

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

TANDEMOVÝ STOJ JAKO UKAZATEL MEDIOLATERÁLNÍ STABILITY U OSOB
S KOŘENOVÝM SYNDROMEM L5

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Karolína Ořechovská, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2012

Jméno a příjmení: Bc. Karolína Ořechovská

Název diplomové práce: Tandemový stoj jako ukazatel mediolaterální stability u osob s kořenovým syndromem L₅

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt

Teoretická část diplomové práce je rozdělena do tří kapitol. První se zabývá funkční anatomii a kineziologií bederní páteře, především stabilizačním systémem páteře, druhá kapitola je zaměřena na posturální stabilitu z biomechanického hlediska a třetí na samotné vertebrogenní onemocnění. Součástí této práce je výzkumná část, která je zaměřena na vliv kořenového syndromu L₅ na mediolaterální stabilitu při tandemovém stoju. Měření bylo provedeno na 21 probandech v průměrném věku 40 ± 9 let, kdy 10 z nich mělo lékařsky potvrzený kořenový syndrom L₅ (6 mužů, 4 ženy) a 11 tvořilo kontrolní skupinu (6 mužů, 5 žen). Při výzkumu byly nalezeny statisticky významné rozdíly v parametrech charakterizujících COP v mediolaterálním směru mezi oběma skupinami. U skupiny osob s kořenovým syndromem L₅ byly hodnoty vyšší než u kontrolní skupiny. Při srovnání postižené a nepostižené končetiny v poloze vzadu u skupiny probandů s kořenovým syndromem L₅ nebyly rozdíly statisticky významné, avšak vyšší hodnoty se nacházely u postižené končetiny vzadu.

Klíčová slova: tandemový stoj, kořenový syndrom L₅, posturální stabilita, analýza stoje

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

Name and surname: Bc. Karolína Ořechovská

Diploma thesis title: Tandem stand as a mediolateral stability indicator in patients with the L₅ nerve root syndrome

Department: Department of Physiotherapy

Diploma thesis work supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Year of thesis defence: 2012

Abstract

The Theoretical part of this thesis is divided into 3 sections. Section 1 describes lumbar spine functional anatomy and kinesiology; section 2 focuses on postural stability from the biomechanical aspect; and section 3 deals with the vertebrogenic disease. The Theoretical part is followed by a research part, focusing on the effect of the L₅ nerve root syndrome on mediolateral stability during tandem stand. Measurements were performed on 21 probands 40 ± 9 years mean age, of whom 10 (6 males, 4 females) had a medically confirmed L₅ syndrome and 11 (6 males, 5 females) constituted a control group. Research revealed statistically significant differences in the COP-characterizing parameters in the mediolateral direction between the 2 groups: the values were higher in the L₅ nerve root syndrome group than in the control group. When comparing the affected and unaffected limbs in the rear position in the L₅ nerve root syndrome group, the differences were not statistically significant, the affected limb in the rear position, however, exhibited higher values.

Keywords: tandem stand, L₅ nerve root syndrome, postural stability, stand analysis

I hereby consent to lending the thesis within library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 04. května 2012

.....

Ráda bych poděkovala všem, kteří přispěli ke vzniku této diplomové práce. Děkuji vedoucímu práce Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za jeho čas, odbornou pomoc, ochotu, vstřícný přístup a cenné rady, které mi při zpracování diplomové práce poskytl.

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 TEORETICKÉ POZNATKY	9
2.1 ANATOMIE A KINEZIOLOGIE BEDERNÍ PÁTEŘE	9
2.1.1 Stavba bederního obratle	10
2.1.2 Meziobratlová ploténka	13
2.1.3 Zatížení meziobratlové ploténky z biomechanického hlediska	15
2.1.4 Stabilizační systém páteře	18
2.1.4.1 Ligamenta bederní páteře	18
2.1.4.2 Svalový systém páteře	21
2.1.4.3 Thoracolumbální fascie	29
2.1.4.4 Funkční vztahy posturálních svalů	29
2.1.4.5 Centrální nervový systém	30
2.2 POSTURÁLNÍ STABILITA	33
2.2.1 Posturální stabilita ve stoji	33
2.2.2 Strategie zajištění posturální stability	36
2.2.3 Vliv sensorické složky na řízení posturální stability	37
2.2.3.1 Zrak	37
2.2.3.2 Vestibulární aparát	37
2.2.3.3 Propriocepce a exterocepce	38
2.2.4 Posturální stabilita u osob s vertebrogenními potížemi	39
2.3 VERTEBROGENNÍ ONEMOCNĚNÍ	41
2.3.1 Degenerativní změny meziobratlové ploténky	42
2.3.1.1 Klasifikace výhřezů meziobratlové ploténky	44
2.3.2 Mechanismus výhřezu meziobratlové ploténky	46
2.3.3 Klinické projevy	47
2.3.3.1 Kořenové syndromy	47
2.3.4 Další možnosti vzniku vertebrogenního onemocnění	49
2.3.4.1 Dysfunkce hlubokého stabilizačního systému	50

2.3.4.2 Svalové dysbalance	51
2.3.5 Diferenciální diagnostika	51
3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	54
3.1 Cíle	54
4 METODIKA VÝZKUMU	55
4.1 Charakteristika souboru	55
4.2 Metoda	55
4.3 Příprava a vlastní měření	55
4.4 Sledované parametry	57
4.5 Statistické zpracování dat	57
5 VÝSLEDKY	58
5.1 Parametry charakterizující posturální výchylky	58
5.1.1 Srovnání postižené a nepostižené končetiny vzadu	58
5.1.2 Srovnání skupiny LBP a kontrolní skupiny	60
5.2 Parametry charakterizující rychlost pohybu COP	62
5.2.1 Srovnání postižené a nepostižené končetiny vzadu	62
5.2.2 Srovnání skupiny LBP a kontrolní skupiny	64
6 DISKUZE	67
7 ZÁVĚR	73
8 SOUHRN	74
9 SUMMARY	75
10 REFERENČNÍ SEZNAM	76
11 PŘÍLOHY	81

1 ÚVOD

Stoj je vedle chůze jednou z nejběžnějších denních činností, která je charakteristická pro lidské pokolení. Ač se to na první pohled nezdá, podle mnoha autorů je stoj aktivní činností, při které se zapojují téměř všechny svalové skupiny v těle. Nejde tedy o čistě statickou činnost, protože kontrakční sílu svalů není možné udržet konstantní. Tělo je ve vzpřímeném držení nestabilním systémem, u kterého vše závisí na schopnosti řídit a udržet danou pozici.

V dnešní době, kdy množství pohybové aktivity v populaci klesá, je i stoj čím dál tím více nahrazován pohodlnější variantou – sedem. Velkou roli hraje typ zaměstnání, dnes na většině pracovních míst stráví člověk většinu pracovní doby sezením u počítače, což vede k celkové hypomobilitě a rozvoji tzv. civilizačních chorob. Tam se dnes můžou řadit i bolesti páteře, především dolní bederní části. Podle Bednaříka et al. (2010) jsou vertebrogenní onemocnění nejčastější choroby po akutních infekcích horních cest dýchacích a podle Koláře a Lewita (2005) 70 % dospělých někdy zažilo bolesti zad.

Nejčastější příčinou bolesti zad jsou podle Kasíka (2002) degenerativní změny pohybového segmentu, především meziobratlové ploténky, které můžou vést k poškození nervových struktur a vzniku kořenového syndromu. To vede nejen k dalšímu omezení pohybu, ale i ke změnám nervového řízení a ko-aktivace posturálních svalů, které se mohou projevit na poruchách stability.

Tato práce je zaměřena na vliv kořenového syndromu L₅ na mediolaterální stabilitu testovaný při tandemovém stoji, který je sám o sobě posturálně náročnější než běžný stoj a může tak odhalit i menší odchylky ve stabilitě. Je zde pojednáno o anatomických a kineziologických vlastnostech bederní páteře, kde je důraz kladen na stabilizační systém páteře, jeho funkce a funkční souvislosti, a dále o samotných vertebrogenních obtížích. V dnešní době se problematika stabilizačního systému, především svalového, stává důležitou součástí terapie u mnoha poruch pohybového systému a věnuje se jim i mnoho autorů (Kolář, Lewit, Skalka, Hodges, Sapsford, a další).

2 TEORETICKÉ POZNATKY

2.1 ANATOMIE A KINEZIOLOGIE BEDERNÍ PÁTEŘE

Podle Kapandjiho (2008) páteř, osa lidského těla, musí mít dvě protichůdné mechanické vlastnosti: rigiditu a plasticitu. Můžeme ji přirovnat k lodnímu stožáru, který „odpočívá“ na pánvi a rozšiřuje se směrem k hlavě, kde v úrovni dolní krční páteře funguje jako podpora pro transversální ramenní pletenec. Plasticita je zajišťována mnoha komponenty překrývající jeden druhý, které jsou propojeny s ligamenty a svaly, jejichž struktura ale dovoluje změnit svou funkci a udržet tak i určitý stupeň rigidity.

Páteř člověka jako celek se skládá z 33 až 34 obratlů, které se rozdělují na 7 krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových a 4 až 5 kostrčních, kdy křížové splývají v kost křížovou (os sacrum) a kostrční srůstají v kostrč (os coccygis) (Čihák, 2001).

Každý obratel má tři části, každá z nich má jinou funkci:

- a) corpus vertebrae (tělo obratle) – funguje jako nosná část, je uložen v přední části obratle a je spojen s meziobratlovou ploténkou
- b) arcus vertebrae (oblouk obratle) – je zezadu připojen k obratlovému tělu a chrání míchu
- c) processi (výběžky) – slouží k pohyblivosti páteře a jsou připojeny k oblouku obratle.

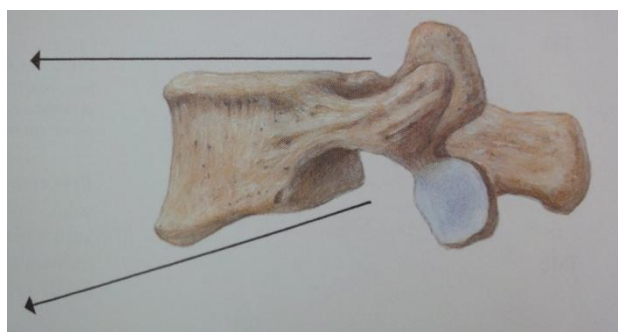
Patří mezi ně: processi articulares (kloubní výběžky) – slouží ke spojení s dalšími obratli; processi transversi odstupující zevně a processi spinosi odstupující dozadu. Oba dva typy výběžků slouží jako místa svalových úponů (Čihák, 2001).

Všechny obratle jsou vzájemně spojeny několikerým způsobem – chrupavčitou meziobratlovou ploténkou, ligamenty a meziobratlovými klouby, jejichž popis a funkce jsou uvedeny dále.

2.1.1 Stavba bederního obratle

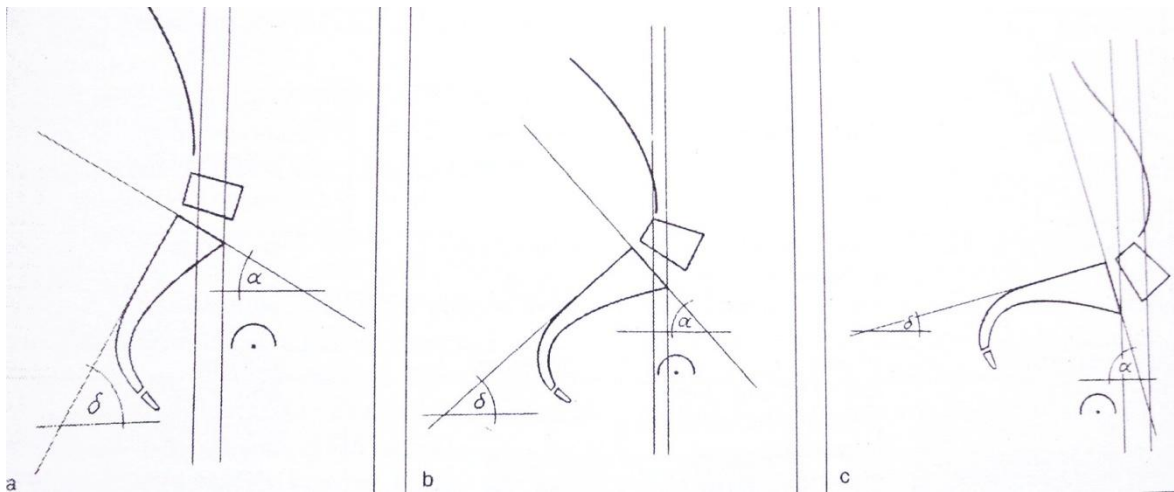
Bederní obratle jsou ze všech největší. I když je jich pouze 5, svou délkou jsou jen o málo kratší než celá hrudní páteř. V anteroposteriorním pohledu je bederní páteř relativně rovná a symetrická vzhledem k interspinózní linii. V mediolaterálním pohledu vytváří lumbální lordózu. Horizontální linie vycházející z nejvyššího bodu crista iliaca prochází mezi obratli L₄ a L₅. Šířka obratlů a velikost obratlových kloubů se pravidelně zvětšuje descendentním směrem. Tělo obratle je vysoké, kraniálně i kaudálně končí téměř rovnými terminálními plochami – facies vertebralis, které mají ledvinovitý tvar. Oblouk bederních obratlů je oproti výše položeným obratlům velký a obkružuje trojúhelníkové foramen vertebrale. Objevují se zde processus costales, původně rudimentární žebra, což jsou štíhlé a dlouhé výběžky zastupující processus transversi. Processus articulares směřují vertikálně a jejich kloubní plošky jsou z větší části orientované sagitálně, méně i frontálně. Ty zajišťují především pohyblivost a stabilitu páteře. Tvar tohoto skloubení umožňuje výraznou anteflexi a retroflexi, omezuje rotaci (Čihák, 2001; Kapandji, 2008; Lewit, 2003).

Zvláštností tohoto úseku je oblast přechodu bederní páteře v kost křížovou. Tělo obratle L₅ je vyšší anteriorně než posteriorně (viz Obrázek 1), což vytváří charakteristické zalomení zvané promontorium. Zakřivení bederní páteře je závislé na sklonu pánve, který je výrazem typu pánve. Pánev a páteř tvoří neoddělitelnou funkční jednotku, jejichž postavení a funkce se navzájem ovlivňují. Vliv funkce pánve na statiku celého těla závisí na typu pánve. Křížová kost může mít různou délku a to má za následek změnu postavení a sklonu této kosti a promontoria.



Obrázek 1. Asymetrický sklon obratle L₅ (Čihák, 2001).

Podle Lewita (2003) se rozlišují tři typy pánve: asimilační, průměrná a přetěžovaná. Ty svým odlišným mechanismem mění funkci a patofyziologii pánve. Pánev asimilační se vyznačuje dlouhou křížovou kostí a vysoko uloženým promontoriem, má sklony k hypermobilitě. Pánev průměrná je „normální“, avšak má sklony k blokadám. Třetí typ, pánev přetěžovaná se vyznačuje nízko uloženým promontoriem s velkým sklonem křížové kosti i celé pánve (viz Obrázek 2 a Tabulka 1). Typ pánve má velmi důležitý vliv na zakřivení bederní páteře, proto je třeba při rozboru hodnotit určitou patologii u každého typu jinak (Kapandji, 2008; Lewit, 2003).



Obrázek 2. Schémata znázorňující typy pánve: a) vysoká asimilační, b) průměrná, c) přetěžovaná (Lewit, 2003).

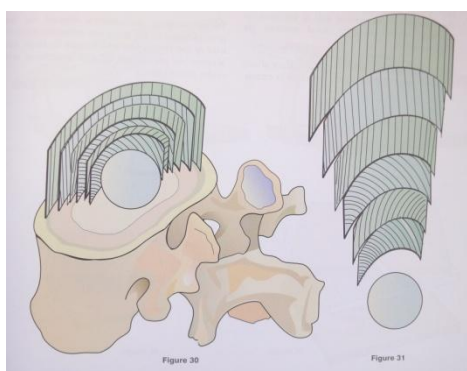
	Asimilační pánev	Normální pánev	Přetěžovaná pánev
sklon kostí křížové	50 – 70°	35 – 50°	15 – 35°
sklon krycí destičky S ₁	15 – 30°	30 – 50°	50 – 70°
uložení ploténky L ₄	nad spojnicí vrcholů hřebenů lopat kostí kyčelních	ve výši hřebenů lopat kostí kyčelních	pod spojnicí lopat kostí kyčelních
postavení promontoria v pánevním pletenci	excentricky dorzálně	uprostřed	uprostřed nebo ventrálně
tvar obratle L ₅	obdélníkový	sekyrovitý	sekyrovitý
tvar ploténky L ₅	obdélníkový a širší než L ₄	sekyrovitý a užší než L ₄	sekyrovitý a užší než L ₄
segment největší pohyblivosti	L ₅ – S ₁	L ₄ – L ₅	L ₄ – L ₅
úloha iliolumbálního vazů	nedostatečná fixace obratle L ₅	dobrá fixace obratle L ₅	dobrá fixace obratle L ₄ a L ₅
hlavní nosná struktura	krycí destička S ₁	krycí destička S ₁	lumbosakrální a sakroiliakální klouby
zakřivení páteře	ploché	průměrné	zvýšené
rtg – statika	osa kyčelních kloubů je před promontoriem, hlavová olovnice a olovnice nad os naviculare se shodují a leží za promontoriem	průměrná	hlavová olovnice je před promontoriem, které je před příčnou osou kyčelních kloubů
klinické následky	hypermobilita, sklon k degeneraci ploténky L ₅ , ligamentová bolest	blokády, postižení ploténky L ₅	blokády a artrózy lumbosakrální, sakroiliakální a kyčelní

Tabulka 1. Typy pánve a jejich vlastnosti (Lewit, 2003).

2.1.2 Meziobratlová ploténka

Meziobratlová ploténka (*discus intervertebralis*) je chrupavčitý útvar spojující plochy sousedících obratlových těl a patří spolu s cévním systémem mezi hydrodynamické komponenty páteře (Dylevský, 2009b). V celé páteři se jich nachází 23, tj. o jednu méně, než je pohybových segmentů páteře, a to proto, že mezi atlasem a axisem se ploténka nenachází. Významně se podílejí na délce celé páteře a tím i celého těla, tvoří až 25 % délky presakrálního úseku páteře. Kraniokaudálně dochází k růstu jejich výšky, tudíž první ploténka, mezi axisem a C₃, je nejnižší a poslední, mezi L₅ a S₁, je nejvyšší (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a). Kapandji (2008) uvádí průměrnou výšku ploténky v oblasti krční páteře 3 mm, hrudní 5 mm a bederní 9 mm, což odpovídá asi 1/3 výšky obratle.

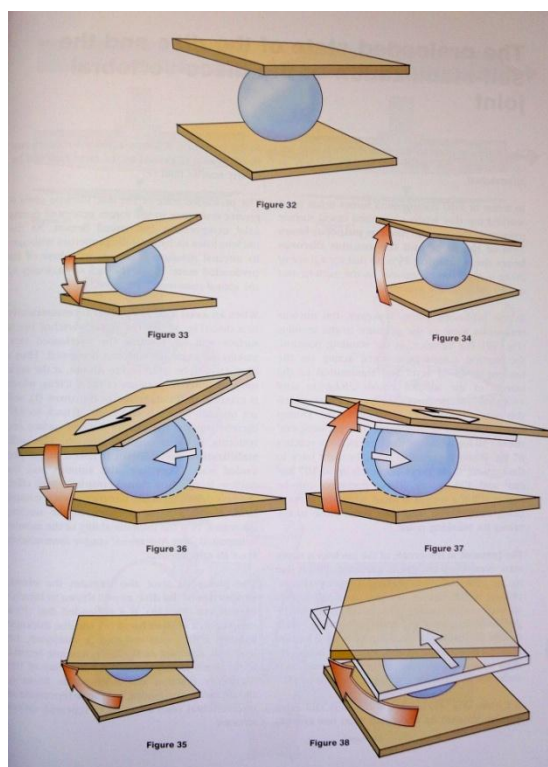
Podle Dylevského (2009a, 125) to jsou „disky vazivové chrupavky obalené tuhým kolagenním vazivem.“ Na plochách, kterými destička sousedí s obratlovým tělem, se nachází vrstva sklovité, kloubní chrupavky. Ploténka se skládá ze tří stavebních složek: buněk, vazivových vláken a amorfní základní hmoty. Chrupavku ploténky tvoří tři typy buněk: fibroblasty, chondroblasty a buňky tzv. jádra ploténky (*nucleus pulposus*). Tyto buňky tvoří 20 – 30 % objemu celé chrupavky. Kolagenní vlákna reprezentují asi 45 % suché hmotnosti disků a jsou kondenzována do lamel (vazivové prstence). Vnitřní stavba lamel připomíná stavbu osteonů dlouhých kostí. Vazivová vlákna jsou v každé lamelle orientována jiným směrem, vlákna sousedících lamel se kříží pod pravým úhlem a tím vzniká důležitá trojrozměrná struktura odolná vůči zatížení (viz Obrázek 3). Lamely jsou koncentrovanější na předním obvodu ploténky, v zadním a bočním je jich méně. Okrajové lamely jsou připojeny k periostu obratlových těl a podélným ligamentům páteře pomocí svazků vazivových vláken (Dylevský, 2009a).



Obrázek 3. Stavba lamel v anulus fibrosus (Kapandji, 2008).

Tyto lamely vytváří periferní část meziobratlové ploténky, *anulus fibrosus*. Svou stavbou chrání centrální část ploténky, *nucleus pulposus*. *Nucleus pulposus* je gelatinózní substance, kterou tvoří z 88 % voda. Je silně hydrofilní a z chemického hlediska je tvořen mukopolysacharidovou matrix obsahující chondroitin sulfát, kyselinu hyaluronovou a keratin sulfát. Není cévně zásoben a nenachází se zde ani žádná nervová zakončení (Kapandji, 2008).

Nucleus pulposus, uvězněn pod tlakem ve svém obalu mezi dvěma obratlovými těly, má téměř kulovitý tvar. Chová se v podstatě jako balón umístěný mezi dvě plochy. V tomto typu kloubu jsou možné tři pohyby: klopení – v sagitální rovině umožňuje flexi a extenzi, v rovině frontální lateroflexi; rotaci – relativní rotaci jedné plochy vůči druhé; a skluz a smyk jedné plochy po druhé (viz Obrázek 4). Má tedy šest stupňů volnosti, avšak všechny tyto pohyby mají minimální rozsah (Kapandji, 2008). *Nucleus* není umístěn přesně uprostřed ploténky. V bederní páteři je blíže zadnímu okraji obratle a stejně jako v krční páteři leží přesně v ose pohybu. V hrudní páteři je sice přibližně uprostřed obratlového těla, avšak leží posteriorně od osy pohybu (Kapandji, 2008; White & Panjabi, 1990).



Obrázek 4. Pohyby *nucleus pulposus* v meziobratlové ploténce (Kapandji, 2008).

Meziobratlové ploténky, těla obratlů, okolní vazivo a cévy páteře vytvářejí osmotický systém, ve kterém dochází k velmi intenzivní výměně vody a ve vodě rozpustných látek během zatížení a odlehčení páteře. V samotné ploténce je podstatně vyšší tlak než v okolí a proto má tekutina spontánní tendenci odtékat do cévního systému okolních struktur. Především během zatížení se tendence odtoku kapaliny velmi zvyšuje. Díky mukopolysacharidům obsaženým v ploténce, které mají schopnost vázat vysoké množství vody, je však celý systém v dynamické rovnováze. Přesto dochází během dne ke snižování výšky těla o 1 – 2 cm, která je způsobena právě „dehydratací“ ploténky. K návratu tekutiny do jádra dochází během noci, protože v poloze vleže na ploténku působí minimální gravitační síla. Ploténka je tak vyživována a zvětšuje svůj objem (Dylevský, 2009b; Kapandji, 2008). Podle Dylevského (2009b) bylo dokonce zjištěno, že u kosmonautů pobývajících ve stavu mikrogravitace po dobu 80 dnů, dochází k „prodloužení“ těla.

2.1.3 Zatížení meziobratlové ploténky z biomechanického hlediska

Z biomechanického hlediska se rozlišuje statické a dynamické zatížení ploténky. Podle Dylevského (2009b) se při statickém zatížení chová ploténka jako destička složená z pružných prstenců, v jejichž středu je téměř nestlačitelný nucleus pulposus. Při tomto zatížení se prstence napínají a ploténka se rovnoměrně oplošťuje. Při dynamickém zatížení se obratle vždy naklánějí a chrupavka je zatěžována nerovnoměrně, například smykem. Dochází přitom k malým pohybům nucleus pulposus, anulus fibrosus je na jedné straně stlačován a na druhé namáhán v tahu. Nucleus se přitom přesouvá na stranu tahu a je tak závislý na dokonalé soudržnosti anulus fibrosus. Ploténka je nejvíce namáhána při kombinaci axiálního tlaku a rotace. Tím vznikají střížné síly, které pokud převyšují pevnostní parametry ploténky, způsobí popraskání lamel anulus fibrosus s následným vyřeznutím nucleu pod páteřní ligamenta nebo až do páteřního kanálu.

Při působení axiálního tlaku na ploténku dochází k nerovnoměrnému rozdělení kompresních sil, přičemž na nucleus pulposus působí 75 % těchto sil a na anulus fibrosus pouze 25 %. Nucleus však část těchto sil převádí na anulus. Zatížení meziobratlových plotének roste se zmenšující se vzdáleností od kosti křížové, z čehož vyplývá, že nejzatíženějším segmentem je segment L₅ – S₁. U průměrného 80 kg vážícího muže je

v klidové pozici na jeho ploténku v úseku L₅ – S₁ vyvíjen tlak o velikosti 37 kg. Pokud se k tomu přidá nevhodná asymetrická zátěž, může tlak několikanásobně vzrůst a dojde k přetížení a nevratnému poškození ploténky (Kapandji, 2008).

Při zatížení velmi záleží na stavu ploténky. Při statickém zatížení dochází k oploštění nucleus pulposus a deformaci anulus fibrosus. Normální, zdravá ploténka by měla při působení tlaku o velikosti 100 kg poklesnout o zhruba 1,4 mm a rozšířit se. Pokud se ale stejnou silou zatíží byť jen mírně poškozená ploténka, dojde k poklesu až o 2 mm bez návratu do své původní výšky po odstranění zátěže. Toto postupné oplošťování ploténky má významný vliv na intervertebrální klouby. Dochází k lehkému posteriornímu otevření kloubního prostoru, což má za následek asymetrické zatěžování kloubní chrupavky, vedoucí v budoucnu k osteoartróze (Kapandji, 2008).

Nachemson a Morris (1964) provedli studii, ve které byl měřen tlak uvnitř ploténky mezi segmenty L₃ – L₄ v různých pozicích těla u skupiny zdravých lidí. Měření probíhalo pomocí jehly zavedené přímo do nucleus pulposus, která byla napojena na přístroj měřící tlak. Zjistili, že během stoje s 20° flexí trupu je ploténka zatížena asi 200 % vlastní hmotnosti, vsedě s 20° flexí trupu 250 %, a při přidání závaží o váze 20 kg do rukou při normálním stoji až 300 % hmotnosti vlastního těla.

Také Wang, Parnianpour, Shirazi-Adl a Engin (2000) se zabývali zatěžováním meziobratlové ploténky. Ve své práci sledovali ploténku L₂ – L₃ během zatížení; při zvedání a pokládání břemen. Využili přitom speciálního viskoelastického modelu segmentu L₂ – L₃ zahrnujícího dva obratle, anulus fibrosus, nucleus pulposus a ligamenta páteře. Pohyb do flexe byl simulován kompresí a smykovým zatížením na vrcholu L₂, L₃ byl fixován na podložce. Zatížení dosahovalo svého maxima při hodnotách 2000 N při axiální kompresi a 200 N při anteriorním smyku ve flekční pozici obratle 10°. Toto zatížení bylo testováno ve třech trváních – 0,3 s, 1 s a 3 s, pro reprezentaci rychlých středně rychlých a pomalých pohybů. Pro dosažení fyziologické situace bylo 30 s před měřením aplikováno na daný model 600 N axiálního a 60 N anteriorního smykového zatížení. Pozorovány přitom byly tyto parametry: celkový posun pohybového segmentu, síly působící na facetové klouby a ligamenta, namáhání anulus fibrosus a tlak uvnitř ploténky.

Již při zmiňovaném „předzatížení“, tj. 600 N axiálního a 60 N anteriorního smykového zatížení vykazoval horní obratel posun 1,16 mm anteriorním a 0,63 mm

axiálním směrem s $2,06^\circ$ flexe. Tento posun se nakonec snížil přibližně o 1,5 % na konci zatížení pro rychlé a pomalé pohyby. Tlak uvnitř ploténky vzrostl u středně rychlých pohybů o 5,3 % a u rychlých o 12,4 % oproti pomalým pohybům. Facetové klouby změnila polohu do 4° sagitální flexe, ale nedošlo ke změně kontaktních sil v nich působících. U ligament páteře docházelo k postupnému narůstání odporu během flexe, kdy při středně rychlých pohybech došlo k jeho zvýšení o 8,2 % a při rychlých pohybech o 11,4 % ve srovnání s pohyby pomalými. K největšímu namáhání došlo u ligamentum longitudinale posterius (dále LLP) a to o 15,4 % více při rychlých pohybech než při pomalých. V anulus fibrosus je podle výsledků nejvíce namáhaným místem v tahu posteriorní lamela blízko zevního okraje, kde došlo k nárůstu o 15,5 % při rychlých pohybech. Při smykovém zatížení je to posteriolaterální lamela u vnitřního okraje ve střední výšce ploténky. K největšímu kompresnímu zatížení došlo v anteriorní části anulus fibrosus se zvýšením o 6 % při rychlých pohybech (Wang et al., 2000).

Mechanické vlastnosti meziobratlové ploténky může ovlivňovat také její výška a plocha. To potvrdila studie Natarajana a Anderssona (1999), která se tímto problémem zabývala při fyziologickém zatížení. Použit byl speciální 3 - dimenzionální model pohybového segmentu L₃ - L₄. Byly použity tři ploténky o různých výškách - 5,5 mm, 8,5 mm a 10,5 mm a tři o různých plochách - 1060 mm², 1512 mm² a 1885 mm². Vliv geometrie ploténky na její mechanické vlastnosti byl studován ve čtyřech momentech zatížení - flexi, extenzi, torzi a laterálním ohybu, a ve třech různých směrech působení sil - kompresi, anteriorním a posteriorním smyku. Zatížení bylo zvoleno 400 N, reprezentující fyziologické zatížení na ploténku v bederní oblasti. Bylo prokázáno, že s narůstající výškou ploténky roste i její flexibilita, která naopak klesá se zvětšující se plochou ploténky. Největší zatížení působící na anulus fibrosus je u ploténky s největší výškou (10,5 mm) a zároveň s nejmenší plochou (1060 mm²). U všech testovaných pohybů jsou nejvíce zatěžována vlákna u vnitřního okraje posteriolaterální části anulus fibrosus. Největší zatížení působící na nucleus pulposus je u ploténky s nejmenší výškou (5,5 mm) a nejmenší plochou (1060 mm²), během všech pohybů kromě extenze. Z výsledků měření vyplývá, že největší tendenci k instabilitě a případnému poškození má ploténka s malou plochou ale velkou výškou.

2.1.4 Stabilizační systém páteře

Stabilita páteře je zajišťována třemi komponenty. Prvním jsou ligamenta páteře a kostní struktury, které tvoří pasivní složku stability a slouží hlavně k omezení pohybu na konci fyziologického rozsahu páteře. Během neutrální pozice však velkou podporu stability nezajišťují. Druhým komponentem je svalový systém, který je aktivní složkou, poskytuje podporu na intervertebrální úrovni a zajišťuje její přiměřenou tuhost. Pracuje se silami působícími na páteř během běžných činností. Čím větší tuhost se v každém segmentu nachází, tím více je zajištěna stabilita celé páteře. Třetím je centrální nervový systém (dále CNS) kontrolující a koordinující svalovou aktivitu během očekávaných i neočekávaných situací působení sil na celé tělo. Tyto tři komponenty jsou na sobě navzájem závislé a jeden systém může kompenzovat deficit jiného. Instabilita pak vzniká kombinací poruch všech tří systémů (Barr et al., 2005; White & Panjabi, 1990).

2.1.4.1 Ligamenta bederní páteře

Ligamenta páteře jsou velmi důležité jednoosé struktury, jejichž hlavní funkcí je nést zatížení ve směru průběhu jejich vláken. Mají velké množství i často protikladných funkcí. Především musí být schopny umožnit adekvátní fyziologický pohyb a umět fixovat přesnou pozici mezi obratli v dané posturální situaci s minimálními energetickými nároky na svaly. Musí umět dostatečně chránit páteř omezením pohybů v rámci předem stanovených limitů a společně se svaly poskytují páteři stabilitu ve fyziologickém rozsahu pohybu. Musí také páteř chránit v případných traumatických situacích, během kterých dochází k velkému zatížení při vysoké rychlosti. V takovýchto vysoce dynamických situacích dochází i k uvolnění velkého množství energie aplikované na páteř, které musí ligamenta umět absorbovat (White & Panjabi, 1990).

Ligamenta jsou považována spíše za pasivní části daného hybného segmentu, přesto se ale významně podílejí na celkové stabilitě páteře a slouží také jako akumulátor pohybové energie. Jejich funkční význam však tímto zdaleka nekončí. Ligamenta jsou bohatě inervována, a proto jsou významným zdrojem informací signalizujících napětí (Dylevský, 2009b).

Z anatomického hlediska rozlišujeme dlouhá a krátká ligamenta (dále lig./ligg.), přičemž oba typy se stejnou měrou podílejí na fixaci daných segmentů (viz Obrázek 5). Mezi dlouhá ligamenta patří lig. longitudinale anterius (dále LLA) a lig. longitudinale

posterius (dále LLP), jejichž funkcí je zabránění excesivní flexe a extenze páteře. Tato ligamenta těsně naléhají na obratlové tělo a meziobratlovou ploténku. LLA běží od předního oblouku atlasu až na přední plochu křížové kosti. Je 20 – 25 mm široký a je vždy pevněji fixován k hornímu okraji obratlového těla než k dolnímu. Při retroflexi dochází k jeho napínání, a tak brání případnému ventrálnímu vysunutí meziobratlové ploténky. LLP běží po přední straně páteřního kanálu od týlní kosti až na plochu kosti křížové. Je užší než LLA a v bederní části je redukován pouze na několik vazivových proužků. Mezi jeho přední plochou a meziobratlovými ploténkami je malý prostor vyplněný žilními pleteněmi. K jeho napínání dochází při anteflexi a tak brání vysunutí ploténky dorsálním směrem, do páteřního kanálu. Zábрана pohybu meziobratlové ploténky je tímto ligamentem zajištěna nejhůře v bederní oblasti, také proto je, mimo jiné, 62 % výřezů lokalizováno právě zde (Dylevský, 2009a, 2009b; McGill, 2007).

K druhému typu ligament, krátkým, patří ligg. flava, ligg. interspinalia, lig. supraspinale a ligg. intertransversalia. Lig. flava spojují oblouky sousedních obratlů, uzavírají páteřní kanál a doplňují meziobratlové prostory. Jsou z elastického vaziva a makroskopicky jsou žlutě zbarvená, což napovídá sám název. Elastických vláken v jeho obsahu kraniokaudálně přibývá, proto jsou také tato ligamenta v bederní části páteře nejsilnější. Jejich funkcí je stabilizace páteře při anteflexi, kdy se napínají a svou pružností umožňují návrat jednotlivých segmentů do původní polohy (Dylevský, 2009b). Podle White a Panjabi (1990) mají tato ligamenta z histologického hlediska nejvyšší procento elastických vláken ze všech tkání v lidském těle. To umožňuje jejich velké protažení bez jakýchkoliv permanentních deformací. Například v situacích, kdy dochází k velmi rychlému pohybu páteře z plné flexe do plné extenze, minimalizuje jejich vysoká elasticita, společně s vlastním předpětím, jakékoliv šance na poranění míchy.

Ligg. interspinalia spojují pro změnu trnové výběžky obratlů a paralelně s nimi probíhají i interspinální svaly. Jsou tvořeny převážně kolagenními vlákny, jejichž průběh a tvar se přizpůsobují tvaru trnových výběžků ve všech částech páteře. V krční a hrudní páteři přesahují trnové výběžky obratlů a tak tvoří lig. supraspinale, které následně přechází až na týlní kost jako lig. nuchae. Funkce těchto ligament je odlišná od lig. flava, především z důvodu obsahu velkého množství méně pružných kolagenních vláken. Proto výrazně omezují rozevírání trnových výběžků a tím omezují anteflexi páteře. Lig. nuchae slouží jako úponové místo pro m. trapezius a napomáhá fixaci hlavy ve vzpřímené poloze.

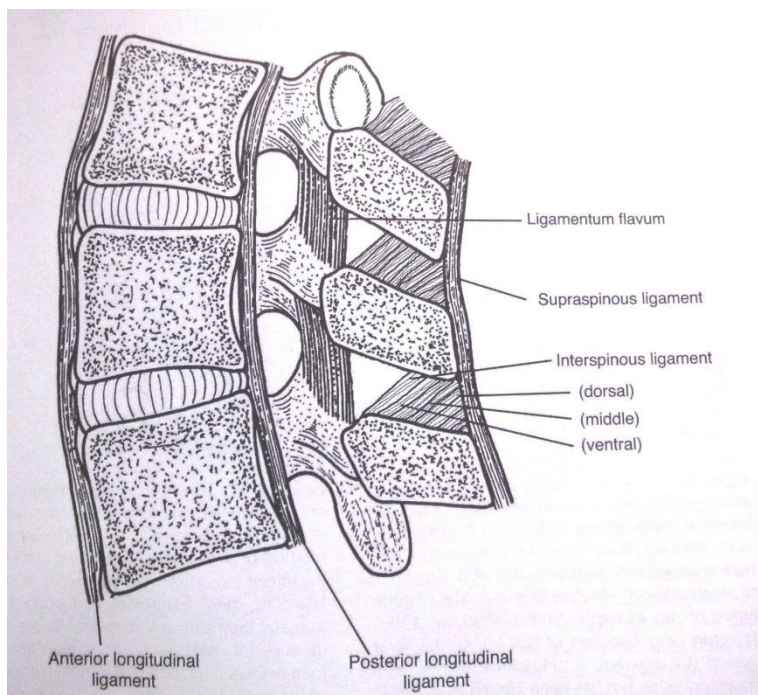
Má však tendence ke zkrácení a tím omezuje předklon (Dylevský, 2009a). Podle Dylevského (2009b, 79) jsou ligg. interspinalia „posturální vazy“, které svým napětím napřimují jednotlivé segmenty celé páteře. Také McGill (2007) se zmiňuje o tom, že obsahují rozsáhlou síť volných nervových zakončení společně s Ruffiniho a Paciniho tělísky a mají důležitou proprioceptivní funkci.

McGill (2007) uvádí určité anatomické neshody v prezentaci ligg. interspinalia. Podle něj došlo v minulých 100 letech k chybám nákresu těchto ligament, na které upozornil až Heylings (1978). Ty jsou podle něj spojeny s trnovými výběžky, ale ne paralelně k tlakové ose páteře. Jejich sklon má poměrně velký úhel proto, aby bránil posteriornímu „smyku“ horního obratle. Tvzení, že jejich funkce je omezení excesivní anteflexe, považuje za mylné a doplňuje, že se tato ligamenta chovají spíše jako kolaterální ligamenta v kolenu, tedy že kontrolují rotaci obratlů po celou dobu flexe. Toto zase pomáhá facetovým kloubům zůstat v kontaktu během jejich skluzu s rotací.

Ligg. intertransversalia se nachází mezi příčnými výběžky obratlů souběžně se stejnojmennými krátkými svaly. V krčním úseku páteře jsou to poměrně slabé svazky vazivových vláken, v hrudní části jsou naopak silné, a to především díky svému spojení se svalovými snopci (Dylevský, 2009b). Podle Dylevského (2009b) a White a Panjabi (1990) tvoří v bederní části opět spíše slabší svazky bez většího mechanického významu, Čihák (2001) však uvádí, že právě v bederní páteři jsou tato ligamenta nejsilnější.

Jejich funkce je podle Dylevského (2009b) hlavně omezovací, kdy limitují rozsah anteflexe a lateroflexe kontralaterálně. V hrudní části jsou významnou součástí vaziva hrudníku, které kumuluje energii vdechových svalů. Samotný výdech je totiž závislý na elasticitě vaziva plic, mezihrudí a zmiňovaných vazivových spojích páteře.

McGill (2007) uvádí, že nejdůležitějšími ligamenty pro omezení a zabránění nadměrné flexe jsou ligg. supraspinalia. Lig. longitudinale posterius, které je také důležité pro tuto funkci však dostatečně nezajišťuje nezbytnou stabilizaci daných spinálních segmentů.



Obrázek 5. Ligamenta páteře (McGill, 2007).

2.1.4.2 Svalový systém páteře

Podle Dylevského (2009b, 84) jsou svaly „kinematickou komponentou pohybových segmentů osového systému“. Řadí se do funkčně i topograficky velmi rozdílných skupin. Vedle samotného pohybu je nejdůležitější funkcí stabilizace. Posturální stabilizace je podle Koláře (2006, 160) „aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem“. Na ní se podílí mnoho struktur, často i anatomicky vzdálených. Z hlediska celkové stabilizace páteře hraje podle Koláře a Lewita (2005) zásadní roli souhra mezi hlubokými a dlouhými povrchovými svaly. Jde především o souhru musculus (dále m.) multifidus a s ním zřetězenou bránicí, pánevního dna s břišními svaly a v krční a horní hrudní páteři o souhru hlubokých flexorů a extenzorů páteře. K tomu se připojuje i nitrobršní tlak, který je částečně regulován břišními svaly. Jeho zvýšením dochází podle Dvořáka a Vařeky (2001) k přenesení části tíhy horní části těla na pánev, což vede k menšímu zatížení bederní páteře. Kolář a Lewit (2005) tento systém zajišťující stabilizaci nazývají „Hluboký stabilizační systém páteře“ (dále HSSP). Ten je podle něj při správné funkci automaticky účasten veškerých pohybů, i při jakémkoliv statickém zatížení – sed, stoj, atd. a doprovází všechny pohyby horních

a dolních končetin. Pokud je jeden z článků celého systému porušen, dochází k narušení funkce v ostatních částech.

Bránice

Bránice neboli diafragma je plochý sval oddělující hrudní dutinu od břišní, který vytváří dvě kopulovité klenby, sahající až k 4. mezižebří. Uprostřed se nachází šlašitá část, centrum tendineum, ke kterému se paprscitě sbíhají svalové snopce ve třech částech – pars sternalis, pars lumbalis a pars costalis. Je hlavním nádechovým svalem (Čihák, 2001). Bránice je ale nejen nádechový sval, důležitou roli hraje ve funkci stabilizace páteře. Podle Lewita (2003, 46) je považována za „respirační sval s posturální funkcí“ a slouží i jako opěrný bod pro páteř. Při nádechu zvedá dolní žebra, pokud je centrum tendineum fixováno zdola tlakem v břišní dutině – stahem břišního lisu. Z toho vyplývá, že bránice a břišní svaly fungují v souhře a nedostatečnou aktivitou břišního svalstva dochází ke ztrátě opory bránice vůči páteři. Tím dochází k přetížení posledních bederních plotének.

O spolupráci bránice a břišních svalů pojednává i Liebenson (2007). Podle něj musí být aktivita extenzorů páteře v rovnováze se spontánní aktivitou břišních svalů a bránice, což vede ke správné centraci jednotlivých segmentů. Jejich anatomický a funkční vztah zajišťuje vzpřímené držení těla pod kontrolou CNS. Břišní svaly s bránicí jsou z ontogenetického hlediska do vývoje postury zahrnuty ve stejné fázi jako hluboké extenzory páteře. Při narození je bránice v šikmé pozici, pánevní dno nevykazuje žádnou posturální funkci a neexistuje ani synergie mezi zádovními a břišními svaly. Pokud extenzory páteře začnou být aktivní, páteř se napřimuje a hrudník začne být stabilizován kaudálním tahem břišních svalů. Toto napřímení spolu se stabilizační funkcí břišních svalů změní punktum fixum bránice, což vede k jejímu posunu do horizontální pozice. Při vzpřímení těla dojde ke zvýšení nitrobřišního tlaku, sníží se antevertze pánve díky tahu břišních a gluteálních svalů a to umožní pánevnímu dnu konat svou posturální funkci.

Kolář (2007) uvádí, že během stabilizace páteře dochází ke kontrakci bránice bez závislosti na dýchání. Bránice se oplošťuje a tlačí na obsah břišní dutiny, čímž se zvyšuje nitrobřišní tlak a dochází k rozšíření spodní části hrudníku a břišní dutiny. Pro tuto stabilizační funkci je důležité postavení osy mezi úponovým místem pars sternalis a kostofrenickým úhlem. Za normální situace je tato osa téměř horizontální, ale při jejím zešikmení se současným špatným rozvojem dolní části hrudníku dochází ke zvýšení

aktivity extenzorů páteře. Míra oploštění bránice je závislá na velikosti zevních sil. Při zvýšeném nitrobřišním tlaku spojeným s dýcháním musí fungovat spolupráce mezi bránicí a břišními svaly, které její inspirační kontrakci excentricky ustupují. Pokud je tato souhra narušena, zapojují se do respirace horní fixátory hrudníku, což vede ke špatné přední stabilizaci páteře a přetížení extenzorů.

Kolar et al. (2010) ve své studii hodnotí stabilizační funkci bránice pomocí dynamické magnetické rezonance (dále MRI) a spirometrie. Bylo měřeno 30 zdravých probandů, kdy každému byla zaznamenána aktivita bránice pomocí MRI v různých situacích: při normálním dýchání vleže na zádech s uvolněnými končetinami; při izometrické flexi horních končetin (dále HKK) a při izometrické flexi dolních končetin (dále DKK). Měřeny byly hodnoty exkurze bránice a její pozice. Testování izometrické flexe probíhalo proti odporu terapeutových rukou po dobu 20s s vyvinutou silou odpovídající čtvrtému stupni svalového testu. Probandi byli instruováni k normálnímu dýchání. Výsledky ukazují, že exkurze bránice dosahuje vyšších hodnot při izometrické flexi HKK i DKK ve srovnání s klidným lehem na zádech. Nádechová pozice bránice se také signifikantně změnila při srovnání klidného lehu s izometrickou flexí HKK i DKK a byl nalezen i rozdíl mezi izometrickou flexí horních a dolních končetin. Při sledování výdechové pozice bránice nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly mezi klidným lehem a izometrickou kontrakcí HKK. Ve srovnání klidného lehu s izometrickou kontrakcí DKK se naopak našly rozdíly výraznější. K největším změnám přitom docházelo na apexu bránice, který reprezentuje její mediální část.

K podobným výsledkům dospěli i Hodges a Gandevia (2000) o několik let dříve, kteří testovali aktivitu bránice při pohybech horních končetin pomocí EMG a ultrazvuku. Testu se zúčastnili čtyři zdraví muži, kteří v přirozeném stoji prováděli opakovanou flexi a extenzi v ramenním kloubu o rozsahu 15° do každého pohybu po dobu 10s jak nejrychleji mohli. Hodnocen byl EMG signál bránice získaný aplikací jehlové elektrody zavedené do svalu, který byl vizualizován použitím ultrazvukového transduktoru. Zjistili, že při pohybech HKK při normálním dýchání se aktivita bránice zvýšila o 88,2 % a při provedení pohybu s apnoickou pauzou (se zadržením dechu) se její aktivita zvýšila o 182 %, ačkoliv byly nalezeny velké rozdíly mezi jednotlivými subjekty.

Svaly pánevního dna

Mezi svaly pánevního dna řadíme dvě skupiny svalů, diaphragma pelvis a diaphragma urogenitale. Svaly zařazené do těchto skupin se podle různých autorů liší. Skalka (2002) uvádí, že diaphragma pelvis má několik vrstev a je tvořena svaly m. levator ani, m. coccygeus a m. sfincter ani externus, na rozdíl od Véleho (2006), který do této skupiny svalů řadí m. levator ani, m. coccygeus a mm. sacrococcygeus ventralis et dorsalis. Podle Čiháka (2001) zde patří pouze m. levator ani a m. coccygeus. Véle (2006) přiřazuje ke svalům diaphragma pelvis i zevní rotátory kyčelního kloubu – mm. gemelli, mm. obturatorii, m. quadratus femoris a m. piriformis, které spolu funkčně souvisí, protože se podílejí na vzpřímeném držení páteře a dalších posturálních funkcích. Diaphragma urogenitale je funkčně odlišnou skupinou svalů, která se neúčastní přímo na posturální funkci, ale má velký význam při léčbě inkontinence.

Podle Skalky (2002) mají svaly diaphragmy pelvis několik funkcí. Tvoří příčně pruhovaný svěrač kolem konečníku a současně patří vývojově k přední svalovině ocasu. Povrchová vrstva svalů se účastní sfinkterové funkce, její tah je anterioposteriorní a posturálních funkcí se účastní nejméně, pouze při kašli. Střední vrstva má funkci stabilizace kyčlí, pánevního pletence a chodidel, její tah je laterolaterální. Udává tonus dolním končetinám, a proto je zodpovědná za pružnost chůze. Její dysfunkce způsobuje zhoršení chůze, kdy může dojít až ke zborcení klenby nožní, vzniku ploché nohy a halluces valgí. Vnitřní svalová vrstva rozbíhající se od os pubis ke kyčlím je považována za hlavní součást hlubokého stabilizačního systému. Spolupracuje s hlubšími břišními svaly a funkčně je zapojena k bránici. Její posturální funkce je však nejmladší a tudíž nejzranitelnější.

Jak již bylo uvedeno, svaly pánevního dna jsou funkčně propojeny s bránicí a břišními svaly. Pánevní dno a břišní svaly během posturálního vzoru musí pracovat proti kontrakci bránice, čímž se podílejí na vytvoření nitrobřišního tlaku. Důležitý je přitom aktivační „timing“, kdy břišní svaly se nesmí aktivovat dříve než bránice. Nedošlo by totiž ke správnému oploštění bránice, což by ve výsledku vedlo ke zvýšené aktivaci paravertebrálních svalů (Kolář, 2006).

Práce Sapsford et al. (2001) a Sapsford (2004) se zabývaly vzájemnou spoluprací svalů pánevního dna a břišních svalů při stabilizaci trupu. Sapsford et al. (2001)

monitorovali EMG aktivitu těchto svalů během jejich volní aktivity. Bylo zjištěno, že během maximální volní aktivace svalů pánevního dna docházelo i ke spontánní aktivitě všech břišních svalů. Měření probíhalo i při pasivně změněných polohách těla. Při flexi v bederní páteři vykazovaly největší aktivitu mm. obliqui externi abdominis a při extenzi bederní páteře to byl m. transversus abdominis. Tento sval se dominantně aktivoval při všech pozicích těla, nejméně aktivní byl m. rectus abdominis.

Z fylogenetického hlediska prošlo pánevní dno velkou změnou při přechodu ze čtyř končetin na dvě. U vývojově nižších živočichů, kteří se pohybují po čtyřech, vzhledem k postavení pánve netvoří pánevní dno základnu trupu a tak neplní žádnou posturální funkci. Nenese ani vnitřní orgány a proto je funkce svěračů téměř neovlivněna. Při přechodu na dvě končetiny se svaly pánevního dna staly velmi aktivní v držení těla a vytvořily tak oporu pro trup a pánev. Změnilo se i postavení bránice, která se posunula do horizontální roviny a funkce chodidla, pánevního pletence a břišní stěny (Skalka, 2002).

Z ontogenetického hlediska je vývoj funkce svěračů spjat s funkcí posturální. Skalka (2002) uvádí, že funkce svěračů nemůže dozrát dříve, dokud nedojde ke vzpřímené chůzi a stabilizaci pánevního pletence.

M. transversus abdominis

M. transversus abdominis (dále Tr.A.) vytváří třetí a nejhlubší vrstvu břišní stěny. Jde od příčných výběžků bederní páteře a chrupavek spodních žeber a táhne se jako příčný pás kolem břišní dutiny k laterálnímu okraji m. rectus abdominis, kde přechází do aponeurózy a pokračuje do linea alba. Vlákna jeho aponeurózy nejsou jen horizontální, tomu je tak pouze ve střední části. V horní části vlákna běží lehce zešikma superiorně a mediálně, naopak ve spodní části běží zešikma inferiorně a mediálně (Čihák, 2001; Kapandji, 2008).

Tento sval je důležitou součástí stabilizačního systému, protože ohraničuje celou břišní dutinu a aktivuje se dříve než ostatní břišní svaly. Je aktivní při flexi i extenzi trupu a provází dechové pohyby. Jeho aktivitou se zvyšuje napětí v thoracolumbální fascii, břišní stěna se jeho pomocí přitlačuje k páteři a tím dojde k zabránění jejího přílišného vyklenutí. Spolu s bránicí a pánevním dnem stabilizují osový orgán (Véle, 2006). Podle Ledermana (2008) má ve vzpřímeném držení těla několik funkcí, a to stabilizační v synergii s mnoha dalšími svaly, hraje roli při kontrole nitrobřišního tlaku při mluvě, dýchání, vylučování,

atd. a tvoří zadní stěnu inguinálního kanálu, kde zabraňuje průniku viscerálních orgánů do kanálu.

Podle studie Hodges a Richardson (1996) se při pohybu horní končetiny aktivoval m. transversus abdominis jako první ze všech svalů, tudíž se tento sval podílí již na anticipaci pohybu. Jeho aktivita byla signifikantně snižena u testovaných probandů s vertebrogenním algickým syndromem bederní páteře, což poukazuje na jeho zhoršenou stabilizační funkci. Podobný názor zaujímá i Kolář (2006), který udává, že za situace porušené stabilizace se nadměrně aktivuje horní část m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus, naopak nedostatečně se aktivuje m. transversus abdominis a dolní část m. rectus abdominis.

Zajímavou studii uskutečnili Dvořák a Holibka (2006), kteří hodnotili makroskopický a mikroskopický charakter inzerční oblasti bránice na kadaverózních preparátech. Bylo zjištěno, že snopce bránice směřující do interkostálního prostoru plynule přecházejí do snopců m. transversus abdominis. Nebyla nalezena žádná přechodová vazivová oblast mezi oběma svaly a přechod nebylo možné makroskopicky ani mikroskopicky odlišit. Tyto výsledky ukazují úzkou funkční souhru mezi bránicí a m. transversus abdominis, což svědčí o jejich neoddělitelné spolupráci na respiračních a posturálních funkcích.

Richardson et al. (2002) uvádí souvislost mezi m. transversus abdominis, sakroiliakálním (dále SI) skloubením a low back pain. Bylo testováno 13 zdravých probandů, kteří prováděli dva typy aktivace břišních svalů vleže na břiše. Při prvním šlo pouze o samostatnou aktivaci m. transversus abdominis, při druhém o celkovou aktivaci laterálních břišních svalů. Byla monitorována pohyblivost v SI skloubení. Výsledky ukazují, že samostatná kontrakce m. transversus abdominis signifikantně snížila pohyblivost v SI skloubení. Toto snížení bylo mnohem výraznější, než při kontrakci laterálních břišních svalů. Proto autoři doporučují zahrnout cílenou aktivaci m. transversus abdominis nezávisle na ostatních břišních svalech s dostatečnou zpětnou kontrolou do programu léčení low back pain.

Názory na důležitost hlubokého stabilizačního systému a na účast těchto svalů při stabilizaci se u jednotlivých autorů liší. Například Lederman (2008) namítá, že m. transversus abdominis není zdaleka tak důležitý pro stabilizaci trupu, jak mnozí autoři

uvádějí, a to z několika důvodů. Jedním z nich je absence tohoto svalu nebo jeho spojení s m. obliquus abdominis internus u některých jedinců. Dalším je například těhotenství, při kterém sice dochází k natahování břišní stěny a tím ke ztrátě schopnosti stabilizovat páteř a pánev, ale nebylo dokázáno, že vznik low back pain (dále LBP) souvisí s lokální poruchou stability u těhotných. Stejně tak u obézních lidí se předpokládá oslabení břišního svalstva a porušení normální mechaniky svalstva trupu, avšak studie provedené na toto téma to nepotvrzují. U lidí po operaci s porušením břišních svalů dochází také ke změně biomechaniky trupu, studie ale opět nepotvrzují vliv na vznik LBP. Fakt, že se m. transversus abdominis aktivuje při pohybu dříve, než všechny ostatní svaly podle autora neznamená, že je svalem nejdůležitějším a jeho zpožděná aktivace u jedinců s LBP slouží spíše jako ochrana pro bederní páteř. Také z hlediska svalové síly je stabilizační funkce tohoto a ostatních břišních svalů zpochybňována. Během stoje je stabilizace trupu dosaženo aktivací extenzorů a flexorů páteře pouze z 1 % maximální volní kontrakce, a při zátěži 32 kg jen ze 3 %. Při chůzi se m. rectus abdominis aktivuje z 2 % a m. obliquus abdominis internus z 5 %. Z těchto poznatků vyplývá, že oslabené nebo dysfunkční břišní svalstvo nevede ke vzniku bolestí v bederní páteři. Proto cvičení zaměřené na aktivaci stabilizačního systému není efektivnější než jiná cvičení.

Extenzory páteře

Mezi hlavní extenzory páteře patří m. longissimus, m. iliocostalis a mm. multifidi, kdy mm. multifidi hrají významnou roli při stabilizaci páteře. Jejich funkce je trochu odlišná od ostatních zmiňovaných extenzorů. Jdou podél celé páteře, od kosti křížové až po axis a jejich začátek je na procc. mamillares bederních obratlů a procc. transversi hrudních a krčních obratlů. Upínají se na processus spinosus obratle o 2 až 4 segmenty výše. Jejich střed působení je paralelní s kompresivní osou páteře, v některých případech může být jejich pozice více anteriorně a zešikma. Jejich samostatná aktivita ovlivňuje pouze lokální oblasti páteře, kde ale zajišťují jemné úpravy z hlediska stabilizace a v postavení segmentů vůči sobě. Zajímavostí je, že se zde vyskytuje mnohem méně svalových větének než v ostatních extenzorech páteře. To může být z důvodu jejich mediálního umístění na páteři a menšího rozsahu při pohybu (McGill, 2007).

Podle Koláře (2007) se během stabilizace páteře vždy zapojují extenzory páteře, kdy se nejprve zapojují hluboké extenzory a až při větších silových nárocích teprve ty povrchové. Jejich funkce je vyvážená flekční synergii s hlubokými flexory krku, bránicí,

břišními svaly a svaly pánevního dna. Avšak při méně stabilních polohách, jako je například flexe bederní páteře, dochází podle studie Williamse et al. (2000) k přetížení extenzorů trupu a ke vzniku spasmu v mm. multifidi, a to již po třech minutách strávených v této poloze.

Suchomel (2004) upozorňuje, že atrofie mm. multifidi a m. transversus abdominis je příčinou recidivujících bolestí v bederní páteři. Hides et al. (1996) popisuje, že po první atace LBP nedochází ke spontánní úpravě funkce mm. multifidi a i po deseti týdnech bez terapeutického zásahu zůstávají funkce těchto svalů omezeny. U pacientů absolvujících terapii cvičením dochází ke kompletnímu návratu funkce.

Souvislost mezi velikostí příčného průřezu mm. multifidi a bolestí zad sledovali Barker et al. (2004). Bylo zkoumáno 50 pacientů s jednostrannou bolestí zad, kterou trpěli více než 12 týdnů. Pomocí MRI porovnávali velikost příčného průřezu na zdravé a na postižené straně. Ukázalo se, že atrofie objevující se jednostranně v mm. multifidi jednoznačně koreluje s místem výskytu bolesti. Podobné, avšak ne tak značné zmenšení velikosti průřezu těchto svalů se našlo v oblasti těsně nad a pod místem největší bolesti.

Názory autorů na to, které další svaly patří do hlubokého stabilizačního systému páteře, se liší. Suchomel (2006) zde zařazuje m. psoas major (pouze zadní část), hluboké flexory krční páteře (m. longus colli a m. longus capitis), m. serratus posterior inferior, kostovertebrální a iliovertebrální vlákna m. quadratus lumborum. Skalka (2002) zde řadí ještě mm. intertransversarii, mm. interspinozi a částečně šikmé břišní svaly.

Barr et al. (2005) uvádí, že m. quadratus lumborum je důležitý laterální stabilizátor páteře. Je připojen od procc. transversi bederních obratlů k thoracolumbální fascii a proto zvyšuje tuhost bederní páteře. Je klíčovým svalem, na který je zaměřena pozornost při terapii bederní stabilizace.

Z hlediska podobných funkcí by se mezi stabilizační svaly obecně daly zařadit i svaly na periferii a v kořenových kloubech, jako drobné svaly plosky nohy, m. popliteus, zevní rotátory ramene, m. subscapularis a další (Suchomel, 2006).

2.1.4.3 Thoracolumbální fascie

Jedním z důležitých pilířů stability je thoracolumbální fascie (dále TLF). Je to struktura, na níž se svalový systém uplatňuje a zároveň ji ovlivňuje (Suchomel, 2006). TLF je tvořena dvěma listy, povrchoвым – lamina superficialis, který je v podstatě aponeurózou m. latissimus dorsi, a hlubokým – lamina profunda, tuhá vrstva nacházející se mezi m. quadratus lumborum a hlubokou částí m. erector spinae. Oba listy splývají na laterálním okraji m. erector spinae a tvoří jeho vazivový obal (Dylevský, 2009b).

Z hlediska stabilizačních funkcí páteře je důležitá vzájemná komunikace mezi ligamenty, svaly a TLF. Např. lig. sacrotuberale je přímo spojeno s lamina profunda TLF a nepřímo s lamina superficialis. Lamina superficialis TLF také komunikuje v posteriorní části s m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus, částečně s m. obliquus abdominis externus a m. trapezius. Laterálně je spojena s m. transversus abdominis a m. obliquus abdominis internus a vytváří tzv. „laterální šev“ (Suchomel, 2006).

McGill (2007) uvádí, že aktivita svalů vyvolaná laterálními m. obliquus abdominis internus a m. transversus abdominis je přenášena na TLF přes jejich spojení a vzniká tak významná podpora pro pohyb do extenze. Podle autorovy studie však TLF nepatří mezi aktivní extenzory páteře, ale funguje jako silný obal kolagenní tkáně a slouží jako „zádový pás“ stabilizující páteř. Její funkcí je redukce zatížení páteře.

2.1.4.4 Funkční vztahy posturálních svalů

Ve své funkci jsou svaly hlubokého stabilizačního systému úzce spjaty se stabilizátory kyčle, oblastí chodidla a horní hrudní aperturou se spodinou dutiny ústní. Pánevní dno, bránice a spodina ústní dutiny tvoří tři jakési přepážky, které fungují jako píst ve válci a musí fungovat ve vzájemném souladu. Pokud dojde k insuficienci jakékoliv části systému, dochází k útlumu bráničního dýchání, inkoordinované funkci pánevního dna a vzniku aktivity v povrchoových svalech. Dojde k převzetí posturální funkce povrchoвыми extenzory páteře, aktivuje se m. iliopsoas, vzniknou SI blokády a změní se statika kyčelního kloubu a funkce nohy. Při dlouhém trvání dojde ke vzniku ploché nohy a hallux vagus. Zablokování klenby nožní vede ke zvýšenému napětí v m. biceps femoris. Díky tomu je porušena statika kyčle s předsunutým držením těla a neschopností relaxace m. gluteus maximus ve stoji, které vede ke změně funkce flexorů kyčle a to zase k poruše funkce bránice. Tím se bludný kruh uzavírá (Skalka, 2002).

Při poruchách HSS přebírají dlouhé svaly, jejichž původní funkce je volní pohyb daných segmentů, stabilizační funkce zvýšením vlastního napětí, nejčastěji ve formě spoušťových bodů (trigger points, dále jen TrPs), a tím omezují pohyblivost. Největší význam mají dlouhé svalové řetězce, které probíhají z krční oblasti až k chodidlům. Chodidlo je klíčovým místem vzniku takovýchto řetězců. Typickým řetězcem, který je způsoben funkčními změnami chodidla ve smyslu TrPs a blokad je předsunutá držení těla. Objevuje se zde blokáda hlavičky fibuly a TrP v m. biceps femoris, způsobující nedostatečnou fixaci pánve, která je kompenzována vznikem TrP v m. rectus abdominis. To vyvolává předsunutá držení těla za vzniku TrP v extenzorech páteře a šíje. Tento řetězec však nemusí být vždy kompletní. Může se objevit například blokáda hlavičky fibuly bez poruchy funkce chodidla. Ta je vyvolána TrP v m. biceps femoris, který vzniká následkem změněné funkce HSS způsobené TrP v pánevním dnu. Proto je důležité nevěnovat se při terapii pouze místům v těsné blízkosti zdroje bolesti, ale i anatomicky vzdáleným, přesto klíčovým oblastem, jakým je v první řadě chodidlo (Lewit & Lepšíková, 2008).

2.1.4.5 Centrální nervový systém

Pro správnou souhru během stabilizace páteře je třeba přesná práce nervového systému. Jeho funkcí je aktivace správných svalů ve správný čas tak, aby ochránil páteř proti zraněním a zároveň umožnil požadované pohyby (Barr et al., 2005). Pokud je porušena svalová souhra a dochází ke špatnému zapojení svalů do stabilizačních funkcí, objevuje se nebezpečí vzniku vertebrogenních problémů (Kolář & Lewit, 2005).

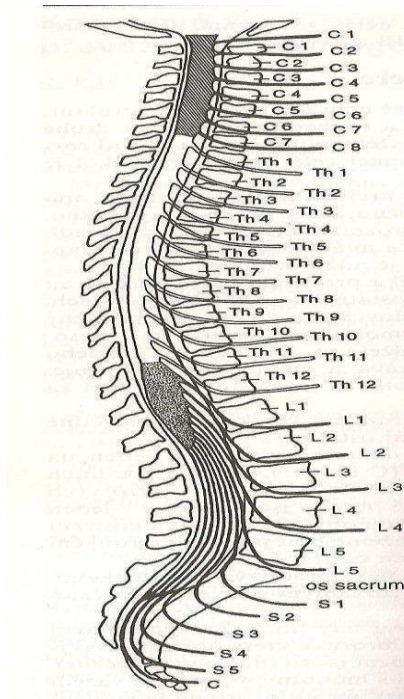
Mícha a míšní kořeny

Mícha probíhá páteřním kanálem, který má tvar rovnostranného trojúhelníku. Jeho šířka se liší podle etáže, v úrovni C₁ a C₂ má 16 mm, v bederní páteři 12 mm. Je pokračováním prodloužené míchy a končí jako conus medullaris, kdy přesné ukončení se liší podle pohlaví. U žen končí mícha v úrovni těla obratle L₂ a u mužů v úrovni meziobratlové ploténky L₁ – L₂. Pokračováním conu je filum terminale. Ve svém průběhu se mícha dvakrát rozšiřuje a vytváří krční a bederní intumescenci, se kterou se zároveň rozšiřuje i páteřní kanál. Z míchy vystupují nervová vlákna tvořící ventrální a dorzální kořeny, které probíhají k meziobratlovým prostorům a tam splývají v nervi spinales. Mícha

je cévně zásobena z aa. vertebrales, které vytvářejí a. basilaris a ta dále formuje a. spinalis anterior a aa. spinales posteriores (Kasík, 2002)

Dylevský (2009a, 92) udává, že „úsek míchy, ze kterého se konstituuje jeden nervový kořen, tvoří míšní segment“. Podle Kasíka (2002) existují dva typy míšních kořenů, ventrální s motorickou funkcí a dorzální se senzitivní. Některými předními kořeny vychází i pregangliová vlákna parasympatiku a sympatiku. Těla buněk ventrálních kořenů se nachází v předních rozích šedé hmoty a jejich axony vycházejí z míchy. Axony dorzálních kořenů jdou do míchy a končí na synapsích v zadních rozích míšních. Oba typy kořenů se poblíž intervertebrálního foramina sbíhají do tzv. kořenových pochev, což jsou rozšířené části durálního vaku. Tím se oba kořeny spojují a vytvářejí míšní nerv, který obsahuje vlákna senzitivní, motorická a autonomní, tzn. nerv smíšený. Důležitou součástí míšního kořene je spinální ganglion, které může být umístěno v páteřním kanálu, ve foraminu, ale i zevně. Jeho velikost roste kaudálně, největší je v oblasti kořene L₅ a S₁ a poté se zase zmenšuje. Je bohatě vaskularizované a velmi citlivé na kompresi.

Protože mícha končí ve výši druhého bederního obratle, míšní kořeny mají šikmý průběh a tvoří tzv. cauda equina (viz Obrázek 6). Odtud teprve kořeny vystupují ven z páteřního kanálu a to pod dolním okrajem obratle. Při výhřezu ploténky L₄ – L₅ nebývá kořen L₄ postižen, protože prochází páteřním kanálem velmi laterálně. Nejčastěji je zde narušen kořen L₅. Při výhřezu ploténky L₅ – S₁ dochází ke kompresi kořene S₁. Při mediálním a paramediálním výhřezu může být dokonce utlačeno více kořenů najednou (L₅, S₁ – S₄), (Kolář et al., 2006; Pfeiffer, 2007).



Obrázek 6. Průběh míšních kořenů v páteři (Káš et al., 1993).

Míšní kořeny reagují na pohyb těla a končetin. Flexe celé páteře vyvolá pohyby horních bederních kořenů, zato napínací manévry končetin (Laségue, Bragard, Menell, atd.) pouze pohyb kořenů L₄, L₅ a S₁. Rozsah pohybu kořene je ovlivněn jeho fixací. Míšní kořeny jsou fixovány k okolnímu skeletu a ligamentóznímu aparátu a proto kořeny s pevnými vazbami s ligamenty jsou náchylnější ke kompresi nebo natažení (Kasík, 2002; Opavský, 2003).

2.2 POSTURÁLNÍ STABILITA

Z biomechanického hlediska je lidské tělo ve vzpřímeném držení na dolních končetinách nestabilní systém. Udržení rovnovážného stavu je tedy základním úkolem posturálního systému. Systém vzpřímeného držení těla má tři složky – sensorickou, do které patří propiocepce, zrak a vestibulární aparát, řídicí složku, kterou zajišťuje CNS a výkonnou, kterou je pohybový systém. Tyto složky zajišťují tzv. posturální stabilitu, neboli schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002a). Udržení nastavené výchozí polohy, neboli postury, probíhá dynamicky, přestože se zevně jeví jako statická činnost. Dochází k balancování a vyvažování zaujaté polohy, kterými se zajišťuje pohotovost k přechodu z klidu do pohybu a naopak. Proto je posturální systém úzce spjat s lokomočním. Lokomoční systém tlumí posturální funkci a tím facilituje pohyb. Posturální systém pohyb přibrzdňuje, umožňuje zastavení a stabilizuje konečnou polohu. Špatné posturální zajištění vede k nepřesnému a neefektivnímu pohybu, k přetížení podpůrného aparátu a poruše jeho struktury (Véle, 2006).

Variabilita pohybové funkce je dána různými typy používaných svalů. Tonické svaly, které vyvíjejí menší úsilí, ale po delší dobu, jsou více začleněny do posturální motoriky. Fázičné svaly, které dokážou rychle vyvinout velkou sílu, se využívají při lokomoci a jemné motorice. Pokud však nastane situace, kdy tonické svaly nejsou schopny udržet danou polohu (při náhlé změně situace), je nutný zásah fázičných svalů, aby se zabránilo destabilizaci a případnému pádu (Véle, 2006).

2.2.1 Posturální stabilita ve stoji

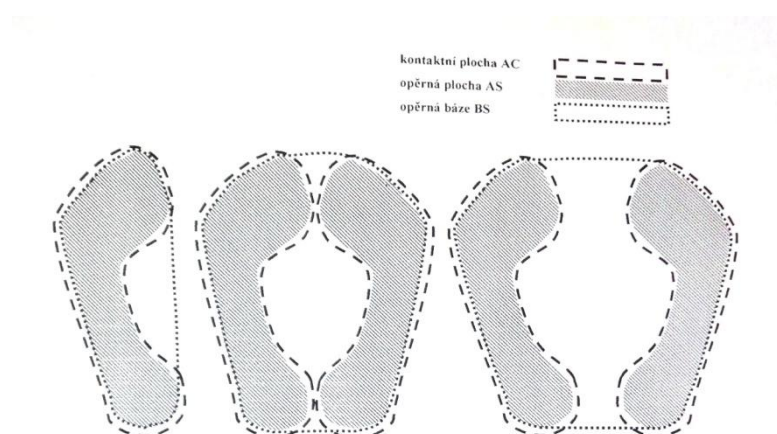
Stoj byl často chápán jako statická činnost, při které nedochází k žádné aktivní činnosti. Vařeka (2002a) tuto teorii vyvrací a hovoří o stoji jako o „kvazistatické činnosti“, protože žádná aktivně držená poloha není dokonale nehybná. Udržení jakékoli polohy proti vlivu zevní síly vyžaduje současnou izometrickou aktivitu agonistů a antagonistů, aby nedošlo k fázičnému pohybu. Tuto kontrakční sílu svalů není možné udržet konstantní, proto se mění momenty sil působících na pákách pohybových segmentů a dochází k menším či větším pohybům těchto segmentů (Véle, 2006).

Bipední stoj je nestabilní i podle studie Peterka (2002). Stačí malá odchylka ze vzpřímené pozice, kdy dojde k působení gravitace a tělo je vystaveno destabilizačním silám, které musí být korigovány silami opačného charakteru. Tyto korektivní síly jsou zaktivovány kontrolním systémem zpětné vazby.

Z biomechanického hlediska se při stoji popisuje několik pojmů, které jsou u každého individuální. Patří mezi ně opěrná plocha, opěrná báze, těžiště, center of gravity a center of pressure.

Opěrná plocha (area of support, AS) je plocha kontaktu (area of contact, AC) podložky s povrchem těla, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze a slouží k aktivní opoře a kontrole posturální stability. Ve vzpřímeném stoji je tvořena ploškami nohou (Vařeka, 2002a).

Opěrná báze (base of support, BS) je plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi AS. Při stoji na jedné dolní končetině a při stoji spojném odpovídá BS přibližně AS. Při stoji rozkročném se BS zvětšuje, zatímco AS zůstává stejná (viz Obrázek 9). Změny opěrné báze mají vliv na řízení posturální stability prostřednictvím propiocepce a exterocepce (Vařeka, 2002a).



Obrázek 7. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a).

Těžiště (center of mass, COM) je podle Janury (2003, 14) „působíště tíhové síly, která působí na hmotné těleso“. Je to imaginární místo, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Z biomechanického hlediska je možné stanovit

těžiště pro každý segment těla, ale z kineziologického je možné o něm hovořit pouze při zaujetí postury (Vařeka, 2002a). Těžiště těla se nachází v malé pánvi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle. U mužů je posunuté přibližně o 1 – 2 % výše než u žen (Janura, 2003). Při statické zátěži by mělo být těžiště každého úseku těla uloženo kolmo nad oblastí, které mu slouží jako opěrná báze a nejlépe blízko jeho středu (Lewit, 2003).

Center of gravity (COG) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze a má význam pouze ve vztahu s BS. Ve statické poloze se nachází vždy uvnitř opěrné báze (Vařeka, 2002a).

Center of pressure (COP) je působiště vektoru reakční síly podložky a jeho polohu lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích silové plošiny nebo vypočítat pomocí tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy. COP může být shodné s COG v případě dokonale tuhého tělesa, což v lidském těle nefunguje. Objevují se pouze asociace mezi COP a vertikální projekcí COG. Poloha COP je ovlivněna nejen polohou těžiště, ale i svalovou aktivitou (Masani et al., 2007; Vařeka, 2002a). Mientjes a Frank (1999) ve své studii uvádějí, že u pacientů s bolestí dolní části zad (LBP) se COP nachází více posteriorně než u zdravých lidí. To je zdůvodněno zvýšenou lordotizací páteře, které způsobuje snížení bolesti.

Při stožení dochází ke změně polohy společného těžiště segmentů (COM) a mění se poloha COP a COG. Změny polohy COP v klidném stožení jsou považovány za projev neustálé řídicí činnosti CNS. COP i COG se ale musí neustále nacházet v BS (Vařeka, 2002a). Řídicí systém se snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné plochy kontaktu pomocí rovnovážných reakcí (pomocí statické strategie). Pokud je v labilních polohách hranice udržení COG a COP v BS překročena, musí dojít k obnovení posturální stability pomocí dynamické strategie, což je například úkrok, chycení pevné opory, atd. Pokud není tato reakce dostatečná, systém se vzdá snahy o udržení posturální stability a přechází k řízenému pádu (Vařeka, 2002b).

Stabilita je tedy přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti, a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bázi, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině (Kolář, 2009)

Studie Masani et al. (2007) se zaměřila na otázku, jak mohou věkem přicházející změny nervového a muskuloskeletálního systému ovlivnit funkce kontrolních mechanismů

stability člověka a zda dochází ke zhoršení posturální stability. Byly měřeny změny pohybu COP a COM během klidného stoje u skupiny 15 zdravých seniorů (nad 70 let) a u skupiny zdravých mladých lidí (pod 30 let). Měření probíhalo jak s otevřenýma, tak se zavřenýma očima. Výsledky ukázaly, že je výrazný, statisticky významný rozdíl mezi oběma skupinami. U skupiny seniorů byly výchylky COP větší než u skupiny mladých probandů, především při stoji se zavřenýma očima.

2.2.2 Strategie zajištění posturální stability

Statické strategie udržení posturální stability využívají „hlezenního“ a „kyčelního“ mechanismu. Hlezenní mechanismus (strategie) je využíván ke stabilizaci v anteroposteriorním směru a kyčelní mechanismus ve směru mediolaterálním. V předozadním směru je stabilita udržována hlavně aktivitou plantárních a částečně dorzálních flexorů hlezenních kloubů. Ve směru mediolaterálním je svalová aktivita přenášena od hýžd'ových svalů a svalů trupu směrem distálním. Mechanismem kontroly COP do stran je přenášení hmotnosti z jedné končetiny na druhou, na kterém se významně podílejí svaly kyčelního kloubu, proto je tento mechanismus označován jako „kyčelní“. Je využíván při větších zevních silách, když už k zajištění posturální stability nestačí mechanismus hlezenní (Mok et al., 2004; Runge et al., 1999; Vařeka, 2002b).

Stranová stabilita stoje je výrazně lepší než stabilita předozadní, což je dáno volností pohybu dolních končetin z anatomického hlediska. Do stran je volnost pohybu mnohem více omezená než ve směru předozadním. Také účinnost svalů hlezna je při kratší páce daleko menší než účinnost svalů kyčle (Vařeka, 2002b).

Při horší stabilitě se objevuje tzv. „hra šlach“, která je způsobena zvýšenou aktivitou bérceových a lýtkových svalů. V horším případě se zapojují svaly stehenní a trupové. Zapojení většího množství svalových skupin však nemusí být patologické. Čím je poloha méně stabilní, tím je potřeba větší síly k udržení stability, a proto za fyziologické situace dochází k zapojení velkého množství svalů (Véle, 2006).

Strategie dynamické využívají, jak již bylo uvedeno, úkroku, chycení se opory atd. Dochází tedy k přemístění plochy kontaktu jinam a postura je přizpůsobena jinak nezvládnutelnému působení zevních sil (Vařeka, 2002b).

2.2.3 Vliv senzoričké složky na řízení posturální stability

Pro zajištění dostatečné posturální stability jsou důležité tři senzoričké složky: zraková, vestibulární a propioceptivní. Všechny tři složky jsou velmi důležité a vyřazení každé z nich by vedlo ke stejně velkému dopadu na stabilitu. Tyto složky detekují chybu, která poukazuje na odchylku v tělesné orientaci. Vestibulární složka sleduje odchylky hlavy vůči gravitaci, zraková složka detekuje postavení hlavy vůči okolnímu světu a propioceptivní složka sleduje polohu nohou vůči opěrné ploše (Peterka, 2002; Vařeka, 2002a).

Často dochází k situacím, kdy všechny složky senzoričkého systému nejsou dostupné nebo přesné, např. při zavřených očích. V tuto chvíli musí být posturální systém schopen upravit zpětnou vazbu, kterou doteď využíval tak, aby nedošlo ke ztrátě rovnováhy a následnému pádu (Peterka, 2002).

2.2.3.1 Zrak

Zrak informuje o prostoru zevního prostředí a výrazně ovlivňuje stabilizační proces. Díky zrakovým informacím je možné si uvědomit postavení vlastní osoby v prostoru a postavení ve vztahu k okolí. Umožňují také kontrolovat polohu a postavení hlavy a plní zásadní úlohu při anticipaci změn působení zevních sil. Posturální systém je závislý na vizuálních informacích, proto při vyřazení zraku (zavřením očí) v klidném stoji dochází ke zvýšení rychlosti změn polohy COP, zvětšují se výchylky a zvětšuje se plocha konfidencí elipsy (Vařeka, 2002b; Véle 2006).

2.2.3.2 Vestibulární aparát

Vestibulární systém informuje o směru gravitace v klidu a při pohybu. Je tvořen otolity a canales semicirculares ve vnitřním uchu (Kasík, 2002). Uplatňuje se především při rotačních pohybech a jiných rychlých změnách polohy hlavy. Získané informace jsou porovnány se zrakovými i propioceptivními, především z krční páteře, plosek nohou a klíčových kloubů. Pokud se informace z různých receptorů liší, stávají se zdrojem nejistoty až závratě, která je často prisuzována právě vestibulárnímu aparátu, i když je jeho funkce intaktní (Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

Podle Kasíka (2002) jsou prokázány vzájemné vztahy mezi motorickou inervací krčního svalstva, vestibulokokleárním aparátem a motorickou inervací očních svalů.

Například každá ampule labyrintového kanálku je spojena s homolaterálním a kontralaterálním okoohybným svalem pomocí ascendentních drah. Tyto vztahy zajišťují vzpřímenou posturu a koordinaci pohybů hlavy a krku s pohyby očí. Vysvětluje se tím i vznik některých příznaků při onemocnění krční páteře.

2.2.3.3 Propriocepce a exterocepce

Hluboké proprioceptivní orgány se nacházejí ve svalech, šlachách, kloubech a ligamentech. Jejich informace mají zpětnovazebný charakter a jsou podkladem jak pro řízení pohybu, tak pro stabilizaci polohy. Propriocepce má rozhodující podíl při udržení posturální stability v klidném stoji. Nejdůležitějšími jsou svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska, jejichž informace si člověk uvědomí pouze částečně. Vřeténka jsou nejvíce aktivní při protahování svalu, Golgiho tělíska naopak při svalové kontrakci. Velmi důležité jsou informace přicházející z chodidel. Ve stoje kolísá rozložení celkové zátěže chodidla v závislosti na vnitřních a zevních faktorech. Mezi vnitřní faktory patří tvar nožní klenby, směr osy těla vůči směru gravitace, COP a další, mezi zevní patří vlastnosti podložky a obuvi (Pfeiffer, 2007; Véle, 2006).

Kolář (2009) uvádí, že svalová vřeténka jsou inervována autonomním nervovým systémem. Zvýšený tonus sympatiku má tedy vliv na kvalitu kinestezie a motorické kontroly. Změny proprioceptivní informace vyvolané zvýšením eferentní aktivity by mohly způsobit motorickou a proprioceptivní dysfunkci.

Podle Riemanna a Lepharta (2002a; 2002b) je proprioceptivní systém velmi důležitou komponentou kloubní stability, který slouží k optimalizaci řízení pohybu. Funkční stabilita kloubu je komplexním a komplikovaným fyziologickým procesem, při kterém jakékoli menší narušení vede k omezení funkce. Důležitou součástí jsou kloubní receptory, které bývají často poškozeny během poranění kloubu. Autoři také upozorňují na reflexně zvýšenou lokální tuhost svalů, která má ochrannou funkci a objevuje vždy při poranění daného kloubu.

Významný a často přehlížený je i podíl exterocepce na stabilizační funkci. Informace z Ruffiniho a Maissnerových tělísek, nacházející se v ligamentózních a kapsulárních tkáních, slouží také k identifikaci míst s různým zatížením, tzn. i polohy COP. Jsou důležité i pro kontrolu tření, které je významnou součástí posturální stability (Riemann & Lephart, 2002; Vařeka, 2002a).

2.2.4 Posturální stabilita u osob s vertebrogenními potížemi

System kontrolující rovnovážné reakce je fylogeneticky starý a funguje relativně nezávisle cestou míšních a kmenových reflexů. To však není jediný mechanismus, pomocí kterého dochází k řízení rovnováhy. Podílejí se na něm i výše uložené nervové struktury, které nepracují reflexní cestou. Proto řízení postury a rovnováhy je sjednoceno s řízením samotného pohybu více, než se předpokládalo. Informace o pozici a pohybu těla v prostoru je konstantně přehodnocována tak, aby byly vytvořeny odpovídající síly kontrolující a udržující rovnováhu v běžných situacích. Na tom se samozřejmě podílí i tři zmiňované senzory (Volpe et al., 2005).

Lidé, u kterých je posturální stabilita ovlivněna z hlediska postižení osového orgánu – LBP syndrom, výhřez ploténky, strukturální onemocnění, atd. mají narušenou souhru trupového svalstva a jeho neurální řízení, které může omezovat jak pohyby trupu, tak kyčelních kloubů během posturálních situací. Proto se studie Mok et al. (2004) zabývala otázkou, zda je u pacientů s LBP omezená kyčelní strategie. Byl testován stoj na dvou končetinách a jedné končetině, s otevřenými i zavřenými očima. Měření se zúčastnilo 24 pacientů s LBP a 24 zdravých lidí. Byl měřen bilaterální stoj o úzké bázi po dobu 70 s a unilaterální stoj po dobu 30 s. Hodnocen byl počet splněných úkolů, horizontální střížná síla a pohyb COP. Výsledky ukázaly, že kyčelní strategie byla u LBP omezená nejvíce při bilaterálním stoji se zavřenými očima, kdy výsledky byly čtyřikrát horší než u zdravé skupiny. Také analýza pohybu COP ukázala, že lidé s LBP nejsou schopni aktivovat a kontrolovat kyčelní strategii. Při stoji na jedné končetině nebyly nalezeny signifikantní rozdíly.

Podobným výzkumem se zabývali Mientjes a Frank (1999), kteří zkoumali rozdíly v rovnovážných odpovědích během různých typů stojů mezi pacienty s LBP syndromem se zdravými lidmi. Studie se zúčastnilo 8 pacientů s chronickým LBP syndromem a 8 zdravých lidí, kteří během posledních 6 měsíců neměli žádnou zkušenost s bolestmi zad. U každého probanda bylo provedeno několik měření stoje bipedního stoje, každé zaměřené na jinou senzoryckou složku. Zaměřené na vizuální složku- stoj s otevřenými versus se zavřenými očima, na vestibulární složku- stoj s hlavou v normální pozici versus se zakloněnou hlavou, na propioceptivní složku- stoj na tvrdém podkladě versus stoj na pěnové podložce a stoj vzpřímený versus stoj s náklonem dopředu. Výsledky ukázaly statisticky signifikantní rozdíl mezi kontrolní skupinou a LBP skupinou u pohybu COP

v mediolaterálním směru při stoji s otevřenými i zavřenými očima, zakloněnou hlavou i s náklonem těla dopředu. Pouze při stoji na pěnové podložce nebyl nalezen signifikantní rozdíl. To ukazuje, že mediolaterální stabilita u osob s LBP syndromem je výrazně ovlivněna.

Volpe et al. (2005) se ve své studii zabývali vlivem snížené propriocepce z dolních končetin na zhoršení kontroly rovnováhy u pacientů s LBP. Uvádějí, že během běžných posturálních situací bývá využívána hlezenní strategie, při které je silové centrum udržováno v opěrné bázi. Svaly účastníci se tohoto mechanismu jsou považovány za hlavní svaly podílející se na řízení stability ve stoji. Autoři diskutují nad problémem změn v posturální kontrole u pacientů s LBP, které nejsou způsobeny až tak vyskytující se bolestí, ale změnami posturální strategie způsobenými dysfunkcí periferní propriocepce nebo poruchou centrálního zpracování proprioceptivní informace. Výsledky studie opět ukazují, že pacienti s LBP syndromem mají ve stoji zhoršenou schopnost posturální stability, která je nejpatrnější při redukci vizuálních podnětů (zavřené oči).

2.3 VERTEBROGENNÍ ONEMOCNĚNÍ

Nejčastější příčinou bolestí páteře jsou podle Kasíka (2002) považovány mechanické poruchy a degenerativní změny pohybového segmentu. K mechanickým poruchám vede přetěžování páteře, svalů, ligament a dalších segmentů. Bolesti páteře jsou velmi často také výsledkem degenerativních změn disku, facetových kloubů, spondylolýzy, spondylolistézy a spinální stenózy, a bývají doprovázené neurologickými příznaky z útlaku míšního kořene.

Vertebrogenní onemocnění jsou velmi častá a mají výrazný sociální a ekonomický dopad. Jsou to nejčastější choroby po akutních infekcích horních cest dýchacích (Bednařík et al., 2010). Kasík (2002) uvádí, k přetěžování páteře začíná docházet již během 13. až 19. roku s vyvrcholením kolem 40. roku života. K tomu dochází především špatným stereotypem zvedání těžkých břemen a ohýbání, nekoordinovanými pohyby a nezvyklými polohami. Proto jsou tato onemocnění v populaci tak častá. Podle Koláře a Lewita (2005) je největší incidence těchto obtíží mezi 30 až 55 lety a je asi 70 % dospělých, kteří někdy trpěli bolestí zad. Paleček a Lipina (2004) udávají, že s bolestí dolní části zad se v průběhu života setká 60% populace a u většiny stavů (90 %) odezní do několika dnů. U 70 až 80 % případů však nelze stanovit přesnou diagnózu. Baldwin (2002) uvádí, že 60 – 80 % běžné populace se alespoň jednou za život setkalo s bolestmi zad. Muto et al. (2008) ve své studii uvádí, že s bolestmi zad se setkalo dokonce 80 % populace a u 55 % z nich byla přítomna kořenová bolest. Podle Štětkářové (2007) lze prokázat cervikální spondylózu a spondylartrózu u 70 % osob v pátém deceniu a mezi 60 až 65 lety až 95 % jedinců. To však neznamená, že všichni tito lidé mají klinické obtíže.

Degenerativní onemocnění páteře zahrnuje její anatomické změny, které jsou výsledkem procesu stárnutí, ale jsou však urychlovány zvýšenou mechanickou zátěží, opotřebením a následnými reparačními ději. Důležitou roli ale pravděpodobně hrají i genetické faktory. Mezi tyto poruchy se řadí změny obratlových těl, neboli spondylóza, změny intervertebrálních kloubů, neboli spondylartróza a změny meziobratlové ploténky, označovány jako diskopatie (Bednařík et al., 2010). Degenerativní změny na páteři spolu se spinální stenózou, tumory a zánětlivými onemocněními tvoří ale pouze 15 % všech případů bolesti zad, zbylých 85 % patří k nespecifickým bolestem zad (Vrba, 2010).

2.3.1 Degenerativní změny meziobratlové ploténky

Při degenerativních procesech ploténky dochází ke změně architektury s typickou ztrátou gelatinózní struktury nucleus pulposus a fibrózou ploténky. Degenerace je v rámci stárnutí přirozeně spojena se strukturálními a biochemickými změnami, které ovlivňují vlastnosti a tím i funkci ploténky. Především jde o ztrátu funkce absorbovat kompresivní zátěž (Ambler, 2006; Kasík, 2002).

Celý řetězec degenerativních změn začíná na ploténce právě proto, že je od doby kostní zralosti avaskulárním útvarem a výživa probíhá pouze pomocí difúze z krycí destičky. Proto nastává porucha výživy, která se stává insuficientní již kolem 18. až 20. roku života. Dochází přitom ke vzniku biochemických a mechanických změn. Jde především o úbytek vody v ploténce, změny struktury kolagenu a elastinu, změny aktivity fibroblastů a chondroblastů a vznikají fibrózy, kalcifikace, případně tzv. Schmorlovy uzly (intervertebrální herniace ploténky, které vznikají mikrofrakturami v krycích lištách) a fraktury. Výsledkem je nejen porucha transportu živin, ale i odpadních produktů metabolismu. Dochází k akumulaci metabolitů a ke snížení tkáňové hodnoty pH. To vše vede ke snížení odolnosti ploténky vůči mechanickým a ostatním vlivům (Bednařík et al., 2010; Kasík, 2002).

Podíl na snížení výživy ploténky a periferní cirkulace mají s přibývajícím věkem i faktory jako kouření a vibrace. Dochází také ke vzniku aterosklerotických změn v lumbálních artériích, což se často pojí s degenerací ploténky (Kasík, 2002).

Podle Helcla (2008) patří mezi první příznaky degenerativního procesu ploténky lokální bolest ve střední čáře. Z morfologického hlediska se nejprve objevují malé trhlinky v obvodové části anulus fibrosus, které se postupně zvětšují, až může dojít k vyklenutí nucleus pulposus. Kasík (2002) a Kolář (2009) naopak uvádí, že prvním projevem degenerace je tvorba trhlin v nucleus pulposus, které se postupně zvětšují a pokračují do anulus fibrosus. Tím vzniká dutina uvnitř ploténky a její výška se snižuje.

Anulární trhliny mohou být periferní, koncentrické nebo radiální. Periferní vznikají většinou jako následek traumatu, zato koncentrické a radiální jsou spojeny s dalšími změnami degenerativního charakteru. Těmito trhlinami může vyhřeznout nucleus pulposus a mohou jimi prorůst cévy a nervová vlákna. Degenerativní změny disku a jeho vyklenování způsobuje snížení meziobratlového prostoru, proto je anulus fibrosus

vytlačován do páteřního kanálu a dochází k rozvoji hypermobility. To vede k vytváření osteofytů a fibrocartilaginózních hmot, a tím může dojít ke vzniku rotační a translační deformity (degenerativní skoliózy a degenerativní spondylolistézy). Postižený segment je stabilizován, ale přebytečná tkáň zužuje páteřní a kořenový kanál a dochází k rozvoji stenózy (Bednařík et al., 2010; Kasík, 2002). Podle Bednaříka et al. (2010, 1069) je „podkladem nejčastějšího získaného degenerativního zúžení komplex změn představovaný degenerací intervertebrálního disku a jeho protruzí až herniací, tvorbou osteofytů na okrajích obratlových těl a přetížení facetových kloubů se vznikem hypertrofických změn na processus articularis superior a inferior a ztluštění ligamentum flavum“. Důležitým faktorem, který hraje roli v klinické manifestaci je vrozená šíře páteřního kanálu. Vrozená stenóza páteřního kanálu primárně nevede k této manifestaci, ale podmiňuje dřívější vznik klinických příznaků. Zúžení páteřního kanálu a následná mechanická komprese nervových struktur je považována za nejdůležitější etiopatogenetický mechanismus vzniku neurologických vertebrogenních syndromů.

Paleček a Lipina (2008) popisují několik stádií degenerace meziobratlové ploténky:

1. stádium dysfunkce – dochází ke ztrátě vody v nucleus pulposus a později i v anulus fibrosus, která je způsobena biochemickými změnami v ploténce. Nucleus pulposus ztrácí schopnost přenášet axiální zátěž symetricky na anulus fibrosus, který je tím poškozován. K jeho poškození může dojít také zevně, opakovaným působením rotačního napětí, kdy dochází ke vzniku obvodových trhlin a později i působením kompresního napětí, kvůli kterému vznikají radiální trhliny s prolabováním nucleus pulposus k laterální straně anulus fibrosus
2. stádium instability – ploténka ztrácí svou výšku, vyklenuje se po obvodu, tím dráždí nervová zakončení nacházející se v lig. longitudinale posterius a dochází k přetěžování zadního intervertebrálního skloubení. Vznikají typické klinické projevy jako je pozátěžová bolest v zádech narůstající během dne. Objevuje se propagace bolesti do hýždí, třísel a zadní strany stehna, která nemá radikální charakter.
3. v dalších stádiích dochází k dráždění a kompresi nervových struktur a klinické projevy převažují nad bolestmi zad. Projevy již nejsou charakteristické pro LBP

Nekula a Krobot (2001) však třetí stádium popisují odlišně. Nazývají jej stádium restabilizace – dochází k tvorbě osteofytů nejprve na předním a poté zadním okraji

obratlových těl a artrotickým změnám na facetách. Bolest může zcela vymizet díky zvýšené fixaci obratle zastřešujícím osteofytem.

Paajanen et al. (1989) provedli výzkum, který zjišťoval, v jakém měřítku se u „zdravých“ mužů (bez jakýchkoliv klinických projevů) objevují degenerativní změny ploténky. Pomocí MRI zjistil, že u 35 % těchto dobrovolníků se objevují signifikantní degenerativní změny na ploténce. Výzkum Millera et al. (1988) se zaměřil na rozsah degenerativních změn páteře u osob ve věku 50 let. Ukázalo se, že z 600 probandů mělo 90 % známky degenerace ploténky v bederní oblasti. I Kolář et al. (2009) popisuje, že výhřez ploténky lze prokázat pomocí CT nebo MRI u 20 – 30 % zdravých lidí. Takovéto výhřezy jsou neurologicky a klinicky asymptomatické, avšak funkčně nejsou asymptomatické nikdy. Jsou spojeny s funkčními změnami ve svalech a měkkých strukturách. Přesto v důsledku kompenzačních možností organismu nemusí být výhřez ploténky zdrojem žádných obtíží.

2.3.1.1 Klasifikace výhřezů meziobratlové ploténky

Výhřezy meziobratlových plotének se posuzují především podle rozsahu jejich poruchy a z hlediska topografie.

Klasifikace dle rozsahu poruchy

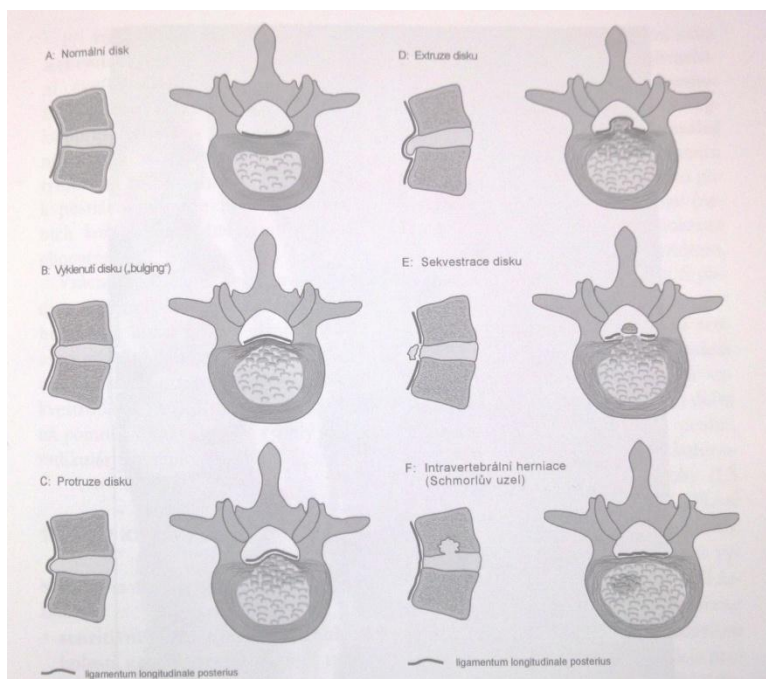
Člení se do čtyř kategorií:

1. Bulging (vyklenování ploténky) – jde o symetrické vyklenutí ploténky za hranici obratlového těla, kdy nucleus pulposus zůstává uvnitř anulus fibrosus (viz Obrázek 8). Podle místa výhřezu může a nemusí dojít k dráždění nervových kořenů (Kolář, 2009; White & Panjabi, 1990).
2. Herniace (protruze, prolaps ploténky) – dochází k pronikání hmoty nucleus pulposus do narušené části v anulus fibrosus a dochází k vyklenutí ploténky přes obvod obratle (Kolář, 2009). Posuzuje se jako největší průměr plochy vyhřezlého materiálu, měřený v jakémkoliv směru, menší než vzdálenost obou hran výhřezu tam, kde výhřez přestupuje prostor ploténky (Bednařík et al., 2010).
3. Extruze ploténky – nucleus pulposus penetruje zevní vrstvou anulus fibrosus, ale stále zůstává ve spojení se zbývající hmotou jádra. Vyhřezlá část může perforovat lig.

longitudinale posterius (Kolář, 2009; White & Panjabi, 1990). Posuzuje se jako největší průměr plochy vyhřezlého materiálu, měřený v jakémkoli směru, větší než vzdálenost obou hran výhřezu (Bednařík et al., 2010).

4. Extruze ploténky se sekvestrací – sekvestr může být umístěn:

- a) uvnitř anulus fibrosus (subligamentózní sekvestr) – sekvestr se může částečně pohybovat podle směru sil působících na ploténku a může iritovat lig. longitudinale posterius.
- b) mimo anulus fibrosus (epidurální sekvestr) – sekvestr perforuje lig. longitudinale posterius a migruje do epidurálního prostoru, kde může dráždit míšní kořeny (Kolář, 2009; White & Panjabi, 1990).



Obrázek 8. Schéma typů protruze a výhřezu meziobratlové ploténky (Bednařík et al, 2010).

Klasifikace dle topografie výhřezu

1. Mediální výhřez – nejzávažnější výhřez, může postihnout více kořenů a celý vak tvrdé pleny a způsobovat syndrom kaudy. Mediální výhřez ploténky L₄ – L₅ může například způsobit kompresi kořenů L₅ – S₄ (Bednařík et al., 2010; Pfeiffer, 2007)
2. Paramediální výhřez – k výhřezu dochází mezi středem a pediklem, často dochází ke kompresi dvou kořenů, přičemž je více drážděn kořen, který v místě výhřezu vystupuje z vaku tvrdé pleny (Pfeiffer, 2007).
3. Posterolaterální výhřez – bývá nejčastější, tlačí pouze na jeden kořen v místě odstupu z durálního vaku nebo v intervertebrálním kanálu. Nejčastěji se objevují ve výši L₄ – L₅ a L₅ – S₁ (Bednařík et al, 2010; Kapandji, 2008).
4. Foraminální výhřez – je vzácnější, tvoří asi 5 % všech hernií a zasahuje do foramen intervertebrale. Nachází se nejčastěji ve výši plotének L₂ – L₃ a L₃ – L₄ (Bednařík et al, 2010).

2.3.2 Mechanismus výhřezu meziobratlové ploténky

Podle Kapandjiho (2008) je prolaps meziobratlové ploténky většinou spojen se zvedáním břemene s flektovaným trupem a dochází k němu v průběhu tří fází:

1. fáze – při flexi trupu se anteriorní část ploténky oploští a meziobratlový prostor se posteriorně rozšíří. Nucleus pulposus se přesune také posteriorně díky již předem existujícím trhlinám v anulus fibrosus.
2. fáze – okamžitě po zvednutí břemena dochází ke zvětšení axiální komprese, ploténka je násilně asymetricky stlačena, nucleus pulposus se dostává ještě více posteriorně a naráží na lig. longitudinale posterius.
3. fáze – při narovnání trupu dochází k uskřínutí vyhřezlé hmoty mezi obratli, která zde zůstává přichycena pod lig. longitudinale posterius. To způsobí ostrou akutní bolest, neboli lumbago.

Akutně vzniklé lumbago může spontánně odeznít. Následkem opakovaných traumat se ale může výhřez zvětšovat a více prolabovat do páteřního kanálu, kde dojde ke kontaktu s míšním kořenem (Kapandji, 2008).

2.3.3 Klinické projevy

Při vyloučení závažných onemocnění je degenerativní proces ploténky nejčastější příčinou dysfunkce kořenového systému. Strukturální změny v pohybovém segmentu vedou k deformaci kořene a zánětlivé reakci, a tím dochází ke vzniku kořenového syndromu (Kasík, 2002). Většina kořenových syndromů je způsobena diskogenní kompresí, méně často kompresí komplexem osteo- a fibroplastických změn zužující kořenový kanál (Bednařík et al, 2010). Příznaky protruze disku mohou být zánikové nebo iritační. Mezi zánikové příznaky se řadí hypotonie, parézy a hypestezie na dolních končetinách, k iritačním zase kořenové bolesti, hyperestezie, dysestezie a parestezie (Opavský, 2003). Iritační příznaky vznikají především při menší kompresi, zánikové spíše při kompresích většího rozsahu. Nejčastěji dochází ke kombinaci obou typů (Bednařík et al., 2010).

Mezi typické subjektivní příznaky patří bolest, která z původně lokální bolesti v zádech přechází do bolesti, která vyzařuje do dolních končetin, tzv. lumboischialgie (Helcl, 2008). Nejprve dochází ke dráždění zevní části anulus fibrosus, lig. longitudinale posterius, durálního vaku a kořenových pochev, které obsahují nociceptivní receptory a způsobují tak zmiňovanou lokální bolest. Při rozšíření výhřezu ploténky dojde ke kompresi nervového kořene a ke vzniku lumboischialgie (Kasík, 2002; Kapandji, 2008). Vzniká tzv. kořenová bolest, která je podle Kasíka (2002) charakterizována jako bolest s projekcí podél dermatomu, který je inervován z úrovně poškozeného míšního kořene.

2.2.3.1 Kořenové syndromy

Z hlediska etiopatogeneze se výhřezy meziobratlových plotének vyskytují nejčastěji v lumbosakrální oblasti páteře, kde je diskogenního původu až 90 % radikulopatií. Na rozdíl od krční páteře je zde incidence hernií 20 až 40 krát vyšší. Segmentálně připadá 45 – 50 % výhřezů na úsek L₅ – S₁, na úsek L₄ – L₅ 40 – 45 % a asi 5 % na úsek L₃ – L₄.

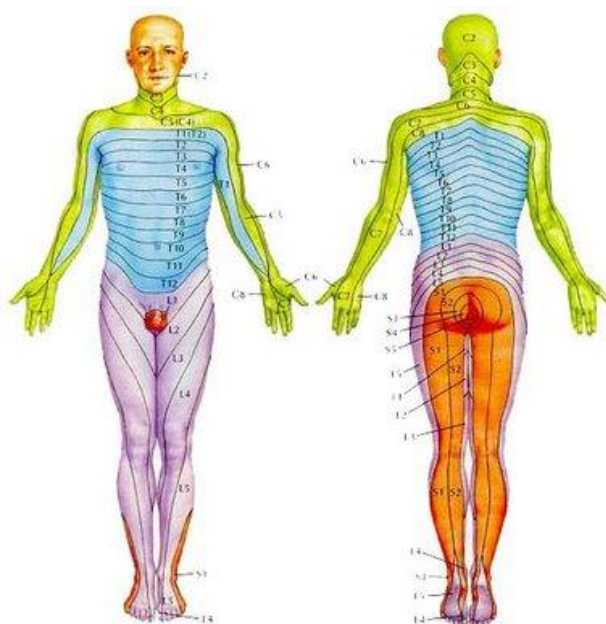
V ostatních segmentech bederní páteře jsou výhřezy vzácné (Bednařík et al, 2010; Kasík, 2002).

Výskyt kořenových syndromů L₁, L₂, L₃ je vzácný, pokud se objeví, tak bolesti vyzařují na přední stranu stehna (viz Obrázek 8). Této distribuci odpovídá i senzitivní deficit. Motorická porucha se testuje aktivitou m. iliopsoas (L₁ – L₂) při flexi v kyčelním kloubu a m. quadriceps femoris (L₂ – L₄) při extenzi kolene (Čihák, 2001; Kasík, 2002).

Při postižení kořene L₄ vyzařuje bolest na přední stranu stehna, ke kolenu, na vnitřní stranu bérce a kotníku, vnitřní stranu planty až k I. metatarzophalangeálnímu kloubu (viz Obrázek 8). Senzitivní deficit je totožný. Objevuje se porucha motorické inervace m. tibialis anterior a částečně m. quadriceps femoris. Je snížen patelární reflex a oslabena flexe v kyčli a extenze v koleni (Kasík, 2002; Mlčoch, 2008).

Při kořenovém syndromu L₅ se bolest šíří po zevní straně stehna a lýtka až na dorzální stranu nohy k palci (tzv. lampasovitěho charakteru), stejně jako senzitivní deficit (viz Obrázek 8). Porucha motorické inervace je dominantní u m. extensor hallucis longus a oslabené jsou i ostatní extenzory nohy. Pacient není schopen se postavit na patu. Objevuje se oslabení abduktorů kyčelního kloubu (Kasík, 2002; Mlčoch, 2008).

Syndrom kořene S₁ je charakterizován bolestí po zadní straně hýždě, stehna, lýtka, paty a na fibulární okraj planty a malíku (viz Obrázek 8). Porucha senzitivní inervace odpovídá šíření bolesti. Motorická porucha se objevuje u m. triceps surae a mm. fibulares, občas i u m. gluteus maximus. Je oslaben reflex Achillovy šlachy a medioplantární reflex. Pohyby do plantární flexe a pronace jsou oslabené, pacient se nepostaví na špičku (Kasík, 2002; Mlčoch, 2008).



Obrázek 9. Dermatomy lidského těla (Netter, 2005).

V případě mediálního výhřezu ploténky pod úrovní obratle L₁ může vzniknout tzv. syndrom cauda equina. Cauda equina je pokračování míchy, které vzniká seskupením nervových kořenů v durálním vaku. Tento syndrom se může rozvinout akutně bez předcházejících symptomů. Příznaky jsou většinou oboustranné, ale mohou být i asymetrické. Vzniká náhlá kořenová bolest vyzařující do dolních končetin nebo v distribuci jednoho či více kořenů, hypestézie až anestézie v podobné distribuci, poruchy perianogenitálního cití, zhoršující se slabost kosterního svalstva, ztráta kontroly sfinkterů a porucha sexuálních funkcí (Bednařík et al, 2010; Štětkářová, 2007).

2.3.4 Další možnosti vzniku vertebrogenního onemocnění

Možnosti vzniku vertebrogenních syndromů je mnoho, závažnými strukturálními onemocněními počínaje a funkčními poruchami způsobené hypertonem svalů konče. Mezi strukturální organická onemocnění páteře patří především infekční a neinfekční záněty, nádory, osteoporóza, traumata a vývojové anomálie (Bednařík et al., 2010). V této kapitole je věnována pozornost pouze funkčním poruchám svalového původu, neboť jejich výskyt je mnohonásobně častější a mnohdy nejsou dobře objektivně zhodnotitelná.

2.3.4.1 Dysfunkce hlubokého stabilizačního systému

Pokud je funkce HSSP oslabena, je jeho aktivita kompenzována tzv. globálními svaly, což jsou svaly účastníci se na fázickém pohybu, tj. silovém, rychlém a méně přesném. Jsou to svaly vícekloubové, primárně plní funkci spíše pohybovou než posturální. Patří zde např. m. latissimus dorsi, m. trapezius, m. erector spinae, m. sternocleidomastoideus atd. Tyto svaly přebírají stabilizační funkci lokálních stabilizátorů zkrácením a zvýšením svého napětí. Dojde ke vzniku TrPs v těchto svalech a omezení pohyblivosti v pohybovém segmentu. Tyto svaly nejsou schopny zajistit správnou centraci kloubu, což při dlouhodobějším působení může vést k dekompenzaci kloubní stability. Díky převaze globálních stabilizátorů a atrofii lokálních se zvyšují vnitřní síly působící na segmenty páteře, zvětšuje se instabilita těchto segmentů a tím se rozvíjejí degenerativní změny páteře (Stránecký, 2009; Suchomel, 2006).

Kolář a Lewit (2005) uvádějí, že „hluboký stabilizační systém páteře je jedním z nejvýznamnějších funkčních etiopatogenetických faktorů způsobujících bolesti v zádech včetně kořenových syndromů. Zároveň však plní zásadní roli kompenzační“. Podle Dvořáka a Vařeky (2001) bývá často slabým článkem systému pánevní dno, které může být oslabené ve své funkci věkem, porody, operacemi, celkovou hypokinezi, atd. Tím není optimálně řízen nitrobřišní tlak a nedostatečně zpevněná břišní dutina nemůže plnit svou ochrannou funkci vzhledem k páteři. Kolář (2007) upozorňuje na důležitost správného timingu mezi kontrakcí bránice a břišních svalů. Aktivita břišních svalů zajišťuje bránici punctum fixum a zároveň působí proti obsahu břišní dutiny stlačovaného bránicí. Tato aktivita se děje v návaznosti na oploštění bránice. Při patologické situaci předbíhá aktivitu bránice koncentrická aktivita horní části m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis, kterou tímto nahrazuje. Funkce m. obliquus internus abdominis, m. transversus abdominis a dolní část m. rectus abdominis je naopak nedostatečná. Těmito patologickými mechanismy je omezeno zpevnění a napřímení osového orgánu, zvyšují se biomechanické nároky na páteř a může dojít ke vzniku degenerativních změn páteře.

Jak již bylo uvedeno v kapitole „Extenzory páteře“, dochází po akutní atace LBP k atrofii mm. multifidi, která je způsobena reflexní inhibicí stabilizačních svalů působením přetrvávající bolesti. Příčinou atrofie je spasmus svalu, který funguje jako ochranný mechanismus proti dalšímu poškození. Při spasmu dochází ke snížení cirkulace a zásobení, sval je ischemizován a to způsobí vznik atrofie. Tím dojde k ovlivnění ostatních svalů

podílejících se na stabilizaci páteře, což může vést k dysfunkci celého systému a následně ke vzniku degenerativních změn páteře (Suchomel, 2006).

2.3.4.2 Svalové dysbalance

Přestože svalové dysbalance bývají velmi často spojeny s dysfunkcí HSSP, budou uvedeny ve zvláštní kapitole.

Prvním kdo popsal, že každá skupina svalů se chová jiným způsobem, byl profesor Janda, který je rozdělil na skupinu svalů s tendencí k hyperaktivitě, hyperonu až zkrácení a na skupinu s tendencí k útlumu, hypotonii až k oslabení. Tyto svalové skupiny se také označují jako „tonické“ a „fázické“. Svaly těchto skupin však mají i funkci posturální. Pokud vznikne svalová dysbalance mezi agonistou a antagonistou (např. mezi břišními svaly jako flexory trupu a extenzory trupu), nejsou tyto svaly schopny vzájemné spolupráce ve své funkci správné centrace kloubů (Suchomel, 2006). Kolář (2009) upozorňuje na důležitost různého časového řazení svalových systémů do jejich posturální funkce v rámci ontogeneze, podle kterého lze rozdělit tyto svalové skupiny na ontogeneticky mladší („fázický systém“) a ontogeneticky starší („tonický systém“). Z tohoto rozdělení vyplývají rozdílné vlastnosti každé skupiny svalů.

Svaly s tendencí k útlumu jsou svaly ontogeneticky mladší („fázické“) a svaly s tendencí k hyperaktivitě jsou ontogeneticky starší („tonické“). Následkem rozdílného fungování obou skupin svalů vznikají typické dysbalance, které jsou tak charakteristické, že vytvářejí klinické syndromy. U některých nemocných převažuje chabost spojená s hypermobilitou, u jiných se objevuje zvýšené napětí spojené s tuhostí. Svaly se sklonem k útlumu bývají klinicky oslabené a chabé a svaly s tendencí k hyperaktivitě se stávají „spastickými“ jako u centrálních paréz. Syndromy, které touto dysbalancí vznikají, poprvé popsal profesor Janda a rozdělil je na dobře známý dolní a horní zkřížený syndrom a vrstvý syndrom (Lewit, 2003).

2.3.5 Diferenciální diagnostika

Diferenciální diagnostika je obzvláště důležitou součástí komplexního vyšetření a je třeba ji provést již v akutním stádiu nemoci. Zásadní je nejprve vyloučit onemocnění vzniklé na patomorfologickém základu, jako např. maligní tumory, infekční onemocnění,

zlomeniny, osteoporóza, ankylozující spondylitida, revmatoidní artritida, ale i různá onemocnění viscerálních orgánů, např. ledvin, močových cest nebo gynekologické problémy a další. Každá patologická změna se totiž většinou projevuje poruchou funkce (Lewit, 2003).

Vertebrogenní onemocnění se obvykle v počátečních stádiích projevují bolestí zad. Lokalizovaná bolest ve střední čáře etiologicky ukazuje na onemocnění osového orgánu jako degenerace meziobratlové ploténky, záněty obratlů, zlomeniny či tumory. Bolest zad lokalizovaná laterálně od střední čáry může znamenat onemocnění stejnostranné ledviny. U kořenové bolesti může jít o výhřez meziobratlové ploténky, benigní či maligní tumor páteře, foraminostenóza, stenóza páteřního kanálu nebo pseudoradikulární syndrom (Helcl, 2008).

Zdrojem pseudoradikulárních bolestí bývají často funkční poruchy pohybového systému, a to ve svalech, periartikulárních tkáních, úponech šlach, periostu a intervertebrálních kloubech. K podráždění kořene může dojít i akutním spasmem paravertebrálních svalů v místě, kudy kořen prochází a vzniká tak pseudoradikulární symptomatologie. Tento syndrom se na rozdíl od radikulárního projevuje vyzařováním bolesti v segmentu, která ale dosahuje většinou pouze ke kolenu. Neurologický nález na dolních končetinách je normální, Laségueův manévr může být lehce pozitivní (Ambler, 2006; Lewit, 2003). Mečír (2006) uvádí, že pseudoradikulární bolest nebývá přesně lokalizována tak jako radikulární a postihuje i více dermatomů najednou, které se mohou měnit. Čím je radikulární bolest chroničtější, tím větší může mít podíl pseudoradikulární složky a intenzita se sčítá.

Pseudoradikulární syndrom L4 bývá nejčastěji následkem blokády pohybového segmentu L3 – L4 nebo onemocnění kyčelního kloubu, především koxartrózy. Pro odlišení kořenového syndromu od postižení kyčelního kloubu je třeba vyšetřit pasivní pohyblivost kyčelních kloubů, především do rotací. Objevuje se spasmus adduktorů, a proto bývá pozitivní Patrickovo znamení. U blokády segmentu se může objevit pozitivita napínacího manévru (Ambler, 2006, Lewit, 2003).

Pseudoradikulární syndrom L5 vzniká postižením pohybového segmentu L4 – L5, při kterém vzniká spasmus m. piriformis. Z něj může být drážděna a blokována hlavička fibuly cestou m. biceps femoris. Tento spasmus často přetrvává, i když se funkce

pohybového segmentu upravila. Tím se stává příčinou přetrvávajícího pseudoradikulárního syndromu. Jindy může syndrom způsobit bolestivou kostrč a fixaci SI kloubu (Lewit, 2003; Mečíř, 2006).

Syndrom S₁ může být způsoben blokádou segmentu L₅ – S₁, blokádou SI kloubu, koxartrózou nebo bolestivým tuberkem ossis ischii. Objevuje se zde také bolest hlavičky fibuly, která je zde přenesena z bolestivého tuberu přes ischiokrurální svaly obsahující spoušťové body (Lewit, 2003; Mečíř, 2006).

Místem, které může komplikovat všechny tyto pseudoradikulární syndromy je kostrč. Pokud je zablokována nebo jakkoli jinak narušena (nejčastěji pádem na hýždě), může vyvolávat spasmus m. piriformis, m. iliacus, m. gluteus maximus a syndrom hypertonu pánevního dna. Tento syndrom může být vyvolán i gynekologickými záněty a srůsty po operacích v malé pánvi. Dochází k imitaci všech kořenových dráždění do dolní končetiny, třísla a podbřišku. Bývá součástí chronických radikulopatií a může zhoršovat účinnost léčby, je-li opomenut (Lewit, 2003; Mečíř, 2006).

Studie Sipko et al. (2006) se zaměřila na výskyt funkčních poruch u pacientů s postižením meziobratlové ploténky. Předpokládá se, že toto postižení vyvolává radikulární a pseudoradikulární bolest bederní páteře. Ve studii bylo testováno 19 pacientů s prokázaným výhřezem bederní ploténky. Cílem bylo zjistit, v jaké míře se u výhřezu objevuje pseudoradikulární a radikulární bolest. Výsledky ukázaly, že pseudoradikulární bolest se objevila u většiny testovaných (60 %). Testováno bylo i lokální dráždění kůže v oblasti příslušného dermatomu, kdy se bolest objevila u 60 – 80 % testovaných v oblasti L₃ – S₁ a bolest v dermatomech Th₅ – Th₇ u 30 – 35 % testovaných.

3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíle

Hlavním cílem této práce bylo pomocí dostupných metod posoudit vliv kořenového syndromu L₅ na mediolaterální stabilitu v tandemovém stoji.

Dílčí cíle

- posoudit rozdíly v mediolaterální stabilitě u tandemového stoje mezi skupinou osob s kořenovým syndromem L₅ a kontrolní skupinou
- u osob s kořenovým syndromem L₅ posoudit rozdíly v mediolaterální stabilitě u tandemového stoje s postiženou končetinou vzadu a s nepostiženou končetinou vzadu

Výzkumné otázky

Liší se parametry charakterizující posturální výchylky pohybu COP (Sway X, Sway Y, Area) při srovnání tandemového stoje s postiženou končetinou vzadu a nepostiženou končetinou vzadu u pacientů s kořenovým syndromem L₅?

Liší se parametry charakterizující posturální výchylky pohybu COP při srovnání tandemového stoje u pacientů s kořenovým syndromem L₅ a kontrolní skupinou?

Liší se parametry charakterizující rychlost pohybu COP (V_x , V_y , V) při srovnání tandemového stoje s postiženou končetinou vzadu a nepostiženou končetinou vzadu u pacientů s kořenovým syndromem L₅?

Liší se parametry charakterizující rychlost pohybu COP při srovnání tandemového stoje u pacientů s kořenovým syndromem L₅ a kontrolní skupinou?

Výzkumné otázky budou potvrzeny v případě, že bude nalezen statisticky významný rozdíl v alespoň jednom z parametrů.

4 METODIKA VÝZKUMU

4.1 Charakteristika souboru

Studie byla provedena na souboru 21 probandů. 10 probandů představovali pacienti s výhřezem meziobratlové ploténky způsobující kořenový syndrom L₅ (6 mužů a 4 ženy) v průměrném věku 41 ± 8 let, o průměrné hmotnosti 79 ± 15 kg a průměrné výšce 177 ± 6 cm. Kontrolní soubor tvořilo 11 probandů (6 mužů a 5 žen) v průměrném věku 40 ± 9 let, o průměrné hmotnosti 73 ± 12 kg a průměrné výšce 174 ± 9 cm. Ze studie byli vyloučeni probandi, u nichž byla zaznamenána jiná neurologická porucha, zraková či vestibulární vada nebo závažnější postižení pohybového aparátu, které by mohly ovlivnit výsledky měření.

Všechny vyšetřované osoby byly předem seznámeny s průběhem měření a souhlasily s použitím získaných dat pro účely výzkumu. Kontrolní soubor byl považován za vzorek zdravé populace. Ve skupině pacientů preferoval jeden proband levou dolní končetinu, v kontrolní skupině byla u všech probandů dominantní pravá dolní končetina.

4.2 Metoda

K analýze stoje byly použity silové plošiny typu Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland), které detekují reakční sílu podložky. Výstupem měření je třídídimenzionální popis vektoru reakčních sil (vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální). Působíště reakční síly se nazývá COP (center of pressure).

4.3 Příprava a vlastní měření

Záměrem analýzy tandemového stoje bylo měření pravé a levé končetiny vzadu, respektive u pacientů měření postižené a nepostižené končetiny vzadu. Etická komise FTK UP neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Každý účastník studie byl před zahájením vyšetření obeznámen s celým průběhem měření. První část vyšetření tvořilo odebrání anamnézy. Anamnestické údaje byly

zaznamenány do pracovního dotazníku, pomocí kterého byla zjištěna minulost probanda s ohledem na úrazy, možné afekce nosných kloubů a páteře, závratě, významné oční vady, současné zdravotní potíže a jejich případnou léčbu. Součástí jsou také údaje o subjektivní stranové dominanci a o korektuře zraku dioptrickými brýlemi. Tabulka s anamnestickými údaji obou skupin je součástí přílohy (Příloha 1 a Příloha 2). Poté se probandi svlékli do spodního prádla a následovalo hodnocení aspektů a kineziologický rozbor.

Vyšetření probandů spočívalo v aspekčním zhodnocení držení těla ve stoje. Bylo hodnoceno postavení pánve, konfigurace páteře a volnost SI skloubení. Byly také provedeny funkční testy páteře, testy na funkci hlubokého stabilizačního systému a vyšetření laterality, vše podle Koláře (2009). U pacientů s výhřezem ploténky jsme zjišťovali kořenovou symptomatiku vyšetřením Laségueovy a Bragardovy zkoušky (Opavský, 2003). Dále jsme vyšetřovali Dejerine- Frazierův příznak, čítí na DKK, atrofie lýtkového a stehenního svalstva a svalovou sílu ohrožených svalů dolních končetin.

Byly změřeny antropometrické hodnoty: tělesná výška, hmotnost, šířka kotníků, šířka kolen, funkční délka DKK (vzdálenost mezi pupkem a vnitřním kotníkem), jejichž hodnoty slouží pro výpočet středu kloubů.

Poté bylo provedeno vlastní měření posturální stability ve stoji. Měřeno bylo pět typů stojů:

1. stoj s otevřenýma očima, nohy rozkročené na šířku pánve (tato vzdálenost byla určena pelvimetrem)
2. stoj o úzké bázi, chodidla těsně vedle sebe
3. stoj se zavřenýma očima, nohy rozkročené na šířku pánve
4. tandemový stoj s levou končetinou vzadu
5. tandemový stoj s pravou končetinou vzadu

Měření každého stoje trvalo 30 sekund, pořadí stojů bylo náhodné. V této práci byly hodnoceny a zpracovány pouze data z dvou typů stoje, tandemového stoje s levou končetinou vzadu a s pravou končetinou vzadu.

Při měření tandemového stoje u pacientů s výhřezem ploténky bylo posuzováno, zda je vzadu postižená či nepostižená končetina. U kontrolní skupiny bylo posuzováno, zda je vzadu končetina dominantní či nedominantní (v tomto případě pravá- dominantní, levá- nedominantní).

4.4 Sledované parametry

Byly hodnoceny následující parametry:

Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru

Sw_Ay – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru

A_95 – plocha 95 % konfidenční elipsy

V_Ax – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

V_Ay – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru

V_A – celková rychlost pohybu COP

% vzadu – procentuální zatížení zadní končetiny

4.5 Statistické zpracování dat

Získaná data byla statisticky zpracována pomocí programu Statistica (verze 8.0). U hodnocených typů stojů a jejich sledovaných parametrů byly určeny základní statistické charakteristiky, aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Byla použita analýza rozptylu a Post – hoc test. Výsledky byly určeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ případně $p < 0,01$.

5 VÝSLEDKY

Pro lepší přehlednost bude skupina pacientů s výhřezem ploténky označena jako „LBP“ a kontrolní skupina (zdravá) jako „Z“. Uvedená končetina (postižená/ nepostižená; dominantní/ nedominantní) bude znamenat její polohu vzadu.

5.1 Parametry charakterizující posturální výchyly

Měřené parametry byly Sw_Ax, Sw_Ay a A_95 a jsou hodnoceny ve dvou částech. První část je zaměřena na rozdíl v těchto parametrech u postižené končetiny vzadu ve srovnání s nepostiženou končetinou vzadu u pacientů s kořenovým syndromem L5 (LBP). Ve druhé části je hodnocen rozdíl skupiny pacientů ve srovnání s kontrolní skupinou (Z).

5.1.1 Srovnání postižené a nepostižené končetiny vzadu

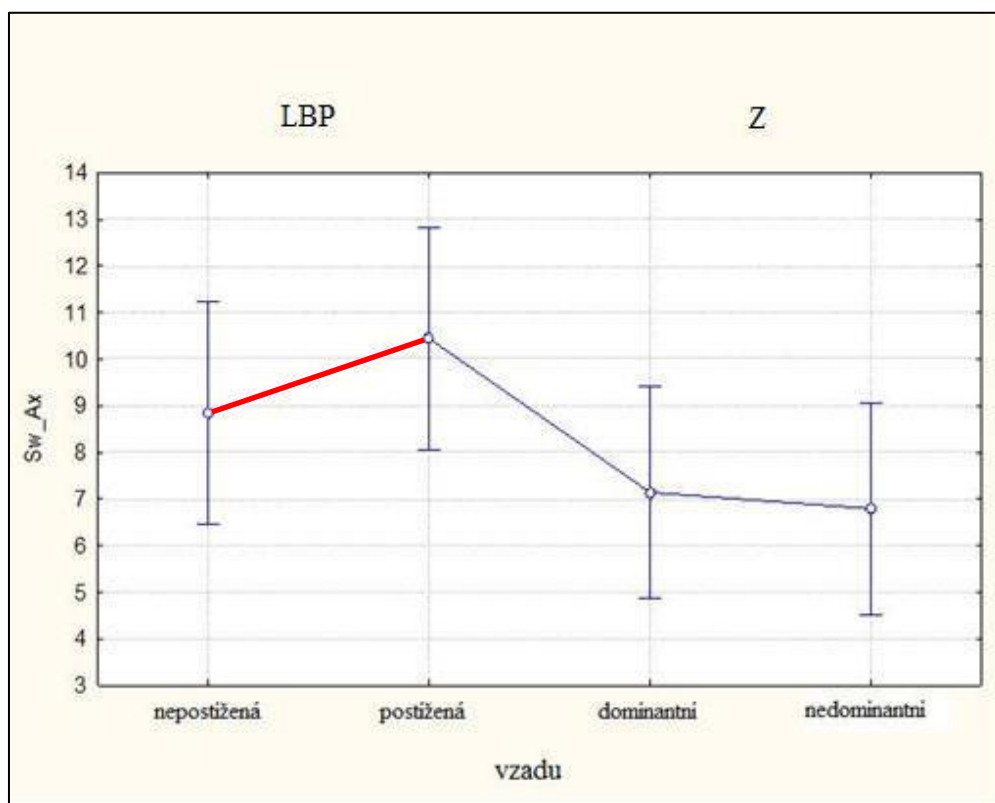
Tabulka 2. Základní statistické charakteristiky u skupiny LBP s postiženou a nepostiženou končetinou vzadu.

Skupina	LBP					
	Postižená			Nepostižená		
Parametry	N	Průměr	Sm. odch.	N	Průměr	Sm. odch.
Sw_Ax	10	8,8395	4,0035	10	10,4456	5,5743
Sw_Ay	10	4,0838	1,038	10	4,2000	1,2112
A_95	10	444,119	237,82	10	434,1873	214,5362

Legenda: LBP – pacienti s kořenovým syndromem L5, N – počet, Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, Sw_Ay – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, A_95 – plocha 95 % konfidenční elipsy

Při srovnání hodnot parametrů charakterizující posturální výchylky postižené a nepostižené končetiny vzadu (LBP) nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl. Největší rozdíl ($p=0,34$) se nacházel u směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru (Sw_Ax) (viz Graf 1).

Graf 1. Srovnání směrodatných odchylek pohybu COP v mediolaterálním směru (Sw_Ax) u postižené a nepostižené končetiny vzadu



Legenda: červeně je označen rozdíl mezi postiženou a nepostiženou končetinou vzadu, LBP – pacienti s kořenovým syndromem L5, Z – kontrolní skupina, Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru

5.1.2 Srovnání skupiny LBP a kontrolní skupiny

Tabulka 3. Základní statistické charakteristiky při srovnání LBP skupiny a kontrolní skupiny.

Skupina	LBP			Z		
	N	Průměr	Sm. odch.	N	Průměr	Sm. odch.
Sw_Ax	20	9,6426	4,7948	22	6,9678	2,206
Sw_Ay	20	4,1419	1,0994	22	4,3145	1,0901
A_95	20	439,1532	220,4959	22	431,9307	163,5574

Legenda: LBP – pacienti s kořenovým syndromem L₅, Z – kontrolní skupina, N – počet, Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, Sw_Ay – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, A_95 – plocha 95 % konfidenční elipsy

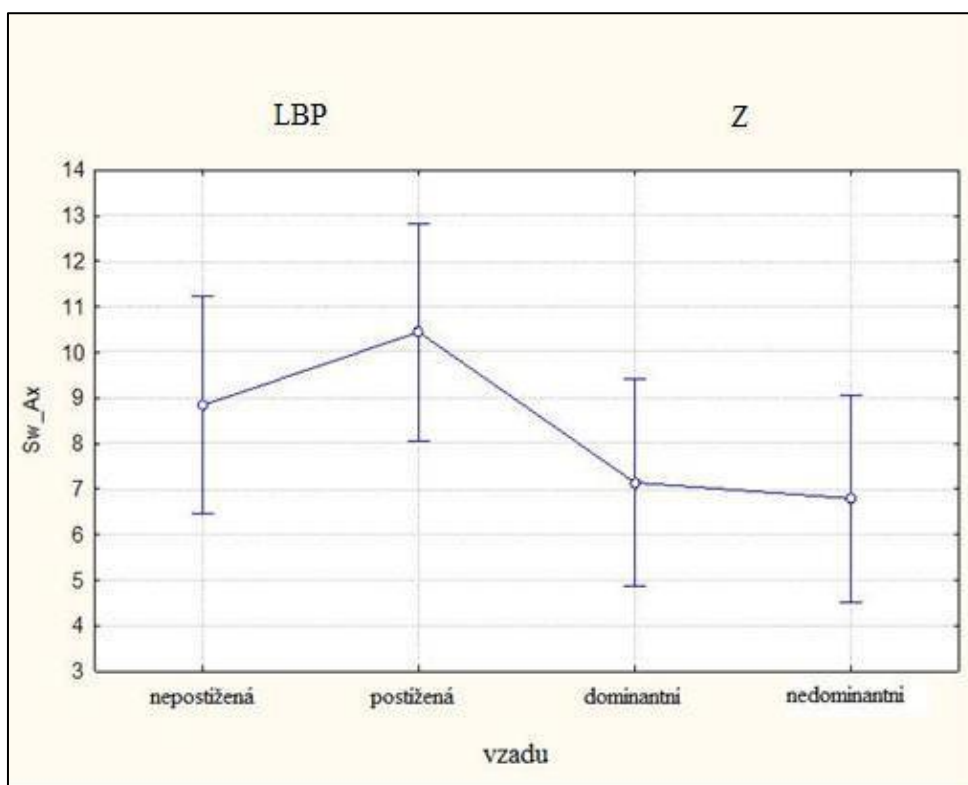
Při srovnání hodnot parametrů charakterizující posturální výchylky u skupiny LBP a kontrolní skupiny byl nalezen rozdíl na hladině statistické významnosti ($p < 0,05$) u parametru Sw_Ax (směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru) (viz Tabulka 4). Tento statisticky významný rozdíl byl nalezen při srovnání postižené končetiny s dominantní končetinou a postižené končetiny s nedominantní končetinou (viz Graf 2). U pacientů s kořenovým syndromem L₅ je směrodatná odchylka pohybu COP větší než u kontrolní skupiny a to především u postižené končetiny vzadu. U parametrů Sw_Ay a A_95 nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Tabulka 4. Hodnoty statistické významnosti u parametru Sw_Ax

Sw_Ax				
	LBP		Z	
Vzadu	nepostižená	postižená	dominantní	nedominantní
nepostižená		0,340236	0,303221	0,215225
postižená	0,340236		0,049161	0,030395
dominantní	0,303221	0,049161		0,825492
nedominantní	0,215225	0,030395	0,825492	

Legenda: Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, LBP – pacienti s kořenovým syndromem L₅, Z – kontrolní skupina

Graf 2. Srovnání směrodatných odchylek pohybu COP v mediolaterálním směru (Sw_Ax) u skupiny pacientů s kořenovým syndromem L₅ s kontrolní skupinou



Legenda: Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, LBP – pacienti s kořenovým syndromem L₅, Z – kontrolní skupina

5.2 Parametry charakterizující rychlost pohybu COP

Měřené parametry rychlosti pohybu COP (V_{Ax} , V_{Ay} , V_A) jsou rozděleny do dvou částí. První se zabývá rozdílem těchto parametrů u postižené končetiny vzadu ve srovnání s nepostiženou končetinou vzadu u skupiny LBP, druhá srovnáním parametrů skupiny LBP a kontrolní skupiny.

5.2.1 Srovnání postižené a nepostižené končetiny vzadu

K výše zmíněným parametrům je přidána hodnota „% vzadu“, která udává procentuální zatížení zadní končetiny.

Tabulka 5. Základní statistické charakteristiky u skupiny LBP s postiženou a nepostiženou končetinou vzadu

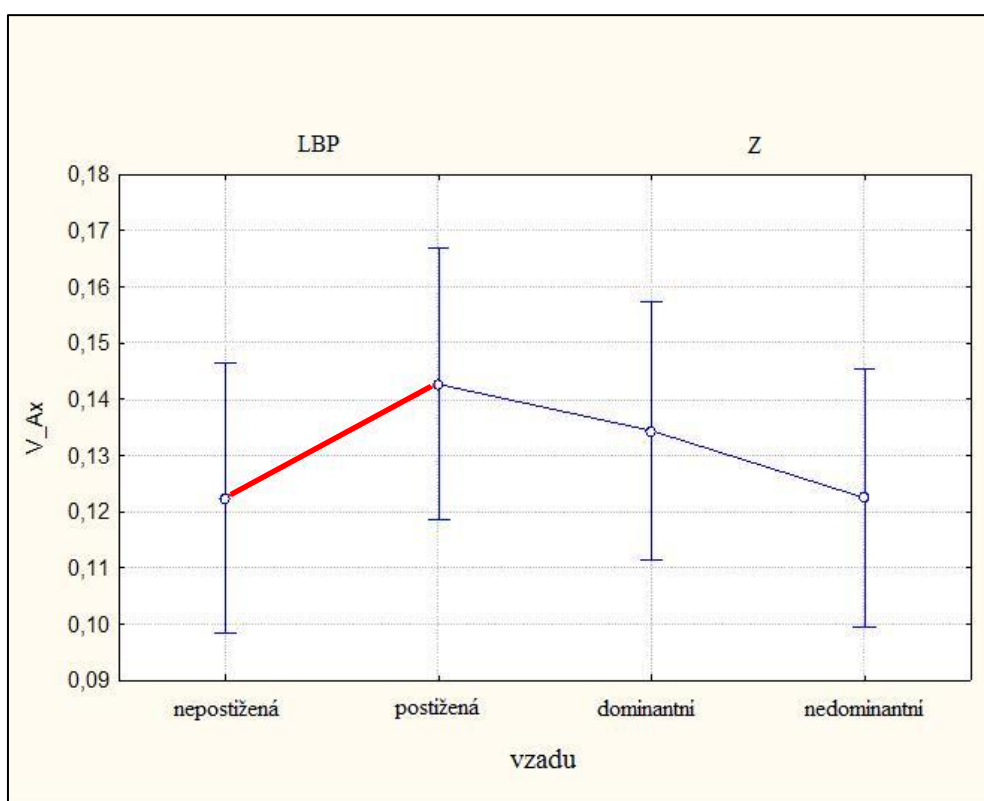
Skupina	LBP					
	Postižená			Nepostižená		
Parametry	N	Průměr	Sm. odch.	N	Průměr	Sm. odch.
V_{Ax}	10	0,1224	0,0334	10	0,1427	0,0573
V_{Ay}	10	0,0822	0,0129	10	0,0838	0,0186
V_A	10	0,1614	0,0336	10	0,1801	0,0532
% vzadu	10	59,8939	5,6466	10	58,0706	9,5462

Legenda: LBP – pacienti s kořenovým syndromem L5, N – počet, V_{Ax} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_{Ay} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V_A – celková rychlost pohybu COP, % vzadu – procentuální zatížení zadní končetiny

Při srovnání postižené a nepostižené končetiny vzadu byl nalezen největší, i když statisticky nevýznamný rozdíl u parametru V_{Ax} ($p=0,24$) (viz Graf 3). U postižené končetiny vzadu se objevuje větší rychlost pohybu COP než u nepostižené končetiny vzadu.

Při srovnání ostatních parametrů sledující rychlost pohybu COP (V_{Ay} a V_A) a procentuální zatížení vzadu (% vzadu) u postižené a nepostižené končetiny, nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Procentuální zatížení končetiny vzadu při srovnání postižené/nepostižené a dominantní/nedominantní je nejmenší, pokud je vzadu postižená končetina (LBP) a největší, pokud je vzadu dominantní končetina (Z). Rozdíl však není statisticky významný ($p=0,41$).

Graf 3. Srovnání rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru (V_{Ax}) u postižené a nepostižené končetiny vzadu



Legenda: červeně je označen rozdíl mezi postiženou a nepostiženou končetinou vzadu, LBP – pacienti s kořenovým syndromem L_5 , Z – kontrolní skupina, V_{Ax} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

5.2.2 Srovnání skupiny LBP a kontrolní skupiny

Tabulka 6. Základní statistické charakteristiky při srovnání LBP skupiny a kontrolní skupiny.

Skupina	LBP			Z		
	N	Průměr	Sm. odch.	N	Průměr	Sm. odch.
V_Ax	20	0,1326	0,0468	22	0,1284	0,0269
V_Ay	20	0,083	0,0156	22	0,1262	0,0442
V_A	20	0,1707	0,0444	22	0,2009	0,0359

Legenda: LBP – pacienti s kořenovým syndromem L₅, Z – kontrolní skupina, N – počet, V_Ax – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_Ay – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V_A – celková rychlost pohybu COP

Statisticky významný rozdíl při srovnání pacientů s kořenovým syndromem L₅ a kontrolní skupinou byl nalezen u parametrů rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru (V_Ay) (viz Tabulka 7) a u celkové rychlosti pohybu COP (V_A) (viz Tabulka 8).

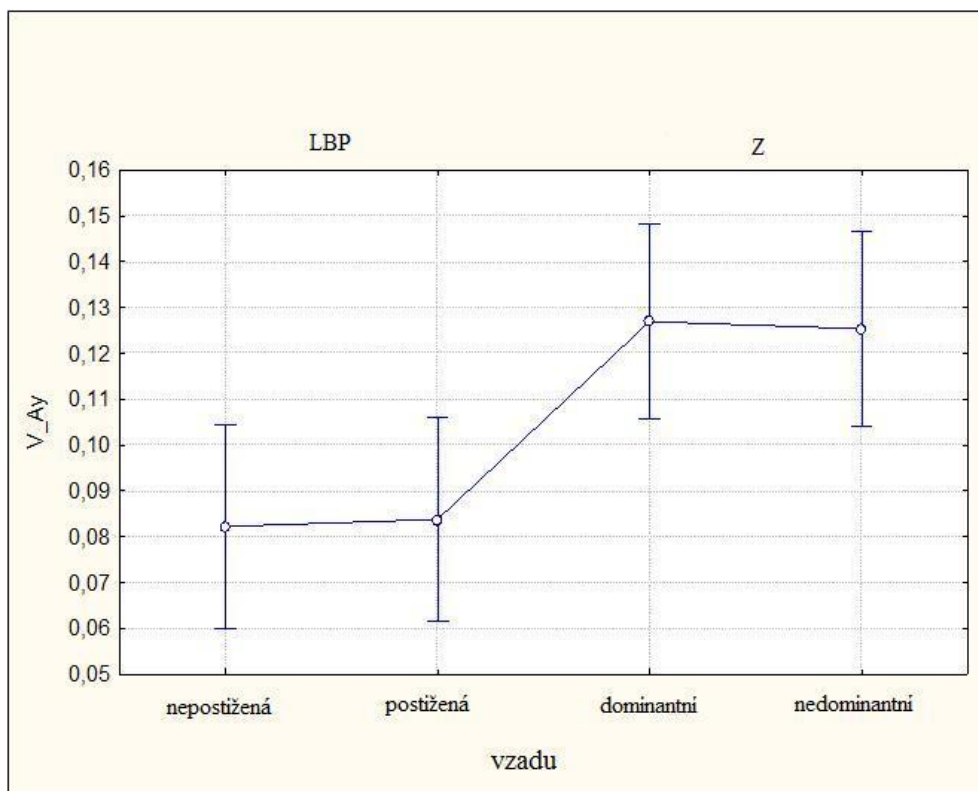
Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru (V_Ay) je u kontrolní skupiny vyšší než u skupiny pacientů s kořenovým syndromem L₅ (viz Graf 4). Stejně tak celková rychlost pohybu (V_A) je u této skupiny vyšší (viz Graf 5).

Statisticky významný rozdíl u parametru V_Ay byl nalezen při srovnání jak nepostížené končetiny s dominantní i nedominantní končetinou, tak postižené končetiny s dominantní i nedominantní končetinou. U parametru V_A byl statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) nalezen při srovnání nepostížené končetiny (LBP) s dominantní (Z) a při srovnání nepostížené končetiny (LBP) s nedominantní (Z) se rozdíl blížil hladině statistické významnosti ($p = 0,058$).

Tabulka 7. Hodnoty statistické významnosti u parametru V_Ay

V_Ay				
	LBP		Z	
Vzadu	nepostižená	postižená	dominantní	nedominantní
nepostižená		0,920630	0,005324	0,006998
postižená	0,920630		0,006957	0,009101
dominantní	0,005324	0,006957		0,914913
nedominantní	0,006998	0,009101	0,914913	

Graf 4. Srovnání rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru u skupiny pacientů s kořenovým syndromem L5 s kontrolní skupinou

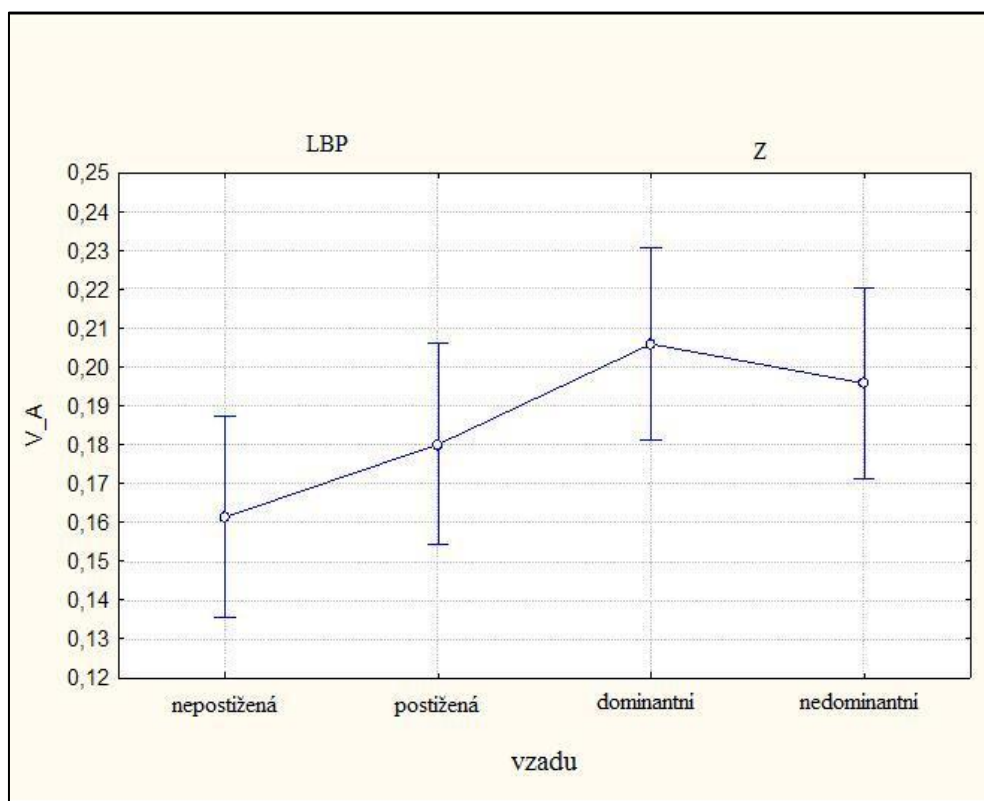


Legenda: LBP – pacienti s kořenovým syndromem L5, Z – kontrolní skupina, V_Ay – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru

Tabulka 8. Hodnoty statistické významnosti u parametru V_A

V_A				
	LBP		Z	
Vzadu	nepostižená	postižená	dominantní	nedominantní
nepostižená		0,306719	0,015916	0,058586
postižená	0,306719		0,151636	0,379319
dominantní	0,015916	0,151636		0,560114
nedominantní	0,058586	0,379319	0,560114	

Graf 5. Srovnání celkové rychlosti pohybu COP u skupiny pacientů s kořenovým syndromem L5 s kontrolní skupinou



Legenda: LBP – pacienti s kořenovým syndromem L5, Z – kontrolní skupina, V_A – celková rychlost pohybu COP

6 DISKUZE

Bipední stoj byl často chápán jako statická činnost, při které nedochází k žádné aktivní činnosti. Tuto teorii vyvrací několik autorů (Peterka, 2002; Vařeka, 2002a; Véle, 2006). Peterka (2002) udává, že stačí malá odchylka ze vzpřímené pozice působením gravitace a tělo je vystaveno destabilizačním silám, které musí být korigovány silami opačného charakteru. Véle (2006) popisuje stoj jako aktivní činnost, při které dochází k aktivaci všech svalů trupu, pánevního pletence a dolních končetin. Tím se mění konfigurace osového orgánu i dolních končetin. Ta se může projevit vadným držením těla, které není v poloze vleže nebo vsedě patrné. Stabilizace vzpřímeného držení závisí na schopnosti dynamického udržování stoje po delší dobu bez nápadných odchylek. Stabilní stoj by neměl být výrazněji ovlivněn vyřazením zrakové kontroly. V běžném stoji je stabilita ve směru anteroposteriorním nižší než stranová, což je dáno způsobem bipední lokomoce ve vertikále. Při tandemovém stoji je naopak nižší stabilita mediolaterální.

Lidé trpící vertebrogenními nemocemi mají narušenou souhru trupového svalstva a jeho neurální řízení, které může omezovat jak pohyby trupu, tak dolních končetin během posturálních situací (Mok et al., 2004). Proto se předpokládá, že je jejich stoj i chůze méně stabilní než u zdravých jedinců. Stabilitou stoje a chůze u lidí s bolestmi zad se zabývala řada odborných studií. Výsledky u většiny z nich prokázaly narušení stability ve stoji a při chůzi z důvodu existence vertebrogenních problémů. Tato práce je zaměřena na vliv kořenového syndromu L₅ na posturální stabilitu v tandemovém stoji, což je balančně náročnější forma stoje, která by mohla být pro posouzení stability citlivější. Důležitá je také skutečnost, že při kořenovém syndromu L₅ dochází k vyzařování bolesti po zevní straně stehna a je oslabena svalová síla abduktorů kyčelního kloubu. Tyto svaly mají funkci laterální stabilizace kyčelních kloubů, která je v tomto případě omezena. To se může projevovat zhoršenou mediolaterální stabilitou právě při tandemovém stoji.

Měřením tandemového stoje se zabývalo několik prací. Především šlo o testování rozdílů stability mezi mladšími jedinci a seniory, u kterých je stabilita obecně horší. Takovéto měření vede k posouzení situace daného jedince, u kterého je pak možnost preventivně zasáhnout především z hlediska rizik pádů. Výsledky studií zabývající se touto problematikou (Butler et al., 2009; Hicks et al., 2005; Spears et al., 1998) jednoznačně ukazují, že rozdíly mezi mladými lidmi a seniory jsou statisticky významné ($p < 0,001$), a to jak v tandemovém stoji s otevřenými očima, tak především s očima zavřenými, kdy 48 %

seniorů nebylo schopno tento stoj zrealizovat. Hicks et al. (2005) ve své rozsáhlé studii zahrnující 3075 probandů ve věku 70 – 79 let sledovali souvislosti mezi svalovým oslabením (ztenčením svalu) a zhoršenou stabilitou pomocí magnetické rezonance. Měřeny byly svaly – extenzory bederní páteře, laterální břišní svaly a m. rectus abdominis a testy hodnotící stabilitu – sed na židli, semi- tandemový stoj, tandemový stoj a stoj na jedné noze. Výsledky ukázaly, že ztenčení měřených svalů má vliv na snížení stability u seniorů. Autoři však také upozorňují na pozitivní korelaci mezi sníženou stabilitou a LBP (low back pain) syndromem. Probandi trpící tímto syndromem vykazovali statisticky významný rozdíl ve zhoršení stability při měřených testech a ve ztenčení svalů oproti zdravým seniorům. Naskytuje se však otázka, zda oslabení trupového svalstva může vést ke vzniku LBP syndromu, nebo zda tento syndrom způsobí snížení pohybové aktivity, která vede k oslabení trupových svalů.

Tato diplomová práce se zabývá výzkumem parametrů charakterizujících posturální stabilitu při tandemovém stoji u osob s kořenovým syndromem L₅. Pro porovnání hodnot byla měřena kontrolní skupina osob bez afekcí na muskuloskeletálním systému či neurologického deficitu. Pro měření byly využity silové plošiny Kistler, detekující reakční sílu podložky. Byla zaznamenána rychlost a trajektorie pohybu COP. Pro každou končetinu byla určena jedna silová plošina, takže byly získány výsledky pro každou končetinu zvlášť i celkově a mohla být porovnána celková posturální kontrola stoje i jednotlivých končetin mezi sebou.

Parametry charakterizující posturální výchyly

Bylo zjištěno, že existují rozdíly mezi parametry charakterizujícími posturální výchyly (směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru a plocha konfidenční elipsy) u pacientů s kořenovým syndromem L₅ a kontrolní skupinou. Statisticky významný rozdíl byl nalezen u směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru (Sw_Ax), u ostatních parametrů byly rozdíly statisticky nevýznamné. To by mohlo vypovídat o zmiňované zhoršené laterální stabilizaci abduktory kyčelních kloubů, které bývají u kořenového syndromu L₅ postiženy. Statistická nevýznamnost anteroposteriorní výchyly poukazuje na to, že při tandemovém stoji, je anteroposteriorní stabilita zajištěna pozicí dolních končetin za sebou, což chybí u normálního stoje, kde je tato stabilita horší.

Studie Brumange et al. (2007) hodnotila změny pohybu COP u lidí s LBP a kontrolní skupiny. Testován byl bipední stoj s otevřenými a zavřenými očima. Výchyly pohybu COP nebyly statisticky významné při srovnání obou skupin při otevřených očích. Významné rozdíly mezi skupinami byly nalezeny pouze při stoji se zavřenými očima. Autoři také uvádějí, že u skupiny LBP bylo COP posunuto více anteriorně než u skupiny zdravých, což nekoresponduje se studií Mientjes a Frank (1999), která tvrdí, že u LBP probandů bylo oproti zdravým COP posunuto posteriorně. Tento rozdíl v měření může být způsoben rozdílnou velikostí skupin a věkem účastníků v obou studiích. V práci Brumange et al. (2007) bylo změřeno 56 probandů trpící LBP v průměrném věku $22,7 \pm 1,1$ a 33 zdravých probandů o průměrném věku $23,2 \pm 1,2$, kdežto Mientjes a Frank (1999) využili 8 probandů s LBP a 8 zdravých v průměrném věku $38,4 \pm 12,5$. Také časový rozdíl osmi let mezi provedením obou studií, během kterého došlo ke zdokonalení techniky, může hrát důležitou roli. Mann et al. (2010) se ve své studii také zabývali výchyly pohybu COP při stoji, a to u mladých žen s LBP. Výsledky ukázali, že v porovnání s kontrolní skupinou mají ženy s LBP výrazně větší odchylky v pohybu COP ($p < 0,01$) jak v anteroposteriorním, tak v mediolaterálním směru, a to při měření s otevřenými i zavřenými očima.

V této práci byl také srovnán rozdíl parametrů posturální výchyly při tandemovém stoji mezi postiženou a nepostiženou končetinou v poloze vzadu. U všech parametrů nebyly rozdíly statisticky významné. Nejbližší hladině statistické významnosti ($p = 0,34$) byla směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru (Sw_{Ax}), kdy u postižené končetiny byly nalezeny vyšší hodnoty. To může být způsobeno tím, že v momentě měření měla většina probandů trpící kořenovým syndromem L5 více či méně stabilizovaný stav a žádný z nich se nenacházel v akutním stádiu. Proto již mohlo dojít ke kompenzaci rozdílů mezi postiženou a nepostiženou končetinou z hlediska stability. V diplomové práci podobného charakteru, ve které se měřil běžný stoj a stoj o úzké bázi u pacientů s kořenovým syndromem L5 (Filipiová, 2011), byl také nalezen pouze statisticky nevýznamný rozdíl u parametrů charakterizujících posturální výchyly mezi postiženou a nepostiženou končetinou, kdy u postižené končetiny byly nalezeny vyšší hodnoty.

Parametry charakterizující rychlost pohybu COP

Měřením bylo dokázáno, že existují určité rozdíly u parametrů charakterizujících rychlost pohybu COP (rychlost pohybu COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, celková rychlost pohybu COP) u pacientů s kořenovým syndromem L₅ (LBP) a kontrolní skupinou. Statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$) byl nalezen u rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru (V_{Ay}), a to ve srovnání postižené končetiny (LBP) vzadu s dominantní i nedominantní končetinou (Z) a nepostižené končetiny (LBP) vzadu s dominantní i nedominantní končetinou (Z). Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru byla vyšší u kontrolní skupiny. Cílem práce nebylo hodnotit parametry v anteroposteriorním směru, přesto se však nabízí otázka, proč je u kontrolní skupiny rychlost COP v tomto směru vyšší.

Větší rychlost pohybu COP značí menší stabilitu v daném směru. Runge et al. (1999) a Vařeka (2002b) ve svých pracích uvádějí, že za mediolaterální stabilitu je zodpovědná z velké části kyčelní strategie a za anteroposteriorní strategie kotníková. Pokud je u skupiny LBP zhoršená mediolaterální stabilita a tím omezena kyčelní strategie, může být kompenzována větším využitím a tím zlepšením anteroposteriorní stability přes kotníkovou strategii. Ta se pak ve výsledcích z hlediska rychlosti pohybu COP jeví lepší u skupiny LBP než u kontrolní skupiny. Podobné výsledky se nacházejí ve studii Lafond et al. (2009), která sledovala změny v posturální stabilitě při dlouhodobém stoji u pacientů s LBP syndromem. Podle nich je rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru vyšší u skupiny zdravých probandů než u pacientů s LBP. To se však týká dlouhodobého normálního stoje (30 minut), tandemový stoj měřen nebyl.

Podle studie Kuo a Zajac (1993) používají zdraví lidé kyčelní strategii mnohem více než kotníkovou a z prací Brumange et al. (2007) a Mok et al. (2004) vyplývá, že osoby s LBP syndromem používají kyčelní strategii k zlepšení stability mnohem méně než zdraví lidé. K tomu se přiklánějí i rozdíly v měření rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru (V_{Ax}) v této diplomové práci, které sice nejsou na hladině statistické významnosti, ale ukazují, že tato rychlost pohybu COP je u kontrolní skupiny nižší než u skupiny LBP.

Na druhou stranu menší rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru může být výsledkem větší rigidity při stoji u probandů ze skupiny LBP, která je kompenzací

nefunkční svalové stabilizační složky daných segmentů. Nevýhodou je neschopnost rychle reagovat na změnu polohy COP. To by mohl potvrdit výzkum Henry et al. (2006), ve kterém byla měřena posturální stabilita ve stoji ve ztížených posturálních situacích na pohyblivých platformách, u skupiny LBP a zdravých jedinců. Při pohybech prováděných ve frontální rovině, ovlivňující anteroposteriorní stabilitu, byla u skupiny LBP naměřena snížená a zpomalená odezva pohybu COP.

Při srovnání rozdílů rychlosti pohybu COP při tandemovém stoji mezi postiženou a nepostiženou končetinou v poloze vzadu u skupiny LBP nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly. Nejbližše hladině statistické významnosti ($p=0,24$) se nacházel rozdíl rychlostí pohybu COP v mediolaterálním směru (V_{Ax}), kdy u postižené končetiny byly naměřeny vyšší hodnoty než u končetiny nepostižené. To odpovídá teorii o zhoršené mediolaterální stabilitě z důvodu nedostatečné stabilizační funkce svalů kyčelního kloubu na postižené straně.

Z výsledků vyplývá, že výhřez meziobratlové ploténky a k němu přidružený kořenový syndrom L_5 ovlivňuje posturální stabilitu osob jím postižených. V této práci byl využit tandemový stoj, na jednu stranu poloha specifická, ukazující i drobné výchylky v posturálním zajištění, na druhou stranu stále více či méně statická poloha, která mohla být pro probandy relativně jednoduchá. Ke zvýšení statistické významnosti a reliability měření by bylo dobré věnovat pozornost i hodnocení stability v náročnějších posturálních podmínkách, například jako studie Henry et al. (2006), ve které bylo provedeno měření na pohyblivých platformách, jak bylo uvedeno výše. Dále by měření mohlo být doplněno o analýzu chůze, která je z posturálního hlediska důležitým aspektem. Existuje řada studií zabývajících se změnami chůze u osob s LBP syndromem, například Arent- Nielsen et al. (1995), Huang et al. (2011) a další.

Výsledky měření jsou závislé na řadě faktorů. V této práci by mohl měření ovlivnit aktuální stav probandů LBP skupiny, kteří nebyli v akutním stádiu postižení, netrpěli akutní bolestí a většina z nich podstoupila rehabilitační péči. Vyšetření pacientů v akutní fázi výhřezu ploténky způsobující kořenový syndrom L_5 by mohlo přinést odlišnější naměřené hodnoty. Výsledky výzkumu mohly být také ovlivněny tím, že většina probandů prodělala v minulosti úraz na muskuloskeletálním systému. Tyto úrazy však byly staršího data a menšího rozsahu bez následků do současnosti, proto nebyl důvod k jejich vyloučení ze studie.

Podle naměřených výsledků by se měl z fyzioterapeutického hlediska v terapii pacientů s kořenovým syndromem L₅ klást důraz na ovlivnění stability celého těla nejen segmentů páteře. Důležité je především ovlivnění mediolaterální složky stability, neboť ta se ve stoji jeví jako snížená. Samozřejmě pokud je stabilita horší ve stoji, bude se předpokládat, že i v ostatních polohách a při chůzi bude ovlivněna. Terapie by proto měla být mimo jiné zaměřena na zlepšení stabilizační funkce svalů kyčelního kloubu a jejich správnou souhru.

Celková analýza stoje a chůze by mohla být do budoucna součástí komplexního vyšetření osob, u kterých se vyskytuje porucha posturální stability z různých důvodů, což by přispělo nejen k získání lepších a podrobnějších výsledků, ale i ke zkvalitnění následné péče u konkrétního pacienta. Vyšetření je však finančně a časově velmi náročné, pro uskutečnění měření je zapotřebí moderních přístrojů a laboratoře s velkými prostory. Proto je nemožné toto měření aplikovat v běžné denní praxi.

7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda se liší posturální stabilita v tandemovém stoji u osob s kořenovým syndromem L₅ ve srovnání se zdravou populací. Byly srovnány výsledky naměřené na silových plošinách Kistler. Porovnávány byly rozdíly mezi skupinou osob s kořenovým syndromem L₅ a kontrolní skupinou a rozdíly mezi postiženou a nepostiženou končetinou v poloze vzadu u skupiny s kořenovým syndromem L₅. Byly sledovány velikosti posturálních výchylek COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru a rychlost pohybu COP. Hodnoty byly naměřeny pro každou končetinu zvlášť i pro obě končetiny společně.

Výsledky ukázaly, že existují rozdíly při srovnání skupiny s kořenovým syndromem L₅ (LBP) s kontrolní skupinou, i při srovnání postižené a nepostižené končetiny v poloze vzadu. Rozdíly mezi LBP skupinou a kontrolní skupinou byly zejména v posturálních výchylkách COP v mediolaterálním směru, kdy u skupiny LBP byly hodnoty významně vyšší. Výsledky zjištěné pro parametry týkající se rychlosti pohybu COP nebyly jednoznačné.

Rozdíly mezi postiženou a nepostiženou končetinou vzadu byly nalezeny v posturálních výchylkách COP v mediolaterálním směru a u rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru, kdy hodnoty pro postiženou končetinu vzadu byly vyšší, avšak nebyly statisticky významné.

Výsledky ukazují, že výhřez ploténky způsobující kořenový syndrom L₅ ovlivňuje posturální stabilitu, především její mediolaterální složku při tandemovém stoji. Z výsledků také vyplývá, že kompenzační schopnosti organismu mohou hrát důležitou roli při zajišťování stability.

8 SOUHRN

V rámci diplomové práce byly měřeny parametry charakterizující posturální stabilitu u skupiny osob s kořenovým syndromem L₅ (LBP) a u kontrolní skupiny zdravých lidí.

Teoretická část pojednává o funkční anatomii a kineziologii bederní páteře, zaměřené na stabilizační systém, o posturální stabilitě z biomechanického hlediska a o vertebrogenním onemocnění zaměřeném na výhřezy meziobratlové ploténky a jejich projevy.

Ve výzkumné části diplomové práce byla provedena analýza stoje pomocí silových plošin Kistler, kde byl sledován tandemový stoj a jeho vliv na posturální stabilitu, především jeho mediolaterální složka. Zkoumaný soubor tvořila skupina 10 pacientů s kořenovým syndromem L₅ (6 mužů, 4 ženy) v průměrném věku 41 ± 8 let a kontrolní skupina zdravých lidí (6 mužů, 5 žen) v průměrném věku 40 ± 9 let. Měření, zpracování a vyhodnocení získaných dat probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Cílem práce bylo posoudit rozdíly v posturální stabilitě u osob s kořenovým syndromem L₅ oproti zdravé populaci a rozdíly mezi postiženou a nepostiženou končetinou u skupiny pacientů. Výsledky měření ukazují, že některé parametry charakterizující COP dosahují u pacientů jiných hodnot než u kontrolní skupiny. Parametry charakterizující posturální výchylky pohybu COP v mediolaterálním směru byly u skupiny LBP významně vyšší než u kontrolní skupiny. Parametry sledující rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru byly naopak významně vyšší u kontrolní skupiny ve srovnání se skupinou LBP. Při srovnání postižené a nepostižené končetiny v poloze vzadu u skupiny LBP nebyly nalezeny výrazné rozdíly v posturálních výchylkách pohybu COP ani v rychlosti pohybu COP.

Pacienti s kořenovým syndromem L₅, kteří se studie zúčastnili, dosahovali při měření dobrých výsledků; nedocházelo ke ztrátě posturální stability. Přesto, že rozdíly mezi skupinami nebyly velké, lze z výsledků usuzovat, že posturální stabilita je při výhřezu ploténky způsobující kořenový syndrom L₅ ovlivněna.

9 SUMMARY

Parameters characterizing postural stability were measured in a group of patients with the L₅ nerve root syndrome (LBP) and in a control group of healthy volunteers.

The Theoretical part describes lumbar spine functional anatomy and kinesiology with focus on the stabilization system, postural stability from the biomechanical aspect, and the vertebrogenic disease with focus on intervertebral disc prolapse and its manifestations.

The Research part of this Thesis describes stand analysis performed by means of Kistler force platforms, examining the tandem stand and its effect on postural stability, particularly its mediolateral component. The test group comprised 10 patients (6 males, 4 females, mean age 41 ± 8) with the L₅ nerve root syndrome. The results were compared to those in a control group of 11 healthy individuals (6 males, 5 females, mean age 40 ± 9). The measurements, data processing and evaluation were performed at the Center for Kinanthropology Research, Faculty of Physical Culture, Palacký University in Olomouc.

The objective of this work was to assess differences in postural stability between patients with the L₅ nerve root syndrome and healthy individuals and differences between the affected and unaffected limbs in the patient group. The results of measurement revealed differences in some parameters describing the COP between the patient group and the control group. The parameters describing postural deflection of COP motion in the mediolateral direction were significantly higher in the LBP group than in the control group. On the contrary, the parameters describing the COP motion velocity in the mediolateral direction were lower in the LBP group than in the control group. No appreciable differences in the COP motion deflections or in the COP motion velocity were found between the affected and unaffected limbs in the rear position in the LBP group.

The patients with the L₅ nerve root syndrome in the group examined attained good results during the measurements. No postural stability loss took place. Although the differences between the 2 groups were not substantial, it can be concluded that postural stability is affected in people with disc prolapse causing the L₅ nerve root syndrome.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie*. Praha: Galén.
- Arent-Nielsen, L., Graven-Nielsen, T., Svarrer, H., & Svensson, P. (1995). The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical experimental study. *Pain*, 64, 231-240.
- Baldwin, N. G. (2002). Lumbar disc disease: the natural history. *Neurosurgical Focus*, 13(2), 1-4.
- Barker, K. L., Shamley, D. R., & Jackson, D. (2004). Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patient with unilateral back pain. *Spine*, 29(22), E515-E519.
- Barr, K. P., Griggs, M., & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: Core concepts and current literature, part 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84, 473-480.
- Bednařík, J., Ambler, Z., Růžička, E. & kolektiv (2010). Vertebrogenní onemocnění. *Klinická neurologie: část speciální II*, 1065-1103. Praha: Triton.
- Brumange, S., Janssens, L., Janssens, E., & Goddyn, L. (2008). Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. *Gait & Posture*, 28, 657-662.
- Butler, A. A., Menant, J. C., Tiedemann, A. C., & Lord, S. R. (2009). Age and gender differences in seven tests of functional mobility. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(31), 1-9.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada publishing.
- Dvořák, R., & Holibka, V. (2006). Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 55-61.
- Dvořák, R., & Vařeka, I. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 33-37.
- Dylevský, I. (2009a). Kineziologie osového orgánu, *Kineziologie*, 119-141. Praha: Triton.
- Dylevský, I. (2009b). Axiální systém, *Speciální kineziologie*, 69-98. Praha: Grada publishing.
- Filipiová, E. (2011). *Hodnocení posturální stability u osob s kořenovým syndromem L5*, diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

- Henry, S. H., Hitt, J. R., Jones, S. L., & Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics*, 21, 881-892.
- Heylings, D. (1978). Supraspinous and interspinous ligaments of the human lumbar spine. *Journal of Anatomy*, 125(1), 127- 131.
- Hicks, G. E., Simonsick, E. M., Harris, T. B., Newman, A. B., Weiner, D. K., Nevitt, M. A., & Tylavsky F. A. (2005). Cross – sectional associations between trunk muscle composition, back pain, and physical function in the health, aging and body composition study. *Journal of Gerontology*, 60(7), 882-887.
- Hides, J., Richardson, C., & Jull, G. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first – episode low back pain [Abstract]. *Spine*, 21, 2763-2769.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis [Abstract]. *Spine*, 21(22), 2640-2650.
- Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2000). Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *Journal of Physiology*, 522, 165-175.
- Huang, Y. P., Bruijn, S. M., Lin, J. H., Meijer, O. G., Wu, W. H., Abbasi-Bafghi, H., Lin, X. C., & Dieën van, J. H. (2011). Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *European Spine Journal*, 20, 491-499.
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kapandji, I. A. (2008). *The physiology of the joints: volume 3 The trunk and the vertebral column*. USA: Churchill Livingstone.
- Kasík, J. (2002). *Vertebrogenní kořenové syndromy*. Praha: Grada.
- Káš, S., Ambler, Z., Drábek, P., Kalvach, P., & Zouhar, A. (1993). *Neurologie pro praktické lékaře*. Praha: Scientia Medica.
- Kolar, P., Sulc, J., Kyncl, M., Sanda, J., Neuwirth, J., Bokarius, A. V., Kriz, J., & Kobesova, A. (2010). Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology*, 109, 1064-1071.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 155-170.

- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3-17.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270-275.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kuo, A. D., & Zajac, F. E. (1993). Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Progress in Brain Research*, 97, 349-358.
- Lafond, D., Champagne, A., Descarreaux, M., Dubois, J. D., Prado, J. M., Duarte, M. (2009). Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait & Posture*, 29, 421-427.
- Lederman, E. (2008). Mýty o stabilizačním systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 63-73.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99-104.
- Liebenson, C. (2007). *Rehabilitation of the spine: A practitioner's manual*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Mann, L., Kleinpaul, J. F., Moro, A. R. P., Mota, C. B., Carpes, F. P. (2010). Effect of low back pain on postural stability in younger women: Influence of visual deprivation. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 14, 361-366.
- Masani, K., Vette, A. H., Kouzaki, M., Kanehisa, H., Fukunaga, T., & Popovic, M. R. (2007). Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neuroscience Letters*, 422(3), 202-206.
- McGill, S. (2007). *Low back disorders: evidence – based prevention and rehabilitation*. Champaign, IL: Human kinetics.
- Mečíř, P. (2006). Radikulární a pseudoradikulární bolesti dolních končetin – praktické zkušenosti z diagnostiky a léčby. *Medicína pro praxi*, 5, 236-240.
- Mientjes, M. I. V., & Frank, J. S. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics*, 14, 710- 716.
- Miller, J. A., Schmatz, C., & Schultz, A. B. (1988). Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine*, 13(2), 173-178.

- Mok, N. W., Brauer, S. G., & Hodges, P. W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*, 29(6), 107-112.
- Muto, M., Ambrosiano, G., Guarnieri, G., Capobianco, E., Piccolo, G., Annunziata, G., & Rotondo, A. (2008). Low back pain and sciatica: treatment with intradiscal – intraforaminal O2 – O3 injection. Our experience. *La Radiologica Medica*, 113, 695-706.
- Nachemson, A., & Morris, J. M. (1964). In vivo measurements of intradiscal pressure. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46, 1077- 1092.
- Natarajan, R. N., & Andersson, G. B. J. (1999). The influence of lumbar disc height and cross – sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine*, 24(18), 1873-1881.
- Nekula, J., & Krobot, A. (2001). Degenerativní změny páteře – význam rentgenových snímků pro klinika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 51-56.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Paajanen, H., Erkontalo, M., Kuusela, T., Dahlstrom, S., & Kormano, M. (1989). Magnetic resonance study of disc degeneration in young low – back pain patients [Abstract]. *Spine*, 14(9), 982-985.
- Paleček, T., & Lipina, R. (2004). Bolesti bederní páteře degenerativního původu – low back pain syndrom. *Interní medicína pro praxi*, 3, 115-118.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097- 1118.
- Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie pro rehabilitaci*. Praha: Grada.
- Richardson, C. A., Snijders, Ch. J., Hides, J. A., Damen, L., Pas, M. S., & Storm, J. (2002). The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine*, 27(4), 399-405.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80-84.
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, 10, 161-170.

- Sapsford, R. R. (2004). Rehabilitation of pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization. *Manual Therapy, 9*, 3-12.
- Sapsford, R. R., Hodges, P. W., Richardson, C. A., Cooper, D. H., Markwell, S. J., & Jull, G. A. (2001). Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. *Neurourology and Urodynamics, 20*, 31-42.
- Sipko, T., Janicki, K., Barczyk, K., & Demczuk- Wlodarczyk, E. (2006). Pseudoradicular symptoms in patients exhibiting the lumbar spinal disc disease [Abstract]. *Ortopedia traumatologia rehabilitacja, 8(6)*, 663-671.
- Skalka, P. (2002). Možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence. *Urologie pro praxi, 3*, 94-100.
- Speers, R. A., Ashton-Miller, J. A., Schultz, A. B., & Alexander, N. B. (1998). Age differences in abilities to perform tandem stand and walk tasks of graded difficulty. *Gait & Posture, 7*, 207-213.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3*, 112-124.
- Suchomel, T., & Lysický, D. (2004). Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Dokumenty KFA*, retrieved from world wide web: www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/prezentace/trenink_stabilizace.pdf
- Štětkářová, I. (2007). Bolesti zad. *Ambulantná terapia, 5(1)*, 40-43.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část): terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4*, 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část): řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4*, 122-129.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Volpe, R. della, Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., & Rossi, A. (2005). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture, 24*, 349-355.
- Vrba, I. (2010). Některé příčiny bolestí dolních zad a jejich léčba. *Neurologia pre prax, 11(3)*, 179-184.
- Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., & Engin, A. E. (2000). Viscoelastic finite – element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. *Spine, 25(3)*, 310-318.

- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: J. B. Lippincot company.
- Williams, M., Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V., & Harris, M. (2000). Multifidus spasms elicited by prolonged lumbar flexion. *Spine*, 25(22), 2916-2924.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Skupina pacientů L₅, vyšetření, 1. část.

Tabulky v této příloze jsou převzaty z diplomové práce (Filipiová, 2011).

Proband číslo	Lateralita	Výchřez	Věk	Onemocnění pohybového aparátu	Porucha čítí	Oslabení svalové	Fascikulace
1	pravá	vlevo	52	gonartróza bilat.	ne	ne	ne
2	pravá	vpravo	36	úraz Lp 2004	ne	ne	ne
3	pravá	bilat.	50	ne	parestezie, dysestezie	ne	ano, bilat.
4	pravá	vpravo	36	v pubertě distorze hlezenních kloubů bilat.	hypestezie	ne	ne
5	pravá	vlevo	43	úraz Th p.	ne	DF vlevo oslab.	ano, bilat.
6	pravá	vpravo	55	v dětství distorze kotníků, fraktura v oblasti ramene-Desault, dávno	porucha grafestezie	DF vpravo oslab.	ne
7	pravá	vpravo	42	2006 distorze hlezenního kloubu	ne	DF, extenze	ne
8	pravá	vlevo	28	distorze L hlezenního kloubu na ZŠ	ne	EX palce vlevo	ne
9	levá	vlevo	42	distenze LCM	vloni parestezie, 50% grafestezie	ne	loni
10	pravá	levá	34	distorze P hlezenního kl. před 10 lety	dysestezie, grafestezie vlevo	ne	ne

Skupina pacientů L5, vyšetření, 2. část.

Proband č.	Vyzařování bolesti	Bragardova zkouška	Dejeraine-Frazierův	Hmotnost	Výška	Postavení pánve	SI kloub
1	stehno	pozit.	negat.	68	165	norma	volné
2	pravý SI kloub	negat.	negat.	76	185	norma	blok vlevo
3	stehno, lýtko bilat.	pozit.	pozit.	76	175	norma	volné
4	nyní ne	pozit.	pozit.	68	174	anteverze	volné
5	stehno, lýtko, noha	pozit.	negat.	83	170	norma	volné
6	stehno	pozit.	pozit.	92		anteverze	nelze, bolest
7	ne	negat.	negat.	86	179	norma	volné
8	stehno, lýtko	pozit.	negat.	112	184	norma	volné
9	stehno	negat.	negat.		178	anteverze	volné
10	stehno, lýtko	negat.	negat.	60	173	R vpravo vpřed	blok vlevo

Skupina pacientů L5, vyšetření, 3. část.

Proband č.	Konfigurace páteře	Schober	Stibor	Thomayer	Lateroflexe	Test flexe kyčle	Brániční test
1	hyperlordóza Lp	5	7	15	P 16, L 14	negat.	pozit.
2	aplanace křivek	13	7	nevyš.	P 19, L 19	pozit.	negat.
3	norma	4	8	nevyš.	P 17, L 17	negat.	negat.
4	aplanace křivek	2	5,5	33	P 15, L 18	negat.	negat.
5	hyperlordóza Lp	5	8	4	P 23, L 22	negat.	negat.
6	hyperlordóza Lp, hyperkyfóza Thp	2	4	53	P 9, L 15	pozit.	pozit. vlevo
7	aplanace křivek	5	11	1	P 23, L 24	pozit. vpravo	negat.
8	aplanace křivek	8	8	nevyš.	P 24, L 30	negat.	negat.
9	aplanace Thp	4	8	11	P 16, L 14	pozit. vlevo	negat.
10	aplanace křivek	4	6	20	P 17, L 18	negat.	negat.

Příloha 2. Kontrolní skupina, vyšetření, 1. část.

Tabulky v této příloze jsou částečně převzaty z diplomové práce (Filipiová, 2011).

Proband č.	Lateralita	Věk	Onemocnění pohybového aparátu	Hmotnost	Výška	Postavení pánve	SI kloub
1	pravá	51	P kotník 2004	62	166	zešíkmení vpravo níž	volné
2	pravá	50	naražená páteř po pádu, skolióza	55	161	norma	volné
3	pravá	45	-	69	165	norma	volné
4	pravá	30	bol. KYK před 7 lety	71	181	norma	volné
5	pravá	30	zl. P clavicyly, dříve	75	169	norma	volné
6	pravá	46	kotník před 5 lety	66	170	norma	volné
7	pravá	48	-	56	168	rotace vpravo vpřed	blok vpravo
8	pravá	26	-	87	183	norma	volné
9	pravá	37	distorze kotníku, před 10 lety	85	179	norma	volné
10	pravá	28	bolest zad svalového původu, před 2 lety	92	187	norma	volné
11	pravá	37	-	92	186	norma	volné

Kontrolní skupina, vyšetření, 2. část.

Proband č.	Konfigurace páteře	Schober	Stibor	Thomayer	Lateroflexe	Test flexe kyčle	Brániční test
1	norma	4	10	-5	P 22, L 22	negat.	negat.
2	hyperlordóza Lp	6	9	-10	P 14, L 15	pozit.	negat.
3	aplanace Thp	6	16	0	P 22, L 23	pozit. vpravo	negat.
4	hyperkyfóza Th	5	8,5	+9	P 21, L 24	pozit.	negat.
5	norma					negat.	negat.
6	norma	5	8	0	P 21, L 21	negat.	negat.
7	hyperlordóza Lp	6	6	-2	P 20, L 19	negat.	negat.
8	hyperlordóza Lp	5	12	0	P 28, L 28	negat.	negat.
9	hyperlordóza Lp	5	8	+13	P 21, L 20	negat.	negat.
10	norma	6	10	-1	P 22, L 22	negat.	negat.
11	hyperlordóza Lp, hyperkyfóza Thp	6	9	+16	P 15, L 16	negat.	negat.