

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2011

David BEŇAČKA

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Hodnocení posturální stability pomocí kinematické analýzy u pacientů s výhřezem
meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: David Beňačka, tělesná výchova a sport, prezenční studium

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

Olomouc 2011

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: David Beňačka

Název diplomové práce: Hodnocení posturální stability pomocí kinematické analýzy u pacientů s výhřezem meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt

Udržování posturální stability může být ovlivněno několika faktory. Jedním z těchto faktorů může být onemocnění páteře. Tato práce zkoumá, jak ovlivňuje výhřez meziobratlové ploténky posturální stabilitu v různých podmínkách ve stoje. Porovnává také rozdíly mezi stabilitou těchto osob s osobami zdravými. K analýze posturální stability byla použita 3D kinematická analýza s využitím systému Vicon MX. Pomocí tohoto systému jsme sledovali pohyb vybraných bodů na těle (kotník, koleno, kyčel, pánev, rameno, zápěstí). Stabilita byla hodnocena pomocí směrodatné odchylky pohybu těchto bodů. Na základě našich výsledků jsme nenalezli významný rozdíl v posturální stabilitě u osob s výhřezem meziobratlové ploténky v oblasti L4-L6 nebo L5-S1. Největší pohyb jsme u obou skupin zaznamenali při stoji o úzké bázi.

Klíčová slova:

Stoj, posturální stabilita, páteř, meziobratlová ploténka, kinematická analýza, Vicon MX

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Bibliographical identification

Autor's first name and surname: David Beňačka

Title of the master thesis: Evaluation of postural stability using a kinematic analysis in patients with prolapsed intervertebral discs L4/L5 and L5/S1

Department: Department of Natural Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2011

Abstract:

Maintenance of postural stability can be affected by several factors. One of these factors may be a disease of the spine. This paper examines how intervertebral disc prolapse affects postural stability in standing under various conditions. It compares the differences between the stability of these people with healthy persons. 3D kinematic analysis utilizing the Vicon MX system was used to analyze the postural stability. With this system, we monitored the movement of selected points on the body (ankle, knee, hip, pelvis, shoulder, wrist). Stability was assessed using the standard deviation of the movement of these points. Based on our results, we found no significant difference in postural stability in patients with prolapsed intervertebral disc at the L4-L6 or L5-S1 area. The biggest movement in both groups was noticed when standing on narrow base.

Keywords:

Posture, postural stability, spine, intervertebral disc, kinematic analysis, Vicon MX.

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

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

V Olomouci dne

.....

Děkuji rodině za všestrannou podporu během studia a důvěru ve mně vloženou.
Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za vstřícný přístup, cenné rady a pomoc při zpracování diplomové práce.

OBSAH

1 ÚVOD.....	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1 Stoj.....	10
2.1.1 Postura.....	11
2.1.2 Vzpřímené držení těla.....	12
2.1.3 Velikost opory a stabilita.....	13
2.1.4 Faktory ovlivňující posturální stabilitu.....	14
2.2 Těžiště.....	15
2.2.1 Poloha těžiště.....	15
2.2.2 Těžiště segmentů lidského těla.....	16
2.2.3 Výpočet těžiště.....	19
2.3 Páteř.....	21
2.3.1 Skladba páteře.....	21
2.3.2 Zakřivení páteře.....	25
2.3.3 Základní pohyby.....	25
2.3.4 Meziobratlové ploténky.....	26
2.3.4.1 Skladba meziobratlových plotének.....	27
2.3.4.2 Funkce meziobratlové ploténky.....	28
2.3.4.3 Onemocnění meziobratlové ploténky – diskopatie.....	29
2.4 Analýza pohybu člověka.....	31
2.4.1 Kinematická analýza pohybu v biomechanice.....	32
2.4.2 Kinematografická vyšetřovací metoda.....	35
2.4.2.1 Záznam pohybu.....	35
2.4.2.2 Značky.....	37
2.4.3 Systém Vicon MX.....	38
2.4.3.1 Příprava subjektu.....	38
2.4.3.2 Nasímání pohybu.....	39
2.4.3.3 Výstupní parametry.....	39
3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY.....	41
3.1 Hlavní cíl.....	41
3.2 Dílčí cíle.....	41
3.3 Výzkumné otázky.....	41

4 METODIKA	42
4.1 Charakteristika souboru	42
4.2 Metody	42
4.3 Postup měření	42
4.4 Sledované parametry.....	43
4.5 Zpracování dat	43
5 VÝSLEDKY	44
5.1 Porovnání LBP zdravá a postižená strana.....	44
5.2 Porovnání pohybu u skupiny s LBP a kontrolní skupinou	46
5.3 Variabilita pohybu u různých segmentů těla	49
6 DISKUZE	54
7 ZÁVĚR.....	58
8 SOUHRN	59
9 REFERENČNÍ SEZNAM	60
10 PŘÍLOHY	65

1 ÚVOD

Posturální stabilita představuje jednu z mnoha neodmyslitelných funkcí lidského těla, která provází člověka již od narození celým jeho životem, a to doslova na každém kroku. Ať už člověk momentálně provádí jakoukoliv pohybovou činnost - například chůzi, běh, jízdu na kole či bruslích, případně cokoliv dalšího, vždy se jedná o posturální aktivitu, která nám zajišťuje, abychom prováděný pohyb uskutečnili podle zamýšleného pohybového vzorce. Nejinak tomu je i u statických poloh jako je sed nebo leh. Ačkoliv to ani zdaleka tak nevypadá, tak i při stožení, ve kterém člověk nedělá žádné pohyby, jsou neustále aktivní některé ze systémů zajišťujících tuto polohu. Výsledkem práce těchto systémů je tak schopnost člověka udržet rovnováhu, aniž by došlo k pádu nebo vychýlení z požadované polohy. Ve chvíli, kdy jeden ze systémů, které se starají o udržení rovnováhy nefunguje tak jak má nebo dojde k omezení jeho činnosti, mohou nastat rovnovážné problémy. I přesto, že porucha jednoho systému může být z části nahrazena systémem jiným, dochází ke změnám ve schopnosti udržet rovnováhu. To se může projevit a také projevuje zvýšeným pohybem jednotlivých částí těla, neboť tento pohyb vzniká jako možná reakce na udržení požadované polohy. Zvýšená pohyblivost částí těla může být také zapříčiněna i různými druhy onemocnění, mezi které bezesporu patří i problémy spojené s bolestmi zad. Dost často se setkáváme s osobami trpícími bolestmi v bederní oblasti, což bývá v zahraniční literatuře označováno pod zkratkou LBP, neboli „low back pain“. Mezi tato onemocnění se řadí i výhřez meziobratlové ploténky, vyskytující se převážně v této bederní oblasti. Jedná se o poškození meziobratlové ploténky a to nejčastěji ve směru nejmenšího odporu. Můžeme se tedy setkat s výhřezem ploténky do strany, ve většině případů je však častější výskyt výhřezu ploténky tzv. ve směru vzad. Posturální stabilita tak může být negativně ovlivněna vlivem (účinkem) výhřezu ploténky, která tlačí na nervové dráhy v oblasti páteře. Stejně jako u zdravých osob kde rozlišujeme strany na dominantní a nedominantní, tak i u osob s LBP hovoříme o postižené a nepostižené straně. Základem tohoto dělení je oblast – tzv. strana, ve které došlo k výhřezu ploténky.

Tato práce se tak zabývá pozorováním držení rovnováhy ve stožení, a to za pomoci moderních biomechanických metod. Pro sledování pohybu využívá 3D kinematickou analýzu. Hlavním úkolem a cílem práce bylo zjistit vliv výhřezu meziobratlové ploténky na rovnováhu u postižených osob. Dále se zaměřuje a porovnává jednotlivé parametry mezi osobami s LBP – tzv. postižená skupina a osobami tzv. zdravé kontrolní

skupiny. Pro tato porovnání bylo využito celkového počtu 22 měřených osob, z toho 13 žen a 9 mužů. Zdravá skupina byla tvořena 12 osobami, skupinu s LBP – tzv. postiženou skupinu vytvořilo 10 osob.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Stoj

„Vzpřímené držení je výchozí pozicí pro většinu lidských činností spojených se stavem připravenosti a se změnou míst“ (Véle, 1995, 73). Ačkoliv se může poloha vzpřímeného bipedálního stoje zdát jako velice klidná, při níž se nic neděje, opak je pravdou. Tělo je vystaveno určitému množství vnějších sil, které na něj působí, a proto je zapotřebí, aby na tyto síly působilo svými – vnitřními silami za pomoci mechanismů a informací získanými ze sensorických systémů. Véle (2006) zase mluví o tzv. „ereismatickém“ pohybu - projevuje se staticky posturální motorikou sloužící ke stabilizaci polohy těla provázené pocitem jistoty; není téměř viditelný za normálních podmínek a stává se nápadným až při kolísání polohy provázené nejistotou z možnosti pádu. Jen pokud jsou výše uvedené síly v rovnováze, je možné udržet vzpřímený bipedální stoj.

Stoj je z fyzikálního pohledu označován za labilní polohu, neboť těžiště těla je umístěno poměrně vysoko a tělo je podepřeno relativně malou kontaktní plochou – pouze plosky nohou. Navíc tvar těla je vzhledem k pohyblivému obsahu vnitřního prostředí proměnlivý, tudíž je v jeho základní vzpřímené poloze nestabilní (Véle, 2006). Úroveň vyváženosti stoje je dána polohou průmětu těžnice těla do roviny opěrné báze těla a v ideálním případě by se měl nacházet v jejím středu. Za opěrnou bázi je považována celá plocha vymezená okraji kontaktních ploch chodidel. Zvýšení stability lze dosáhnout dvěma způsoby: zvětšením opěrné báze – rozkročením nebo opora o hůl, nebo snížením polohy těžiště – předřepnutím. V opačném případě – ve stoji na špičkách či stoji na jedné noze, se zvyšuje labilita polohy těla a tím se zvyšují i koordinační nároky (Dvořák, 2007). Stabilizační mechanismus vzpřímeného stoje spočívá na oporné stabilizační funkci dolních končetin a stabilizační schopnosti páteře (Véle, 1995).

2.1.1 Postura

„Klidová poloha těla – stoj se vyznačuje určitým uspořádáním segmentů a nazývá se postura. Při udržování této polohy – postury – probíhá držení těla dynamicky, přesto že se jeví zevnímu posuzovateli jako statický fenomén ve srovnání s následným fázickým pohybem“ (Véle, 2006, 97). Postura popisuje orientaci segmentu těla vzhledem k vektoru tíhové síly a je posuzována hodnocením odchylky od vertikály (Winter, 1995). Posturou také označujeme zaujatou polohu těla a jeho části v klidu. Tento pojem vypovídá jak o statické – stálá neměnicí se poloha v prostoru, tak o dynamické – proces udržování polohy těla vůči měnícímu se okolí. Z toho plyne, že posturální funkce je průběžný, dynamicky probíhající aktivní proces. Úkolem postury je tedy předcházet pohybu a je zajištěna vnitřními silami. Systém, který pomocí tonických svalů brání změně (snaží se udržet posturu), se nazývá posturální, a zabezpečuje stabilitu polohy segmentů v klidu, tvoří zabezpečovací a opornou bázi. Posturální systém zahrnuje oba typy svalů – fázické i tonické. Při pohybu je posturální systém střídán fázickým svalovým systémem, aby mohl být proveden pohyb. Po skončení pohybu, kdy je dosažena nová poloha, opět převládá funkce posturální (Véle, 1997). „Překročí-li však udržování polohy schopnost tonických svalů nebo při náhlé změně podmínek, je nutný zásah fázických svalů, aby se zabránilo destabilizaci s možností pádu“ (Véle, 2006, 99). Z důvodu plynulosti je posturální systém aktivní po celou dobu pohybu – předchází pohybu, provází jej a zakončuje (Véle, 1995). Nároky na posturální funkce rostou zvyšováním těžiště a zmenšováním opěrné plochy (Dvořák, 2007).

Dvořák (2007) také uvádí, že posturální funkce zabezpečuje nejen orientaci těla v prostoru jako celku, ale i jednotlivých segmentů proti sobě. Zajišťuje tedy aby tělo, které je z fyzikálního pohledu labilní těleso, udrželo klidovou rovnováhu nebo dynamickou stabilitu. Z toho plyne, že má vztah ke gravitačnímu poli.

Véle (2006) dodává, že posturální motorika udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy (balancováním kolem střední polohy), kterým se zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a naopak. Posturální pohotovost k akci chrání tělo před poškozením. Udržování polohy je sice rámcově trvale naprogramováno, probíhá sice podvědomě, ale přesto se

flexibilně přizpůsobuje okamžitému stavu prostředí a při neočekávané změně podmínek vstupuje ihned do podvědomí.

2.1.2 Vzpřímené držení těla

Zajištění vzpřímeného držení těla vyžaduje určitou souhru svalů, které se na něm podílejí. Celý proces je řízen centrálním nervovým systémem (CNS), který se stará nejen o zajištění stability zaujaté polohy při práci rukou, ale také stabilizuje průběh změny držení. Tuto situaci i krátkodobě předvídá a v případě nouze musí být možno vyvinout rychle i značnou sílu, aby nedošlo při náhlé změně polohy k porušení rovnováhy, přetížení nebo k pádu (Véle, 1995).

„Každý pohyb i udržování polohy těla v labilní vertikální poloze provází aktivita smyslových receptorů i svalů. Při výpadu některé senzorycké složky je pohyb dále možný zvýšenou aktivací jiné složky“ (Véle, 2006, 101). Dle Horaka (2006) je procentuální zastoupení jednotlivých systémů, které zajišťují posturální kontrolu (u zdravého jedince stojícího v dobře osvětlené místnosti na pevném povrchu) rozděleno takto: somatosenzorický systém 70 %, vestibulární systém 20 % a zrakové informace 10 %. Pokud se ale vlivem věku či dalších faktorů zhorší funkce dvou systémů, dochází k celkovému zhoršení stability postoje (Štilec & Nováková, 1999). Dvořák (2007) zase udává, že se vzpřímeným držením těla souvisí i funkce balanční, která má tři hlavní aferentní zdroje: vestibulární aparát, zrak a mechanorecepci. Receptorem v systému pro udržování rovnováhy jsou exteroceptory kůže (převážně chodidla) a celý pohybový systém – proprioreceptory. Horní úsek krční páteře, subokcipitální svaly, oblast musculus quadratus lumborum a oblast nohy – to vše jsou oblasti s vysokou koncentrací receptorů.

Podkladem nejen pro řízení stabilizace polohy, ale i korekci pohybu jsou informace poskytované ze svalů, šlach a kloubů osového orgánu. Nejsou to pouze informace z hlavy, kde jsou soustředěny hlavní orgány pro orientaci v prostředí. Jedná se i o informace z páteře, pánve a dolních končetin, které jsou stejně důležité k zajištění vzpřímeného držení (Véle, 2006).

V klidu i při pohybu informuje vestibulární aparát o směru gravitace. Tyto získané informace porovnává s informacemi zrakovými a proprioreceptivními (hlavně z oblasti krční páteře, klíčových kloubů a plosek nohy). Součet senzorických informací se pak používá ke korekci polohy (Véle, 2006).

Stabilizační proces výrazně ovlivňuje také zrak, neboť poskytuje informace o zevním prostředí. Dále je stabilizace ovlivněna interoceptivními informacemi z vnitřních orgánů a také nociceptivními informacemi, které mění držení těla a ovlivňují tím i stabilizaci polohy. Na vzpřímeném držení se podílí i osový orgán, který informuje o poloze těla (Véle, 2006).

2.1.3 Velikost opory a stabilita

Udržování posturální stability je zbytné k vykonávání jakékoliv aktivity v denním životě. „Termínu stabilita se používá technicky při popisu chování pevných těles na podložce vzhledem k působení zevní síly“ (Véle, 2006, 102). Na rozdíl od neživého tělesa tělo nespočívá na podložce pouze pasivně, ale využívá aktivně sil, které na ploše kontaktu díky gravitaci vznikají. Informace z plosek nohou a kotníků jsou hlavní senzorické vstupy týkající se regulace posturálních výchylek (Janura & Bastlová, 2003). Podle Vařeky (2002) je laterolaterální směr pro stoj stabilnější než stabilita předozadní a to z důvodu anatomicky předurčené volnosti pohybu dolních končetin a trupu, která je více omezena ve směru do stran, než v předozadním.

Jelikož je tvar těla proměnlivý, nemá přesně definované tvarové vlastnosti pevného tělesa. K tomu, aby mohla být zaujatá nějaká stabilní výchozí poloha těla, musí být stabilita polohy „polotekutého tělesného obsahu“ udržována pomocí činností svalů řízených z CNS. Z toho důvodu se u lidského těla nedá mluvit o tvarové stabilitě, nýbrž o aktivní stabilizaci polohy těla na pevné podložce. Případně o stabilizaci postury, což znamená udržení daného nastavení pohyblivých částí těla (Véle, 2006).

Pokud těžnice těla překročí okraj opěrné báze, musí nastat posun nebo rozšíření opěrné báze tak, aby se těžnice opět promítla do ní. Pokud se tak nestane, dojde k pádu

a zaujetí nové nejstabilnější polohy vleže. Pod pojmem opěrná báze rozumíme plochu vymezenou nejperifernějšími body opěrné plochy (Dvořák, 2007).

Véle (1995) uvádí, že stabilita je přímo úměrná velikosti opěrné plochy a jejím vlastnostem jako je adhezivita, přičemž opěrná plocha je dána lichoběžníkem ohraničeným čarami, které spojují paty, zevní okraje nohou a bříska metatarzů. Zvýšení stability se docílí rozšířením opěrné plochy báze ve směru působení zevní síly. Opěrná plocha musí mít určitou přilnavost, která zvětšuje tření. Pokud tato vlastnost chybí, stabilita je špatná a její udržení obtížné. Při vážnější poruše posturálních nebo lokomočních funkcí se k získání větší stability používá přídatné opory (nejčastěji jednou, popř. dvěma holemi), čímž se rozšíří opěrná báze a tím automaticky zlepši stabilita.

Véle (2006) dále udává, že udržování stabilizované výchozí polohy segmentů realizuje osový orgán, který „flexibilní segmentovou stabilizací páteře“ umožňuje pružnou stabilizaci pohybových segmentů. Tento pohybový segment páteře tvoří pružné spojení dvou sousedních obratlů meziobratlovou ploténkou, meziobratlové klouby, vazivové elementy a krátké svaly spojující dva sousední obratle. Stabilizaci jednotlivých funkčních sektorů páteře zajišťují svaly působící přes několik segmentů, což se nazývá sektorová stabilizace. Dlouhé svaly, které působí přes celou páteř, umožňují celkovou stabilizaci integrující funkci osového orgánu jako celku.

2.1.4 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Véle (1995) rozděluje faktory, jež ovlivňují posturální stabilitu na faktory fyzikální a faktory neurofyziologické.

Faktory fyzikální

- Oporná plocha
- Hmotnost a poloha těžiště
- Charakter kontaktu těla s opornou plochou
- Postavení a vlastnosti hybných segmentů

Faktory neurofyziologické

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

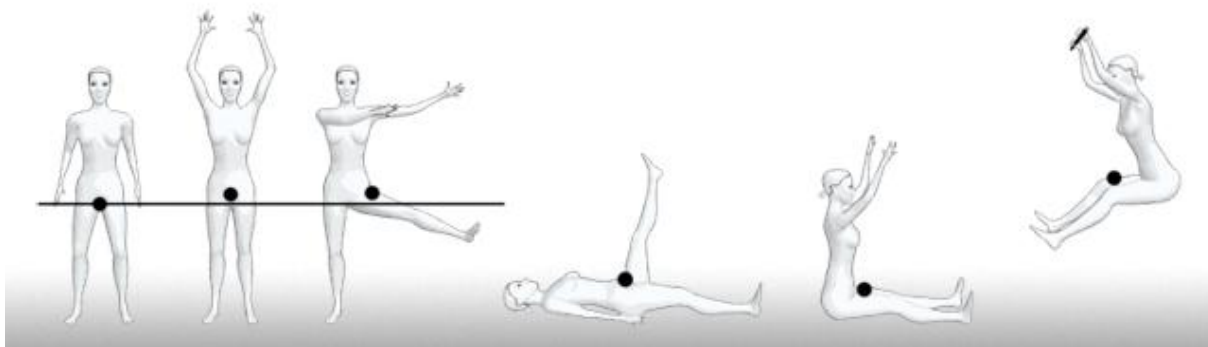
2.2 Těžiště

Pokud chceme určit některé charakteristiky pohybové činnosti vztahující se k celému tělu (např. trajektorie těla v pohybu, rychlost těla v okamžiku odrazu nebo dopadu apod.), musíme provést určité zjednodušení, při kterém lidské tělo nahradíme jedním hmotným bodem – těžištěm lidského těla (Janura & Zahálka, 2004).

Dle Nováka (1970) je těžiště působiště výslednice rovnoběžných tíhových sil, které působí na elementy hmoty tělesa. Jedná se o důležitý bod při studiu průběhu pohybu hmotného útvaru i při studiu podmínek jeho rovnováhy. Také díky správnému určení těžiště si můžeme zjednodušit studium pohybu tím, že místo pohybu celého útvaru sledujeme pouze pohyb těžiště.

2.2.1 Poloha těžiště

Při základním anatomickém postavení se těžiště nachází někde v oblasti malé pánvi, přesněji ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle (asi 4-6 cm před promotoriem). Jako základní anatomické postavení se rozumí – stoj spojný se vzpřímenou hlavou, končetiny volně spuštěné podél těla s dlaněmi obrácenými dopředu. Pokud nastane změna vzájemné polohy jednotlivých segmentů těla, musí nastat i změna v umístění celkového těžiště (Obrázek 1). V případě zaujetí některých poloh těla se tak můžeme setkat i s umístěním těžiště mimo lidské tělo (Janura, 2003).



Obrázek 1. Poloha těžiště (Anonymous, 2011a)

Podobně jako Janura, definuje polohu těžiště i Novák (1970, 107):

Při vzpřímeném postoji je celkové těžiště těla v malé pánvi asi ve výši třetího křížového obratle ve střední rovině těla. Není to však přesným pravidlem, neboť jeho poloha závisí na tělesných proporcích a ani v klidu není stálá. Kolísá vlivem životních pochodů v organismu (krevní oběh, dýchání, trávení), které ve skutečnosti znamenají přemísťování hmoty.

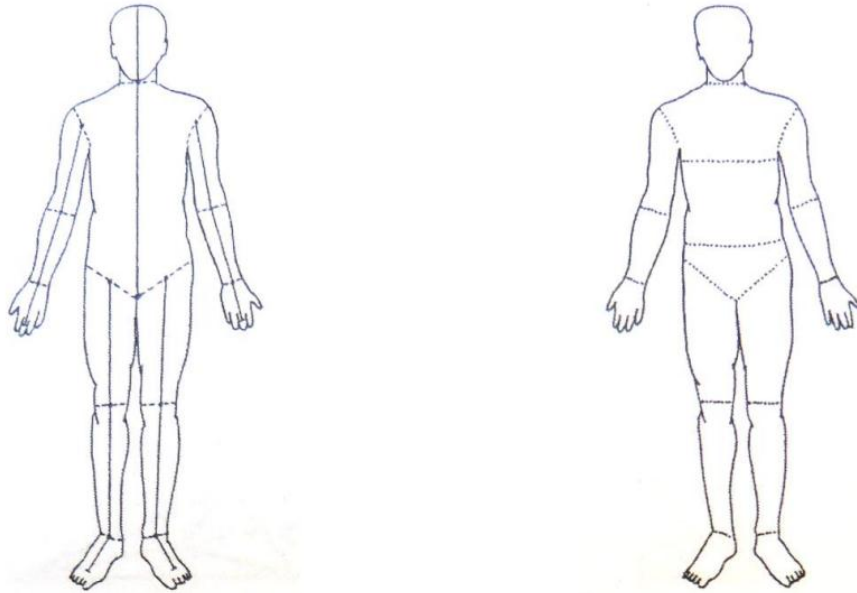
Karas a Otáhal (1991) ještě dodávají, že:

- v poloze vleže se celkový hmotný střed posouvá směrem k hlavě asi o 1%,
- u žen se těžiště těla nachází asi o 1-2% níže než u mužů,
- u dětí předškolního věku je relativně výše než u dospělých.

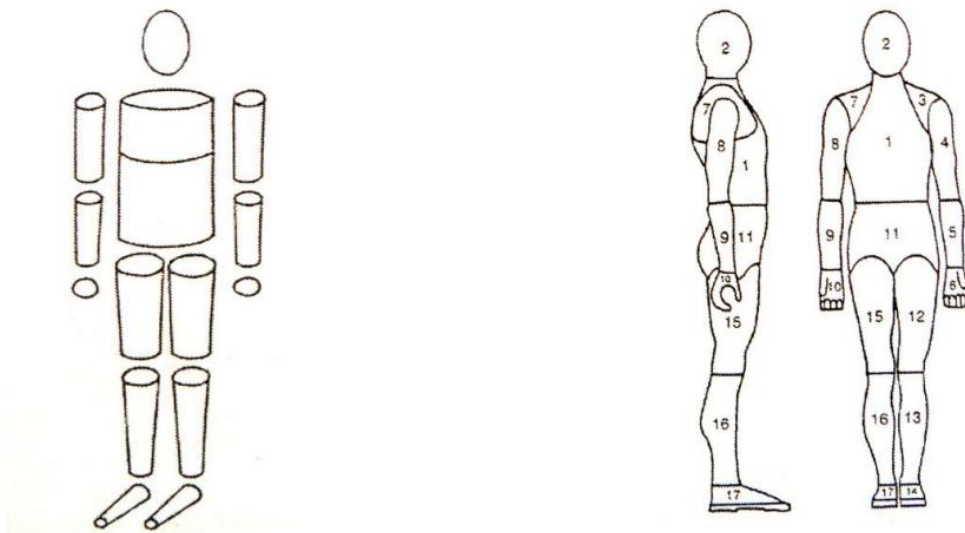
2.2.2 Těžiště segmentů lidského těla

Při určení těžiště je třeba vytvořit model lidského těla, kde jsou jednotlivé části těla nahrazeny segmenty, a to bez ohledu na druh a poměr tkání. Počet segmentů je závislý na typu řešené úlohy a jejich množství může být variabilní. Nicméně nejčastěji používáme 14segmentový model lidského těla ztvárňující hlavu, krk, trup a párové segmenty - nadloktí, předloktí, ruka, stehno, bérec a noha. Jelikož i vnitřní orgány způsobují značné rozdíly ve vlastnostech jednotlivých částí trupu, tak i tento segment bývá dále rozdělen – na horní, střední a spodní díl (Obrázek 2). Pro další zjednodušení,

jsou segmenty nahrazeny přesně definovanými geometrickými útvary (Obrázek 3), které lze charakterizovat pomocí matematických vzorců (Janura & Zahálka, 2004).

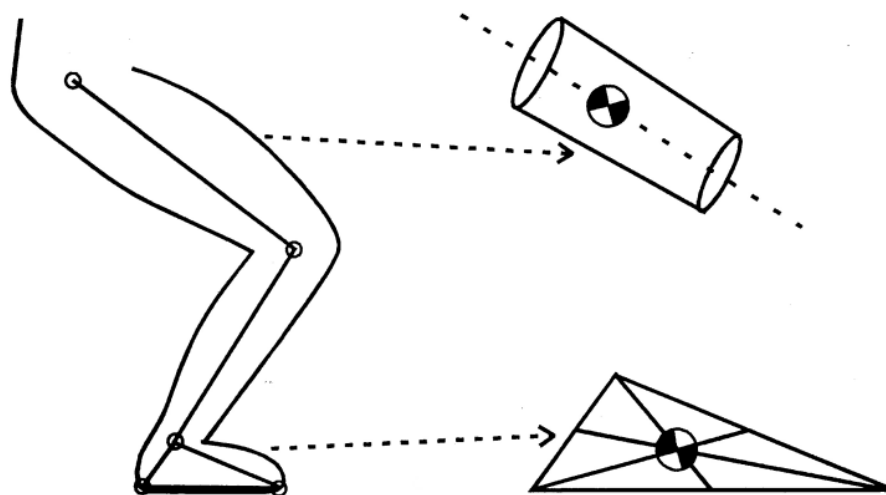


Obrázek 2. Rozdělení těla na jednotlivé segmenty (Chandler et al., 1975; Zatsiorky & Seluyanov, 1983)



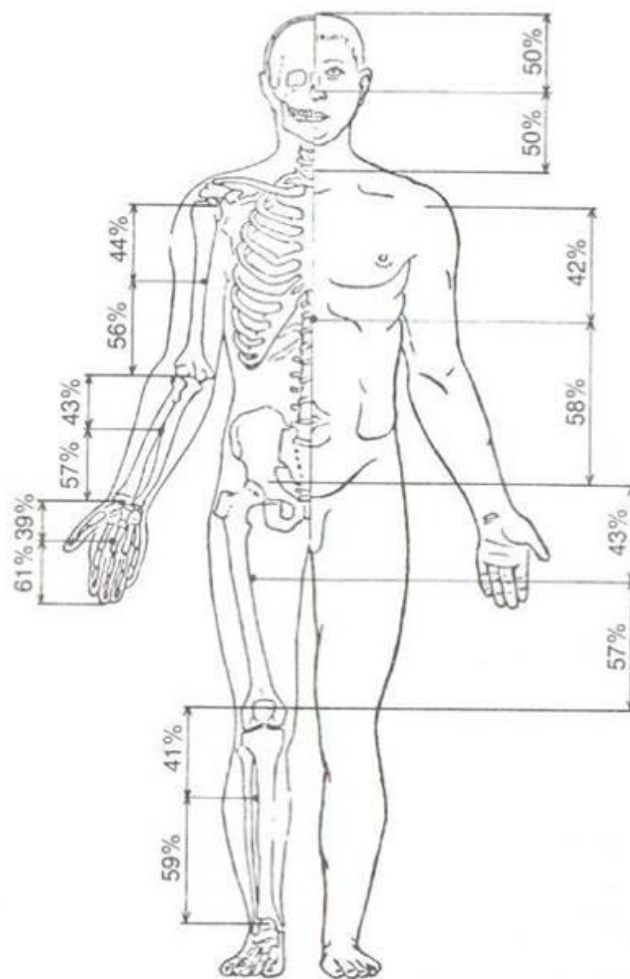
Obrázek 3. Model lidského těla (Hanavan, 1964), hominoid (Hatze, 1980)

Janura a Zahálka (2004) uvádí, že těžiště jednotlivých segmentů leží zpravidla na jejich ose – úsečce ohraničené krajními body. Bodem rozumíme střed kloubu. U bérce, nohy a ruky těžiště rozděluje segment v poměru 2:3. Menší část segmentu se nachází u proximálního konce. U nadloktí, předloktí a stehna je tento poměr 4:5. Segmentový model u nohy je tvořen třemi body – hlezenní kloub, špička a pata, přičemž těžiště se nachází v těžišti trojúhelníku s vrcholy v těchto bodech (Obrázek 4).



Obrázek 4. Těžiště vybraných segmentů na dolní končetině (Janura & Zahálka, 2004)

Dle Karase a Otáhala (1991) se dílčí těžiště hlavy, rukou a nohou stanovuje přímo bez vymezení délky těchto segmentů. Můžeme předpokládat, že těžiště hlavy se nachází těsně za hřebenem tureckého sedla a jeho průmět je asi 1 cm před zevním zvukovodem. U ruky se těžiště nachází v 39% celkové délky od proximálního konce. Pokud sevřeme prsty, tak se těžiště posouvá a nachází se asi v 51% celkové délky od proximálního konce. U trupu v základním anatomickém postavení se těžiště nachází v 42% celkové délky od kraniálního konce a poloha těžiště trupu se v tom případě udává na přední ploše I. bederního obratle. Janura se Zahálkou (2004) ještě dodávají, že výše uvedeným hodnotám odpovídá procentuální vyjádření, které pro přibližné polohy dílčích těžišť získané na základě údajů od různých autorů, uvádí Karas et al. (1990) (Obrázek 5).



Obrázek 5. Procentuální vyjádření polohy těžišť segmentů lidského těla

Celkové těžiště lidského těla určujeme na základě znalosti poloh dílčích těžišť jednotlivých segmentů a tíhy, respektive hmotnosti těchto segmentů (Karas & Otáhal, 1991).

2.2.3 Výpočet těžiště

„Pro určení těžiště těla lze využít několik různých postupů, z nichž každý se vyznačuje určitými přednostmi a nevýhodami vzhledem k typu řešené úlohy. Všechny uvedené metody využívají pro určení celkového těžiště nalezení dílčích těžišť jednotlivých segmentů (Janura, 2003, 16)“.

Dle Janury (2003) se v současné době nejčastěji používá metoda analytická, která umožňuje určení těžiště těla na základě algoritmů. Tuto metodu lze aplikovat při kinematické analýze pohybu, kde pomocí videografické vyšetřovací metody je pohyb zkoumán na základě rozboru videozáznamu. Při určení těžiště u n-segmentového modelu vycházíme z následující úvahy:

Součet hmotností jednotlivých segmentů je roven celkové hmotnosti těla.

$$m_1 + m_2 + \dots + m_n = m$$

Součet tíhových sil, které působí na segmenty, je roven tíhové síle působící na celé tělo.

$$G_1 + G_2 + \dots + G_n = G$$

Součet momentů tíhových sil, které působí na jednotlivé segmenty, je roven celkovému momentu tíhové síly.

$$M_{G1} + M_{G2} + \dots + M_{Gn} = M_G$$

A pro osu x dostáváme rovnici:

$$m_1 \cdot g \cdot x_{T1} + m_2 \cdot g \cdot x_{T2} + \dots + m_{14} \cdot g \cdot x_{Tn} = m \cdot g \cdot x_T$$

kde m – hmotnost tělesa v %, $m = 100$ %;

g – tíhové zrychlení, $g = 9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$;

m_1, m_2, \dots, m_n – relativní hmotnost segmentů

$x_{T1}, x_{T2}, \dots, x_{Tn}$ – x-ové souřadnice dílčích těžišť;

x_T – x-ová souřadnice celkového těžiště.

Pro souřadnice celkového těžiště těla, které je určeno pomocí n segmentů, dostáváme:

$$X_T = \frac{\sum_{i=1}^n x_{Ti} \cdot m_i}{\sum_{i=1}^n m_i}, \quad Y_T = \frac{\sum_{i=1}^n y_{Ti} \cdot m_i}{\sum_{i=1}^n m_i}, \quad Z_T = \frac{\sum_{i=1}^n z_{Ti} \cdot m_i}{\sum_{i=1}^n m_i}$$

kde x_{Ti} , y_{Ti} , z_{Ti} – souřadnice dílčího těžiště i -tého segmentu,
 m_i – relativní hmotnost i -tého segmentu.

2.3 Páteř

Páteř vytváří elastický a pohyblivý nosník pro celý organismus, který spojuje hlavu, horní a dolní končetiny. Navíc společně s hrudním košem a břišní dutinou nese všechny orgány. Pojem základním funkční celek označuje pohybový segment páteře, jež je tvořen přilehlými obratli spojenými: vpředu intervertebrálním diskem, předním a zadním podélným vazem, vzadu pak intervertebrálními klouby s jejich pouzdrem a interspinózním, intertransverzálními a žlutým vazem (Dungl et al., 2005).

Funkcí páteře je jednak ochrana nervových struktur, které jsou uvnitř (tj. míchy a míšních kořenů), za druhé pak funkce podpurná. Páteř tvoří jakousi pevnou osu těla, k níž jsou pomocí kloubů připevněny všechny kosti a k nim pak pomocí kloubů a vaziva svaly (Kaš & Országh, 1995).

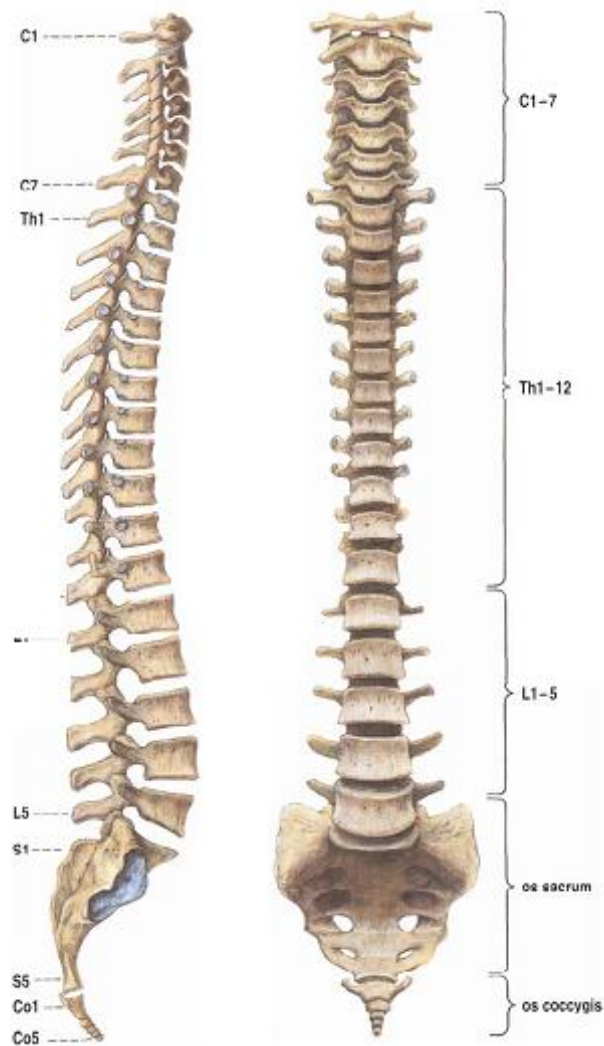
2.3.1 Skladba páteře

Páteř se skládá ze 34 obratlů (Obrázek 6), které jsou navrženy ve svislé ose jeden na druhém. Tyto obratle jsou dále pojmenovány a děleny podle oblastí, kde se nacházejí. Máme tedy: 7 obratlů krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových –

druhotně splynulých v kost křížovou a 4-5 obratlů kostrčních – splynulých v kost kostrční (Karas & Otáhal, 1991).

Dělení obratlů podle Merkunové a Orla (2008):

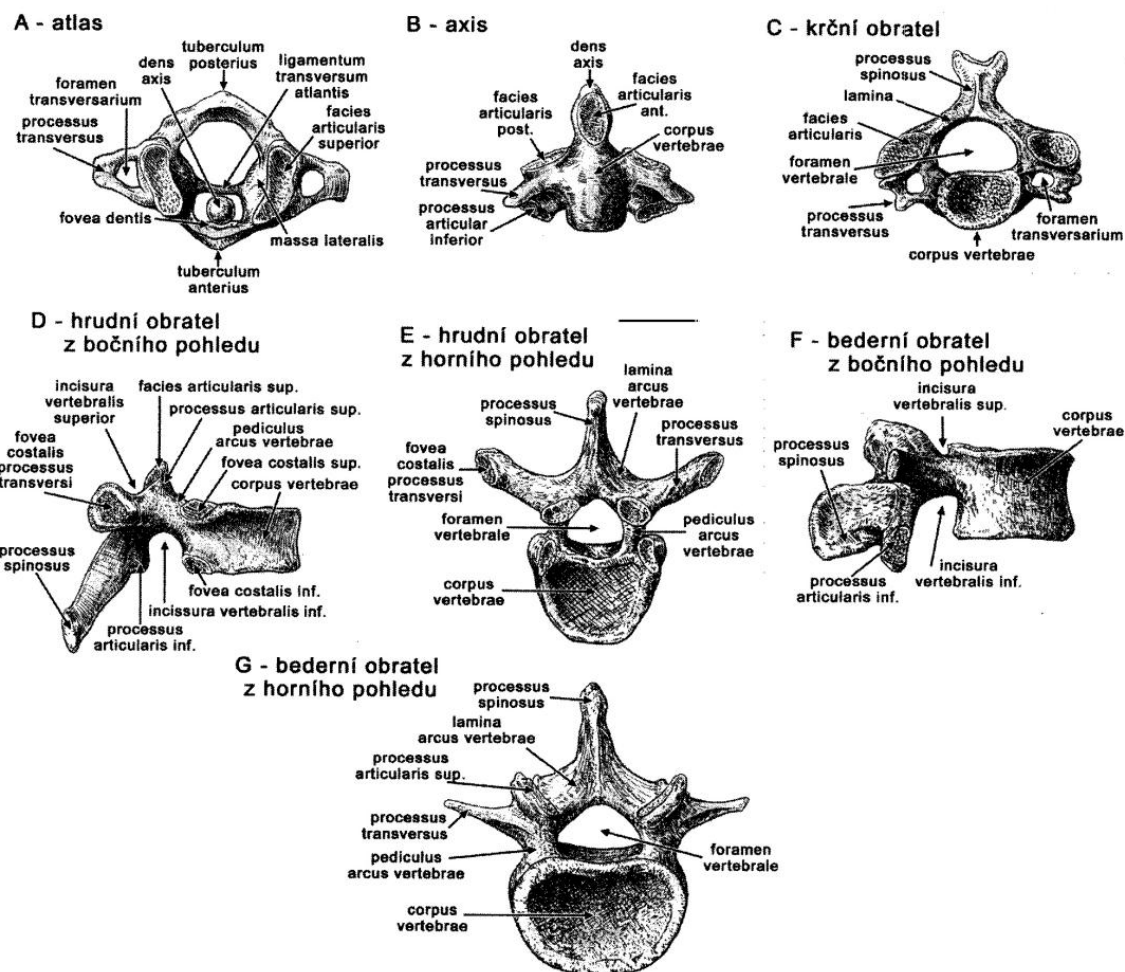
- 7 obratlů krčních (vertebrae cervicales), symbol C s číslem označující pořadí (C₁ - C₇),
- 12 obratlů hrudních (vertebrae thoracicae), Th₁ – Th₁₂,
- 5 obratlů bederních (vertebrae lumbales), L₁ – L₅,
- 5 obratlů křížových (vertebrae sacrales), S₁ – S₅, jsou srostlé v nepohyblivou kost křížovou, její horní plocha je spojena s posledním bederním obratlem (L₅), boční část tvoří pevné spojení s kostmi pánve,
- 4-5 obratlů kostrčních (vertebrae coccygeales), Co₁ – Co₄, jsou spojené v kostrč (os coccygis) přirostlou ke kosti křížové.



Obrázek 6. Páteř (Čihák, 2001)

Stavba obratle dle Merkunova & Orel (2008):

- tělo (corpus vertebrae),
- oblouk (arcus vertebrae) směřuje vzad, spolu s tělem ohraničuje obratlový otvor (foramen vertebrae), otvory všech obratlů tvoří páteřní kanál (canalis spinalis), ve kterém je uložena mícha,
- 7 výběžků – 2 příčné, 1 trnový (všechny slouží úponům svalů), 2 horní a 2 dolní kloubní výběžky pro vzájemné skloubení obratlů.



Obrázek 7. Obratle krční, hrudní a bederní (Véle, 2006)

Dle Karase & Otáhala (1991), rozlišujeme na každém obratli z hlediska mechanické funkce:

- Tělo obratle, které představuje jeho nosnou část a je vyplněno spongiosou.
- Meziobratlovou destičku (ploténku) z vazivové chrupavky, připojenou k terminálním plochám sousedních těl obratlů. Každá z destiček má okrajové vrstvičky z hyalinní chrupavky, které jsou srostlé s kostí těl obratlů, přičemž vlákna vazivové chrupavky mají kruhovitý průběh a na obvodu disku se ještě šikmo shora dolů překřížují, čímž zvyšují tak pevnost destičky (anulus fibrosus).

- Vodnaté kulovité jádro (nukleus pulposus), jehož tekutina je nestlačitelná, je uložené uvnitř destičky. Při pohybu se sousední obratle kolem tohoto jádra naklánějí a anulus fibrosus je na jedné straně namáhán tahem, na druhé tlakem. Jádro je mírně vytlačováno od stlačované strany destičky.

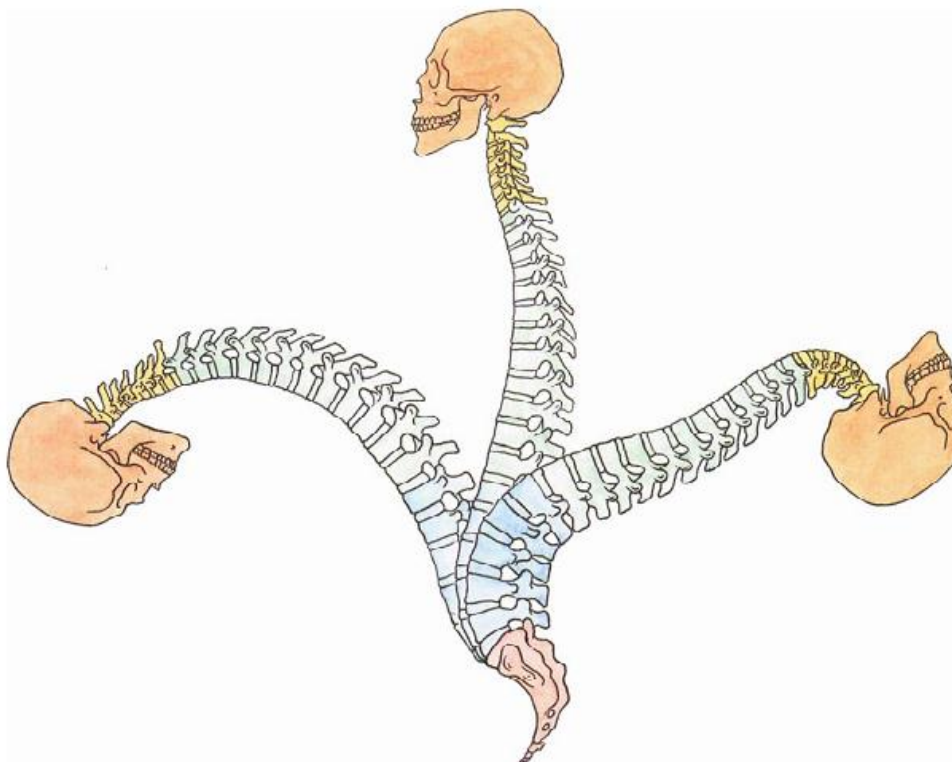
2.3.2 Zakřivení páteře

Páteř je zakřivená ve dvou rovinách. V rovině sagitální je dvakrát esovitě prohnutá: konvexitou vpřed – krční (vrchol mezi C3 a C4) a bederní lordóza (vrchol v L5); konvexitou vzad – hrudní kyfóza (vrchol mezi Th5 a Th6). Zřetelné úhlovité zalomení na přechodu L5 a S1 se nazývá předhoří (promotorium). Tato zakřivení se postupně vyvíjí, přičemž lordózy se vytvářejí později. Díky tomuto esovitému zakřivení se zvyšuje pružnost páteře a umožňuje pérovací pohyby při doskoku nebo při chůzi. Na vzniku zakřivení páteře se podílí tahy krčních a zádových svalů, vliv má také hmotnost útrobu a rozdíly ve výšce meziobratlové ploténky mezi jejím předním a zadním okrajem. Zakřivení páteře v sagitální rovině má také zásadní význam pro posturální funkce. Z funkčního hlediska je nejdůležitější vyváženost, tj. že udržení vzpřímeného držení vyžaduje minimum svalové aktivity (Kolář et al., 2009).

2.3.3 Základní pohyby

Celková pohyblivost páteře je dána pohyblivostí mezi jednotlivými obratli. Pohyb mezi obratli nastává při stlačení meziobratlových plotének, které jsou usměrňovány meziobratlovými klouby. Rozsah pohyblivosti je přímo úměrný výšce meziobratlových plotének, a to výšce relativní, vztahené k ploše destičky. Tento rozsah je také ovlivněn nejen tvarem a sklonem obratlových trnů, ale i tvarem kloubních ploch. Mezi pohyby páteře řadíme: předklon a záklon (Obrázek 8), úklony, otáčení a krouživé pohyby jako kombinaci předchozích pohybů. Ačkoliv je rozsah pohybu mezi

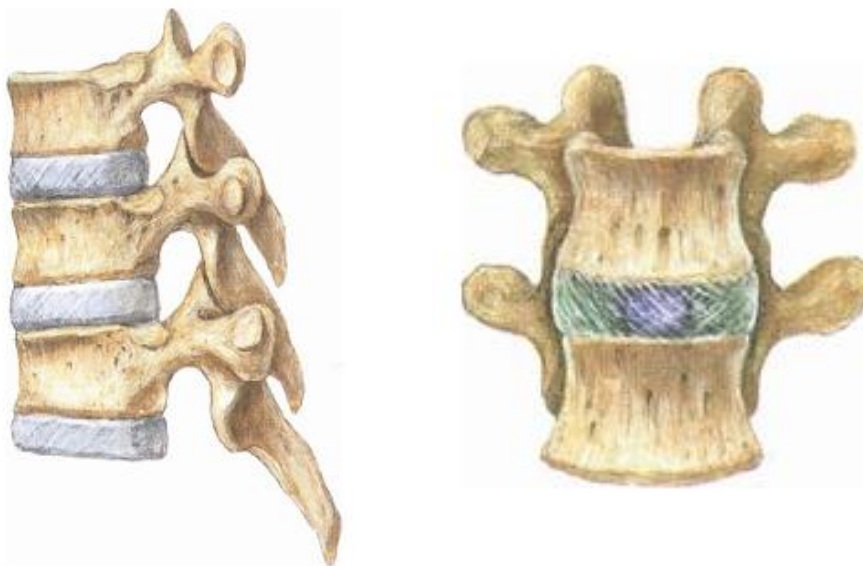
jednotlivými obratli poměrně malý, výsledný pohyb páteře je dán součtem všech dílčích pohybů. Ten se také odvíjí od geometrie kloubních ploch, pružnosti meziobratlových plotének a kloubních pouzder. Z postavení a tvarů kloubních ploch krční, hrudní a bederní páteře také vyplývá, že se jednotlivé oddíly liší pohyblivostí. Za fyziologických podmínek pohyb začíná pohledem očí za určitým podnětem a potom následuje hlava, krk, trup a končetiny (Kolář et al., 2009).



Obrázek 8. Předklony a záklony páteře (Čihák, 2001)

2.3.4 Meziobratlové ploténky

Merkunová a Orel (2008) uvádí, že pohyblivé spojení obratlů (nejvíce vyjádřené v krční a bederní oblasti) je zprostředkované obratlovými klouby a meziobratlovými ploténkami (disci intervertebrales). Jedná se o pevné vazivově-chrupavčité ploténky s elastickým jádrem. Ovšem elasticita těchto plotének se se zvyšujícím věkem klesá a ploténky se oplošťují. Toto oploštění ve spojení s oploštěním obratlů je příčinou poklesu výšky starých lidí.



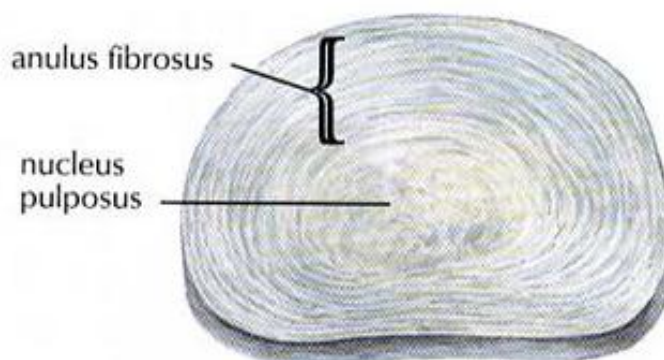
Obrázek 9. Meziobratlové ploténky (Čihák, 2001)

Podle Čiháka (2001) je meziobratlových plotének celkem 23. První nalezneme mezi obratli axis a C3, poslední mezi L5 a S1. Mezi atlasem a axisem není. Tloušťka plotének přibývá kraniokaudálně, tzn. první disk je nejnižší a poslední nejvyšší. Součet celkové délky všech destiček představuje pětinu (někdy až čtvrtinu) celé délky páteře. Každá meziobratlová ploténka má v okraji při obratlech vrstvičky hyalinní chrupavky. Ty jsou srostlé s kostí obou těl obratlů. Vlastní disk je pak tvořen chrupavkou vazivovou, která na obvodu disku přechází v husté fibrosní vazivo.

2.3.4.1 Skladba meziobratlových plotének

Hlavní část meziobratlové ploténky tvoří fibrózní prstenec (anulus fibrosus), který kolem dokola obklopuje pulpózní jádro (nukleus pulposus). Fibrózní prstenec spojuje jednotlivá obratlová těla a díky své elasticitě umožňuje určitou pohyblivost mezi dvěma obratli. Přední část fibrózního prstence je spojena s mohutným předním vazem (ligamentum longitudinale anterius), přičemž na zadní straně je spojení mnohem méně

pevné. Pulpózní jádro má rosolovitou konzistenci a je tvořeno z mřížek kolagenních vláken, mezi kterými jsou chondromukoidní buňky tvořící gel. Se zvyšujícím se věkem přibývá kolagenu, ubývá mukopolysacharidů a vody (Kaš & Országh, 1995).

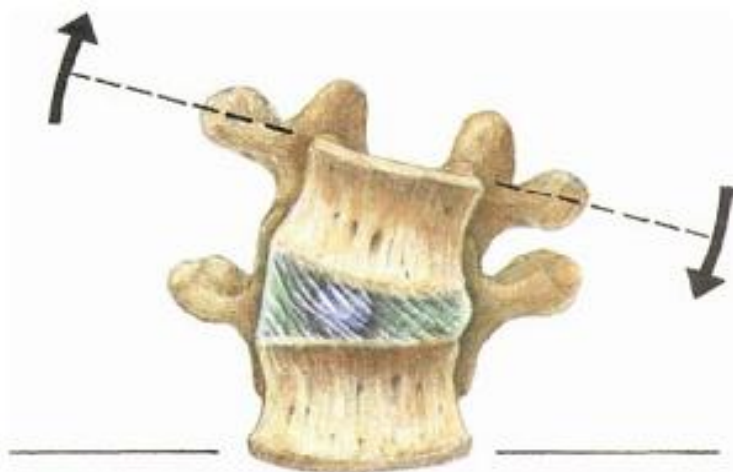


Obrázek 10. Stavba meziobratlové ploténky (Netter, 2005)

2.3.4.2 Funkce meziobratlové ploténky

Karas a Otáhal (1991) uvádí, že meziobratlová ploténka a její nukleus pulposus představují pozoruhodnou strukturu. Nejen, že umožňují vzájemné polohy mezi obratli, ale také zajišťují přenos sil mezi sousedícími obratli. Funkci ploténky si můžeme představit, jako pružnou spojku, která tlumí rázové síly a chránit tak tuhá těla obratlů. Její vlastnosti se ale s přibývajícím věkem zhoršují, neboť slábne. Podobný vliv má i déle trvající zatížení - výška ploténky se zmenšuje a to způsobuje, že člověk je ráno větší než večer (Karas & Otáhal, 1991).

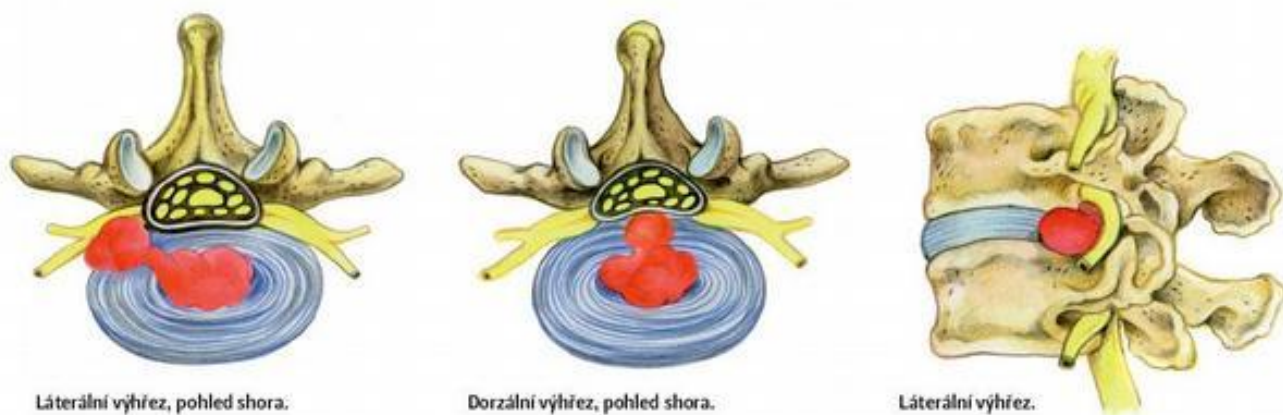
Funkci pulpózního jádra si můžeme také představit jako vodní polštář. Pokud jej zatížíme, vychýlí se k méně zatížené části (Obrázek 11). Jinak řečeno, při záklonu se jádro posune dopředu, při úklonu doleva se posune doprava a naopak. Nejzávažnější pohyb je při předklonu, kdy se jádro posouvá dozadu. Za normálních okolností si lze zdravou ploténku také představit jako nárazník, který mechanicky vyrovnává působící zátěž v určitém směru na páteř (Kaš & Országh, 1995).



Obrázek 11. Funkce meziobratlové ploténky (Čihák, 2001)

2.3.4.3 Onemocnění meziobratlové ploténky – diskopatie

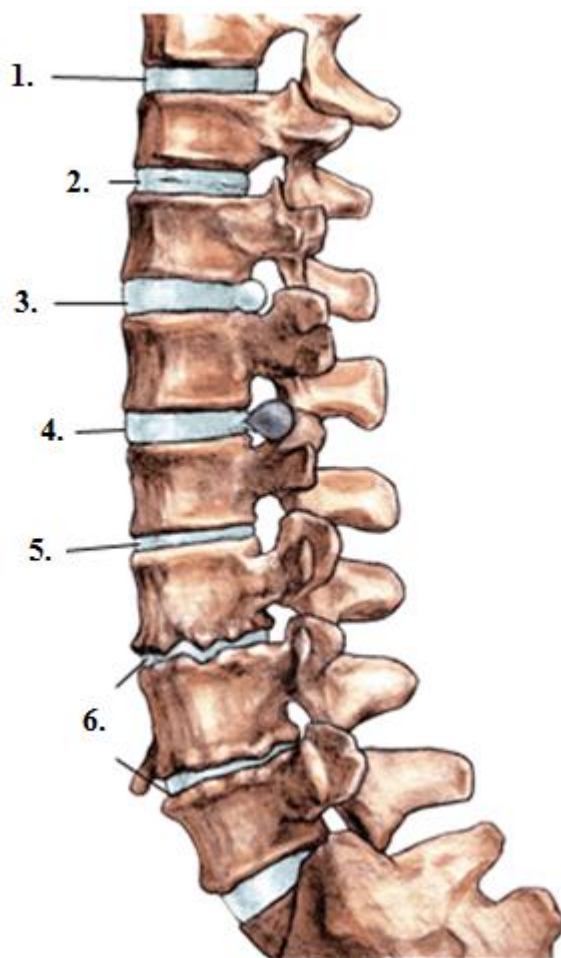
Vlivem poruchy disku dochází k rozvolnění vazivového prstence, výhřezu jádra i s vazivem, a to ve směru nejmenšího odporu (Obrázek 12). Ne dopředu, neboť tomu brání silný vaz, ale vzad (popř. vzhůru či dolů do trámčiny obratlů) do páteřního kanálu, čímž vzniká protruze. Může nastat i uvolnění (extruze) a oddělení od zbylé tkáně, čímž v páteřním kanálu vzniká volně pohyblivý útvar - sekvestr (Kaš et al., 1993).



Obrázek 12. Laterální a dorzální výhřez (Anonymous, 2009)

Protruze je také nejméně výraznou změnou. Ačkoliv je jádro vyhřezlé, nějakou částí zůstává uskřínuté v meziobratlovém prostoru. Tzn., že dochází pouze k vyklenutí ploténky - jádro neopustí prostor disku, neboť vazivový prstenec zůstává v zevních vrstvách částečně zachovalý, a tudíž nedovolí úplnému vyhřeznutí jádra. V momentě, kdy se celá vyhřezlá část jádra oddělí od ploténky, vzniká extruze. Pokud mění svoji polohu a putuje v páteřním kanále, mluvíme o sekvestru (Kaš & Országh, 1995).

Pohybujících se útvarů (sekvestrů) v páteřním kanále může být i více, znamená to ale značné komplikace. Nicméně za jistých okolností (pokud je v páteřním kanálu dost prostoru - nervové struktury mají dost místa, kam by před útlakem mohly ustupovat) člověk nemusí pociťovat žádné potíže a diskopatie tak může být bezpříznaková (Kaš & Országh, 1995).



Legenda:

1. – normální ploténka, 2. – ploténka postižená degenerativním procesem, 3. – vyklenování ploténky, 4. – vyhrězlá ploténka, 5. – ztenčující se ploténka, 6. – ploténka postižená osteofyty.

Obrázek 13. Možnosti poruchy meziobratlové ploténky (upraveno dle Anonymous, 2011b)

2.4 Analýza pohybu člověka

Již před několika tisíci lety jsme se mohli setkat s analýzou lidského pohybu – jeskynní nástěnné malby. Za počátky je označováno pozorování lidského pohybu, které je zaznamenáno v podobě uměleckých děl. Jedná se o znázornění pohybu člověka při různých pohybech. Nejčastěji se jednalo o zachycení loveckých a bojových scén, nemohly chybět ani aktivity spojené s náboženskými obřady. Tyto záznamy se často mezi sebou odlišují, neboť každý z autorů měl snahu o vlastní ztvárnění reálné skutečnosti. Objektivní informace o záznamu pohybové činnosti přinesla až možnost záznamového média v podobě filmu, kazety nebo fotografického papíru. Hlavní výhodou byla možnost dlouhodobého uchování záznamu a možnost opakovaného návratu při jeho studiu. Nejdůležitějším přístrojem pro záznam pohybu se tak stala a stále je kamera. Postup a využití kamery při záznamu se odborně nazývá „fotogrammetrie“ (Janura & Zahálka, 2004).

S rozvojem záznamových médií, jako je fotografie nebo film, byly vytvořeny i základní podmínky pro možnost následné biomechanické analýzy. Jejich hlavní výhodou byla možnost uchování záznamu pohybu. Díky tomu došlo k postupnému rozvoji kinematografické vyšetřovací metody (videografické vyšetřovací metody; videography), která je založena na získání souřadnic bodů umístěných na těle sledovaného objektu. Stejně tak, jako tomu bylo i u jiných oborů lidské činnosti, umožnil i zde nástup výpočetní techniky výrazné zvýšení kvality, akceleraci a usnadnění. To se později projevilo v tom, že se výše uvedené metody zařadily mezi nejrozšířenější postupy při analýze pohybu v biomechanice (Anonymous, n.d.).

2.4.1 Kinematická analýza pohybu v biomechanice

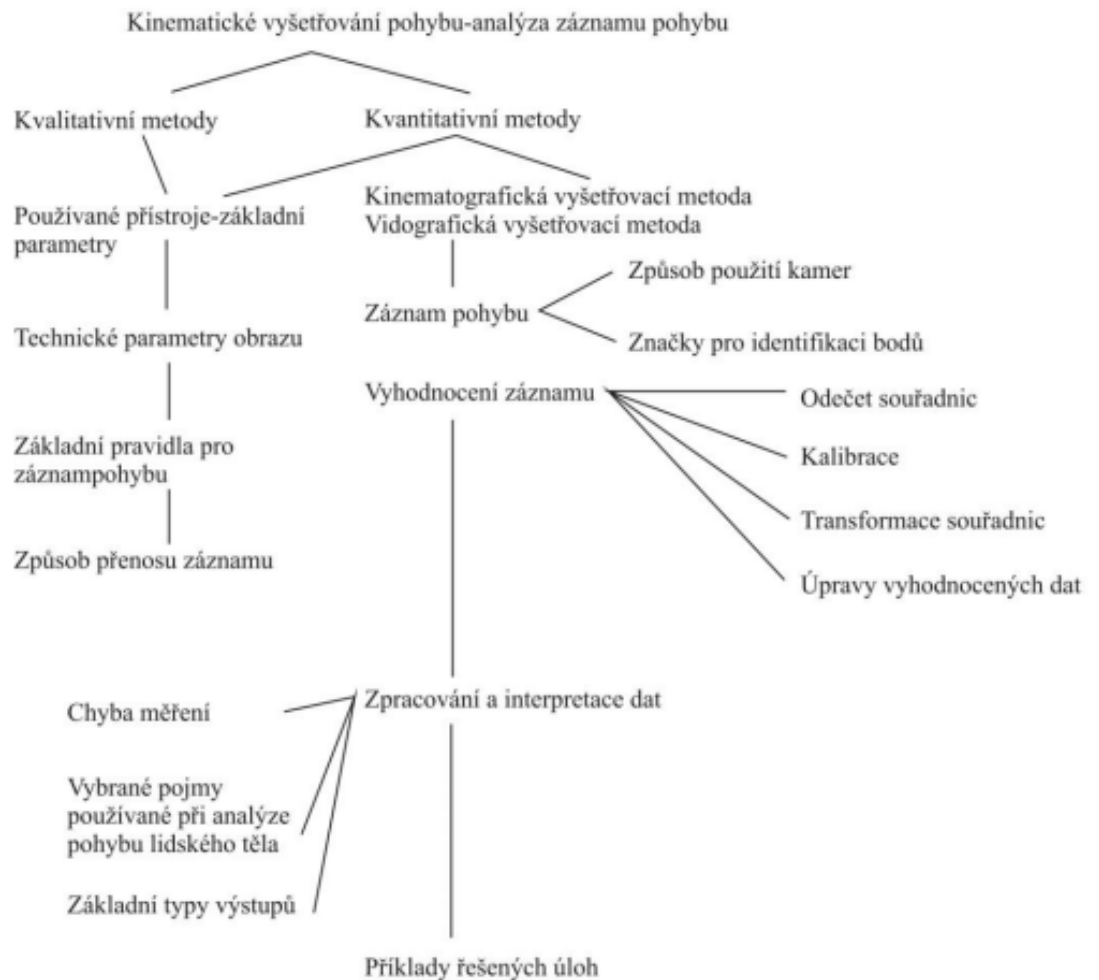
Úroveň analýzy pohybové činnosti závisí na technických podmínkách pracoviště a na cílech analýzy, přičemž rozlišujeme analýzu kvalitativní a kvantitativní (Janura & Zahálka, 2004).

Při kvalitativní analýze se zaměřujeme na pohyb, který popisujeme nebo hodnotíme (např. slovně), bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Kvalita analýzy se tedy odvíjí a závisí na odborné úrovni posuzovatele, jeho zkušenostech a v neposlední řadě na znalostech o sledovaném pohybu. Výhodou je, že nároky na technické a přístrojové posouzení reálného pohybu nebo jeho záznamu jsou kladeny mnohem menší. I přes to, že kvalitativní analýza přináší velké množství velice důležitých poznatků, přičemž jejich výsledky jsou často jedinou informací o dané činnosti, neumožňuje nám tento postup přesně určit (kvantifikovat) velikost výstupních veličin. Pokud je tedy potřeba získat z výstupu analýzy číselné hodnoty, které udávají velikost fyzikálních hodnot, je nutné použít analýzu pohybu pomocí nějaké kvantitativní metody. K získání těchto hodnot je nezbytné využít technicky náročnější a odpovídající materiální vybavení, než u kvalitativní analýzy. Jedině toto vybavení nám umožní vlastní měření s co nejmenší chybou (Janura & Zahálka, 2004).

Kvalitativní metody dále dělíme podle charakteru měřené veličiny. Pokud se jedná o sílu, nazýváme tyto metody dynamické. Jestliže sledujeme pohyb bez ohledu na síly, které jej způsobují, jedná se o metody kinematické. Pomocí derivování základních veličin – dráhy a úhlu – v závislosti na čase, můžeme odvodit i další veličiny (Janura & Zahálka, 2004).

Tabulka 1. Základní kinematické veličiny a jejich jednotky (Janura & Zahálka, 2004)

<i>Veličina</i>	<i>Značka</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Značka</i>
Čas	T	Sekunda	S
Dráha	S	Metr	M
Lineární rychlost	V	metr za sekundu	m.s ⁻¹
Lineární zrychlení	A	metr za sekundu na druhou	m.s ⁻²
Úhel	Φ	Radián	Rad
Úhlová rychlost	Ω	radián za sekundu	rad.s ⁻¹
Úhlové zrychlení	E	radián za sekundu na druhou	rad.s ⁻²



Obrázek 14. Schéma klíčových oblastí a základních kroků při analýze pohybu pomocí vyhodnocení videozáznamu (Janura & Zahálka, 2004)

Janura a Zahálka (2004), dělí kinematické metody:

- Goniometrii (elektrogoniometrie) – slouží k měření relativní rotace v daném kloubu. Lze měřit i velikost úhlových změn kolem jedné, dvou a tří os. Tímto postupem je tedy určována změna vzájemné polohy segmentů v rovině nebo v prostoru.
- Akcelerometrii – umožňuje měření zrychlení pomocí akcelerometrů, jež pracují na principu určení odchylek způsobených pohybem tělesa při zrychlení segmentů. Podle počtu akcelerometrů je možné měřit zrychlení v jedné ose, v rovině nebo v prostoru.
- Stroboskopii – vytváří pohybovou sekvenci na jednom filmovém políčku. Pomocí speciálně upraveného fotoaparátu po otevření závěrky rotuje před objektivem disk, na kterém jsou otvory, dochází ke střídavému osvětlení políčka s citlivou vrstvou a vzniká záznam jednotlivých pohybů.
- Systémy na elektromagnetickém principu – skládá se ze zdroje a senzoru. Senzor je připevněný na lidském těle a je zaznamenáván jeho pohyb. Dále se určuje poloha senzoru vůči zdroji.
- Systémy využívající akustické senzory – podobné jako elektromagnetické, jen využívají zvukový signál. Na tělo je umístěn zdroj zvuku a pomocí mikrofonů je zaznamenáván signál. Jelikož je rychlost zvuku přesně definovaná, můžeme pomocí výpočtů určit polohu zdroje/bodu.
- Optoelektrické systémy – využívají optické senzory pro určení souřadnic. Na tělo jsou umístěny aktivní nebo pasivní zdroje a signál, který odráží nebo vysílají, je snímán přijímačem. Následně je určena poloha těla/bodu.

U metod využívající senzor a snímač (elektromagnetické, akustické a optoelektrické systémy) je signál zpracováván a výsledkem tohoto zpracování jsou souřadnice bodu,

kteře umožňují výpočet kinematických veličin. Do této skupiny metod se řadí i postupy založené na vyhodnocení filmového záznamu nebo videozáznamu – kinematografická (videografická) vyšetřovací metoda (Janura & Zahálka, 2004).

2.4.2 Kinematografická vyšetřovací metoda

Jak už bylo výše zmíněno, při této vyšetřovací metodě hodnotíme pohyb především kinematicky – zajímá nás změna polohy těla nebo náčiní v prostoru v závislosti na čase. Jako hlavní vyšetřovací pomůcku používáme film, který nám umožňuje studium pohybu jako vnějšího jevu – nezajímáme se o příčinu pohybu (Novák, 1970).

Janura a Zahálka (2004) také uvádí, že: „Podstatou kinematografické (videografické) vyšetřovací metody je analýza pohybu důležitých bodů, vybraných segmentů nebo celého těla na základě vyhodnocení filmového záznamu nebo videozáznamu. Označením bodů na záznamu pohybové činnosti získáme jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin“.

K určení polohy segmentu, kterou dostáváme na základě určení polohy jednotlivých bodů, musí být definován souřadný systém. Nejčastěji se využívá kartézský souřadný systém, je možné se ale setkat i s určením polohy pomocí polárních souřadnic (Janura & Zahálka, 2004).

2.4.2.1 Záznam pohybu

Při záznamu pohybu, pomocí jedné kamery, dochází ke změně v zobrazení. Ačkoli zaznamenáváme 3D prostor, v záznamu budeme mít pouze 2D rovinné zobrazení. Pokud budou objekty umístěny do roviny, která je kolmá na optickou osu kamery, budou jejich rozměry ve středu sledovaného úseku odpovídat reálným velikostem. Umístění kamery:

- Při 2D analýze - pro zobrazení reálné velikosti by měla optická osa kamery protínat sledovaný úsek v jeho středu. Kamera by měla být umístěna tak, aby její optická osa byla kolmá k rovině

analyzovaného pohybu. Pokud by se kamera vychýlila od tohoto směru nebo posunula od středu sledovaného úseku, vznikla by tím nepřesnost ve velikosti vyhodnocených parametrů.

- Při 3D analýze – k tomu, abychom dostali prostorové souřadnice, musí být sledovaný bod v záznamu viditelný minimálně na dvou kamerách. Tomu také musí odpovídat rozmístění kamer. Pro většinu pohybů je prakticky nemožné splnit výše danou podmínku současně pro větší počet bodů na sledovaném objektu. Proto se k záznamu pohybu používá většího počtu kamer, přičemž jejich rozmístění by mělo být takové, aby se úhel mezi jejich optickými osami blížil 90° . Pokud jsou kladeny vysoké prostorové nároky, používají se pohyblivé kamery, které umožňují sledovat objekt v průběhu pohybu (Anonymous, n.d.).

2.4.2.2 Značky

Jak už bylo výše uvedeno, aby došlo k záznamu, jsou zapotřebí aktivní nebo pasivní značky - senzory, které nám znázorní pohyb daného bodu/segmentu na sledovaném objektu. Zatímco v laboratorních podmínkách je tento postup typický, při analýze pohybu v rámci soutěže jej využít nelze, neboť by došlo k ovlivnění sledované činnosti. Pro označení bodů na lidském těle, je důležité zjištění umístění značky tak, aby odpovídala požadovanému bodu, který chceme zaznamenávat. Nalezení takového bodu probíhá palpací a kvalita jeho umístění závisí na zkušenostech osoby, jež palpaci provádí. Při umístění může nastat problém zapříčiněný např. podkožním tukem. Dalším problémem je pohyb značek v průběhu pohybu – jsou umístěny na měkkých tkáních a ty se vlivem změn při pohybu posouvají (Anonymous, n.d.).

Janura a Zahálka (2004), tyto značky dělí na:

- Pasivní – vytvořené z tradičních materiálů, odrážejí světlo a jsou používány u systému s aktivní kamerou. Jejich označení na záznamu pohybu probíhá manuálně s využitím kurzoru. Hlavním požadavkem je dostatečný kontrast s podložkou a nízká hmotnost, využívá se i překrytí reflexní páskou – pro kvalitnější analýzu.
- Aktivní – většinou infračervené diody (1 W), pracují na frekvenci 1 kHz a emitují elektromagnetické vlnění s vlnovou délkou okolo 800 nm. Jsou používány v systémech s pasivní kamerou. V tomto případě je signál z těchto značek zpracován v generátoru souřadnic a pixely příslušných jasů jsou grupovány dohromady.

Janura a Bastlová (2003) dále zmiňují, že: pro správné využití značek při označení jednotlivých segmentů musíme přihlížet ke dvěma hlavním kritériím – typ použité značky, způsob umístění značky na lidském těle. Základní znaky, které charakterizují každou značku, jsou její velikost, tvar a barva. V případě automatické digitalizace dále způsob aktivace značky a kontrastní složka, která umožňuje rozlišení značky. Všechny

tyto faktory se liší v závislosti na typu řešené úlohy. Z hlediska tvaru značek je možné se setkat s různými rovinnými a prostorovými útvary. Při označení bodů na lidském těle jsou nejčastěji používány značky ve tvaru koule a polokoule. Pro kulovitý tvar je jednodušší, na rozdíl např. od krychle, určení středu značky při pohledu z různých směrů. Kouli totiž vnímáme při jejím zobrazení do roviny stále jako kruh, jehož střed je možné poměrně přesně stanovit. Základním požadavkem pro určení barvy značky je její viditelnost (rozlišitelnost) vzhledem k pozadí, na kterém je upevněna. Ke zvýšení tohoto rozdílu používáme podklad pod značku, který je zpravidla kontrastním vzhledem k její barvě a navíc zvyšuje rozdíl mezi značkou a pozadím.

2.4.3 Systém Vicon MX

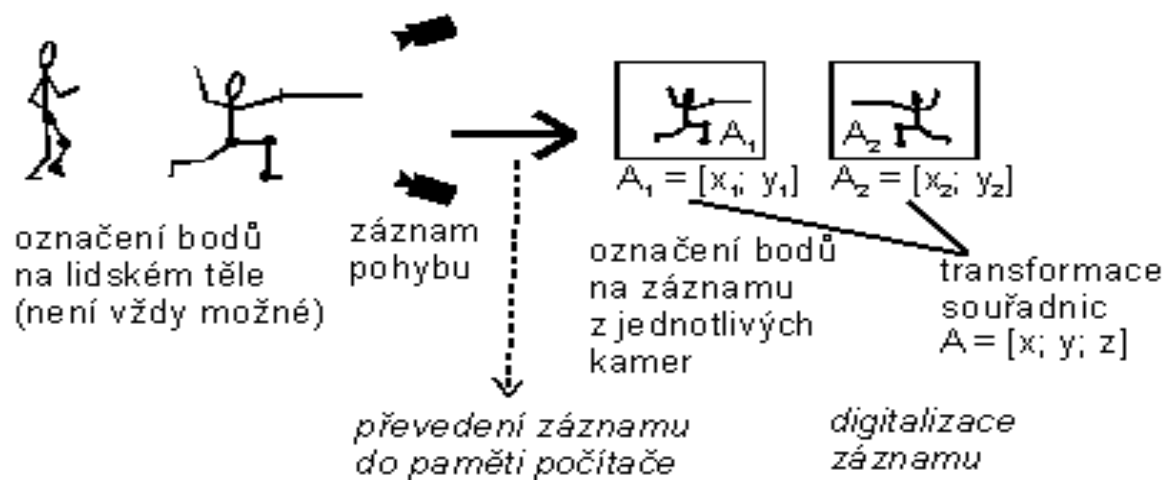
Tento systém popisuje Svoboda a Janura (2010). Jedná se o zařízení pro 3D kinematickou analýzu pohybové činnosti, kde infračervené kamery snímají signály ze zdroje. Systém Vicon MX se tak řadí mezi optoelektrické systémy a využívá se k výpočtu dráhy, rychlosti, zrychlení, úhlů atd.

2.4.3.1 Příprava subjektu

Před realizací samotného měření jsou nejprve provedena antropometrická měření vyšetřovaného probanda. Naměřené hodnoty slouží pro výpočty středů kloubů. Provádí se měření váhy, výšky, šířky kotníku, šířky kolena, délky dolní končetiny, šířky zápěstí, šířky lokte, vzdálenosti mezi dorzální a palmární stranou ruky, vzdálenosti mezi středem ramenního kloubu a akromionem. Teprve po dokončení tohoto antropometrického měření, lze upevnit reflexní značky. Některé mají pevně stanovenou polohu, jako kožní projekce vybraných anatomických struktur, jiné mají polohu specifikovanou orientačně a slouží k zachycení rotací segmentů. (Svoboda & Janura, 2010).

2.4.3.2 Nasnívání pohybu

Před samotným měřením je doporučeno provést statickou kalibraci probanda. Jedná se o snímání probanda ve stoji, přičemž se sledovaným bodům přiřazují názvy. Software pak provede statickou kalibraci a přiřadí k bodům jednotlivé segmenty. Ve chvíli, kdy se proband s připevněnými body objeví ve zkalibrovaném prostoru, je možné sledovat pohyb bodů v reálném čase. Při připojení silových plošin je možné sledovat i vektor reakční síly. Nakonec je celý záznam exportován do formátu, který umožňuje další analýzu v programech Vicon Polygon a Vicon BodyBuilder (Svoboda & Janura, 2010).



Obrázek 15. Základní kroky při analýze pohybu použitím 3D videografické metody (Anonymous, n.d.)

2.4.3.3 Výstupní parametry

Mezi standardní výstupy kinematické analýzy jsou např. grafy kinematických parametrů v závislosti na čase a souřadnice jednotlivých bodů. V porovnání s použitím běžných vidokamer se použití moderních kinematických systémů vyznačuje vyšší přesností měření, a tím se i zvyšuje možnost hodnocení vykonaného pohybu. Pomocí spojení kinematických parametrů a dynamických měření lze odvodit momenty síly

produkované v kloubech, dále mechanický výkon svalů a změny energie, které z něj vyplývají (Svoboda & Janura, 2010).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem našeho výzkumu prováděného v rámci této magisterské práce bylo pomocí dostupných biomechanických metod určit vliv onemocnění páteře – výhřez meziobratlové ploténky, na posturální stabilitu ve stoji.

3.2 Dílčí cíle

- Analýza pohybu jednotlivých segmentů těla
- Porovnání kinematických parametrů posturální stability u osob s výhřezem meziobratlové ploténky a kontrolní skupinou
- Porovnání posturální stability u tří typů stoje

3.3 Výzkumné otázky

V rámci výzkumu jsme si položili tyto výzkumné otázky:

- V₁: Jak jsou rozdíly v pohybu jednotlivých segmentů těla u osob s LBP mezi zdravou a postiženou stranou?
- V₂: Existuje rozdíl v pohybu jednotlivých segmentů těla mezi kontrolní skupinou a skupinou s LBP?
- V₃: Jaká je variabilita pohybu u různých segmentů těla?

4 METODIKA

V rámci této práce byla provedena biomechanická měření osob s onemocněním páteře (vyhřeznutá meziobratlová ploténka) a osob zdravých (kontrolní skupina). Měření probíhalo u tří typů stoje – stoj s otevřenými očmi, stoj se zavřenými očmi a stoj o úzké bázi.

4.1 Charakteristika souboru

Experimentální soubor osob s výhřezem meziobratlové ploténky v úseku L4-L5 nebo L5-S1 tvořilo 10 probandů (věk 41 ± 8 let, hmotnost 79 ± 15 kg, výška 177 ± 6 cm). Ve skupině pacientů byly 4 ženy a 6 mužů. Dále byla označena postižená a nepostižená strana. Kontrolní skupina zdravých osob byla tvořena 12 probandy (věk 47 ± 10 let, hmotnost 67 ± 8 kg, výška 169 ± 7 cm), přičemž žen bylo 9 a mužů 3. Ve skupině byla označena dominantní a nedominantní strana. Všechny vyšetřované osoby byly předem seznámeny s průběhem měření a souhlasily s použitím získaných dat pro účely výzkumu.

4.2 Metody

Pohyb vybraných bodů na těle subjektů jsme sledovali pomocí 3D kinematické analýzy. Využili jsme systém Vicon MX, který se skládal ze 7 infrakamer, sběrnice a řídicí jednotky.

4.3 Postup měření

Na začátku měření byla pacientům odebrána anamnéza a zjištěny všechny potřebné informace týkající se postižení. U zdravých osob byla zjištěna dominance končetiny. Dále byly naměřeny antropometrické charakteristiky potřebné pro následné kinematickou analýzu: výška, hmotnost, šířka kotníku, šířka kolene, délka dolní končetiny, šířka ramene, šířka lokte a tloušťka ruky. Po té byly na zkoumaný subjekt připevněno 35 reflexních značek podle modelu Plug In Gait Full Body. Probandi byli

měření ve třech variantách stoje: stoj s otevřenýma očima, stoj se zavřenýma očima, stoj o úzké bázi. Každý pokus trval 30 s.

4.4 Sledované parametry

Při analýze pohybu jsme se zaměřili na hodnocení pohybu jednotlivých částí těla ve směru os x a y, přičemž osa x představovala mediolaterální směr a osa y směr anteroposteriorní. Jak u dominantní nebo nedominantní, tak i u postižené nebo nepostižené strany jsme se zaměřili na tyto body na těle: rameno, zápěstí, pánev, koleno a kotník (Příloha 1). Jako ukazatel posturální stability jsme zvolili směrodatnou odchylku vypočítanou z pohybu každého z bodů v průběhu celého pokusu.

4.5 Zpracování dat

Data byla nejdříve zpracována v softwaru Vicon Nexus (verze 1.0) a Vicon Polygon (verze 3.5). Získaná data byla statisticky zpracována pomocí programu Statistica (verze 8) a Excel 2010. U všech typů stojů a sledovaných parametrů byl pro každou skupinu určen aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Pro porovnání sledovaných hodnot mezi skupinou s LBP a kontrolní skupinou byl použit Mann-Whitneyův U test. Pro porovnání hodnot na postižené a nepostižené straně byl použit Wilcoxonův párový test.

5 VÝSLEDKY

Pro určení velikosti pohybu v různých částech těla jsme si zvolili směrodatnou odchylku x-ové a y-ové souřadnice daných bodů. Z těchto hodnot jsme vypočítali průměr a směrodatnou odchylku pro každou skupinu.

5.1 Porovnání LBP zdravá a postižená strana

U všech tří typů stoje (otevřené oči, zavřené oči, úzká báze) v rámci porovnání postižené a nepostižené strany jsme až na jeden případ nenalezli statisticky významný rozdíl. V tabulkách 2,3 a 4 můžeme vidět rozdíly v pohybech jednotlivých částí těla postižené a nepostižené strany u osob s LBP. Jak můžeme vidět v tabulce 2, rozdíl ve variabilitě pohybu, analyzovaný pomocí směrodatné odchylky, jsme zaznamenali pouze u pohybu zápěstí při stoji se zavřenými oči. Jednalo se o větší pohyb u postižené strany ve směru osy Y (pohyb předozadní).

Tabulka 2. Porovnání pohybu částí těla mezi postiženou a nepostiženou stranou u osob s LBP ve stoji s otevřenými oči

Bod	Směr	Postižená		Nepostižená		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
Kotník	X	0,10	0,04	0,11	0,07	0,959
	Y	0,08	0,04	0,14	0,18	0,203
Pánev	X	1,02	0,52	0,91	0,60	0,333
	Y	3,38	1,51	2,83	1,58	0,285
Koleno	X	0,67	0,35	1,18	1,72	0,575
	Y	1,51	0,63	2,19	2,53	0,799
Rameno	X	1,53	0,55	1,21	0,57	0,959
	Y	4,70	2,02	4,11	2,01	0,721
Zápěstí	X	1,85	0,97	1,45	0,83	0,203
	Y	3,80	1,74	3,23	1,54	0,386

Tabulka 3. Porovnání pohybu částí těla mezi postiženou a nepostiženou stranou u osob s LBP ve stoji se zavřenými očmi

Bod	Směr	Postižená		Nepostižená		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
Kotník	X	0,16	0,07	0,17	0,11	0,859
	Y	0,11	0,04	0,14	0,07	0,260
Pánev	X	1,31	0,65	1,10	0,68	0,515
	Y	4,37	2,66	3,55	2,14	0,139
Koleno	X	0,77	0,45	0,73	0,33	0,484
	Y	2,31	1,57	2,28	1,20	0,674
Rameno	X	1,76	0,64	1,72	0,68	0,401
	Y	5,44	2,21	5,79	2,45	0,327
Zápěstí	X	1,67	0,81	1,96	0,96	0,484
	Y	3,78	1,95	4,97	2,29	0,050

Tabulka 4. Porovnání pohybu částí těla mezi postiženou a nepostiženou stranou u osob s LBP ve stoji o úzké bázi

Bod	Směr	Postižená		Nepostižená		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
Kotník	X	0,60	0,47	0,64	0,33	0,612
	Y	0,22	0,16	0,35	0,23	0,398
Pánev	X	5,82	2,33	5,94	2,19	0,735
	Y	5,25	2,55	5,01	2,69	0,735
Koleno	X	3,49	1,67	3,29	1,19	0,779
	Y	2,31	1,57	2,28	1,20	1
Rameno	X	7,23	0,64	1,72	0,68	0,401
	Y	6,15	2,87	6,14	3,27	0,401
Zápěstí	X	5,90	2,84	6,27	2,46	0,674
	Y	5,17	2,48	5,74	3,54	0,674

5.2 Porovnání pohybu u skupiny s LBP a kontrolní skupinou

Základní statistické charakteristiky měřených parametrů u skupiny s LBP a kontrolní skupiny zdravých osob jsou uvedeny pro jednotlivé typy stoje v tabulkách 5, 6 a 7. Statisticky významné rozdíly mezi postiženou končetinou u LBP a nedominantní končetinou u kontrolní skupiny a mezi nepostiženou končetinou u LBP a dominantní končetinou zdravých uvádíme v tabulce 8.

Tabulka 5. Základní statistické charakteristiky pro skupinu s LBP a skupinu zdravých při stoji s otevřenýma očima

Bod	Směr	LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
		Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Kotník	X	0,10	0,04	0,11	0,07	0,13	0,10	0,14	0,09
	Y	0,08	0,04	0,14	0,18	0,11	0,10	0,14	0,10
Pánev	X	1,02	0,52	0,91	0,60	1,02	0,36	0,97	0,58
	Y	3,38	1,51	2,83	1,58	3,65	1,61	3,40	2,31
Koleno	X	0,67	0,35	1,18	1,72	0,58	0,24	0,54	0,31
	Y	1,51	0,63	2,19	2,53	1,57	0,66	1,40	0,99
Rameno	X	1,53	0,55	1,21	0,57	1,72	0,65	1,59	0,71
	Y	4,70	2,02	4,11	2,01	5,20	2,05	5,72	2,16
Zápěstí	X	1,85	0,97	1,45	0,83	1,79	0,91	1,99	1,35
	Y	3,80	1,74	3,23	1,54	3,88	2,39	3,51	2,26

Tabulka 6. Základní statistické charakteristiky pro skupinu s LBP a skupinu zdravých při stožení se zavřenými očima

Bod	Směr	LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
		Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Kotník	X	0,16	0,07	0,17	0,11	0,09	0,04	0,19	0,10
	Y	0,11	0,04	0,14	0,07	0,08	0,03	0,26	0,24
Pánev	X	1,31	0,65	1,10	0,68	0,94	0,52	0,87	0,69
	Y	4,37	2,66	3,55	2,14	2,93	1,53	2,48	1,91
Koleno	X	0,77	0,45	0,73	0,33	0,56	0,32	0,59	0,45
	Y	2,31	1,57	2,28	1,20	1,48	0,78	1,12	0,89
Rameno	X	1,76	0,64	1,72	0,68	1,49	0,69	1,38	0,65
	Y	5,44	2,21	5,79	2,45	4,24	1,98	4,94	2,33
Zápěstí	X	1,67	0,81	1,96	0,96	2,26	1,37	1,60	1,02
	Y	3,78	1,95	4,97	2,29	3,54	1,44	3,02	2,08

Tabulka 7. Základní statistické charakteristiky pro skupinu s LBP a skupinu zdravých při stožení o úzké bázi

Bod	Směr	LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
		Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Kotník	X	0,60	0,47	0,64	0,33	0,30	0,16	0,41	0,24
	Y	0,22	0,16	0,35	0,23	0,19	0,20	0,25	0,15
Pánev	X	5,82	2,33	5,94	2,19	3,46	2,23	3,35	2,48
	Y	5,25	2,55	5,01	2,69	3,35	2,08	2,75	2,07
Koleno	X	3,49	1,67	3,29	1,19	2,51	1,58	2,14	1,61
	Y	2,31	1,57	2,28	1,20	2,13	1,53	1,30	1,00
Rameno	X	7,23	0,64	1,72	0,68	5,15	3,36	5,10	3,42
	Y	6,15	2,87	6,14	3,27	5,15	3,06	5,01	2,70
Zápěstí	X	5,90	2,84	6,27	2,46	4,21	2,18	3,83	2,54
	Y	5,17	2,48	5,74	3,54	3,89	2,01	3,30	1,94

Tabulka 8. Hladiny statistické významnosti při porovnání skupiny s LBP a zdravých

Bod	Směr	Otevřené oči		Zavřené oči		Úzká báze	
		P x Nd	Np x D	P x Nd	Np x D	P x Nd	Np x D
Kotník	X	0,771	0,497	0,038	0,422	0,206	0,432
	Y	0,771	0,497	0,112	0,247	0,545	0,773
Pánev	X	0,771	0,628	0,203	0,422	0,082	0,056
	Y	0,674	0,539	0,283	0,310	0,082	0,196
Koleno	X	0,605	0,539	0,310	0,382	0,238	0,157
	Y	0,705	0,628	0,778	0,148	0,792	0,305
Rameno	X	0,756	0,468	0,492	0,310	0,238	0,208
	Y	0,605	0,173	0,717	0,968	0,427	0,571
Zápěstí	X	0,918	0,705	0,756	0,545	0,208	0,047
	Y	1,027	0,674	0,863	0,115	0,181	0,238

V tabulce 8 můžeme vidět, že nejvíce rozdílů jsme zaznamenali při stoji se zavřenýma očima. U kotníku ve směru mediolaterálním jsme zaznamenali větší variabilitu pohybu pro končetinu nepostíženou a dominantní ve srovnání končetiny postižené a nedominantní. Opačně to je u zápěstí ve směru anteroposterálním, kde je variabilita pohybu postižené a nedominantní končetiny větší, než u končetiny nepostížené a dominantní. Poslední zaznamenaný rozdíl jsme našli u zápěstí při stoji o úzké bázi ve směru mediolaterálním. Zde byl pohyb u postižené a nedominantní končetiny výrazně větší než u nepostížené a dominantní končetiny.

5.3 Variabilita pohybu u různých segmentů těla

Další výsledky ukazují, která část těla při různých variantách stoje vykazuje největší variabilitu pohybu. Průměry a směrodatné odchylky těchto parametrů v rámci sledovaných skupin jsou uvedeny v tabulkách 9 až 13.

Tabulka 9. Variabilita pohybu kotníku v mediolaterálním směru (X) a anteroposteriorním směru (Y)

Kotník		LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
Směr		X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
OO	Průměr	0,10	0,08	0,11	0,14	0,13	0,11	0,14	0,14
	SD	0,04	0,04	0,07	0,18	0,10	0,10	0,09	0,10
UB	Průměr	0,60	0,22	0,64	0,35	0,30	0,19	0,41	0,25
	SD	0,47	0,16	0,33	0,23	0,16	0,20	0,24	0,15
ZO	Průměr	0,16	0,11	0,17	0,14	0,09	0,08	0,19	0,26
	SD	0,07	0,04	0,11	0,07	0,04	0,03	0,10	0,24

Tabulka 10. Variabilita pohybu kolene v mediolaterálním směru (X) a anteroposteriorním směru (Y)

Koleno		LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
Směr		X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
OO	Průměr	0,67	1,51	1,18	2,19	0,58	1,57	0,54	1,40
	SD	0,35	0,63	1,72	2,53	0,24	0,66	0,31	0,99
UB	Průměr	3,49	2,31	3,29	2,28	2,51	2,13	2,14	1,30
	SD	1,67	1,57	1,19	1,20	1,58	1,53	1,61	1,00
ZO	Průměr	0,77	2,31	0,73	2,28	0,56	1,48	0,59	1,12
	SD	0,45	1,57	0,33	1,20	0,32	0,78	0,45	0,89

Tabulka 11. Variabilita pohybu pánve v mediolaterálním směru (X) a anteroposteriorním směru (Y)

Pánev		LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
Směr		X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
OO	Průměr	1,02	3,38	0,91	2,83	1,02	3,65	0,97	3,40
	SD	0,52	1,51	0,60	1,58	0,36	1,61	0,58	2,31
UB	Průměr	5,82	5,25	5,94	5,01	3,46	3,35	3,35	2,75
	SD	2,33	2,55	2,19	2,69	2,23	2,08	2,48	2,07
ZO	Průměr	1,31	4,37	1,10	3,55	0,94	2,93	0,87	2,48
	SD	0,65	2,66	0,68	2,14	0,52	1,53	0,69	1,91

Tabulka 12. Variabilita pohybu ramene v mediolaterálním směru (X) a anteroposteriorním směru (Y)

Rameno		LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
Směr		X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
OO	Průměr	1,53	4,70	1,21	4,11	1,72	5,20	1,59	5,72
	SD	0,55	2,02	0,57	2,01	0,65	2,05	0,71	2,16
UB	Průměr	7,23	6,15	1,72	6,14	5,15	5,15	5,10	5,01
	SD	0,64	2,87	0,68	3,27	3,36	3,06	3,42	2,70
ZO	Průměr	1,76	5,44	1,72	5,79	1,49	4,24	1,38	4,94
	SD	0,64	2,21	0,68	2,45	0,69	1,98	0,65	2,33

Tabulka 13. Variabilita pohybu zápěstí v mediolaterálním směru (X) a anteroposteriorním směru (Y)

Zápěstí		LBP				Zdraví			
		Postižená		Nepostižená		Nedominantní		Dominantní	
Směr		X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
OO	Průměr	1,85	3,80	1,45	3,23	1,79	3,88	1,99	3,51
	SD	0,97	1,74	0,83	1,54	0,91	2,39	1,35	2,26
UB	Průměr	5,90	5,17	6,27	5,74	4,21	3,89	3,83	3,30
	SD	2,84	2,48	2,46	3,54	2,18	2,01	2,54	1,94
ZO	Průměr	1,67	3,78	1,96	4,97	2,26	3,54	1,60	3,02
	SD	0,81	1,95	0,96	2,29	1,37	1,44	1,02	2,08

Rozdíly ve variabilitě pohybu jednotlivých bodů na lidském těle u skupiny s LBP v různých variantách stoje jsou znázorněny na grafech 1 (mediolaterální směr) a 2 (anteroposteriorní směr). U kontrolní skupiny zdravých osob jsou znázorněny v grafech 3 a 4. Statisticky významné rozdíly jsou uvedeny v tabulkách 14 a 15.

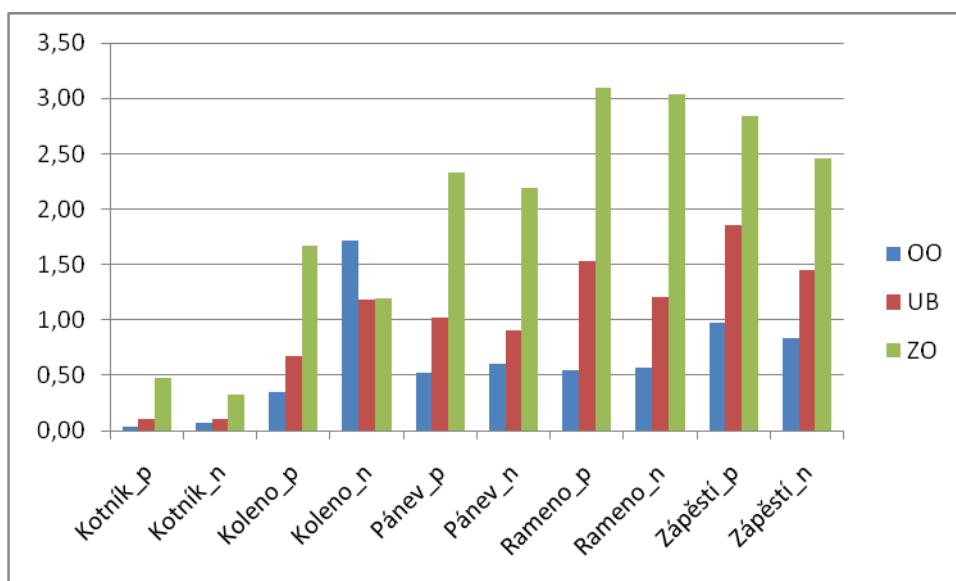
Tabulka 14. Statisticky významné rozdíly mezi variabilitou pohybu ve směru osy X v různých částech těla u skupiny s LBP

Směr X	LBP		Z	
Končetina	Postižená	Nepostižená	Nedominantní	Dominantní
OO	Kt<Ko,P,R<Z;Ko<R	Kt<R,P,Z,Ko	Kt<Ko<P<R,Z	Kt<Ko<P<R,Z
ZO	Kt<Ko<P,Z,R;P<R	Kt<Ko<P,Z,R;P<R	Kt<Ko<P<Z,R	Kt<Ko<P<Z,R
UB	Kt<Ko<R<P,Z	Kt<P,Ko,R,Z;P<R	Kt<Ko<P<R,Z	Kt<Ko<P<R<Z

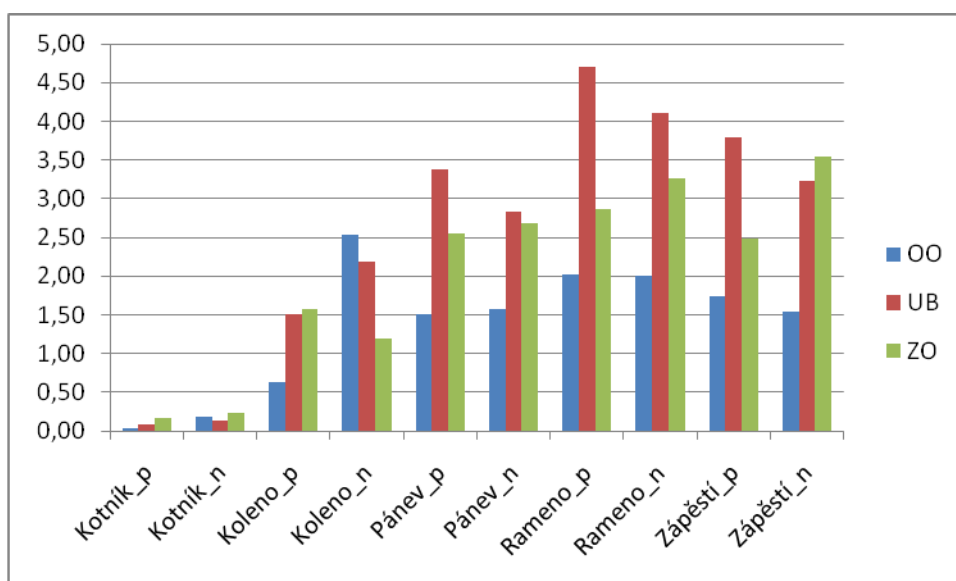
Tabulka 15. Statisticky významné rozdíly mezi variabilitou pohybu ve směru osy Y v různých částech těla u skupiny s LBP

Směr Y	LBP		Z	
Končetina	Postižená	Nepostižená	Nedominantní	Dominantní
OO	Kt<Ko<P<Z<R	Kt<Z,P<R,Ko	Kt<Ko<P,R,Z	Kt<Ko<P<R,Z
ZO	Kt<Ko<Z,P<R	Kt<Ko<P<R,Z	Kt<Ko<P,Z,R; P<R	Kt<Ko<Z,P<R
UB	Kt<Ko<Z,P,R	Kt<Ko<P,Z,R; P<R	Kt<Ko<P,Z,R; P<R	Kt<Ko<P<Z<R

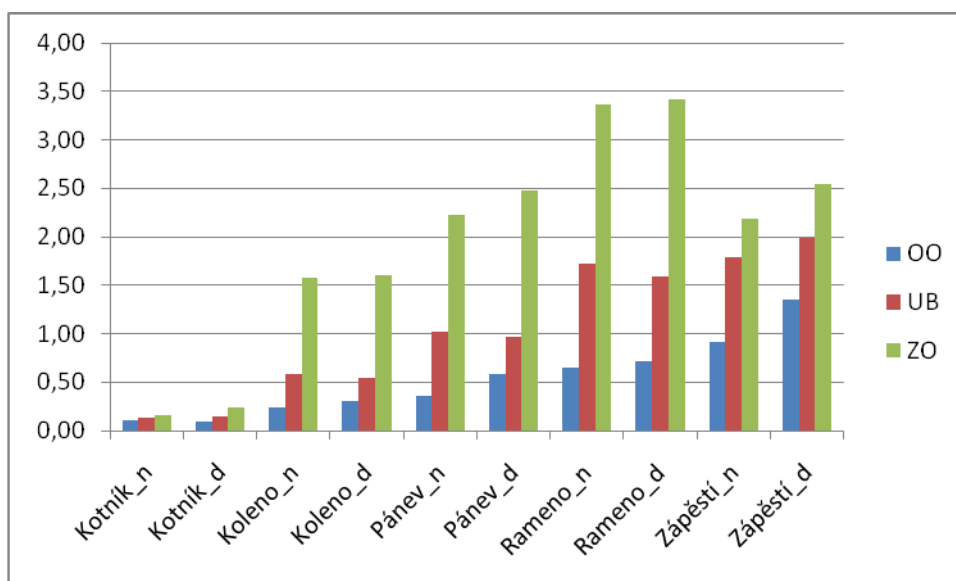
Obrázek 16. Hodnoty sledovaných parametrů v mediolaterálním směru na různých bodech na těla u skupiny s LBP ve třech variantách stoje



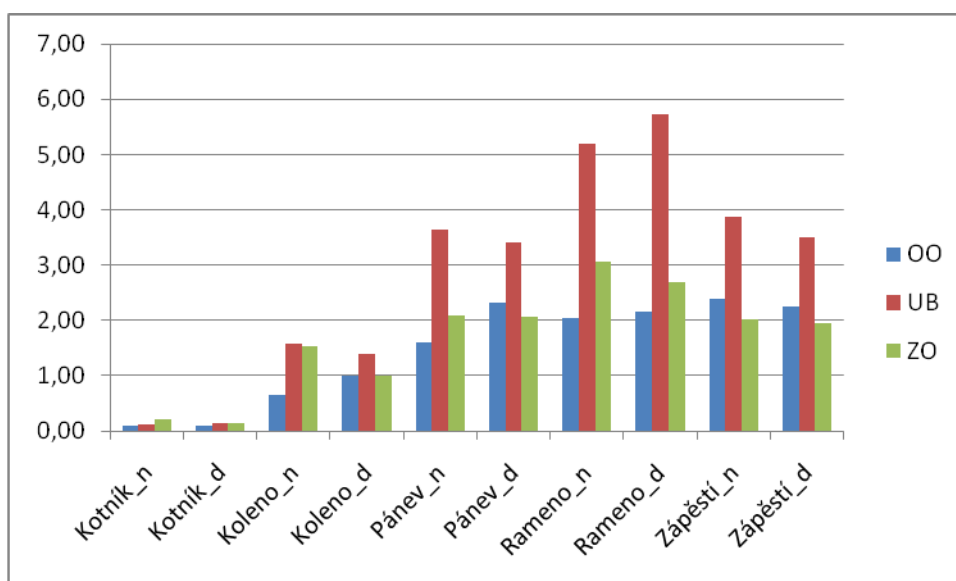
Obrázek 17. Hodnoty sledovaných parametrů v anteroposteriorním směru na různých bodech těla u skupiny s LBP ve třech variantách stoje



Obrázek 18. Hodnoty sledovaných parametrů v mediolaterálním směru na různých bodech na těla u skupiny u skupiny zdravých osob ve třech variantách stoje



Obrázek 19. Hodnoty sledovaných parametrů v anteroposteriorním směru na různých bodech těla u skupiny zdravých osob ve třech variantách stoje



6 DISKUZE

V naší práci jsme se zabývali vlivem výhřezu meziobratlové ploténky na posturální stabilitu. Skupinu pacientů trpících tímto onemocněním jsme porovnávali se skupinou kontrolní, zastoupenou zdravými lidmi. Záznam pohybu u obou skupin byl prováděn pomocí zařízení pro 3D kinematickou analýzu pohybové činnosti. Jednalo se o systém Vicon MX a zaznamenávali jsme pohyb jednotlivých částí lidského těla ve stoji s otevřenými očmi, zavřenými očmi a stoji o úzké bázi. Na základě těchto záznamů jsme dostali výsledky pohybu pro každou pozorovanou část lidského těla a ty jsme později mohli vyhodnotit a porovnat.

Rovnováha na postižené a nepostižené končetině

Zjistili jsme, že při sledování rovnováhy mezi postiženou a nepostiženou končetinou u osob s LBP existuje pouze jediný rozdíl v pohybu lidského těla. Zatímco u stoje s otevřenými očima a stoje o úzké bázi jsme nezaznamenali žádný významný rozdíl v pohybu sledovaných bodů na lidském těle, při stoji se zavřenými očima jsme narazili na zvětšený pohyb zápěstí. Jedná se o větší pohyb ve směru anterioposteriorním na straně nepostižené končetiny.

Příčina nalezení tak nízkého počtu rozdílů (pouze tři) při rovnováze na postižené a nepostižené končetině u všech tří typů stoje, může být zdůvodněna stavem pacientů, ve kterém se aktuálně nacházeli, neboť ani jeden z pacientů v průběhu měření netrpěl žádnými aktuálními bolestmi nebo problémy.

Rovnováha u LBP a zdravých

Nalezli jsme několik rozdílů v pohybu jednotlivých segmentů těla při porovnání kontrolní skupiny se skupinou s LBP. Nejčastější výskyt rozdílu byl zaznamenán při stoji se zavřenými očima a jednalo se o zvýšený pohyb v oblasti kotníku a zápěstí. Zatímco u kotníku to byl pohyb na končetině nepostižené x dominantní ve směru mediolaterálním, u zápěstí to bylo naopak a jednalo se o pohyb na straně postižené x nedominantní ve směru anteroposteriorním. Rozdíl v pohybu jsme našli i u stoje o úzké bázi a opět se jednalo o pohyb v zápěstí. V tomto případě šlo o pohyb ve směru mediolaterálním u postižené nedominantní končetiny.

Jedním z možných způsobů vyšetření posturální stability je posturografie, která se zaměřuje na rovnovážné ústrojí. Vyšetření stoje spadá do statické posturografie, která se zakládá na využití silových plošin. Tyto plošiny pracují na základě reakční síly, která je vytvořena při kontaktu těla s plošinou a tato výsledná reakční síla je pak rozdělena do tří složek - směr anteroposteriorní, mediolaterální a vertikální. Tento rozklad pak umožňuje popsat pohyb na základě působících sil. Dalším parametrem je velikost silových momentů jednotlivých složek reakční síly.

U silových plošin je využívána analýza trajektorie počátku reakční síly, který se pohybuje při kolísání těla jako reakce na měnící se podmínky. Tento počátek vektoru reakční síly se značí – COP (centre of pressure) (Janura, n.d.). COP je nejpoužívanější parametr při hodnocení posturální stability (Miková, 2006). Je to působiště vektoru reakční síly podložky a při měření je zaznamenávána nejen jeho poloha, ale i pohyb v čase (Winter, 1990). Polohu je možné vypočítat z reakčních sil naměřených v rozích tensometrických plošiny. Poloha COP je ovlivněna polohou těžiště a aktivitou svalstva. Pokud by se jednalo o tuhé těleso, tak by COP bylo shodné s průmětem těžiště do podložky (centre of gravity – COG). Jelikož je ale tělo tvořené ze segmentů, tak to neplatí (Winter, 1995). U statických poloh je COG vždy v opěrné bázi (Vařeka, 2002; Winter, 1995). Samotné těžiště se nazývá COM (centre of mass). Z anatomického hlediska se nachází někde v oblasti obratle S2. U mužů je výše než u žen a jinak je tomu i u dětí. Obecně platí, že čím se nachází níže, tak tím je větší stabilita pozice (Houghlum, 2005). Jelikož se ale neustále mění kontrakční síla svalů a tím dochází i k vzájemným pohybům segmentů, dochází také ke změně polohy COG i COP (Vařeka, 2002)

Při porovnání osob s LBP s kontrolním souborem zdravých osob někteří autoři rozdíly v rovnováze našli. Alexander a LaPier (1998) u osob s LBP zjistili větší výchylky v předozadním směru při stoji s otevřenými očima a větší výchylky v anteroposteriorním i mediolaterálním směru při stoji se zavřenými očima. Ruhe, Fejer a Walker (2011) ve svém literárním přehledu zjistili, že ze studií které se zabývaly osobami s nespecifikovanou bolestí dolní části zad, většina ukázala horší posturální stabilitu vzhledem ke zdravé populaci. Pouze u dvou studií byl výsledek opačný.

Pohyb jednotlivých částí lidského těla

Potřeba rovnováhy je neustálá a je jedno jestli se jedná o statickou polohu nebo dynamický pohyb. Přesto, že pouze nohy jsou v kontaktu s podložkou, tak na zajištění stability se podílí více částí těla (Kathleen, Haywood, 1993). Pro dobrou stabilitu je

důležitá nejen práce svalů, ale také kloubů nohy, které zajišťují kontakt s podložkou (Véle, 1995). Jako korekční reakce se využívá kotníková a kyčelní strategie (Vařeka, 2002). Kotníková strategie zajišťuje kontrolu COM díky pohybům nohy a kotníku, přičemž vyžaduje zapojení většího množství svalů. Naproti tomu kyčelní strategie vyžaduje nižší nervovou aktivaci (Nigg, MacIntosh, Mester, 2000). Kotníková strategie je více používána u mladých lidí, kdežto kyčelní strategie se vyskytuje více u starších (Latash, 1998). U méně stabilních osob bychom mohli při využívání kyčelní strategie očekávat větší pohyb v oblasti pánve. V naší studii jsme však žádný rozdíl v pohybu pánve mezi zkoumanými soubory nenalezli. Z výsledků vyplývá, že využívané balanční strategie byly pravděpodobně u obou souborů podobné. Naopak Brumagne et al., 2008 zjistili, že osoby s LBP na rozdíl od zdravých osob i ve stížených podmínkách využívají zejména kotníkovou strategii. Využívání pouze jedné strategie může vést podle těchto autorů k přetěžování páteře a bolesti.

Udržení rovnováhy v předozadním směru mají na starosti plantární a dorzální flexory hlezenních kloubů. Protože hlezenní klouby nemají při stoji snožném stejnou osu pohybu, tak kontrola rovnováhy většinou není symetrická. Kombinaci kontroly pravostranných a levostranných plantárních a dorzálních flexorů můžeme sledovat na tenzometrických plošinách (Vařeka, 2002). Kyčelní mechanismus se tak nazývá, neboť kyčelní svaly zajišťují kontrolu COP pomocí přenášení zatížení z jedné nohy na druhou (Vařeka, 2002). Podle Vařeky (2002) je stabilita latero-laterální lepší než antero-posteriorní vzhledem k větší možnosti pohybu ve směru předozadním než latero-laterálním. V naší studii jsme tyto tendence zaznamenali při stoji s otevřenými i zavřenými očima s výjimkou kotníku. Při stoji o úzké bázi se pohyb těla ve směru mediolaterálním zvětšil a oba směry byly srovnatelné.

Větší možnost pohybu v sagitální rovině je spojena s probíhající lokomocí v této rovině. Stabilita je zde zhoršena. Protože je plocha chodidel poměrně malá, působí svaly hlezna na kratší páce než svaly kyčle a tak je účinnost svalů hlezna snížena. Zatím co je tedy hlezenní mechanismus záležitostí klidného stoje, tak při působení větších vnějších sil se zapojují svaly kyčle, tedy kyčelní mechanismus. Průmět těžiště do báze opory ve stoji se nachází před osou hlezenního kloubu. Pokud bude COG za osou kloubu, tak ani m. triceps surae nedokáže přispět k obnově stability, ani dorziflexory nohy, neboť na to nejsou dostatečně silné. Z toho důvodu je COG udržováno v přední části nohy (Vařeka, 2002).

Při zkoumání variability pohybu různých segmentů těla u všech tří typů stoje (otevřené oči, zavřené oči, úzká báze) jsme zjistili, že k největšímu pohybu dochází ve směru mediolaterálním a objevují se vždy u stoje o úzké bázi. V tomto případě to platí jak pro skupinu s LBP, tak i pro kontrolní. Při sledování kotníku jsme také zjistili, že zatím co u stoje s otevřenými očmi jsou si hodnoty ve směru mediolaterálním i anteroposterálním podobné, při stoji o úzké bázi je pohyb ve směru mediolaterálním větší. U kolene jsme zjistili, že kromě stoje o úzké bázi převažuje pohyb ve směru anteroposteriorním. Stejně tak je to i u pánve, ramene a zápěstí. Důvodem těchto pohybů může být využití mechanismů jako je např. kotníková a kyčelní strategie, které slouží k udržování posturální stability. Z celkového pohledu můžeme také říct, že variabilita pohybu částí je závislá na podmínkách, ve kterých se stoj provádí, neboť jsme zjistili, že k největšímu pohybu dochází při stoji o úzké bázi a k nejmenšímu u stoje s otevřenými očima. Co se týče pohybu jednotlivých částí, tak k nejmenším pohybům docházelo v oblasti kotníku, zatím co největší byly zaznamenány v oblasti ramene a zápěstí, jak ve směru mediolaterálním, tak i anteroposterálním.

Možnosti dalšího výzkumu

Hodnocení posturální stability pomocí kinematické analýzy nebyla v minulosti věnována velká pozornost. Důvodem mohla být mimo jiné velká náročnost při zpracování dat. V budoucnu se v této oblasti nabízí další možnosti výzkumu. Místo hodnocení pohybu bodů na těle by mohly být hodnoceny změny úhlů mezi segmenty. Kinematická analýza by mohla být dále využita pro hodnocení dynamické stability.

7 ZÁVĚR

Na základě výsledků naší studie jsme formulovali následující závěry:

- pohyb těla na postižené a nepostižené straně se u osob s LBP při všech variantách stoje významně neliší
- pohyb těla u osob s LBP a kontrolní skupiny se významně liší pouze při stoji se zavřenýma očima (větší pohyb kotníku ve směru mediolaterálním) a při stoji o úzké bázi (větší pohyb zápěstí ve směru mediolaterálním)
- nejmenší pohyb byl u obou sledovaných skupin zaznamenán u kotníku, dále u kolene. Větší pohyb byl zaznamenán v horní polovině těla (pánev, rameno, kyčel)
- u osob s LBP i u kontrolní skupiny byl největší pohyb těla zaznamenán při stoji o úzké bázi.

8 SOUHRN

Práce se zabývá kinematickou analýzou stoje u osob s výhřezem meziobratlové ploténky. Práce se dělí na teoretickou část, kde jsme analyzovali všechny dostupné informace a část praktickou, ve které jsme prováděli výzkum v podobě kinematické analýzy pohybu. V teoretické části jsme se zaměřili na přehled poznatků o stoji a vzpřímeném držení těla. Zabývali jsme se také těžištěm, včetně možnosti jeho výpočtu, páteří a výhřezem meziobratlové ploténky. Zmínili jsme se také o možnostech analýzy pohybu člověka v biomechanice. V praktické části je uvedena metodika, která obsahuje charakteristiku výzkumného souboru osob, metody a postup samotného měření. Nechybí ani informace o sledovaných parametrech a způsob vyhodnocení všech získaných dat. Cílem naší práce bylo zjistit vliv výhřezu meziobratlové ploténky na posturální stabilitu v různých podmínkách stoje. Zaměřili jsme se na analýzu pohybu vybraných bodů na lidském těle (kotník, koleno, kyčel, pánev, rameno, zápěstí) nejen u postižené a nepostižené končetiny v případě osob s LBP, ale i u dominantní a nedominantní končetiny u osob zdravých. K analýze posturální stability byla použita 3D kinematická analýza s využitím systému Vicon MX. U sledovaných parametrů jsme určili směrodatnou odchylku, průměr a dále jsme je statisticky zpracovali. Z výsledků jsme zjistili, že v rovnováze na postižené a nepostižené končetině není, až na jednu výjimku, rozdíl. Při zkoumání stability mezi skupinou s LBP a skupinou kontrolní jsme objevili rozdílů více, než v předchozím případě, ale i tak můžeme říci, že se stabilita výrazně nelišila. Co se týče variability pohybu sledovaných bodů ve ztížených podmínkách (otevřené oči, zavřené oči, úzká báze), tak zde jsme našli největší hodnoty u stoje o úzké bázi, přičemž největší pohyb byl v rameni a zápěstí, nejmenší naopak v kotníku.

SUMMARY

This dissertation deals with kinematic analysis of standing in people with prolapsed intervertebral disc. The paper is divided into a theoretical part where all available information is analyzed and a practical part in which we conducted a research in the form of kinematic motion analysis. In the theoretical part, we focused on an overview of knowledge of standing and upright posture. We looked at the center of gravity, including the possibility of its calculation, spine and prolapsed intervertebral discs. The possibilities of analyzing human movement in biomechanics were also mentioned. In the practical part, the methodology containing characteristics of the researched people, methods and the measurement process itself were presented. There is also some information on the monitored parameters and the method of evaluation of all acquired data. The aim of our study was to determine the influence of intervertebral disc prolapse on the postural stability in standing under various conditions. We focused on the analysis of movement of selected points on the human body (ankle, knee, hip, pelvis, shoulder, wrist) in both the affected and unaffected limbs for people with LBP, but also in the dominant and non-dominant limbs in healthy individuals. The 3D kinematic analysis using Vicon MX system was utilized to analyse the postural stability. The standard deviation and average of the monitored parameters were calculated and statistically processed. From the results we found that there is no difference, with one exception, in the balance on the affected and unaffected limb. In examining the stability of the group with LBP and the control group, we discovered more differences than in the previous case, but we can say that stability did not differ significantly. Regarding the variability of the monitored points in difficult conditions (eyes open, eyes closed, narrow base), we found the greatest values in standing on the narrow base. The biggest movement was in the shoulder and the wrist, while in the smallest movement was in the ankle.

9 REFERENČNÍ SEZNAM

Alexander K. M., & LaPier, T. L. K. (1998). Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 28(6), 378-383.

Anonymous (2009). *Onemocnění pohybového aparátu*. Retrieved 13. 7. 2011 from World Wide Web: <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-pacientske-listy/onemocneni-pohyboveho-aparatu-447301>

Anonymous (2011a). *Základy sportovní kineziologie*. Retrieved 12. 7. 2011 from World Wide Web: http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/segmenty_teziste.html

Anonymous (2011b). *What is Degenerative Disc Disease?*. Retrieved 12. 7. 2011 from World Wide Web: http://perthphysio.com.au/degenerative_disc_disease.html

Anonymous (n.d.). *Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu*. Retrieved 11.7.2011 from World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz>

Brumagne, S., Janssens, L., Knapen, S., Claeys, K., & Suuden-Johanson. (2008). Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *European spine journal*, 17(9), 1177-1184.

Čihák, R. (2001). *Anatomie 1. Druhé, upravené a doplněné vydání* (2nd ed.). Praha: Grada (Avicenum).

Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.

Dvořák, R. (2007). *Základy Kineziologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Hanavan, E.P. (1964). *A mathematical model of human body*. Wright-Patterson Air Force Base, OH: Aerospace Medical Research Laboratories.

Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13, 833-834.

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and aging*, 35-S2, ii7-ii11.

Houglum, P. A. (2005). *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Chandler, R. F., Clausser, C. E., McConville, J. T., & Reynolds, H. M., & Young, J. W. (1975). *Investigation of inertial properties of the human body*. Wright-Patterson Air Force Base, OH: Aerospace Medical Research Laboratories, Aerospace Medical Division.

Janura, M. & Bastlová, P. (2003). Určení středu kyčelního kloubu při kinematické analýze pohybu. *Česká kinantropologie*, 2, 23-36.

Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Janura, M. (2004). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Karas, V. & Otáhal, S. (1991). *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Univerzita Karlova.

Kaš, S. & Országh, J. (1995). *Ischias a jiné nemoci páteře*. Praha: Brána.

- Káš, S. et al. (1993). *Neurologie* (1st ed.). Praha: Scientia Medica.
- Kathleen, M. (1993). *Life span motor development* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Latash, M. L. (1993). *Control of human movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Merkunová, A. & Orel, M. (2008). *Anatomie a fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Netter, F. H. (2005). *Anatomický atlas člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Nigg, B. M., Macintosh, B. R. & Mester, J. (2000). *Biomechanics and biology of movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Novák, A. (1970). *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Ruhe, A., Fejer, R. & Walker, B. (2011). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European spine journal*, 20(3), 358-368.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26-31.
- Štílec, M. & Nováková, H. (1999). Posturální stabilita v senior – programu. *Česká kinantropologie*, 2, 45-52.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9, 122-129.

Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing,

Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.

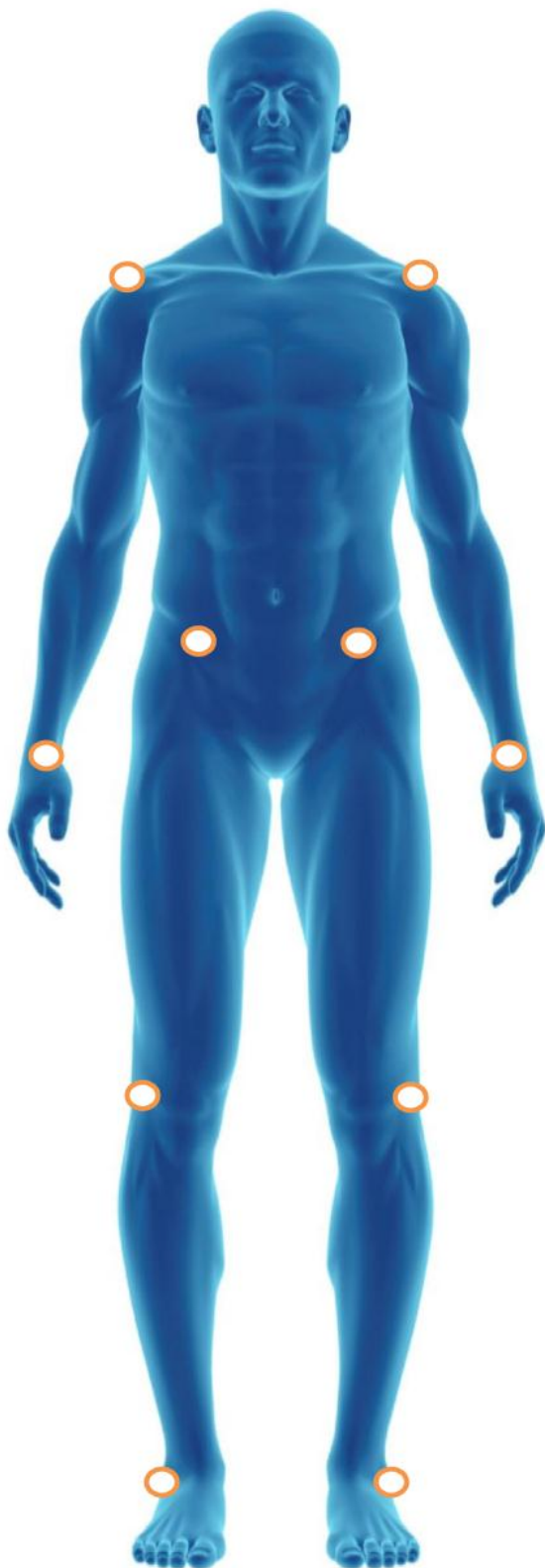
Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214.

Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*, 70, 340-347.

Zatsiorsky, V. & Seluyanov, V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In H. Matusui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII-B* (pp. 1152-1159). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Rozmístění značek na těle



Rameno – Acromion (SHO:X, SHO:Y)

Zápěstí – palcová strana (WRA:X, WRA:Y)

Pánev – SIAS - Spina iliaca anterior Superior (ASI:X, ASI:Y)

Kolena – Epicondylus lateralis femoris (KNE:X, KNE:Y)

Kotníky – Malleolus lateralis (ANK:X, ANK:Y)

Strany:

0 – levá u zdravých – nedominující, u pacientů postižená

1 – pravá u zdravých – dominující, u pacientů nepostížená

Osy:

X – pohyb bodu ve směru mediolaterálním

Y – pohybu bodu ve směru anteroposteriorním