

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

Fakulta tělesné kultury



DIPLOMOVÁ PRÁCE

2012

Kamil Fiala

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ POSTURÁLNÍCH STRATEGIÍ U OSOB S VÝHŘEZEM
MEZIOBRATLOVÉ PLOTÉNKY L4

Autor: Kamil Fiala

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

Olomouc 2012

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Kamil Fiala
Název diplomové práce: Hodnocení posturálních strategií u osob s výhřezem meziobratlové ploténky L4
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt: Udržování vzpřímeného stoje, neboli posturální stability je u každého člověka charakteristické, ale u každého jsou zachovány obecné platné strategie. Cílem této práce bylo porovnat kinematické parametry u skupiny jedinců s výhřezlou meziobratlovou ploténkou L4 a skupiny zdravých jedinců při různých typech stoje. K porovnání parametrů byla použita 3D kinematická analýza s využitím systému Vicon MX. Tento systém sledoval pohyb ve vybraných bodech a to zejména pohyb v hlezenním kloubu, v kyčelním kloubu a trupu. Díky synchronizaci se silovými plošinami jsme mohli určit také posturální výchylky odvozené z pohybu počátku reakční síly podložky u osob s výhřezem i u osob zdravých. Na základě našich výsledků jsme našli statisticky významný rozdíl zejména v pohybu ve směru osy x (mediolaterální pohyb) u kotníku a trupu u všech srovnávaných variant, kterými bylo srovnání postižené končetiny u pacientů s kořenovým syndromem a dominantní končetiny kontrolní skupiny, postižené končetiny pacientů s nedominantní končetinou kontrolní skupiny, nepostižené končetiny s dominantní a nepostižené s nedominantní končetinou u kontrolní skupiny.

Klíčová slova: stoj, rovnováha, low back pain, výhřez ploténky, posturální strategie.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Kamil Fiala

Title of the master thesis: Evaluation of postural strategies in patients with prolapsed intervertebral disc L4

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2012

Abstract: Maintenance of the upright posture, or postural stability, is different for every human being, but there are strategies generally applicable to all people. The aim of the thesis was to compare kinematic parameters of the group of people with L2 disc prolapse, and the group of healthy people with different types of standing position. The 3D kinematic analysis using the Vicon MX system was applied to comparison of the parameters. The system monitored movement in certain points, especially movement in ankle joint, hip joint and thorax. Due to the synchronisation with force platform we were able to determine standard deviation for healthy and ill people. On the basis of our results we found statistically significant differences, especially in movement along in the sagittal plane of ankle and thorax. The variants were the comparison of the affected limb of patients with root syndrome and dominant limbs of people in the control group, the affected limb of patients with root syndrome and nondominant limbs of people in the control group, the healthy limbs of patients with root syndrome and dominant limbs of people in the control group and last was comparison of the healthy limbs of patients with root syndrome and nondominant limbs of people in the control group.

Keywords: stand, balance, low back pain, disc prolapse, postural strategies

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

Prohlašuji, že jsem předloženou diplomovou práci vypracoval samostatně za použití
citované literatury. V Olomouci dne

.....

Děkuji rodině za všestrannou podporu během studia. Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při zpracování diplomové práce.

Obsah

1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1. Páteř	10
2.1.1. Zakřivení páteře.....	11
2.1.2. Obratle	11
2.1.3. Meziobratlové ploténky.....	13
2.1.4. Meziobratlové klouby	13
2.1.5. Spojení kosti křížové a kostrče	14
2.1.6. Pohyblivost páteře	14
2.2. Postura	15
2.2.1. Posturální vzor stabilizace páteře	16
2.2.2. Posturální stabilita.....	16
2.2.3. Posturální motorika	17
2.3. Těžiště.....	18
2.3.1. Těžiště segmentů těla	19
2.4. Stoj.....	20
2.4.1. Rovnováha a posturální řízení.....	21
2.4.2. Hodnocení rovnováhy	22
2.4.3. Pád.....	22
2.4.4. Posturální strategie	22
2.5. Posturografie.....	26
3 CÍLE	28
3.1. Hlavní cíl	28
3.2. Dílčí cíle	28
3.3. Hypotézy.....	28
4 METODIKA.....	29
4.1. Charakteristika skupin	29
4.2. Metody.....	29

4.3. Postup měření	29
4.4. Sledované parametry	30
4.5. Zpracování dat	32
5 VÝSLEDKY	33
5.1. Stoj s otevřenýma očima	33
5.2. Stoj se zavřenýma očima	36
5.3. Stoj o úzké bázi	39
5.4. Grafické	42
znázornění rozdílů mezi variantami stojů.....	42
6 DISKUSE	44
7 ZÁVĚR.....	47
8 SOUHRN.....	48
9 SUMMARY	50
10 REFERENČNÍ SEZNAM	52

1 ÚVOD

Posturální stabilita je pro člověka přirozená funkce, která jej doprovází po celý život, od narození až po smrt. Posturální stabilita je spojena s veškerými činnostmi, které člověk provádí. Od obyčejného vzpřímeného stoje, přes běh, až po jízdu na lyžích, či jakýkoliv jiný druh pohybu, je vždy zajišťován posturální aktivitou, díky které se pohyb uskuteční podle daného pohybového vzorce. I při statické poloze jako je vzpřímený stoj, jsou vždy aktivní některé systémy, co udržují danou polohu. Díky těmto systémům je člověk schopen udržet rovnováhu, bez toho aniž by došlo k vychýlení z dané polohy či k pádu. V případě, že některý z těchto systémů přestane fungovat, může být nahrazen jiným, ale dojde ke změně posturální strategie.

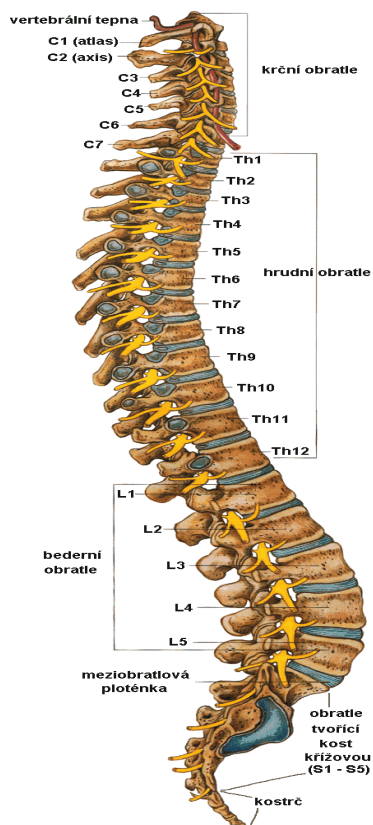
Páteř vykonává tři hlavní funkce: tvoří pohybovou osu těla, chrání nervové struktury a třetí funkce, která je pro naši práci významná, je podílení se na udržování rovnováhy. Páteř je tedy jedním ze systémů udržujících posturální stabilitu. Bolesti zad se vyskytují ve značné části populace a v průběhu života je pozná téměř každý z nás. Tyto bolesti mohou být vyvolány důsledkem životního stylu, degenerativních změn, či nucenou prací ve statické poloze. Páteř je tedy hodně ohrožena zatížením v průběhu dne, degenerativními procesy, svalovou atrofií atd. Jednou z degenerativních změn páteře je výhřez meziobratlové ploténky, který se může projevovat lokální změnou hybnosti a bolestí, ale také neurologickými příznaky, pokud jsou v kontaktu s nervovými strukturami, kdy se nejčastěji jedná kořenové syndromy s jejich typickými projevy.

Tato práce se zabývá pozorováním kinematických parametrů v různých typech stoje, díky 3D kinematické analýze založené na vysokofrekvenčním snímání pohybu, které není lidské oko schopno zaznamenat. Pro měření byl použit systém Vicon. Hlavní cíl práce bylo zjistit, jak ovlivňuje vyhrzlá meziobratlová ploténka rovnováhu u osob s tímto postižením. Dále jsme porovnávali kinematické parametry u skupiny zdravých jedinců se skupinou osob s LBP „low back pain“, jak je v zahraniční literatuře označován kořenový syndrom. Skupina osob pro porovnání byla tvořena 18 jedinci, z toho bylo devět žen a stejný počet mužů. Skupina zdravých osob obsahovala 10 jedinců a skupina osob s kořenovým syndromem 8 jedinců.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1. Páteř

Páteř je osová součást kostry obratlovců. Má tři hlavní úkoly: ochrana nervových struktur, což jsou nervové kořeny a mícha, dále má podpůrnou funkci a umožňuje pohyby těla v ose. Třetí úkol je spoluúčast při držení rovnováhy (Kaš, 1993). U člověka, který se na rozdíl od ostatních savců pohybuje ve vzpřímené pozici, se musela páteř adaptovat na mnohem větší zátěž tím způsobem, že došlo k esovitému střídání lordóz a kyfóz. Je tvořena jednotlivými kostmi – obratli. U člověka je tento axiální systém tvořen 7 krčními, 12 hrudními, 5 bederními, 5 druhotně srostlými křížovými a 4 - 5 srostlými kostrčními obratli (obr. 1). Jedná se o systém složený z vlastního páteřního sloupce, který se skládá z pevně spojených avšak pohyblivých obratlů. V těchto pohyblivých částech páteře jsou mezi obratli disci intervertebrales, což jsou vazivové ploténky zajišťující spojení terminálních ploch sousedních obratlových těl. Páteř člověka obsahuje 23 těchto disků. Přičemž první meziobralová destička se nachází mezi 2. a 3. obratlem a poslední mezi L5 a S1. Ploténky tvoří přibližně ¼ páteře. Tento komplex doplňuje vazivový aparát a svalové struktury. Páteř a její okolní struktury tvoří funkční celek. Porucha jedné části ovlivní dříve, či později i části ostatní (Kaš 1993).



Obrázek 1. Stavba páteře (Anonymous, 2012a)

2.1.1. Zakřivení páteře

Páteř je rozdělena na několik částí. A to na část krční, hrudní, bederní, křížovou a kostrční. Jednotlivé části jsou pak upraveny tím způsobem, že tvoří 4 zakřivení. Prvním je krční zakřivení, kdy je páteř vyklenuta ventrálně a značíme jej jako lordosa, stejně tak lordozu najdeme i u bederního zakřivení. Zbylé dvě zakřivení u hrudní a křížové části se klene dorsálně a je značeno jako kyfóza. (Sinělnikov, 1980). Ve frontální rovině vzniká vybočení do stran, tzv. Skolioza. Mírné vybočení na pravou stranu je bráno jako fyziologické (Karas & Otáhal, 1991).

2.1.2. Obratle

Každý obratel má tři hlavní, odlišně fungující složky: tělo, oblouk a výběžky. (Čihák 2011). Tělo obratle je nosná část, která je uložena vpředu. Část těla směřující k lebce i koncová část je téměř rovná, jelikož na ni nasedá chrupavčitá meziobratlová ploténka. Tělo obratle je krátká kost, vyplněná houbovou kostí. Zezadu se na tělo napojuje obratlový oblouk

tvorený dvěma mohutnými pedikly. Uvnitř oblouku tím vzniká páteřní kanál chránící míchu. Dále je zde řada obratlových výběžků. Tyto výběžky nasedají na obratlový oblouk a míří jednak do stran, dva příčně a jeden dozadu označovaný jako trnový. Výběžky obratlového oblouku slouží k úponu svalů a vazů. (Naňka & Eliášová, 2009).

2.1.2.1. Rozdělení obratlů

Počet obratlů je v rozmezí 33 – 34. Začíná 7 krčními obratli (vertebrae cervicales), které se značí zkratkou C1 – C7. Tělo mají poměrně nízké, ledvinového tvaru. První dva krční obratle mají jinou stavbu než ostatní jelikož první krční obratel spojuje páteř s hlavou a nazývá se atlas. Nemá tělo, to je nahrazeno předním obloukem, který pokračuje laterálně, kde přechází do silné kostěné ploténky, jež odpovídá příčným výběžkům ostatních obratlů. Podobný oblouk je i v zadní části, kde přechází zezadu do laterální masy. Zde chybí trnový výběžek (Naňka & Eliášová, 2009). Z těla druhého krčního obratle, který se nazývá čepovec vystupuje zub. Směřuje do otvoru atlasu, toto spojení umožňuje rotaci hlavy. Na krční obratle nasedá 12 obratlů hrudních (vertebrae thoracicae), jejichž tělo je vyšší, cylindrického tvaru (Naňka & Eliášová, 2009) jsou značeny zkratkou Th1 – Th12. Tuto zkratku používáme, jelikož dříve se označovali jako thorakální od slova thorax, což znamená latinsky hrudník (Káš & Országh, 1995). Po hrudních obratlech následuje 5 lumbálních čili bederních obratlů, které se značí zkratkou L1 – L5, tyto obratle jsou nejrobustnější ze všech. Na lumbální obratle nasedá kost křížová, kterou představuje 5 spojených obratlů. Podobně jsou spojeny i 4 kostrční obratle. Kost křížovou i kostrč můžeme tudíž brát jako jednu funkční jednotku (Káš, 1993).



Obrázek 2. a) Bederní obratel, b) Hrudní obratel, c) Krční obratel (Anonymous, 2011b)

Doplňující dělení obratlů dle Sinělnikova :

- vertebrae verae – obratle volné, zde jsou krční, hrudní, bederní
- vertebrae spuriae – obratle srostlé, zde řadíme křížové a kostrční, jež druhotně srůstají v kost křížovou a kostrční.

2.1.3. Meziobratlové ploténky

Základ ploténky je tvořen vazivovou chrupavkou. Hlavní částí ploténky je fibrózní prstenec(anulus fibrosus), tvořený kolagenními vlákny, které se rozbíhají do tří směrů, cirkulárně, šikmo a spirálovitě. Konce všech vláken přecházejí do periostu obratlových těl (Sinělnikov 1980). V přední části je spojen se silným předním dlouhým vazem, v zadní části je spojení volnější. Anulus fibrosus spojuje těla obratlů a díky své elastické stavbě dovoluje v těchto spojích pohyblivost.

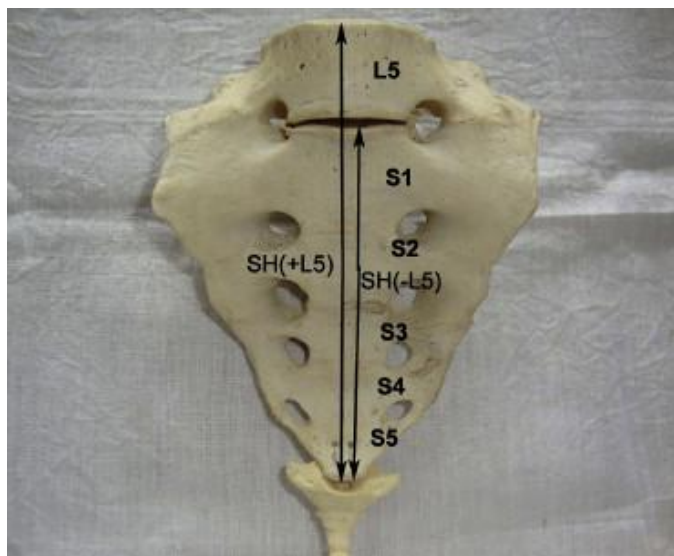
Uprostřed prstence je vodnaté pulpozní jádro (nucelus pulposus) kulovitěho nebo diskovitěho tvaru. Skládá se z kolagenních mřížek mezi nimiž se nachází chondromukoidní buňky tvořící gel. Nestačitelná tekutina v pulpozním jádře se chová jako vodní polštář. Na průřezu meziobratlovou ploténkou se pulpozní jádro vyklenuje nad rovinu fibrózního prstence. Meziobratlové destičky srůstají s hyalinní chrupavkou sousedících obratlů. Velikost plotének není stejná, jelikož kaudálním směrem se jejich velikost zvětšuje (Sinělnikov 1980). Při zatížení se vychýlí k méně zatížené části. Při záklonu může někdy dojít k protruzi či k výhřezu ploténky, jelikož je zde relativně slabší vazivové zpevnění. Za normálních okolností tedy funguje ploténka jako nárazník, který vyrovnává mechanické zatížení postihující páteř (Káš 1993).

2.1.4. Meziobratlové klouby

Meziobratlové klouby jsou tvořeny horním kloubním výběžkem v kaudální části a dolním kloubním výběžkem sousedního, kraniálního obratle. Dle Sinělnikova řadíme meziobratlové klouby krční a hrudní páteře do kloubů plochých. Klouby bederní páteře pak do válcových kloubů. Funkčně patří k méně pohyblivým kloubům. Pohyb v kloubu jedné strany musí doprovázet posun v kloubu druhostranném., jelikož pravý a levý kloub má kraniální a kaudální kloubní plochy na téže kosti. Tím pádem se pohyby v levém a pravém kloubu musí kombinovat (Sinělnikov 1980).

2.1.5. Spojení kosti křížové a kostrče

Kost křížová je spojena s kostrčí pomocí chrupavčitého spojení tzv. synchondrosis. Toto spojení zpevňují čtyři vazy. Meziobratlová ploténka obsahuje malou dutinku (Sinělnikov 1980).



Obrázek 3. Kost křížová (Mahato, 2010)

2.1.6. Pohyblivost páteře

Pohyblivost páteře je zajištěna díky výsledkům dílčích pohybů mezi sousedními obratli. Nejohebnější úsek páteře je krční část, kde jsou možné maximální pohyby všemi směry. Mezi základní pohyby páteře řadíme dle Karase a Otáhalo (1991):

- záklony a předklony
- úklony
- rotace
- pružné tlumení vyplývající ze změn zakřivení páteře při zatížení a z elastické deformace meziobratlových plotének.

2.1.7. Stabilizační funkce páteře

Zpevnění páteře má definovanou koordinační svalovou souhru a je vždy spojeno s nábořem svalů reagujících na působení vnějších sil. Tato svalová souhra je identická vleže, vsedě i ve stoji. Vnitřní síly, vyvolané zpevňovací silou svalu, působí na meziobratlové ploténky a kloubní spojení. Koordinace těchto zapojených svalů rozhoduje o způsobu zatížení. Při stabilizaci se vždy zapojují extenzory páteře, nejprve se aktivují hluboké extenzory a při větších nárocích i povrchové. Jejich aktivita je vyvážena hlubokými flexory krku a souhrou břišních svalů, svalů bránice a pánevního dna (Kolář, 2007). Svalová stabilizační aktivita je podle Koláře základní posturální vzor integrovaný do všech pohybů, včetně pohybů končetin, který umožňuje optimální biomechanické zatížení kloubů. Jako příklad udává posturální ontogenezi páteře, kdy se formuje do své budoucí lordo-kyfotické křivky právě prostřednictvím tohoto vzoru.

2.2. Postura

Postura je poloha těla v klidu, která se vyznačuje určitým uspořádáním pohyblivých segmentů, není synonymum pro stoj na dvou nohách, ale je součástí veškerých poloh jako sed, leh, či stoj a je nutnou částí při aktivní lokomoci, například při chůzi. Postura je základní podmínkou pohybu, jak prohlásil Sherrington v roce 1906: „Posture follows movement like a shadow.“ (Vařeka & Dvořák, 2001). Je zajištěna vnitřními silami, zastoupenými hlavně svalovou činností, která kooperuje s CNS. Postura je aktivní držení tělesných segmentů proti působení vnějších sil, z nichž v běžném životě hraje největší roli síla tíhová. (Vařeka, 2002). Pro zachování vzpřímeného postoje, musí být těžiště nad opěrnou bází (Gage, 1991) Přestože udržování postury vypadá staticky, probíhá dynamicky. V této souvislosti Véle hovoří o tzv. ereismatickém pohybu, který se vyznačuje téměř neviditelným pohybem za normálních podmínek a viditelný se stává až při kolísání polohy. Jako první zdroj pro posturální stabilizaci a lokomoci je noha. Ve vyšších patrech, jako jsou koleno, kyčel, pánev, páteř, se díky tomu fixuje změněné postavení nohy a fixují se i změněné pohybové stereotypy v CNS (Lewit, 2003)

Na výchozí polohu osového orgánu mají vliv zejména krátké, hluboké svaly zad. Tyto svaly se označují jako mm. multifidi díky jejich různému průběhu, kdy probíhají buď paralelně nebo šikmo s ligamenty. (Véle, 2006). Mm. multifidy mají vysoký počet

proprioceptorů a to zejména v krční části, čímž lze vysvětlit jejich vysokou citlivost na změnu polohy obratlů. Osové svaly levé a pravé poloviny páteře zajišťují svou aktivitou dynamickou rovnováhu střední polohy obratlů.

2.2.1. Posturální vzor stabilizace páteře

Ve většině konceptů se jako výchozí posturální nastavení udává napřímené držení páteře. To je doporučováno jednak díky ergonomičnosti při běžných pohybových činnostech, jako je např. zvedání břemen, ale i při cvičení stabilizace, cvičení proti odporu. Z tohoto pohledu je velmi často udáváný tzv. Bruggerův sed. Pro správné dosažení napřímené páteře je potřeba šikmá opěrná plocha pod hýžděmi, jež naklání pánev víc dopředu, což způsobí prohnutí páteře v křížové oblasti. Nohy jsou mírně rozkročené do šíře ramen, celou plochou na podložce. Úhel v koleni, kyčli a hlezenním kloubu by měl být 90° (Kolář, 2007). Tato poloha je začleněna do běžných pohybových činností.

2.2.2. Posturální stabilita

„Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému, či nekoordinovanému pádu“ (Vařeka, 2002, 116). Posturální stabilita je spojena s problematikou zajištění správného držení těla. Tělo je v bipedním vzpřímeném stoji velmi nestabilní systém, který je tvořený větším množstvím pohybových segmentů, jež vytvářejí spojení dvou sousedících obratlů spojených meziobratlovými klouby, vazivovými složkami a meziobratlovou ploténkou (Véle, 2006). Nestabilita je z velké míry důsledkem toho, že při stoji má lidské tělo jen malou plochu základny oproti vysoko postavenému těžišti. Pro zachování vzpřímeného postoje, musí být těžiště nad opěrnou bází (Gage, 1991). Plocha základny se skládá z opěrné plochy, opěrné báze. Opěrná plocha **AS** (Area of Support) je místo kontaktu podložky a povrchu těla. Opěrná báze **BS** (Base of Support) je plocha vymezená nejperifernějšími body opěrné plochy (Dvořák, 2007). Při stoji spojném či při stoji na jedné noze je opěrná báze přibližně stejná, ale při stoji rozkročeném se opěrná báze zvětšuje, zatímco opěrná plocha zůstává zachována. Maximální rozdíl mezi nimi můžeme vysledovat při kliku. Aktuální tvar a velikost opěrné plochy a báze určují nejen anatomické faktory, ale i svalová aktivita, jež je řízena CNS, takže se rovněž podílí na determinaci jejich velikosti a tvaru. Jako příklad si můžeme uvést stoj na jedné noze, kdy při zachování pohyblivosti hlezenního kloubu představuje opěrnou plochu pouze část

plochy kontaktu, jež se nachází před osou tohoto kloubu. V případě znemožnění pohybu v hlezenním kloubu by pak byla opěrná plocha prakticky celá plocha plosky. Stejně změny můžeme vysledovat i u opěrné báze. Tyto změny mají díky propriorepci vliv na řízení posturální stability, i na chování celého posturálního systému.

Vzpřímené držení těla je z velké části zajišťováno souborem statických a dynamických strategií, které označují pojmy rovnováha, či balanc. Systém držení těla má velké kompenzační možnosti. Například při poruše jedné části systému se problémy nemusí vyskytnout hned, ale mohou se projevit až při zvýšené zátěži.

Dle Vařeky má systém vzpřímeného držení tři hlavní složky:

- senzorickou
- řídicí
- výkonovou

Při čemž senzorická složka je představována především smysly, jako zrak, vestibulokochleární systém, či propriorepce. Funkce řídicí je zajištěna díky centrálnímu nervovému systému, jehož hlavní složky jsou mozek a mícha. Třetí výkonovou složku zabezpečuje pohybový systém, kde největší roli hraje kosterní svalstvo, které leží na křižovatce mezi systémem řídicím a výkonným a díky propriorepci má důležitou úlohu i v oblasti senzomotorické (Vařeka, 2002).

2.2.3. Posturální motorika

Slouží k udržování nastavené polohy tělesných segmentů, tím že neustále vyvažuje zaujaté polohy. Díky tomu zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a opačně. Tato pohotovost chrání tělo před poškozením. Udržování postury je sice podvědomé, ale musí se přizpůsobovat okamžitým podmínkám prostředí. Při náhle změně podmínek přechází do povědomí. Posturální motorika je zajišťována především tonickými svaly, jenž se vyznačují schopností pracovat delší dobu menším úsilím, ale při náhlé změně se musí zapojit i fázické svaly, které brání destabilizaci, či pádu.(Véle, 2006).

2.3. Těžiště

Jako označení se používá zkratka COM, což je z anglického spojení (Centre Of Mass). Těžiště je tedy bod, do kterého se soustředí celá váha těla. Při studiu průběhu pohybu hmotného tělesa i při studiu podmínek jeho rovnováhy je to důležitý bod. Těžiště můžeme určit pomocí více způsobů, například experimentálně, matematicky, či graficky. Těžiště je u člověka proměnlivé, jelikož je závislé na vzájemné poloze segmentů, dokonce mohou nastat situace, kdy se těžiště nachází mimo tělo (Vaverka & Janura, 1997). U člověka se těžiště nachází v základním anatomickém postavení zhruba v oblasti malé pánve, což je pro zpřesnění místo před druhým sakrálním obratlem (Gage, 1991). Základní anatomické postavení je chápáno jako stoj spojný se vzpřímenou hlavou, kdy jsou končetiny volně spuštěny podél těla a dlaněmi obrácenými dopředu.

Podobně jako Vaverka a Janura (1997) definuje těžiště i Knutzen a Hanilo (2003), kteří popisují, že těžiště je hypotetickým bodem, kde je hmotnost objektu vyrovnaná a reprezentuje místo, kde působí celkový vliv gravitace na objekt. Přibližují se i v názoru na proměnlivost těžiště, kdy jako příklad uvádějí monitorování vrchní části hlavy za účelem zjištění posunu celkového těžiště. Při pohybech hlavy nahoru, dolů, či ze strany na stranu se celkové těžiště pohybuje stejným směrem. Čili zjištění pohybu celého útvaru lze zjednodušit tím, že místo sledování celého objektu, lze sledovat pouze pohyb těžiště.

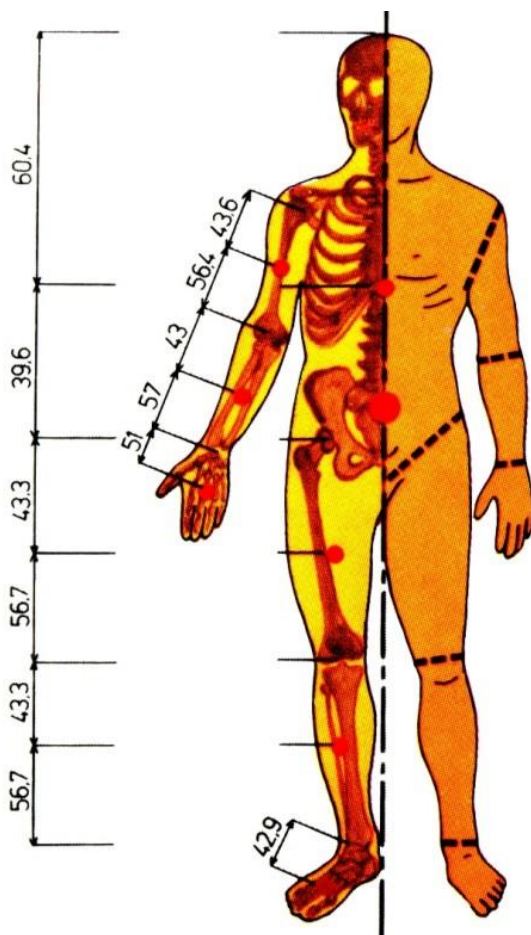
COP (Centre Of Pressure) znamená působiště vektoru reakční síly podložky. Lze ho označit na plantární ploše nohy, která ještě může být rozložena na oblasti zájmu, jako pata, střední část plosky, přední část plosky a prsty (Semple, Turner, Helliwell & Woodburn, 2007). Polohu COP můžeme vypočítat z hodnot reakční síly, kterou naměříme v rozích silové plošiny např. typu Kistler, nebo jej můžeme vypočítat jako vážený průměr všech tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy (Vařeka, 2002).

COG (Centre Of Gravity) vyjadřuje průmět těžiště do roviny opěrné báze. COG se musí ve statické poloze vždy promítat v opěrné bázi BS. Whittle (1997) zjistil, že se poloha COG nemění u začátku a konce chůze. Tohoto výsledku dosáhl tím, že se pozice COG ve sledovaných rozměrech na začátku cyklu chůze i na konci, díky lineární korelaci rovnala nule. COG nemá význam např. u letové fáze běhu, jelikož zde BS neexistuje, jelikož jeho význam je pouze ve vztahu k opěrné bázi (Vařeka, 2002).

2.3.1. Těžiště segmentů těla

Na určení těžiště musíme vytvořit model lidského těla, kde místo jednotlivých částí těla použijeme segmenty, a to bez ohledu na druh a poměr tkání. Počet segmentů bývá proměnlivý a to v závislosti na typu řešené úlohy. Avšak nejčastěji používaný je 14segmentový model lidského těla, který ztvárňuje hlavu, krk, trup a párové segmenty - nadloktí, předloktí, ruka, stehno, bérce a noha. Segment trupu bývá dále rozdělen na horní, střední a spodní díl, protože i vnitřní orgány způsobují značné rozdíly ve vlastnostech jednotlivých částí trupu.

Těžiště hlavy, rukou a nohou se většinou určují přímo bez vymezování délky těchto segmentů. U hlavy můžeme uvažovat těžiště těsně za hřbetem sella turcica, přičemž je jeho průmět asi 1cm od zevního zvukovodu. U ruky se musí zohlednit sevření prstů, jelikož při sevření se těžiště posouvá asi o 12procent na 51%, kdežto při natažených prstech je v 39% od proximálního konce. Těžiště nohy se nachází v trojúhelníku, jenž je vymezen krajními body chodidla a středem hlezenního kloubu. U trupu je často těžké stanovit těžiště, jelikož během pohybu u něj dochází k změně tvaru a posunu hmoty oproti základní anatomické poloze. Což je důvod členění trupu na další tři segmenty. Nicméně v základní anatomické poloze můžeme určit těžiště ve 42 % délky od kraniálního konce, poloha se zde udává na přední ploše I. bederního obratle (Karas & Otáhal, 1991). Dle Karase a Otáhala (1991) se celkové těžiště těla určí díky znalosti dílčích poloh těžišť jednotlivých segmentů a jejich hmotnosti



Obrázek 4. Procentuální stanovení těžišť jednotlivých segmentů (Tlapáková, 2007)

2.4. Stoj

Je dynamický proces udržující tělo ve vertikále. Jedná se o zvláštní typ statické polohy, která se vyznačuje (bipedním) postavením na dvou dolních končetinách. Stoj přináší značné výhody, jako lepší orientaci, psychologickou výhodu vyšší výšky atd. Ale i nevýhody jako vyšší těžiště, snížená stabilita, či zhoršené řízení segmentů i celého těla oproti kvadrupední poloze. Pro člověka je stoj fixován geneticky. Véle (2006) definuje stoj jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla probíhající ve vertikále tak, aby vzdálenost od paty, opírající se o podložku, na které stojíme, k vrcholu hlavy byla co největší, při zachování mírných fyziologických zakřivení páteře. Udržení vzpřímeného stoje je závislé hlavně na svalové aktivitě, ale i na fyzikálních parametrech jako jsou gravitace, výška těla, hmotnost, velikost opěrné plochy, či struktura segmentů. Stoj je dynamický proces, který udržuje tělo ve

vertikálním směru. Stoj nepatrně kolísá i díky dýchacím pohybům, jenž mění profil postury, a dynamickému udržování stability.

2.4.1. Rovnováha a posturální řízení

Při kontrole postury se musí kontinuálně měnit odezva motoneuronů podle vjemů přicházejících z okolí nebo ze změněné polohy těla v prostředí. Pro udržování postury a rovnováhy je zapojeno několik percepčních systémů. Zrak udává vztah těla k prostředí, ve kterém se nachází. Pohybový systém zabezpečuje odpovědi z proprioreceptorů a říká, v jakém postavení jsou tělesné segmenty k sobě navzájem. Odpovědi z vestibulokochleárního systému udávají informace o poloze hlavy a o pohybu. I sluch může předávat informace o rovnováze (Kathleen & Haywood, 2009). Posturální řízení je dnes známé jako komplex složitých motorických dovedností, ke kterým se přidávají senzorické podněty a plánované flexibilní pohybové vzory zajišťující dosažení posturálních cílů (Horak, 1997).

Podle Vařeky lze rozdělit strategie řídicí posturální stabilitu do dvou skupin, kdy první je dělení na:

- strategie proaktivní
- strategie reaktivní

druhé dělení je na:

- strategii statickou
- strategii dynamickou

Statická strategie obsahuje např. balanční mechanismy, díky kterým řídicí mechanismus udržuje posturální stabilitu v nezměněné ploše kontaktu. Mimo jiné jsou v různých terapeutických systémech tyto reakce podstatou pro řadu terapeutických technik. Dynamická strategie se zapojuje tehdy, pokud je u nestabilních poloh překročena hranice bezpečného udržení COP v opěrné bázi. Tím dojde k obnovení posturální stability. Při dynamické reakci často dochází k přemístění plochy kontaktu jako např. úkrokem, či chycením se nějaké pevné opory. Pokud však není ani dynamická reakce dostatečná pro opětovnou stabilizaci, systém přechází ze snahy o udržení posturální stability na program řízeného pádu.

2.4.2. Hodnocení rovnováhy

Rovnováha se posuzuje mnoho různými způsoby, buď v terénu, nebo v laboratoři. Pro statickou i dynamickou rovnováhu se používají odlišná posouzení. V laboratořích se hojně využívá sílových plošin (Kathleen & Haywood, 2009). Jednu plošinu lze použít na měření jediné síly podložky, na které stojí objekt s nohama fixovanými do pevné polohy. Lze také použít dvě plošiny, pod každou nohu, které umožňují záznam sil vyvolaných každou nohou zvlášť. U tohoto použití není poloha nohy fixovaná a může se měnit. Parametry většinou vyhodnocují analýzu COP trajektorie jako je délka, či plocha (Yelnik & Bona, 2008).

2.4.3. Pád

Když už posturální stabilitu nelze udržet pomocí statické, ani znovu nabýt pomocí dynamické strategie, přichází na řadu program řízeného pádu. U nesportujících lidí, kteří příliš nedůvěřují svému pohybovému aparátu, nastává program řízeného pádu mnohem dříve než u sportovců, kteří dokážou danou situaci balančně zvládnout. Pro správné provedení pádu je důležitá rovněž dobrá pohybová koordinace. K pádu, jako takovému patří i doprovodné pohyby např. horních končetin, které jdou ve směru pádu, aby zmírnily pád, či jako ochrana hlavy. K neřízenému pádu může dojít v situacích, kdy se člověk snaží o znovunabytí rovnováhy pomocí dynamických strategií i v situacích, které jsou nad jeho možnosti. Neřízený pád mívá často za následek úraz (Vařeka, 2002)

2.4.4. Posturální strategie

Při normálním klidném stojí v sagitální rovině udržují posturální stabilitu zejména svaly kotníku. Tento pohybový vzor se nazývá jako kotníková strategie. Nashner a McCollum (1985) předpokládali existenci dvou samostatných strategií, které by mohl využít nervový systém, buď každou zvlášť, nebo v kombinaci, pro kontrolu rovnováhy horizontální polohy těžiště v sagitální rovině. Kotníkovou strategii přesunuli tahem těžiště celého těla jako jedno-segmentového obráceného kyvadla pro produkci momentu síly v kotníku.

Pohybový vzorec kdy jsou aktivovány svaly kyčle a posturální stabilita se vyrovnává rotací kyčle, se nazývá kyčelní strategie (Karlsson & Persson, 1997). Nashner, Shupert a McCollum (1996) tuto strategii naproti tomu navrhli jako dvou-segmentové obrácené kyvadlo s protipohybem v kotníku a kyčli. Dále navrhli, že kyčelní strategie by měla být pozorována v situaci při pohybu celého těla, kdy je omezena účinnost momentu síly v kotníku.

Experimentální pozorování, které následovalo, bylo v souladu s touto jejich hypotézou. Jelikož zjistili, že kotníková strategie byla použita při stoji na rovné plošině, zatímco kyčelní strategie byla použita při stoji na 10 cm úzké kladině. Při měření pohybu v kyčli či kotníku se používá kožních čidel, nebo goniometrie. A pro měření posturální strategie se užívá elektromyografie. Ale tyto metody jsou poměrně časově náročné a nejsou proto příliš vhodné pro běžné použití. Karlsson a Lanshammar (1997) proto vytvořili model obráceného kyvadla na tlakové desce.

V předchozích experimentech byla posturální strategie primárně charakterizována jako svalová aktivita a kinematika těla. Kotníková strategie byla dříve udávána jako aktivace dorsálních svalů hlezna, následována aktivací dorsálních svalů stehna a svalů trupu. Tyto studie spojovaly svalovou aktivitu s produkcí momentu síly reakční síly podložky. Kinematická analýza ukázala pohyb těla převážně v hlezenním kloubu a pouze malý pohyb v kloubu kyčelním. Kyčelní strategie, která se prováděla na úzké kladině, byla charakterizována rychlou aktivací svalů hrudníku a stehna spojenou se smykovou silou podložky a malou aktivací hlezenních svalů. Kyčelní strategie je tedy aktivována v opačné sekvenci, shora dolů (Colobert, Cre'tual, Allard & Delamarche, 2006). Kinematická analýza ukázala vztah mezi flexí hrudníku a extenzí v kotníku. Novější biomechanické modely posturální kontroly také naznačují, že je kyčelní strategie vysoce účinný prostředek stabilizace postury těla. Smíšená strategie obsahující složky jak hlezenní tak kyčelní byla pozorována při pokusech přechodu z kladiny střední šíře na úzkou kladinu. V těchto experimentech předpokládali smíšenou strategii jako přechodný prvek pro zajištění optimální posturální odpovědi. Nicméně Nashner et al. (1996) předpověděli, že smíšená strategie by mohla být dodržena u rychlých překladů na rovné plošině (Horak & Zajac, 1999).

2.4.5. Mechanismy řízení posturální stability

Hlezenní mechanismus udržuje posturální stabilitu v předozadním směru a je součástí statické strategie. Rovnováha je v předozadním směru udržována díky aktivitě plantárních flexorů v hlezenním kloubu. Velikost aktivní oblasti pohybu v kotníku lze změřit goniometrem, ale měření musí být provedeno vleže na zádech, kvůli pasivní síle působící na hlezenní kloub ve stoji. Měří se plantární flexe, dorzální flexe, pronace a supinace Funkční

nestabilita v kotníku může být způsobena poruchou propriorecepce, změnou neuromuskulárního řízení, či zhoršenou posturální kontrolou. To může vést až k neudržení posturální stability (Rein Fabian, Zwipp, Rammelt, & Weindel 2011). V laterolaterálním směru je použit kyčelní mechanismus.

2.4.6. Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Faktory, které ovlivňují posturální stabilitu lze podle Véleho rozdělit do dvou skupin. A to na faktory neurofyzilogické a fyzikální.

Faktory neurofyzilogické:

- Procesy spouštějící pohybové programy
- Procesy psychické a vlivy vnitřního prostředí
- Procesy nastavující excitabilitu
- Procesy zpětnovazební

Faktory fyzikální:

- Hmotnost
- Poloha těžiště
- Postavení a vlastnosti hybných segmentů
- Opěrná báze
- Charakter kontaktu těla s opornou plochou

Dělení faktorů ovlivňující posturální stabilitu podle Wilsona, Madigana, Davidsona a Nussbauma (2006):

Faktory vnější:

- Velikost opěrné plochy
- Odchylka směru
- Pozice těla před vyrušením
- Rozsah rušení

Faktory vnitřní:

- Strach z pádu
- Očekávání vyrušení
- Kvalita somatosenzorické a vestibulární zpětné vazby

- Parkinsonova nemoc
- Stárnutí
- Bolest páteře
- Dýchání
- Únava

2.4.7. Hodnocení posturální stability

Udržování stálé rovnováhy je složitý úkol, který vyžaduje aby průmět těžiště do podložky (COG) zůstal v opěrné bázi. U lidí zabezpečuje zachování rovnováhy posturální řídicí systém, který integruje informace ze tří smyslových systémů, k nimž řadíme: zrak, somatosenzoriku – zejména hmat a propriorepci a za třetí vestibulární systém. Centrální nervový systém, pak vyvolává a řídí koordinované odpovědi u muskuloskeletálního systému. Jak se s věkem a nemocemi zhoršují polohové kontrolní mechanismy, zhoršuje se i rovnováha, což má za důsledek zvýšenou náchylnost k pádům. Úsilí popsat a pochopit rovnováhu u starších lidí vedlo k vývoji několika metod posouzení rovnováhy, což lze provést na fyziologické a funkční úrovni (Browne, O'Hare, Finn & Colin, 2002). Hodnocení fyziologické rovnováhy zahrnuje přímé měření posturální stability tím, že sleduje pohyb COG nebo nepřímo působí reakční síly podložky (COP), který se za statických podmínek blíží COG. Klinické vyšetření posturální stability dává pouze poměrně hrubý a subjektivní odhad možných abnormalit při udržování rovnováhy a nemusí odhalit všechny části rovnovážného repertoáru při nesprávné funkci (Visser, Carpenter, van der Kooij, & Bloem, 2008).

Problematika posturální stability je, díky spojení většího množství segmentů podílejících se na vzpřímeném držení těla, vnějších vlivů a rychlému rozvoji poznatků, složitá. Pro zjednodušení problému Vařeka (2002) uvádí modelovou situaci, při které by měly být splněny tři následující podmínky:

- tíhová síla působící na člověka
- postavení na pevnou, tuhou podložku, jež leží v kolmé rovině na směr vektoru tíhové síly
- odpor prostředí (vzduchu je zanedbatelný)

K měření posturální stability bylo vyvinuto hodně testovacích zařízení např. ataximetr (Wright, 1971), statické nebo dynamické silové plošiny, které se k měření posturální stability používají nejčastěji. Díky tomu, že dokáží simulovat dynamické podmínky, které vyžadují plnou kompenzaci posturální kontroly systému, a tím odhalují patologické stavy lépe než statické silové plošiny nebo jiná zařízení, která simulují pouze statické podmínky. Nicméně, tyto testy poskytují pouze subjektivní analýzu funkční rovnováhy a nejsou vždy vhodné pro sledování pokračování poruch nebo účinnosti jejich léčby u jednotlivých rovnovážných potíží.

2.5. Posturografie

Posturografie je dynamickou vyšetřovací metodou, která využívá tenzometrické plošiny k měření reakčních sil podložky. V zahraniční literatuře se společně s posturografií hojně vyskytuje pojem stabilometrie.

Lejska (1998) definuje posturografii jako vyšetřovací metodu, která informuje o vestibulospinálních a vestibulookulárních aspektech rovnovážné funkce a dysfunkce a tím dává objektivní pohled na vlastní charakter balanční poruchy ve vztahu k potížím pacienta.

Podle Vissera, Carpentera a spol. termín posturografie doslova odkazuje na držení těla, které interpretují jako spíše statické relativní postavení jednotlivých segmentů těla navzájem vůči sobě. Nejčastěji jsou posturografické techniky využívány při zjišťování aktivní a pasivní regulace rovnováhy za různých podmínek. Základní prvky většiny posturografických technik zahrnují schopnost aktivně se podílet na držení těla nebo rovnováhy a vyhodnotit subjektivní odpovědi na tyto schopnosti. Cílem posturografie není zjistit příčinu, ale kvalitativně posoudit rovnováhu.

V běžné praxi se posturální techniky dělí do dvou kategorií:

- Statická posturografie
- dynamická posturografie.

Hodnocení statické posturografie se provádí na nepohyblivé silové desce, subjekt stojí na silové plošině po dobu 20 až 60 sekund. Subjekt je požádán o udržování normální rovnováhy ve stoji. Rovnováhu lze posuzovat v klidném stoji, při otevřených nebo zavřených očích (Yelnik & Bona, 2008). Nicméně ani klidový stoj nemůžeme považovat za statickou polohu

v důsledku gravitace a jemných korelačních pohybů (Visser, Carpenter, Van der Kooij, Bloem, 2008).

Hodnocení dynamické posturografie umožňuje analyzovat schopnosti zachovat nebo obnovit rovnováhu, která je narušena senzoricky nebo mechanicky. Dynamická posturografie může být hodnocena také na dvou plošinách, nebo při zvedání se ze židle (Yelnik & Bona, 2008). Základní varianta měření probíhá na pohyblivé opěrné ploše. Většinou se plošina pohybuje jen jedním směrem, ale novější verze umožňují i pohyby do stran. Rovnováha se zde narušuje náhlými pohyby plošiny do stran, rotací, vertikálním posunem, či jejich kombinací. Většina testujících využívá rychlé a krátké pohyby plošiny s cílem zjistit obranné posturální reakce.

3 CÍLE

3.1. Hlavní cíl

Cílem práce bylo zhodnotit úroveň posturální stability u osob s výhřezem meziobratlové ploténky v úseku L4 a L5 nebo L5 a S1.

3.2. Dílčí cíle

- zhodnotit pohyb v hlezenním a kyčelním kloubu a pohyb trupu ve stoji při různých podmínkách
- zhodnotit parametry pohybu působíště reakční síly podložky ve stoji při různých podmínkách

3.3. Hypotézy

1. pohyb v hlezenním kloubu se u skupiny osob s výhřezem meziobratlové ploténky v úseku L4 a L5 nebo L5 a S1 (low back pain – LBP) a kontrolní skupiny liší,
2. pohyb v kyčelním kloubu se u skupiny osob s LBP a kontrolní skupiny liší,
3. pohyb trupu se u skupiny osob s LBP a kontrolní skupiny liší,
4. posturální výchylky COP se u skupiny osob s LBP a kontrolní skupiny liší,
5. rychlost pohybu COP se u skupiny osob s LBP a kontrolní skupiny liší,

4 METODIKA

Tato diplomová práce byla zaměřena na biomechanická měření osob s LBP (Low Back Pain), čili s vyhřezlou meziobratlovou ploténkou. Pro porovnání byla provedena stejná měření u zdravých osob. Měření bylo zaměřeno na tři typy stoje – stoj s otevřenýma očima, stoj se zavřenýma očima a nakonec na stoj o úzké bázi.

4.1. Charakteristika skupin

Výzkumu se účastnily dvě skupiny osob, z nichž jedna obsahovala pacienty s vyhřezem meziobratlové ploténky v úseku L4 a L5 nebo L5 a S1. Průměrný věk experimentální skupiny byl $42,8 \pm 8,3$ let, průměrná hmotnost byla 74 ± 10 kg, průměrná výška účastníků byla 176 ± 6 cm. Experimentální skupina obsahovala 8 pacientů z toho byli čtyři muži a stejný počet žen.

Kontrolní skupina byla tvořena 10 lidmi. Průměrný věk činil $40,1 \pm 8,8$ let, průměrná hmotnost dosahovala hodnoty $73 \pm 13,7$ kg a průměrná výška byla $174 \pm 9,3$ cm. V této kontrolní skupině bylo 5 žen a stejný počet mužů.

4.2. Metody

Pohyby ve vybraných kloubech na těle sledovaných osob jsme pozorovali pomocí 3D kinematické analýzy, k čemuž jsme použili systém Vicon MX. Hlavními součástmi systému Vicon MX jsou kamery, ovládající hardware a software pro analýzu a prezentaci dat. Reflexními značkami jsme označili jednotlivé segmenty těla. V tomto případě, u pacientů s LBP, jsme sledovali zejména parametry a pohyb v kotníku, kyčli a trupu ve třech různých typech stoje. Díky synchronizaci se silovými plošinami Kistler jsme mohli určit odchylky u zdravých a nemocných osob při různých stojích. Dále jsme mohli analyzovat. Časově - prostorové a úhlové parametry, reakční sílu podložky, kloubní moment síly a výkon.

4.3. Postup měření

Jako první byla u vybraných subjektů zjištěna anamnéza pomocí dotazníků. První část byla stejná pro zdravé i pro pacienty a sloužila hlavně k vyřazení nevhodných subjektů. Dále se zjišťovaly antropometrické parametry, které byly potřebné pro následující kinematickou analýzu.

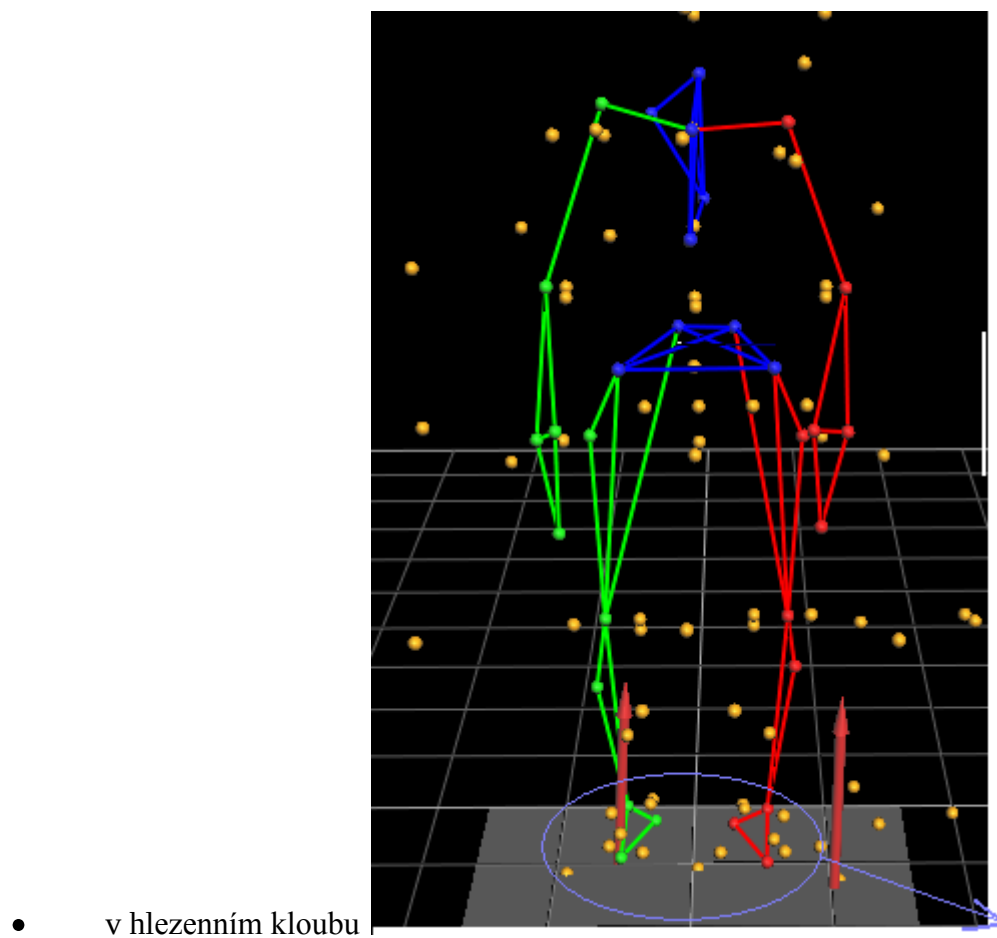
Těmito parametry byly:

- výška
- hmotnost
- šířka kotníku
- šířka kolene
- délka dolní končetiny.

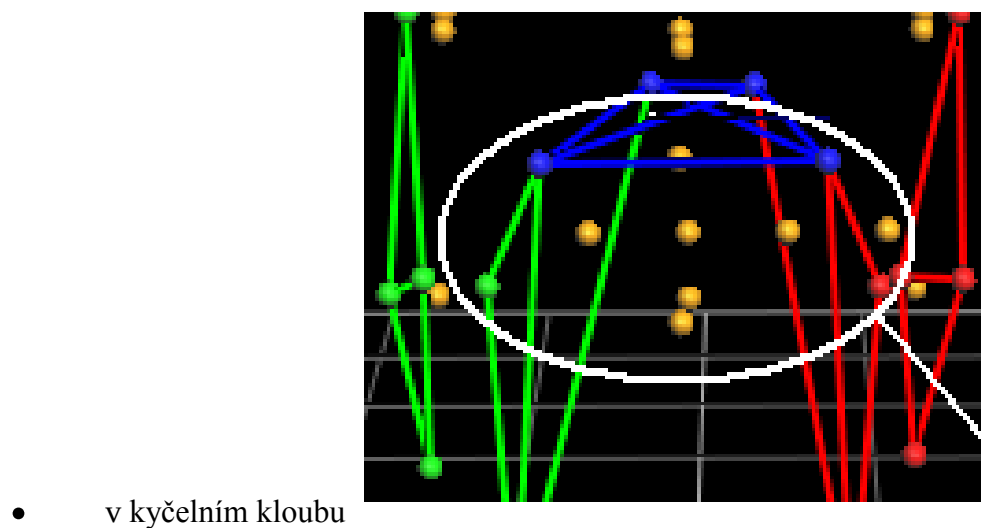
Před vlastním měřením bylo reflexními značkami označeno 35 bodů na těle probanda podle modelu Plug In Gait Full Body. Po té proběhlo měření, které bylo složeno ze třech variant stoje: stoj se otevřenýma očima, se zavřenýma očima a stoj o úzké bázi.

4.4. Sledované parametry

Při analýze kinematických parametrů jsme se zaměřili na pohyb v jednotlivých kloubech v rovinách sagitální (X) a frontální (Y). Analýza proběhla u dominantní a nedominantní končetiny u kontrolní skupiny a u pacientů u postižené a nepostižené strany se zaměřením na pohyby:

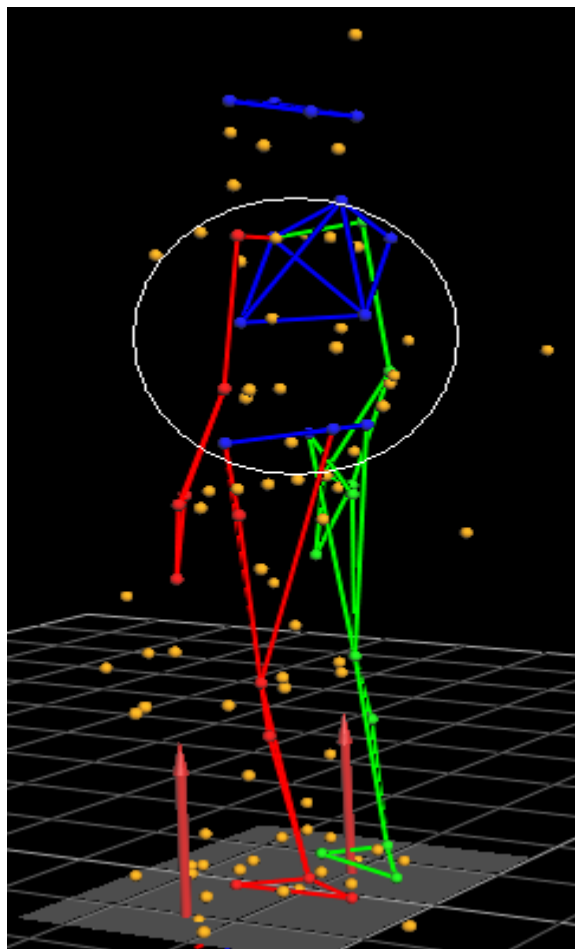


obrázek 5. Kotník



obrázek 6. Kyčel

- trupu



obrázek 7. Trup

- Ze silových plošin byly analyzovány souřadnice působíště reakční síly podložky (COP).

Jako ukazatel byla použita směrodatná odchylka vypočítaná ze změn úhlu v úseku 30 s. U COP byla vypočítána směrodatná odchylka a rychlost pohybu v obou sledovaných směrech i celková.

4.5. Zpracování dat

Nejdříve se data zpracovávala v softwaru Vicon Nexus (verze 1.0) a Vicon Polygon (verze 3.5). Výstupní data byla statisticky zpracována v programech Statistica (verze 8) a Excel 2010. Pro všechny sledované parametry a pro každý typ stoje byla pro každou sledovanou

skupinu určena směrodatná odchylka, průměr a rozsah. Pro porovnání sledovaných skupin byl proveden neparametrický Mann Whitney U test.

5 VÝSLEDKY

5.1. Stoj s otevřenýma očima

V rámci porovnání postižené a nepostižené strany u osob s LBP a dominantní a nedominantní strany u kontrolní skupiny jsme nezaznamenali žádné statisticky významné rozdíly, až na trup a kotník. Směrodatné odchylky analyzovaných parametrů charakterizující stoj s otevřenýma očima u obou sledovaných skupin je uvedena v tabulce 1. V tabulce 2 jsou uvedeny hladiny statistické významnosti. Statisticky významný rozdíl při srovnání kontrolní a experimentální skupiny byl nalezen pouze u trupu, jednalo se o pohyb ve směru osy X (pohyb v sagitální rovině). U experimentální skupiny byl pohyb trupu menší než u kontrolní skupiny.

Tabulka1. Průměrné směrodatné odchylky sledovaných úhlových parametrů u stoje s otevřenýma očima.

	LBP		Z	
	Postižená	Nepostižená	Dominantní	Nedominantní
Kotník_X	0,16	0,12	0,18	0,20
Kyčel_X	0,18	0,20	0,17	0,15
Trup_X	0,29	0,29	0,48	0,45
Kyčel_Y	0,10	0,09	0,12	0,13
Trup_Y	0,15	0,15	0,23	0,23

Legenda: Kotník_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině[°], Kyčel_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Trup_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Kyčel_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině, Trup_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině, LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina

Tabulka 2. Hladiny statistické významnosti úhlových parametrů u stoje s otevřenýma očima.

	Po x D	Po x Nd	Np x D	Np x Nd
Kotník_X	0,050	0,002	0,010	0,000
Kyčel_X	0,161	0,234	0,442	0,442
Trup_X	0,040	0,021	0,040	0,021
Kyčel_Y	0,328	0,065	0,161	0,038
Trup_Y	0,072	0,279	0,072	0,279

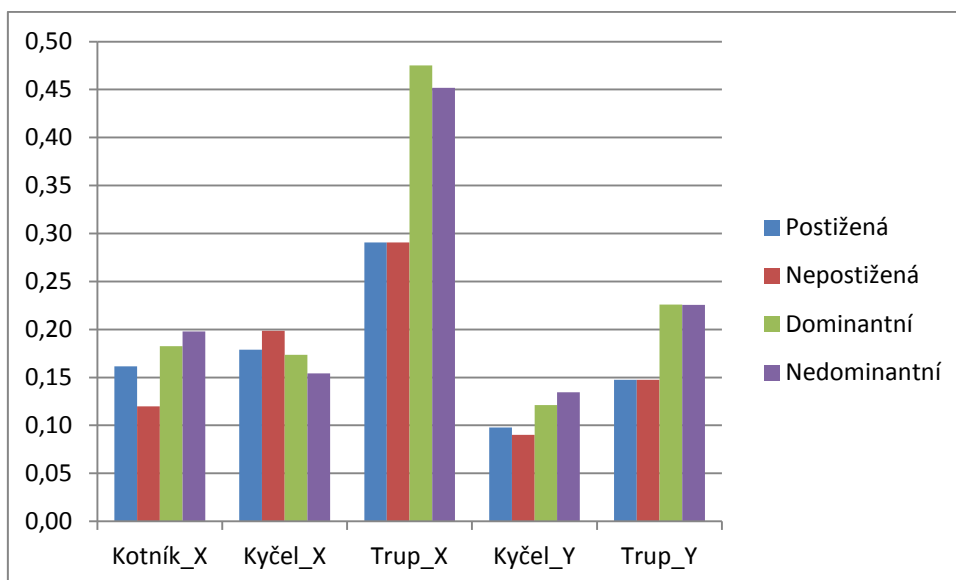
Legenda: Kotník_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině[°], Kyčel_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Trup_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Kyčel_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině, Trup_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.

V parametrech charakterizujících změny v poloze COP (Sway X, Sway Y, Area) jsme nenalezli statisticky významné rozdíly. Rychlost pohybu COP je ve všech případech významně větší u kontrolní skupiny (tab. 3).

Tabulka 3. Změny pohybu COP u stoje s otevřenýma očima

	LBP	Z	
Parametr	Medián	Medián	P
Sw_Ax	1,28	1,01	0,585
Sw_Ay	2,47	3,06	0,341
A_95_	14,3	23,4	0,312
V_Ax	0,059	0,075	0,001
V_Ay	0,056	0,070	0,011
V_A	0,092	0,114	0,004

Legenda: Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP ve směru mediolaterálním [cm], Sw_Ay – směrodatná odchylka pohybu COP směru anteroposteriorním [cm], A_95 – plocha konfidencí elipsy [cm²], V_Ax – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru [cm/s], V_Ay – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru [cm/s], V_A – celková rychlost COP [cm/s]. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.



Obrázek 8. Znáznornění měřené směrodatné odchylky u stoje s otevřenýma očima v jednotlivých úhlech

5.2. Stoj se zavřenýma očima

Základní statistické charakteristiky u sledovaných parametrů při stoji se zavřenýma očima v rámci porovnání postižené a nepostižené strany u osob s LBP a dominantní a nedominantní strany u kontrolní skupiny jsou uvedeny v tabulce 4. U tohoto typu stoje jsme našli i nejvíce statisticky významných rozdílů. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny zejména v pohybu v sagitální rovině u kotníku a trupu u všech srovnávaných variant, kterými bylo srovnání postižené končetiny u pacientů s kořenovým syndromem a dominantní končetiny kontrolní skupiny, postižené končetiny pacientů s nedominantní končetinou, nepostižené končetiny s dominantní a nepostižené s nedominantní končetinou u kontrolní skupiny (tab. 5).

Tabulka 4. Průměrné směrodatné odchylky sledovaných úhlových parametrů u stoje se zavřenýma očima.

	LBP		Z	
	Postižená	Nepostižená	Dominantní	Nedominantní
Kotník_X	0,17	0,18	0,24	0,31
Kyčel_X	0,19	0,23	0,23	0,23
Trup_X	0,32	0,32	0,56	0,54
Kyčel_Y	0,13	0,12	0,19	0,30
Trup_Y	0,14	0,14	0,29	0,19

Legenda: Kotník_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině [°], Kyčel_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Trup_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Kyčel_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině, Trup_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.

U stoje se zavřenýma očima jsme v sledovaných parametrech, jako jsou směrodatná odchylka, průměr a medián na silových plošinách nenalezli žádné významnější statistické rozdíly. Rychlost pohybu COP je zde ve dvou případech významně větší u kontrolní skupiny a to rychlost COP X a celková rychlost COP, na rozdíl od stoje s otevřenýma očima se výrazně neliší rychlost v COP Y. Parametry charakterizující změny v poloze COP (Sway X, Sway Y, Area), se výrazně statisticky nelišily (tab. 6).

abulka 5. Hladiny statistické významnosti úhlových parametrů u stoje se zavřenýma očima

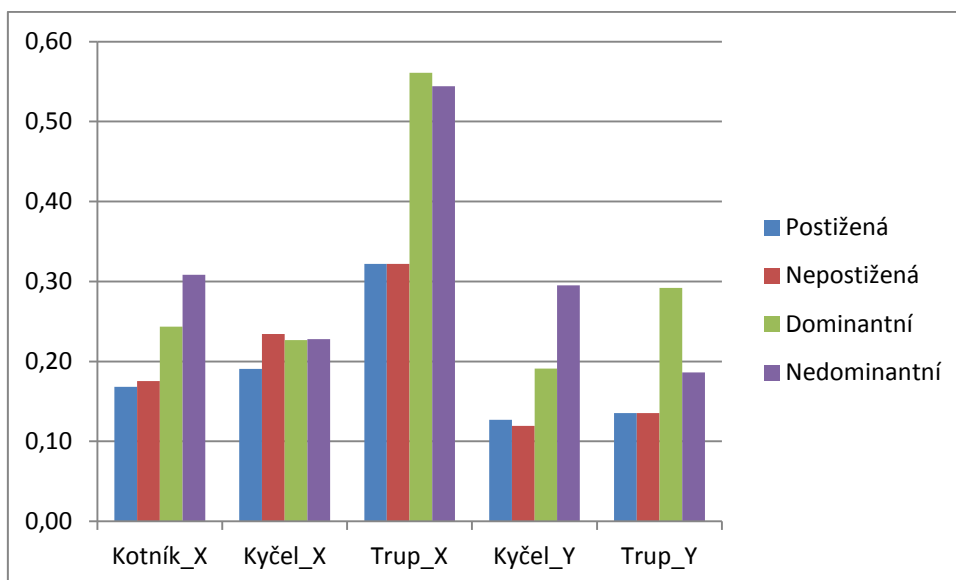
	Po x D	Po x Nd	Np x D	Np x Nd
Kotník_X	0,050	0,002	0,010	0,000
Kyčel_X	0,161	0,234	0,442	0,442
Trup_X	0,040	0,021	0,040	0,021
Kyčel_Y	0,328	0,065	0,161	0,038
Trup_Y	0,072	0,279	0,072	0,279

Legenda: Kotník_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině[°], Kyčel_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Trup_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Kyčel_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině, Trup_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.

Tabulka 6. změny rychlosti pohybu COP u stoje se zavřenýma očima

	LBP	Z	
parametr	Medián	Medián	p
Sw_Ax	1,37	0,87	0,131
Sw_Ay	2,85	2,97	0,738
A_95_	18,8	19,4	0,784
V_Ax	0,059	0,075	0,002
V_Ay	0,061	0,069	0,131
V_A	0,097	0,111	0,001

Legenda: Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP ve směru mediolaterálním [cm], Sw_Ay – směrodatná odchylka pohybu COP směru anteroposteriorním [cm], A_95 – plocha konfidencí elipsy [cm²], V_Ax – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru [cm/s], V_Ay – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru [cm/s], V_A – celková rychlost COP [cm/s]. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.



Obrázek 9. Grafické znázornění měřené směrodatné odchylky u stoje se zavřenýma očima v jednotlivých úhlech

5.3. Stoj o úzké bázi

Základní statistické charakteristiky měřených parametrů u skupiny s LBP a kontrolní skupiny zdravých se významně statisticky neliší, jak můžeme vidět v tabulce 7. U srovnání dominantní a nedominantní strany zdravých s postiženou a nepostiženou stranou experimentální skupiny jsme v sagitální rovině, nenalezli statisticky výrazné rozdíly u kotníku, kyčle ani trupu. Naproti tomu ve směru osy Y, což je směr anteroposteriorní se u trupu objevil statisticky významný rozdíl (tab. 8).

U stoje o úzké bázi nebyl nalezen v sledovaných parametrech, jako jsou směrodatná odchylka, průměr a medián na silových plošinách žádný významný statistický rozdíl. Parametry, které charakterizují změny polohy COP (Sway X, Sway Y, Area) se z hlediska statistické významnosti nelišily. Oproti tomu se rychlost pohybu COP významně lišila pouze v parametru COP X (tab. 9).

Tabulka 7. Základní statistické charakteristiky při stoji o úzké bázi

	Postižená	Nepostižená	Dominantní	Nedominantní
Kotník_X	0,22	0,26	0,32	0,32
Kyčel_X	0,22	0,19	0,31	0,22
Trup_X	0,36	0,36	0,59	0,54
Kyčel_Y	0,11	0,11	0,15	0,15
Trup_Y	0,21	0,21	0,30	0,26

Legenda: Kotník_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině[°], Kyčel_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Trup_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Kyčel_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině, Trup_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.

Tabulka 8. rozdíly statistické významnosti

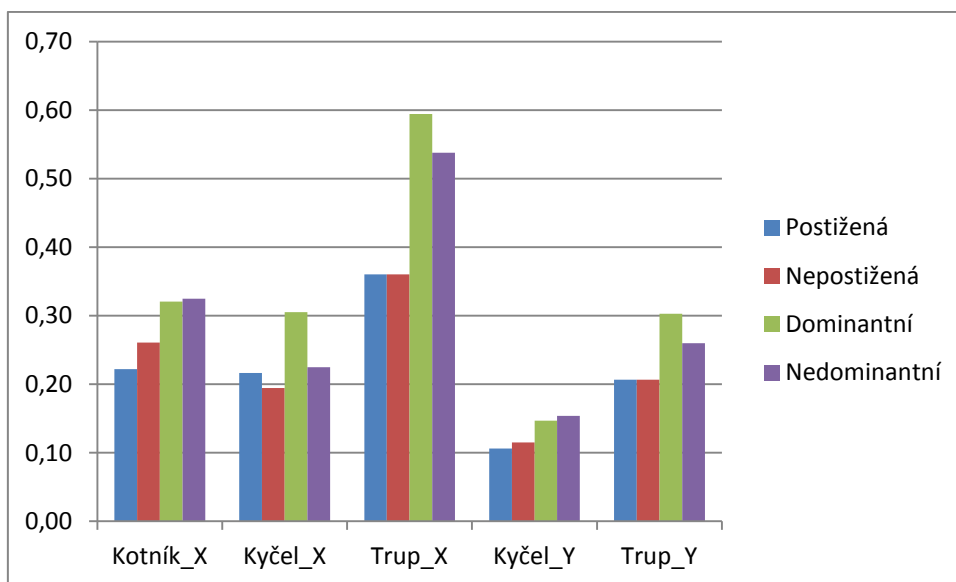
	Po x D	Po x Nd	Np x D	Np x Nd
Kotník_X	0,408	0,681	0,456	0,776
Kyčel_X	0,091	0,606	0,113	0,776
Trup_X	0,281	0,336	0,281	0,336
Kyčel_Y	0,351	0,351	0,224	0,328
Trup_Y	0,040	0,189	0,040	0,189

Legenda: Kotník_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině[°], Kyčel_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Trup_X – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, Kyčel_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině, Trup_Y – směrodatná odchylka úhlu v hlezenním kloubu ve frontální rovině. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.

Tabulka 9. Změny pohybu COP u stoje o úzké bázi

	LBP	Z	
parametr	Medián	Medián	p
Sw_Ax	1,87	1,47	0,159
Sw_Ay	3,44	3,42	0,829
A_95_	78,9	50,1	0,439
V_Ax	0,083	0,096	0,039
V_Ay	0,064	0,070	0,201
V_A	0,114	0,131	0,072

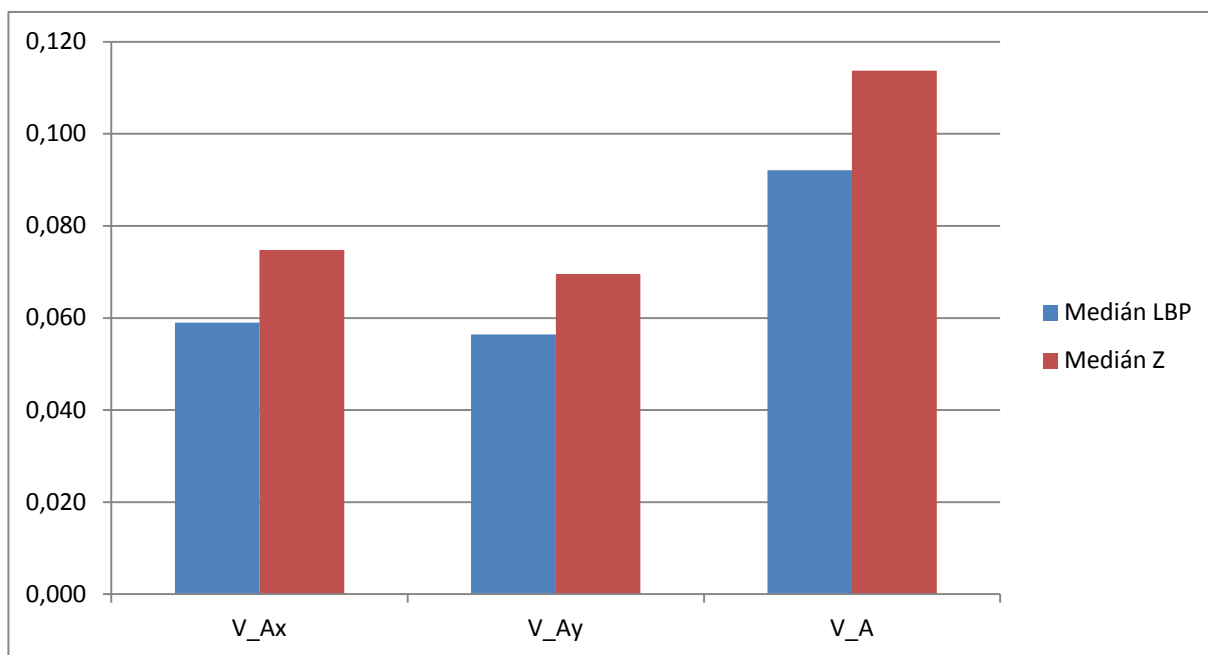
Legenda: Sw_Ax – směrodatná odchylka pohybu COP ve směru mediolaterálním [cm], Sw_Ay – směrodatná odchylka pohybu COP směru anteroposteriorním [cm], A_95 – plocha konfidence elipsy [cm²], V_Ax – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru [cm/s], V_Ay – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru [cm/s], V_A – celková rychlost COP [cm/s]. LBP - skupina osob s kořenovým syndromem, Z – kontrolní skupina.



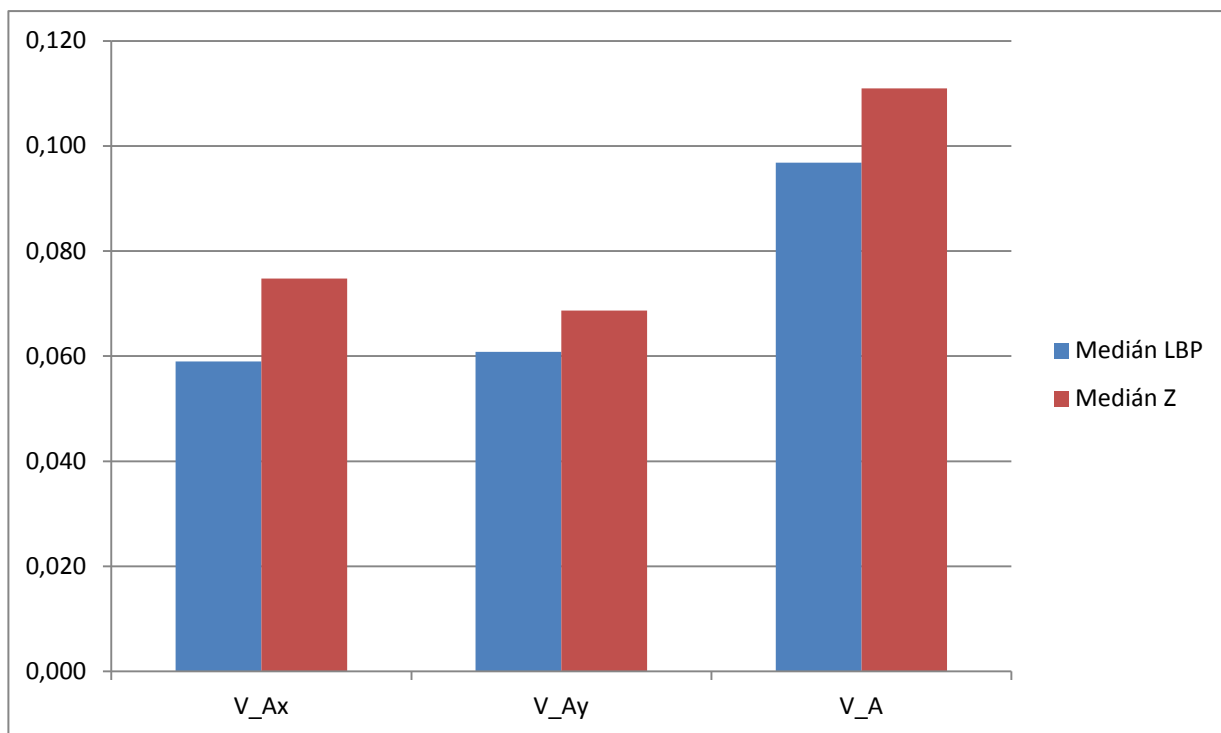
Obrázek 10. Grafické znázornění měřené směrodatné odchylky při stoji o úzké bázi v jednotlivých úhlech.

5.4. Grafické znázornění rozdílů mezi variantami stojů

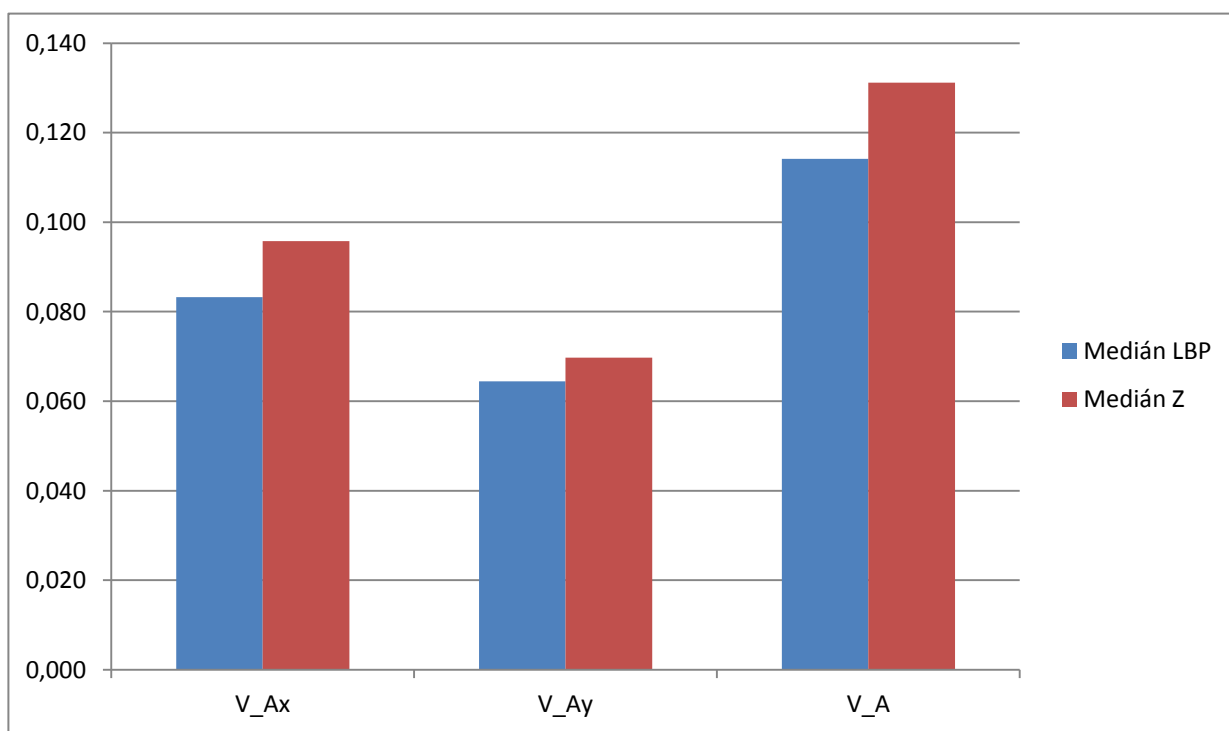
Na obrázcích číslo 1, 2 a 3 si můžeme porovnat změny rychlosti pohybu u stoje s otevřenýma očima, u stoje se zavřenýma očima a u stoje o úzké bázi. Největší rozdíly v rychlosti pohybu mezi LBP a kontrolní skupinou u stoje s otevřenýma očima jsou zaznamenány u celkové rychlosti pohybu COP (obrázek 1).



Obrázek 11. Graf stoje s otevřenýma očima



Obrázek 12. Graf stoje se zavřenýma očima



Obrázek 13. Graf stoje o úzké bázi

6 DISKUSE

V této diplomové práci jsme se zabývali posturálními strategiemi u osob s výhřezem meziobratlové ploténky. Zabývali jsme se zejména strategiemi v kyčelním a hlezenním kloubu. Hlezenní kloub zajišťuje předozadní pohyb a kyčelní především lateromediální. Výzkumu se účastnila skupina s LBP a kontrolní skupina zdravých osob

Záznam pohybu byl zaznamenán zařízením na 3D kinematickou analýzu pohybové činnosti. Pomocí systému Vicon MX jsme sledovali pohyb v jednotlivých kloubech lidského těla při stoji s otevřenými očima, dále při stoji se zavřenými očima a nakonec při stoji u úzké bázi. Na základě naměřených dat jsme zjistili výsledky pro jednotlivé klouby. Výstupy z těchto metod lze použít při komplexní diagnostice poruch funkce páteře. Jejich cílená aplikace by mohla usnadnit volbu terapie a zhodnotit její efektivitu.

Posturální stabilita má zásadní vliv na vzpřímené držení lidského těla. Funkce posturální stability, zajišťuje orientaci těla v prostoru jako celku, ale také jednotlivých segmentů proti sobě. Zabezpečuje tedy udržení klidové rovnováhy nebo dynamické stability těla, které je z fyzikálního pohledu labilní těleso (Dvořák 2007).

Štětkařová (2009) uvádí, že onemocněním páteře trpí až 80% lidí, samozřejmě se nejedná jen o osoby s LBP, ale také o lidi s dalšími vertebrogenními poruchami jako jsou například degenerativní změny páteře, či diskopatie (poškození meziobratlové ploténky). U osob postižených vertebrogenním onemocněním kompenzuje zdravý úsek funkční defekt postiženého segmentu a je tedy přetěžován.

Výhřez meziobratlové ploténky se v největší míře vyskytuje u lidí, co vykonávají těžké manuální práce, dále u osob vystaveným vibracím při práci a u lidí se sedavým zaměstnáním (Náhlovský, 2006). K výhřezu může dojít rovněž, je-li zdravá ploténka vystavena náhlému, nečekanému, nadměrnému zatížení. Výhřez meziobratlové ploténky je z topografického hlediska zobrazení odlišný podle směru výhřezu, který může směřovat dopředu, dozadu, do stran, nahoru a dolů (Golder, 2010). Z klinického pohledu jsou nejzávažnější a nejčastější výhřezy postrolaterální, které směřují do páteřního kanálu a ohrožují nervové kořeny. Výhřez ploténky může souviset se zbytkem obsahu meziobratlového prostoru (Branam & Stambough, 2002). Hypotéza, že má výhřez meziobratlové ploténky vliv přes annulus fibrosus na nervové

kořeny, byla prokázána experimentální metodou, která hodnotila pohyby nucleus pulposus během mechanické námahy ploténky.

Ze statistického hlediska jsme zjistili významnější rozdíly mezi lidmi s výhřezem meziobratlové ploténky a zdravými jedinci u trupu a u hlezenního kloubu. Další rozdíl, který byl statisticky významný, byl zaznamenán při posuzování stoje se zavřenýma očima.

Výsledky jsou překvapivé, jelikož z výzkumu vyplynulo, že velikosti směrodatných odchylek pohybu trupu a kotníku byly významně menší u skupiny s LBP než u kontrolní skupiny. Důvodů pro tento výsledek bychom mohli najít více. Jedním z nich by mohl být fakt, že pouhý stoj byl pro kontrolní skupinu příliš jednoduchý a tudíž se tolik nekoncentrovali na rozdíl od pacientů, pro které i jednoduchý stoj představuje, vzhledem k jejich omezení, riziko pádu a vyžaduje větší soustředěnost. Dalším důvodem by mohlo být přizpůsobení strategie, která má za následek zpevnění trupu a dolních končetin. Může se jednat o ochranný mechanismus v očekávání jakékoliv bolesti, která by mohla vzniknout v důsledku pohybu po rozrušení a může sloužit k omezení amplitudy a rychlosti reakce trupu v rozrušení (Henry, Hitt, Jones & Bunn, 2006)

Jones, Henry, Raasch, Hitt & Bunn (2012) provedli srovnání osob s LBP a kontrolní skupiny na silových plošinách. Vyšlo jim, že vícesměrné (multidirectional) odchylky u skupiny osob s LBP reagovaly na rozrušení prakticky stejně jako u kontrolní skupiny. Obecně lze však říci, že jedinci s LBP snížili amplitudu síly trupu, ale hlavní odpověď na rozrušení byla aktivace svalů hrudníku a kotníku. Dále zjistili, že obě skupiny přizpůsobili ve všech kloubech ve frontální i sagitální rovině vrchol momentu síly směrem, od kterého přicházelo rozrušení. Skupina s LBP měla snížený maximální moment síly ve všech směrech, odkud přicházelo rozrušení. Tyto výsledky podporují hypotézu, že lidé, kteří mají v anamnéze LBP, mění posturální strategie větším zapojením trupu, o čemž svědčí snížení momentu síly v trupu a zvýšené práce svalů hrudníku. Výsledky osob s LBP kromě toho ukázaly, že bolest na distální straně indikuje zvýšená odpověď svalů v kotníku. Tito autoři ukázali v dalším experimentu, který byl proveden roku 2005, že u se pacientů s LBP změnili neuromuskulární reakce na neočekávané rozrušení, které se vykazuje méně dynamickou kontrolou ve frontální rovině. Tato porucha koordinace v reakci na neočekávané výchylky může mít za následek stupňování příznaků nebo další zranění (Jones, Henry, Raasch, Hitt & Bunn, 2005).

Hlavním zjištěním jiné práce, která ukázala, že mladé osoby s LBP mají změněný sklon těla při podmínkách, které narušují posturální kontrolu. Tento sklon byl podobný jako u skupiny zdravých osob, které se naklonili více dopředu, když očekávali posturální nestabilitu (Brumagne, Janssens, Janssens, & Goddyn, 2008).

Z výsledků této práce vyplynulo, že pohyb v hlezenním kloubu a v trupu se u osob s kořenovým syndromem liší při srovnání s kontrolní skupinou (hypotéza 1, hypotéza 3). Naproti tomu u pohybu v kyčelním kloubu jsme nezaznamenali žádné statisticky významné odchylky při srovnání obou skupin a proto hypotézu 2 zamítáme. Dále jsme zjistili, že rychlost pohybu COP se u skupiny osob s LBP a kontrolní skupiny je odlišná. U rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru jsme zaznamenali statisticky významné odchylky u všech třech variant stojů, u celkové rychlosti COP jsme zaznamenali statisticky významné odchylky u stoje s otevřenýma očima i u stoje se zavřenýma očima, u rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru jsme zaznamenali statisticky významné odchylky jen u stoje s otevřenýma očima. Hypotézu 5 naše výsledky potvrdily. Posturální výchylky COP se ve srovnání skupiny osob s kořenovým syndromem a kontrolní skupiny významně nelišily, tedy hypotézu 4 zamítáme.

7 ZÁVĚR

Ze zjištěných výsledků jsme vyvodili následující závěry:

- Velikosti směrodatných odchylek pohybu trupu a kotníku byly významně menší u skupiny s LBP než u kontrolní skupiny.
- Při srovnání kontrolní a experimentální skupiny u stoje s otevřenými očima byl nalezen statisticky významný rozdíl u trupu, jednalo se o pohyb ve směru osy X (pohyb sagitální rovině). U experimentální skupiny byl pohyb trupu menší než u kontrolní skupiny
- U stoje se zavřenými očima byla patrná hladina statistické významnosti zejména u pohybu ve směru osy x (sagitální pohyb) v kotníku a trupu u všech srovnávaných variant, kterými bylo srovnání postižené končetiny u pacientů s kořenovým syndromem a dominantní končetiny kontrolní skupiny, postižené končetiny pacientů s nedominantní končetinou, nepostižené končetiny s dominantní a nepostižené s nedominantní končetinou u kontrolní skupiny
- Největší pohyb byl u obou sledovaných skupin zaznamenán v kotníku a trupu při stoji se zavřenými očima

8 SOUHRN

Tato práce se zabývá kinematickou analýzou vzpřímeného stoje u osob s kořenovým syndromem L5. Práce je rozdělena na dvě části. V první, teoretické části, jsou uvedeny základní poznatky o stoji, o vzpřímeném držení těla. Dále jsou zde uvedeny poznatky o páteři a výhřezu meziobratlové ploténky. Rovněž jsme se zabývali těžištěm, posturálními strategiemi, či posturografií.

V praktické části je uvedena metodika výzkumu, ve které je charakterizován výzkumný soubor. Dále jsme zde uvedli informace o probandech a jejich vyšetření, metody a postup samostatného měření.

Cílem této práce bylo zjistit jaký má vliv vyhrzlá ploténka na posturální stabilitu v různých podmínkách stoje. Různé podmínky sestávaly ze tří různých stojů: stoj s otevřenýma očima, stoj se zavřenýma očima a stoj o úzké bázi. Zaměřili jsme se především na analýzu pohybu vybraných bodů, většinou kloubů lidského těla (hlezenního kloubu, kyčelního kloubu a trupu) u postižené a nepostižené končetiny u skupiny osob s kořenovým syndromem, ale také na dominantní a nedominantní končetiny u zdravých probandů. Analýza pohybu byla realizována pomocí měřicího systému Vicon. Tento systém funguje na principu vysokorychlostního snímání pohybu, jež je pro lidské oko nepostřehnutelný. Naměřené kinematické parametry pak byly dále vyhodnocovány. Určili jsme z nich směrodatnou odchylku, průměr a poté je statisticky zpracovali.

Experimentální skupina sestávala z 8 osob, z toho byly 4 ženy a stejný počet mužů, kontrolní skupina obsahovala 10 osob, z nichž bylo 5 žen a stejný počet mužů. Velikost skupin není nijak velká vzhledem k zpracování dat a náročnosti měření, ale v zásadě se neliší od souborů u studií tohoto typu.

Z výsledků jsme zjistili, že velikosti směrodatných odchylek pohybu trupu a kotníku byly významně menší u skupiny s LBP než u kontrolní skupiny. Při srovnání kontrolní a experimentální skupiny u stoje s otevřenýma očima byl pohyb trupu menší než u kontrolní skupiny. Co se týče pohybu v různých podmínkách stoje, ve všech variantách jsme zaznamenali největší pohyb v hlezenním kloubu a u trupu. Největší pohyb byl u obou sledovaných skupin zaznamenán v kotníku a trupu při stoji se zavřenýma očima.

Výsledky této práce mohou posloužit pro další výzkum v této oblasti, nebo být využity pro další rozvoj metody.

9 SUMMARY

The thesis deals with kinematic analysis of the upright posture of people with L4 and L5 root syndrome. The diploma thesis is divided into two parts. The first, theoretical part, deals with basic knowledge of the standing, the upright posture. Knowledge of the spine and the disc prolapse are also described in the first part. We also studied the centre of gravity, postural strategy and posturography.

The second, practical part, deals with methodology of the research, and the characteristic of the research group. Information about the people, their examination, methods and the process of individual measurement is also described in this part.

The aim of the thesis was to discover the influence of the disc prolapse on the postural stability in more demanding conditions. The more demanding conditions were three different standing positions – standing with open eyes, with closed eyes and standing on the narrow basis. We focused especially on analysis of movement of chosen points, mostly joints (especially ankle joint, hip joint and thorax), of affected and unaffected limbs of people with root syndrome. We also focused on dominant and nondominant limbs of healthy individuals. To analyze the movement we used the Vicon system. This system uses the high-speed motion capture, which is not perceptible to the human eye. The kinematic parameters were evaluated further – we determined the standard deviation and average, and we statistically processed the parameters. The experimental group consisted of 8 people – 4 women and 4 men. In the control group there were 10 people – 5 men and 5 women. The size of the groups is not very big considering the data processing and performance measurement, but it does not differ from the sets of studies of that kind.

The results showed that the size of the standard deviations of movement of thorax and ankle were significantly smaller in case of the group with LBP than in the control group. When comparing the groups standing with open eyes, the movement of thorax was smaller with people in experimental group. When focusing on the three different standing positions, we noted the biggest movement in joint ankle and thorax in all cases. In both groups the movement was the biggest when people stood with closed eyes.

The results of this thesis can be used in further research in the area, or further development of the method.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous (2012a). Retrieved 2012 from world wide web: <http://www.zdravi-vitalita.wz.cz/>
- Anonymous (2011b). Retrieved 26. 7. 2011 from world wide web: <http://www.datakabinet.cz/cs/Vyukove-materialy-a-data/Clovek-a-priroda/Ilustrace-a-obrazky/Obratel-krcni.html>
- Anonymous (2007c). Retrieved 2007 From world wide web: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/staff/tlapakova>
- Ambler, Z. *Neurologie pro studenty lekarske fakulty* 2002, [Učební texty]. Praha: Karolinum.
- Jacinta, B., O'Hare, N., O'Hare, G., Finn, A., & Colin, J. (2002) Clinical Assessment of the Quantitative Posturography systém, *Physiotherapy* vol. 88/no 4, 217 - 223
- Briac, C., Cre'tual, A., Allard, P., & Delamarche, P. (2006), Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model, *Clinical Biomechanics* 21 427–434
- Dvořák, R. (2007). *Základy Kineziologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Gage, J. R. (1991). Gait analysis in Cerebral Palsy. New York: MacKeith Press. 126 - 134
- Joseph, H., & Knutzen, K. M. (2003). *Biomechanical basis of human movement* (3th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer, Inc.
- Horak F.B. (1997). Clinical assessment of balance disorders, *Gait & Posture* 6 76.-84
- Karas, V., & Otáhal, S. (1991). *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*, [vysokoškolská skripta], Praha: Karolinum.
- Karlsson, A., & Persson, T., (1997), The ankle strategy for postural control a comparison between a model-based and a marker-based method, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 52 165-173
- Karlsson, A., & Lanshammar H., (1997) Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data, *Gait & Posture* 5 198-203
- Káš, S. (1993), *neurologie pro praktické lékaře*, Praha: Scientica medica.
- Káš, S., & Orszagh, J., (1995). *Ischias a jiné nemoci páteře*. Praha: Brána.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3 -17

- Lejska, M. (1998), Komplexní řešení závrativých stavů funkčními metodami :posturografie a vestibulární rehabilitace, *Otorinolaryngologie*, 47, 212 – 221
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně* (5th ed.). Praha: Sdělovací technika.
- Mahato, N. K. (2010).Complete sacralization of L5 vertebrae: traits, dimensions, and load bearing in the involved sacra. *The Spine Journal* , 10(7), 610–615
- Mccollum G. CHarlotte L., Shupert, Lewis, „& Nashner M. (1996) Organizing Sensory Information for Postural Control in Altered Sensory Environments, *theor. Biol.* , 180, 146 - 169
- Mcgill, S. 2007. *Low back disorders: evidence- based prevention and rehabilitation* (2nd ed.).United states: Human kinetics.
- Merkunová, A., & Orel, M. (2008), *Anatomie fyziologie člověka*. Praha: Grada.
- Naňka, O., & Elišková, M. (2009), *Přehled anatomie*. Praha: Galén.
- Nováková, Mališka, & Iliášová, (2001), *Terapie bederní paterě přístupem robina MCKenzie*
- Rein, S., Fabian, T., Zwipp, H., Rammelt, S., & Weindel S.(2011), Postural control and functional ankle stability in professional and amateur dancers, *Clinical Neurophysiology* 122 1602–1610
- Sinělnikov, (1980), *Atlas anatomie cloveka- dil 1.*(3rd Ed.) Praha: Avicenum.
- Semple, R., Turner, D. E., Helliwell, P. S., & Woodburn, J. (2007), Regionalised centre of pressure analysis in patients with rheumatoid arthritis, *Clinical Biomechanics* 22 127–129
- Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B., & Zajac, F.E. (1999), Ankle and hip postural strategies defined by joint torques, *Gait and Posture* 10 161–170
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115 – 121
- Vařeka, I., & Dvořák, P. (2001), Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 33 – 37
- Véle, F. Kineziologie, (2006), *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*, Praha: Triton.
- Visser, J. E., Carpenter, M. G., Van Der Kooij. H., & Bloem, B. R. (2008) The clinical utility of posturography, *Clinical Neurophysiology*, 119, 2424–2436
- Whittle M. W. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walkin, *Human Movement Science*, 16, 347-355

Wilson, E. L., Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Nussbaum, M. A. (2006), Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles, *Gait & Posture* 23 348–354

Yelnik, A. I. Bona, (2008), Clinical tools for assessing balance disorders Séméiologie et évaluation clinique des troubles de l'équilibre, *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 38, 439-445.