes mám nehorší bolesti, jaké si lze představit.

Část 2 – Osobní péče (mytí, oblékání atd.)
Mohu se o sebe normálně postarat, aniž by mi to způsobovalo neobvyklé bolesti.
Mohu se o sebe normálně postarat, ale způsobuje mi to velké bolesti.
Osobní péče mi způsobuje bolesti a musím ji provádět pomalu a opatrně.
Potřebuji trochu pomoci, ale zvládnu většinu osobní péče.
Potřebuji každý den pomoci s většinou ukončením své osobní péče.
Neobléknu se, mytí mi působí potíže a zůstávám v posteli.

Část 3 – Zvedání břemene
Mohu zvedat těžká břemena bez neobvyklých bolesti.
Mohu zvedat těžká břemena, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena ze země, ale zvládnu to, pokud jsou vhodné položené, třeba na stole.
Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena, zvládnu ale lehká až středně těžká břemena, pokud jsou vhodné položené.
Mohu zvedat pouze velmi lehká břemena.
Nemohu zvedat a nosit vůbec nic.

Část 4 – Chůze
Bolesti mi nebrání v chůzi na jakoukoli vzdálenost.
Bolesti mi brání v chůzi delší než jeden kilometr.
Bolesti mi brání v chůzi delší než půl kilometru.
Bolesti mi brání v chůzi delší než 100 metrů.
Mohu chodit pouze s hůl nebo s berlí.
Většinu času strávím v posteli a na záchod musím dolezt po čtyřech.

Část 5 – Sezení
Mohu sedět na jakékoli židli, jak dlouho chci.
Mohu sedět na své oblíbené židli, jak dlouho chci.
Bolesti mi brání v sezení delším než jednu hodinu.
Bolesti mi brání v sezení delším než půl hodiny.
Bolesti mi brání v sezení delším než 10 minut.
Kvůli bolestem nemohu vůbec sedět.

Část 6 – Stání
Mohu stát, jak dlouho chci, bez neobvyklých bolesti.
Mohu stát, jak dlouho chci, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
Bolesti mi brání ve stání delším než jednu hodinu.
Bolesti mi brání ve stání delším než půl hodiny.
Bolesti mi brání ve stání delším než 10 minut.
Kvůli bolestem nemohu vůbec stát.

Obrázek č. 26: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 před terapií 1. část

Část 7 – Spaní
Bolesti mě nikdy nevyruší ze spaní.
Bolesti mě občas vyruší ze spaní.
Kvůli bolestem spím méně než 6 hodin.
Kvůli bolestem spím méně než 4 hodiny.
Kvůli bolestem spím méně než 2 hodiny.
Kvůli bolestem nemohu vůbec spát.

Část 8 – Sexuální život (je-li relevantní)
Můj sexuální život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
Můj sexuální život je normální, ale způsobuje mi určité neobvyklé bolesti.
Můj sexuální život je skoro normální, ale způsobuje mi velké bolesti.
Bolesti zavažným způsobem omezují můj sexuální život.
Kvůli bolestem můj sexuální život téměř neexistuje.
Kvůli bolestem nemám vůbec žádný sexuální život.

Část 9 – Společenský život
Můj společenský život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
Můj společenský život je normální, ale zvyšuje intenzitu mých bolesti.
Bolesti nemají žádný zavažný vliv na můj společenský život kromě toho, že mě omezují v namáhavějších zájmových činnostech, například ve sportu atd.
Bolesti omezily můj společenský život a nevycházím ven tak často.
Kvůli bolestem se můj společenský život omezuje na můj domov.
Kvůli bolestem nemám vůbec žádný společenský život.

Část 10 – Cestování
Mohu cestovat kamkoli bez neobvyklých bolesti.
Mohu cestovat kamkoli, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
Bolesti jsou silné, ale zvládnu cesty trvající déle než dvě hodiny.
Kvůli bolestem zvládnu pouze cesty trvající nepřesně hodinu.
Kvůli bolestem zvládnu pouze nezbytné cesty trvající nepřesně 30 minut.
Kvůli bolestem necestuji vůbec, s výjimkou cest nutných kvůli mému léčení.

Výsledek = %

Pozn: ODI © Jeremy Fairbank, 1980. Všechna práva vyhrazena. Ukázkový výstisk – nepoužívat bez povolení.

Hodnocení ODI (Oswestry Disability Index)
Odpověď na každou otázku je bodována 0-5 body. Maximum je 50 bodů (příměno 10 otázek).
Všechny otázky však nemusí být zodpovězeny, proto pro výpočet ODI skóre se užívá vzorec:

$$\text{ODI skóre} = (\text{celkový počet bodů} / 5 \times \text{počet zodpovězených otázek}) \times 100$$

Interpretace

0-20 %	minimální disabilita	Může vykonávat většinu aktivit, léčba většinou zahrnuje režimová opatření a redukci váhy.
21-40 %	střední disabilita	Cestování a společenský život bývají obtížnější, osobní péče, sexuální život a spaní nebyjí výrazně postiženy, léčba je obvykle konzervativní.
41-60 %	těžká disabilita	Hlavním problémem jsou bolesti, postiženo také cestování, osobní péče, sexuální a společenský život a spaní. Podrobné komplexní vyšetření a dle výsledků konzervativní či operační řešení.
61-80 %	ochromení	Bolesti ovlivňují všechny aspekty života. Obvykle operační řešení.
81-100 %		Pacient připoután na lůžko nebo zveličuje potíže – k odlišení nutné pečlivě pozorování pacienta během vyšetření, a pokud bude vyloučena agravace, tak obvykle operační řešení.

Obrázek č. 27: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 před terapií 2. část

Příloha č. 5: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 po terapii

Část 1 – Intenzita bolesti
 Dnes nemám žádné bolesti.
 Dnes mám málo bolesti.
 Dnes mám střední bolesti.
 Dnes mám docela silné bolesti.
 Dnes mám velmi silné bolesti.
 Dnes mám nehorší bolesti, jaké si lze představit.

Část 2 – Osobní péče (mytí, oblékání atd.)
 Mohu se o sebe normálně postarat, aniž by mi to způsobovalo neobvyklé bolesti.
 Mohu se o sebe normálně postarat, ale způsobuje mi to velké bolesti.
 Osobní péče mi způsobuje bolesti a musím ji provádět pomalu a opatrně.
 Potřebuji trochu pomoci, ale zvládnou většinu osobní péče.
 Potřebuji každý den pomoci s většinou úkonů své osobní péče.
 Neobléknu se, mytí mi působí potíže a zůstávám v posteli.

Část 3 – Zvedání břemena
 Mohu zvedat těžká břemena bez neobvyklých bolesti.
 Mohu zvedat těžká břemena, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
 Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena ze země, ale zvládnou to, pokud jsou vhodné polohou, třeba na stole.
 Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena, zvládnou ale lehká až středně těžká břemena, pokud jsou vhodné polohou.
 Mohu zvedat pouze velmi lehká břemena.
 Nemohu zvedat a nosit vůbec nic.

Část 4 – Chůze
 Bolesti mi nebrání v chůzi na jakoukoli vzdálenost.
 Bolesti mi brání v chůzi déle než jeden kilometr.
 Bolesti mi brání v chůzi déle než půl kilometru.
 Bolesti mi brání v chůzi déle než 100 metrů.
 Mohu chodit pouze s hůl nebo s berlema.
 Většinu času strávím v posteli a na záchod musím dojet po čtyřech.

Část 5 – Sezení
 Mohu sedět na jakékoli židli, jak dlouho chci.
 Mohu sedět na své oblíbené židli, jak dlouho chci.
 Bolesti mi brání v sezení déším než jednu hodinu.
 Bolesti mi brání v sezení déším než půl hodiny.
 Bolesti mi brání v sezení déším než 10 minut.
 Kvůli bolestem nemohu vůbec sedět.

Část 6 – Stání
 Mohu stát, jak dlouho chci, bez neobvyklých bolesti.
 Mohu stát, jak dlouho chci, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
 Bolesti mi brání ve stání déším než jednu hodinu.
 Bolesti mi brání ve stání déším než půl hodiny.
 Bolesti mi brání ve stání déším než 10 minut.
 Kvůli bolestem nemohu vůbec stát.

Obrázek č. 28: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 po terapii 1. část

Část 7 – Spaní
 Bolesti mě nikdy nevyruší ze spaní.
 Bolesti mě občas vyruší ze spaní.
 Kvůli bolestem spím méně než 6 hodin.
 Kvůli bolestem spím méně než 4 hodiny.
 Kvůli bolestem spím méně než 2 hodiny.
 Kvůli bolestem nemohu vůbec spát.

Část 8 – Sexuální život (je-li relevantní)
 Můj sexuální život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
 Můj sexuální život je normální, ale způsobuje mi určité neobvyklé bolesti.
 Můj sexuální život je skoro normální, ale způsobuje mi velké bolesti.
 Bolesti zřetelným způsobem omezují můj sexuální život.
 Kvůli bolestem můj sexuální život téměř neexistuje.
 Kvůli bolestem nemám vůbec žádný sexuální život.

Část 9 – Společenský život
 Můj společenský život je normální a nezpůsobuje mi neobvyklé bolesti.
 Můj společenský život je normální, ale zvyšuje intenzitu mých bolesti.
 Bolesti nemají žádný závažný vliv na můj společenský život kromě toho, že mě omezují v namáhavějších zájmových činnostech, například ve sportu atd.
 Bolesti omezily můj společenský život a nevyháním ven tak často.
 Kvůli bolestem se můj společenský život omezuje na můj dům.
 Kvůli bolestem nemám vůbec žádný společenský život.

Část 10 – Cestování
 Mohu cestovat kamkoli bez neobvyklých bolesti.
 Mohu cestovat kamkoli, ale způsobuje mi to neobvyklé bolesti.
 Bolesti jsou silné, ale zvládnou cesty trvající déle než dvě hodiny.
 Kvůli bolestem zvládnou pouze cesty trvající nejdéle hodinu.
 Kvůli bolestem zvládnou pouze nezbytné cesty trvající nejdéle 30 minut.
 Kvůli bolestem necestuji vůbec, s výjimkou cest nutných kvůli mému léčení.

Výsledek = %

Pozn: ODI © Jeremy Fairbank, 1980. Všechna práva vyhrazena. Úkazivový výsledek – nepoužívat bez povolení.

Hodnocení ODI (Oswestry Disability Index)

Odpověď na každou otázku je bodována 0–5 body. Maximum je 50 bodů (přibližně 10 otázek).
 Všechny otázky však nemusí být zodpovězeny, proto pro výpočet ODI skóre se užívá vzorec:

ODI skóre = (celkový počet bodů/5 × počet zodpovězených otázek) × 100

Interpretace

0–20 %	minimální disabilita	Může vykonávat většinu aktivit, léčba většinou zahrnuje režimová opatření a redukci váhy.
21–40 %	střední disabilita	Cestování a společenský život mohou být obtížnější, zpravidla vyžadují opatření.

Obrázek č. 29: Oswestry dotazník vyplněný pacientkou 2 po terapii 2. část