

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

ÚSTAV FYZIOTERAPIE

Bc. Mária Štefaňáková

**Charakteristiky posturální stability u mladých dospělých  
s chronickými bolestmi zad**

Diplomová práce

Vedúci práce: Mgr. Petra Gaul-Aláčová, PhD.

Olomouc 2019

Prehlasujem, že som diplomovú prácu vypracovala samostatne a použila len uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 13.05.2019

---

Podpis

## **Pod'akovanie**

Chcela by som sa veľmi pekne poďakovať predovšetkým mojej školiteľke Mgr. Petre Gaul-Aláčovej, PhD. za jej odbornú spoluprácu a cenné rady k celému konceptu diplomovej práce a taktiež Mgr. Dagmar Tečovej za pomoc, trpezlivosť a ochotu pri spracovaní štatistických údajov.

## ANOTÁCIE

**Typ záverečnej práce:** Diplomová práca

**Téma práce:** Charakteristiky posturální stability u mladých dospělých s chronickými bolestmi zad

**Názov práce:** Charakteristiky posturální stability u mladých dospělých s chronickými bolestmi zad

**Názov práce v AJ:** Characteristics of postural stability in young adults with low back pain

**Dátum zadania:** 31.1.2018

**Dátum odovzdania:** 13.5.2019

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Mária Štefaňáková

**Vedúci práce:** Mgr. Petra Gaul-Aláčová, PhD.

**Oponent práce:** Mgr. Vyskotová Jana, Ph.D.

### Abstrakt v SJ:

**Úvod:** U jedincov s chronickými low back pain boli pozorované zmenené charakteristiky posturálnej stability.

**Cieľ:** Zhodnotiť, aký vplyv má chronická low back pain na parametre posturálnej stability stoja u mladých dospelých.

**Metodika:** Výskumu sa zúčastnilo 10 probandov s chronickou low back pain a 10 zdravých jedincov. Priemerný vek zúčastnených bol 22,75 rokov. Probandi s bolesťami vyplnili dotazník Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire. Meranie sa uskutočnilo na tenzometrickej plošine od firmy Zebris typu FDM XS. Meraný bol pokojný stoj v nasledujúcich variáciách: bipedálny stoj s otvorenými očami, bipedálny stoj so zatvorenými očami, stoj na dominantnej dolnej končatine s otvorenými očami, stoj na dominantnej dolnej končatine so zatvorenými očami a bipedálny stoj na molitanovej podložke.

**Výsledky:** Vo všetkých variáciách bipedálneho stoja neboli preukázané výraznejšie rozdiely medzi skupinami. Tie sa objavili až v oboch prípadoch unilaterálneho stoja, kde boli zaznamenané aj štatisticky významne väčšie anterioposteriorne odchýlky u probandov s LBP ( $p=0,03$ ).

**Záver:** Aj napriek absencii ďalších signifikantných výsledkov, vo všetkých testovaných situáciách boli najvýraznejšie odchýlky vždy práve v predozadných odchýlkach stoja, čo môže napovedať o zmenených posturálnych stratégiách ľudí trpiacich chronickou low back pain.

**Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** Altered characteristics of postural stability were observed in subjects with chronic low back pain.

**Objectives:** Evaluation of chronic low back pain impact on parameters of postural control in young adults.

**Methods:** Ten subjects with chronic low back pain and ten healthy participants took part in our research. Average age was 22,75 years. Subjects with pain completed Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire. Measurement was performed on the force plate FDM XS from Zebris company. Quiet standing was tested in 5 variations: bipedal stance (opened eyes vs. closed eyes), dominant leg stance (opened eyes vs. closed eyes) and bipedal stance on foam.

**Results:** There were not achieved any strong differences between groups in all variations of bipedal stance. Those appeared only in unilateral stance, where also statistically significant difference in anteroposterior deviations showed up ( $p=0,03$ ).

**Conclusions:** Despite of absence of further significant results, in all test situations strongest differences were found in anteroposterior deviations of centre of pressure, what suggests that subjects with low back pain has altered postural strategies.

**Kľúčové slová v SJ:** posturálna stabilita, chronická bolesť chrbta, postúra, stoj

**Kľúčové slová v AJ:** postural stability, chronic low back pain, posture, standing

**Rozsah/ počet príloh:** 88 strán/ 4 prílohy

# Obsah

PodĎakovanie .....	3
Obsah.....	6
Úvod.....	9
1 Prehľad poznatkov .....	11
1.1 Posturálna stabilita.....	11
1.1.1 Biomechanické parametre posturálnej stability.....	11
1.2.1 Posturálna stabilizácia.....	12
1.3.1 Postúra, vzpriamené držanie tela .....	13
1.4.1 Posturálny systém, hlboký stabilizačný systém.....	14
1.5.1 Stabilita, rovnováha, balans.....	14
1.6.1 Posturálne stratégie .....	15
1.7.1 Posturálne reťazce.....	15
1.2 Úloha centrálnej nervovej sústavy v riadení stability .....	16
1.2.1 Reflexy .....	17
1.3 Senzorické zložky posturálno – lokomočnej motoriky.....	18
1.3.1 Zrak .....	18
1.3.2 Vestibulárny systém.....	18
1.3.3 Propriocepia.....	19
1.4 Chronická bolesť .....	20
1.4.1 Základy neurofyziológie bolesti .....	21
1.4.2 Vplyv bolesti na držanie tela (vplyv nocicepcie na priebeh pohybu).....	22
1.5 Neuromuskulárne vzťahy.....	23
1.5.1 Svaly ako súčasť stabilizačného systému osového orgánu .....	23
1.5.2 Rozdelenie svalov podľa fylogényzy .....	24
1.5.3 Svalová dysbalancia.....	24

1.5.4	Skrížené syndrómy.....	25
1.5.5	Svalová dysbalancia a jej vplyv na postúru.....	27
1.6	Low back pain (LBP).....	28
1.6.1	Etiológia a patogenéza .....	29
1.6.2	Vplyv bolestí chrbta na riadenie posturálnej stability.....	30
2	Ciele a hypotézy výskumu.....	32
3	Metódy výskumu.....	34
3.1	Charakteristika výskumnej skupiny.....	34
3.2	Priebeh výskumu .....	35
3.3	Použité metódy výskumu .....	36
3.4	Metódy štatistického hodnotenia.....	37
4	Výsledky výskumu .....	39
4.1	Výsledky testovania hypotézy č.1 .....	39
4.2	Výsledky testovania hypotézy č.2 .....	42
4.3	Výsledky testovania hypotézy č.3 .....	46
4.4	Výsledky testovania hypotézy č.4 .....	49
4.5	Výsledky testovania hypotézy č.5 .....	53
5	Diskusia .....	57
5.1	Diskusia k hypotéze $H_{01}$ .....	57
5.2	Diskusia k hypotéze $H_{02}$ .....	59
5.3	Diskusia k hypotéze $H_{03}$ .....	61
5.4	Diskusia k hypotéze $H_{04}$ .....	64
5.5	Diskusia k hypotéze $H_{05}$ .....	66
5.6	Limity štúdie.....	68
5.7	Prínos pre prax.....	69
	Záver .....	70
	Referečný zoznam.....	71

Zoznam skratiek.....	77
Zoznam obrázkov.....	78
Zoznam grafov.....	79
Zoznam tabuliek .....	80
Zoznam príloh.....	81
Prílohy .....	82



## Úvod

Viac než 80% populácie má počas svojho života väčšie či menšie ťažkosti s chrbticou. To má za dôsledok aj značné ekonomické zaťaženie spoločnosti spojené s liečbou, pracovnou neschopnosťou a invaliditou (Seidl, 2015, s. 339). Bolesť chrbta sú celosvetovo veľmi rozšírené a môžu významne znižovať kvalitu života. Sú považované za výsadu starších, no čoraz častejšie postihujú ľudí v mladom veku. V bolestiach chrbta podľa oblasti výskytu dominujú bolesti dolnej časti, teda lumbálnej a sakrálnej chrbtice (Salvati, M. et al., 2009, s. 461). V odbornej terminológii sa vyskytuje anglický pojem „Low back pain“ (LBP), ktorý znamená bolesť dolnej časti chrbta. Preto sme sa rozhodli venovať aj v našej práci práve tomuto typu bolesti.

Low back pain sa spája s abnormálnymi pohybovými vzormi spôsobenými zmenami v neuromuskulárnom systéme. Prispievajúci faktor k bolestiam je pravdepodobne zlyhávanie hlbokého stabilizačného systému. Je teda zrejmé, že bolesť chrbta pramení v svalovej dysbalancii, nerovnováhe. Tá je spôsobená často sa vyskytujúcim nesprávnym držaním tela a nesprávnymi pohybovými stereotypmi, pri ktorých preťažujeme jednu skupinu svalov a druhú takmer nepoužívame. Keďže rovnováha je základným východiskom pre vôľovú motoriku, tieto bolesti môžu ovplyvňovať aj schopnosť vykonávať bežné denné činnosti (Henry, S. M et al., 2006, s.881).

Pohybový a nervový systém spolu veľmi úzko súvisia a sú navzájom prepojené. Správna funkcia jedného závisí na správnej funkcii druhého a naopak. To znamená, že ak dôjde k patologickým zmenám v pohybovom systéme, aj nervový systém sa adaptuje a nemusí fungovať správne. Nervový systém prijíma z proprioreceptorov vo svaloch informácie o dĺžke a mechanickom napätí svalu. Proprioreceptory mu tiež dávajú informácie o polohe končatín a tela v priestore a o postúre. Neuromuskulárny systém teda spolu zabezpečuje posturálnu stabilitu, ktorá závisí od správnej funkcie oboch systémov. Ak sa u človeka vyskytne bolesť chrbta, je pravdepodobné, že sú prítomné patologické zmeny na pohybovom aparáte, čo môže spôsobiť nesprávnu aferentáciu z proprioreceptorov vo svaloch. Tým môže byť zmenená aj posturálna stabilita.

Posturálny systém človeka funguje na základe informácii z troch samostatných zdrojov: vestibulárny, vizuálny a somatosenzorický systém. Je zjavné, že pri poškodení niektorého z týchto systémov dôjde k ovplyvneniu funkcie posturálneho systému (Volpe et al, 2006, s. 349).

Naším cieľom je zistiť, či bolesti chrbta majú vplyv na zmeny posturálnej stability. Tiež nás zaujíma, či sa u mladých dospelých s LBP vyskytuje istý opakujúci sa vzorec zmien posturálnej stability, ktorý by bol podkladom pre riešenie posturálnych zmien u ľudí s bolesťami chrbta.

Pre vyhľadávanie odborných článkov sme použili on-line databázy Springer Link, Google Scholar, Science direct a PubMed. Dva články boli dostupné len v tlačenej forme. Vyhľadané články boli publikované v rokoch 2001 až 2018. Na vyhľadávanie sme použili kľúčové slová: postural stability (posturálna stabilita), chronic low back pain, posture (postura), standing (stoj). Spolu bolo nájdených 84 plnotextových článkov, z toho 30 článkov s problematikou podobnou našej práci. Praktický výskum, ktorý vyhovoval našim kritériam obsahovalo 18 článkov, ktoré sme použili v diskusii a z ostatných sme čerpali informácie do teoretického rozboru a inšpiráciu pre náš výskum.

# 1 Prehľad poznatkov

## 1.1 Posturálna stabilita

Posturálna stabilita je schopnosť zaisť vzpriamené držanie tela a reagovať na zmeny vonkajších a vnútorných síl tak, aby nedošlo k nezamýšľanému alebo neriadenému pádu (Vařeka, 2002, s. 118) alebo aj schopnosť udržať priemet ťažiska do podložky (Center of Gravity – COG) v rozmedzí opornej bázy (Lee, Lin, 2008, s. 1066) a limit stability, ktoré sú zobrazované ako prevrátený kužeľ (Page, Clare, Lardner, 2010, s. 19).

Centrálny nervový systém sa sústreďuje a selektuje senzorické vstupy z prostredia, aby poskytol funkčne najvyužiteľnejšie informácie pre udržanie stability. Táto schopnosť vyberať dôležité senzorické podnety je základom pre správne fungovanie posturálnej stability (Brumagne et al., 2008a, s.1177). Pre udržiavanie stability sú dôležité vizuálne, vestibulárne a somatosenzorické informácie. Vizuálny systém poskytuje informácie o okolitom prostredí, vestibulárny o polohe hlavy a tela a somatosenzorický zahŕňa vstup z proprioreceptorov, termoreceptorov a nociceptorov (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 19).

### 1.1.1 Biomechanické parametre posturálnej stability

Ťažisko telesa, Center of Gravity (COG) je definované ako bod pôsobiska sily na teleso alebo aj balančný bod. Jeho lokalizácia v ľudskom tele závisí na anatomických vlastnostiach a zaužívanej postúre jedinca. Pri vzpriamenom stoji sa u človeka COG nachádza v malej panve pred os sacrum, u žien mierne nižšie ako u chlapov (Hamilton, Weimar a Luttgens, 2012, s. 33).

Oporná báza u stojaceho človeka predstavuje plochu chodidiel dotýkajúcich sa zeme a tiež priestor medzi nimi. Ak sa človek rozkročí, oporná báza sa zväčší spolu s posturálnou stabilitou (Hamilton, Weimar a Luttgens, 2012, s. 364-365).

Center of pressure (COP) je miesto pôsobenia výslednej reakčnej sily. Rozumie sa tým vážený priemer všetkých tlakov pôsobiacich na podložku. COP predstavuje začiatok vektoru reakčnej sily podložky. Táto sila má zložky: vertikálnu, mediolaterálnu, anterioposteriornu. Poloha silového vektora sa určuje na základe polohových súradníc  $x$ ,  $y$  a  $z$  vzhľadom k definovanému referenčnému bodu plošiny. Výstupnými hodnotenými parametrami u klinicky využívaných plošín sú obvykle poloha COP a veľkosť jednotlivých zložiek reakčnej sily. Poloha COP je určená súradnicami  $x$  a  $y$  na plošine a do určitej miery reflektuje projekciu ťažiska tela na podložku. Na základe trajektórie pohybu COP sa hodnotí napríklad veľkosť titubácií počas stoja (z ktorých sa

posudzuje miera posturálnej stabilizácie). Hodnotenie polohy COP ako výslednice všetkých tlakov pôsobiacich na podložku neumožňuje hodnotiť čiastkové tlaky na ploske chodidla. To býva zásadné pri riešení klinických otázok zaťažovania plosky nohy počas stoja aj chôdze. K posúdeniu distribúcie tlaku pre všetky kontaktné body s podložkou sa využívajú tlakové plošiny (Kolářová, Marková, Stacho a Szmeková, 2014, s. 11).

Keď človek pokojne stojí, podložka pod ním produkuje reakčnú silu veľkosťou rovnú ale opačnú proti tiažovej sile človeka. Je to dôsledkom tretieho Newtonovho zákona akcie a reakcie. Táto reakčná sila podložky je výsledná sila všetkých síl a tlakov, ktorými podložka pôsobí na jedinca. Tlak nie je produkovaný celou plochou chodidla, ale hlavne dvoma jeho časťami – pätou a metatarzophalangeálnymi kĺbmi. Lokalizácia COP je pri pokojnom stoji cca 5 cm pred členkovým kĺbom, pod os naviculare (Kirtley, 2006, s. 74).

### **1.2.1 Posturálna stabilizácia**

Posturálna stabilizácia je chápaná ako aktívne (svalové) držanie segmentov tela proti pôsobeniu vonkajších síl riadené centrálnym nervovým systémom. Ide o svalovú aktivitu spevňujúcu segmenty tela proti pôsobeniu vonkajších síl, najmä tiažovej sile. Za statickej situácie je prostredníctvom svalovej aktivity zaistená relatívna tuhosť skĺbenia koordinovaná aktivitou agonistov a antagonistov, ktorá umožňuje v danej polohe vzdorovať gravitačnej sile (Máček, Radvanský, 2011, s. 95). Gravitácia pôsobí na celé telo a zároveň na každú jeho časť, každý segment. Všetky naše pohyby prebiehajú buď v smere gravitačného pôsobenia, tzv. gravitačné pohyby, alebo proti gravitačným silám, tzv. antigravitačné pohyby. Každé teleso sa správa tak, akoby gravitácia pôsobila iba v jeho ťažisku (Navrátil, Rosina et al., 2005, s. 242).

Existujú 2 typy stabilizácie:

- Vnútoraná intersegmentálna stabilizácia, ktorej funkciou je stabilita osového orgánu. Tá je základom stability celkovej a bázy, z ktorej vychádza účelovo riadený pohyb. Vykonávajú ju hlboké krátke intersegmentálne svaly chrbtice, tvoriace HSS.
- Vonkajšia celková stabilizácia naväzuje na vnútornú stabilizáciu. Podieľajú sa na nej dlhšie a silnejšie svaly spájajúce jednotlivé sektory chrbtice a pripájajúce končatiny cez ich pletence k osovému orgánu (Véle, Čumpelík a Pavlu, 2001 in Palaščíková-Špringrová, 2012, s. 10).

### 1.3.1 Postúra, vzpriamené držanie tela

Postúra je aktívne držanie tela riadené centrálnou nervovou sústavou (CNS) podľa určitého programu a realizované anatomicky definovaným pohybovým systémom pri rešpektovaní biomechanických princípov. Postúra odráža a ovplyvňuje celkový stav ľudského organizmu a zahŕňa všetky motorické schopnosti človeka, ktorých cieľom je udržať určitú polohu (Molnárová, 2009, s. 200). Postúru poznáme statickú a dynamickú, v skutočnosti však každá postúra je dynamická, stále sa mení kvôli aktivite svalov, ktoré sa snažia udržať stabilitu tela (Hamilton, Weimar a Luttgens, 2012, s. 373). Postúra je základnou podmienkou pohybu a je súčasťou akejkoľvek polohy (Kolář et al., 2009, s. 36). Nie je však synonymom pre bipedálny postoj alebo sed, ale je súčasťou akejkoľvek polohy a predovšetkým každého pohybu. Jej kvalita je daná tým, nakoľko, kedy a ako kvalitne sú jednotlivé svaly, či celé svalové skupiny včlenené do posturálnej funkcie (Vařeka, 2002, s. 177). Postúra môže tiež byť popisovaná v rámci termínov svalovej dysbalancie, pri ktorej nesprávne držanie tela môže spôsobiť neprimerané napätie v tkanivách muskuloskeletálneho aparátu (Page, Clare, Lardner, 2010, s. 59).

Vzpriamené držanie tela alebo vzpriamený stoj je posturálna situácia, pri ktorej sú všetky vektory pôsobenia jednotlivých častí telesnej schémy sústredené do opornej bázy danej chodidlami. Ide o držanie trupu a svalstva pletencov ramenných a panvových v stoji (Gúth, 2004, s. 298). Stabilizácia vertikálnej polohy je dynamický proces, ktorý si vyžaduje súčinnosť subkortikálnych štruktúr vrátane cerebella. Táto činnosť je riadená nielen propioceptívnou aferenciou z vestibulárneho aparátu a z periférneho nervového systému (PNS), aferenciou optomotorickou, ale aj exteroceptívnymi kožnými signálmi a tiež interoceptívnymi signálmi z vnútorných orgánov (Véle, 2006, s. 102-104). Senzorické vstupy sú porovnávané s vnútornou vizualizáciou vzpriameného stoja. Na základe ich porovnania je uskutočnená reorientácia segmentov tela zameraná na udržanie rovnováhy (Brumagne et al., 2008b, s. 658).

Poloha ťažiska vzhľadom ku kĺbovým osiam definuje vonkajšie momenty síl pôsobiace na kĺby počas vzpriameného stoja. Tieto vonkajšie sily pôsobiace na telo sú vyrovnávané aktívnymi alebo pasívnymi zložkami stabilizačného systému. Vzpriamený stoj aj keď sa javí ako statický, je dynamický proces charakterizovaný osciláciami celého tela okolo nôh fixovaných na zemi (Oatis, 2009, s. 884).

### **1.4.1 Posturálny systém, hlboký stabilizačný systém**

Posturálny systém je tvorený axiálnym systémom, určitými zložkami nervovej sústavy, niektorými štruktúrami hlavy a dolnými končatinami (Dylevský, 2009b, s. 69). Úlohou posturálneho systému je nastavenie a udržanie konfigurácie jednotlivých segmentov tela v kľudovej a východiskovej účelovo orientovanej polohe, z ktorej pohyb vychádza (Véle, 2006, s. 98).

Axiálny systém je subsystémom posturálneho systému. Je tvorený chrbticou, jej spojmi, svalmi pohybujúcimi a stabilizujúcimi osový skelet a kostrový základ hrudníka, dýchacími svalmi a svalmi panvového dna. Tieto komponenty majú nosnú, protektívnu a hybnú funkciu. V širšom kontexte patrí k axiálnemu systému aj príslušná riadiaca zložka, t.j. tá časť nervovej sústavy, ktorá zabezpečuje funkcie systému, prípadne je jeho činnosťou dotknutá, napr. výstupy miechových nervov (Dylevský, 2009b, s. 69).

Hlboký stabilizačný systém (HSS) chrbtice predstavuje svalovú súhru, ktorá zabezpečuje stabilizáciu alebo spevnenie chrbtice počas všetkých pohybov. Z hľadiska podobnej funkcie, čo sa týka propriocepcie, centrácie segmentov a anticipácie, musíme do hlbokého stabilizačného systému zaradiť aj určité svaly na periférii a koreňové kĺby. Svaly HSS sú aktivované pri akomkoľvek statickom zaťažení, v stoji, sede atď. Sprevádzajú každý cieľný pohyb horných a dolných končatín. Zapojenie svalov do stabilizácie chrbtice je automatické a nevyhnutné pri ochrane chrbtice. Na stabilizácii sa nikdy nepodieľa len jeden sval, ale v dôsledku svalového prepojenia, celý svalový reťazec. Zapojená stabilizačná súhra svalov tiež eliminuje vonkajšie sily (kompresné, strižné) pôsobiace na chrbtové segmenty (Palaščáková-Špringrová, 2012, s.15).

### **1.5.1 Stabilita, rovnováha, balans**

Stabilita tela je závislá od polohy ťažiska. Nestabilná poloha vyžaduje aktívnu svalovú korekciu. Ak padá ťažnica tela do stredu opornej plochy, je telo v stabilnej rovnovážnej polohe. Stabilita tela sa zvyšuje: zväčšením hmotnosti tela, znížením ťažiska, zväčšením opornej plochy a fixáciou jednotlivých telových segmentov (predovšetkým fixovaným postavením kĺbov) (Dylevský, 2009a, s. 66).

Základnou podmienkou stability v statickej polohe je, že sa musí ťažisko v každom okamihu premietat' do opornej bázy a opornej plochy. Z funkčného hľadiska je riadenie rovnováhy funkciou pohybovej sústavy, ktorá využíva multisenzorickú aferentáciu. Významnú rolu však majú aj ďalšie faktory, ako sú anticipácia pohybového programu, skúsenosť a odhad limit stability (Kolář, 2009, s. 39).

Vertikálna poloha je z mechanických dôvodov menej stabilná než horizontálna. Je ale východiskovou polohou lokomócie a manipulácie, a preto je jej vyvažovaná labilita predpokladom dobrej mobility človeka. Udržanie rovnováhy vo vertikálnej polohe závisí od pohybov tela vzhľadom k opornej báze, ktorá je vymedzená plochou sustenačného polygonu. Do plochy opornej bázy sa premieta ťažisko asi do jeho stredu, mierne dozadu a doľava alebo doprava, podľa toho, ktorú dolnú končatinu (DK) vyšetovaný viac zaťažuje. Stabilita je tým väčšia, čím je ťažisko nižšie položené a oporná báza väčšia. Udržiavanie stability stoja je zaisťované aktiváciou posturálnych svalov (svaly nohy, lýtka, stehna, okolo osového orgánu). Pri vyrovnanom stabilnom stoji je korekcia polohy zaisťovaná len neviditeľnou aktivitou hlbokých vrstiev krátkych svalov na chrbtici, m. iliopsoas na osovom orgáne a akrálnymi svalmi dolnej končatiny a m. soleus. Pri zúžení opornej bázy stojom na jednej nohe sa nárok na udržanie stability zvyšuje (Véle, 2006, s. 102-104).

### **1.6.1 Posturálne stratégie**

Odpoveď pohybového systému na zachovanie posturálnej stability sú automatické posturálne reakcie, ktoré sú produkované subkortikálne, hlavne v mozočku. Vznikajú podvedome pred vôľovými pohybmi a nie je možné ich ovplyvniť vedomým úsilím. Tieto reakcie sú súčasťou troch balančných stratégií, ktoré sú aktivované pre zachovanie COG v rozsahu opornej bázy:

1. Členková stratégia, ktorou sú vyrovnávané malé odchýlky COG. Korekcia stability postupuje disto-proximálne, pričom hlava a panva sa pohybujú súčasne.
2. Bedrová stratégia je typická pri väčších odchýlkach COG. Korekcia prebieha proximo – distálnym smerom a hlava s panvou sa pohybujú asynchrónne. Vyskytuje sa hlavne pri stoji s malou opornou bázou.
3. Kroková stratégia je využívaná ak predchádzajúce dve nie sú dostačujúce a pohyb COG je nad rámec opornej bázy (Hamilton, Weimar a Luttgens, 2012, s. 376).

Pacienti s muskuloskeletálnymi poraneniami vykazujú rôzne posturálne reakcie. Napríklad pri funkčnej nestabilite členkového kĺbu a chronickej low back pain (LBP) je používanějšía bedrová stratégia, tak isto ako u starších v porovnaní s mladými jedincami (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 19).

### **1.7.1 Posturálne reťazce**

Posturálne reťazce vyjadrujú vzájomné pozície kĺbov pri vzpriamenom stoji. Tieto reťazce ovplyvňujú pohyb a usporiadanie segmentov cez štrukturálne a funkčné mechanizmy. Štrukturálne

mechanizmy popisujú statický vplyv pozície skeletu na príslušné štruktúry a funkčné mechanizmy popisujú dynamický vplyv kľúčových štruktúr (panva, lopatka) na okolité mäkké tkanivá. Štrukturálne reťazce sú ovplyvňované statickým postavením kĺbov, kým funkčné svalovou aktivitou prebiehajúcou v okolí týchto kĺbov (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 28-30).

Posturálne reťazce sú zodpovedné za stabilizáciu tela, ktorá musí byť protikladom k balančným odchýlkam provokovaným vôľovým pohybom (Latash a Lestienne, 2006, s.26).

Štrukturálne posturálne reťazce – pozícia kostených štruktúr priamo ovplyvňuje príslušné tkanivá. Najviac spomínanou štruktúrou je posturálny reťazec, okolo chrbtice. Pozícia cervikálnej, thorakálnej a lumbálnej chrbtice je často sledovaná u pacientov s muskuloskeletálnymi bolesťami. Správne postavenie týchto segmentov je často nacvičované počas pohybových terapií, aby bolo zaistené optimálne postavenie chrbtice a predchádzalo sa jej poškodeniu. Pretože jednotlivé časti chrbtice sú navzájom úzko prepojené, zmena v jednej oblasti, môže ovplyvniť inú oblasť prostredníctvom reťazovej reakcie. Nesprávna postúra je reťazová reakcia prebiehajúca cez chrbticu od hlavy až k panve (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 28-30).

Funkčné posturálne reťazce – pozícia kľúčových segmentov prispieva k patológii a dysfunkciám. Tieto segmenty (panva, rebrá, lopatka) slúžia ako úponové štruktúry pre skupiny posturálnych svalov. Preto môže byť stuhnutie alebo oslabenie svalu spôsobené aj zmenenou pozíciou týchto segmentov (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 28-30).

Svaly sú usporiadané do dvoch hlavných posturálnych reťazcov: predný a zadný reťazec. Špecifické posturálne vzory spôsobené interakciami týchto svalových zretázení sú asociované s bolesťami chrbta (Fortin, et al., 2012, s.2).

## **1.2 Úloha centrálnej nervovej sústavy v riadení stability**

Vo všeobecnosti existujú 3 úrovne riadenia posturálnej stability (spinálna, subkortikálna a kortikálna). Spinálna úroveň predstavuje najnižšiu úroveň vyhodnocovania podnetov a dejú sa tu najjednoduchšie reflexy. Subkortikálna úroveň zahŕňa riadenie z mozgového kmeňa, ktorý prijíma vestibulárne, zrakové a propioceptívne podnety z kĺbov. Kôrová úroveň je založená na opakovaných signáloch, ktoré vedú k vôľovým adaptáciám (Radebold, et al., 2001, s. 724).

Ak však riadenie motoriky rozoberieme hlbšie, je možné predstaviť viacero úrovní. Najnižší level je spinálna úroveň, kde sú prijímané propioceptívne signály zo svalových vretienok a Golgiho šľachových teliesok. Z tejto úrovne je motorika riadená najrýchlejšie. Ďalší level je mozgový kmeň.



V rámci motoriky je tu dôležitá retikulárna formácia, ktorá obsahuje kľúčové facilitačné a inhibičné centrá s priamym účinkom na citlivosť svalov. Od nej vyšším levelom je mozog, ktorý má hlavnú rolu v senzorickej integrácii a spätnoväzbovo koriguje pohyb. Tiež je centrom timingu pohybu a intenzity svalovej aktivity pre zachovanie presných a plynulých pohybov (Hamilton, Weimar a Luttgens, 2012, s. 86-88).

Predposledný level predstavujú bazálne gangliá, ktoré sú zodpovedné za koordináciu a kontrolu naučených pohybov, ktoré zahŕňajú aj postúru a zachovanie stability. Tiež tu dochádza k senzorickej integrácii slúžiacej na aktiváciu vzpriamovacích reflexov. Konečným najvyšším centrom riadiacim pohyb je mozgová kôra. Odtiaľ môžeme vykonávať vôľou ovládané pohyby. Nachádza sa tu aj motorický homunkulus, ktorý obsahuje mnoho oblastí, každú pre určitú časť tela. Tieto oblasti riadia konkrétne pohyby, nie svaly (Hamilton, Weimar a Luttgens, 2012, s. 86-88).

Pre zaistenie posturálnej kontroly musí existovať neustály prítok senzorickej informácie a ich integrácia v CNS pre vyprodukovanú adekvátnu motorickú odpoveď. Na spinálnej úrovni, aferentné impulzy vyvolávajú stretch reflexy. Na vyšších úrovniach CNS neurálne spojenia vytvárajú zložitejšie odpovede. Predpokladom správnej funkcie posturálneho systému je tiež schopnosť efektorov vybrať si vhodné signály z CNS a vyprodukovať potrebnú svalovú kontrakciu pre zachovanie postúry. Eferentné odpovede, ktoré využívajú všetky možné senzorické vstupy a vedú k elementárnym posturálnym reflexom sú založené na minulých skúsenostiach. Vedomé ciele pohyby ovplyvňujú balans priamo alebo nepriamo, napr., keď presúvame naše COG dopredu s cieľom postaviť sa zo stoličky (Kejonen, 2002, s. 23).

### **1.2.1 Reflexy**

Reflexný pohyb je špecifická pohybová odpoveď neovládaná vôľou. Na anatomickom podklade sa deje prostredníctvom reflexného oblúka. Ten pozostáva z receptorov, z ktorých vedú aferentné nervové vlákna impulz do CNS, tu je vyhodnotený a novovzniknutá odpoveď putuje cez eferentné nervové vlákna do efektora (napr. kostrový sval). Reflexný pohyb kostrových svalov je riadený exteroceptívnymi (extenzorový, flexorový, skrížený extenzorový reflex) a propioceptívnymi reflexmi (myotatický, šľachový reflex) (Hamilton, Weimar a Luttgens, 2012, s. 78-85).

### **1.3 Senzorické zložky posturálne – lokomočnej motoriky**

Základom pre efektívnu motoriku je správny senzorický vstup z extero aj interoreceptorov. Každý pohyb sprevádza multisenzorická činnosť zmyslov. Počas presne cieleného pohybu, napr. zdvihnutie predmetu počas chôdze, musí CNS adaptovať motorické chovanie podľa informácií z vonkajšieho prostredia (nerovný povrch – prispôsobenie chôdze) aj vnútorného prostredia (zaistenie posturálnej stability aj napriek odchýlkam ťažiska). Najdôležitejšie informácie pre udržanie rovnováhy prijímame zo zrakových, vestibulárnych receptorov a proprioceptorov a žiaden z týchto zmyslov nie je možné pri vylúčení plnohodnotne nahradiť (Riemann a Lephart, 2002, s. 82). Pri výpadku niektorej senzorickej zložky je pohyb ďalej možný zintenzívnením inej zmyslovej zložky (Véle, 2006, s. 92).

#### **1.3.1 Zrak**

Zrak je zdrojom najspoľahlivejších informácií. Aj keď je to čo vidíme v rozpore s inými zmyslovými vnemami, väčšinou veríme svojim očiam. Zrak sa veľkou časťou podieľa na posturálnej stabilite. Vo všeobecnosti, všetky charakteristiky stability sa zhoršia pri jeho vylúčení (Latash, 2008, s. 214). Jeho úloha v stabilizácii postúry je dôležitá tým, že zásobuje CNS s neustále upravovanými informáciami o pozícií a pohyboch segmentov tela navzájom a vzhľadom k prostrediu. Ak jedinec zavrie oči, odchýlky ťažiska sa zvýšia o 20 až 70%. Prínos zraku pre balans je zrejmý aj pri výskumoch, kedy sa jedinec pozerá na pohybujúce sa okolie. Tieto štúdie dokázali, že pohybujúce sa prostredie navodzuje klamlivý pocit, že sa telo pohybuje, kvôli čomu sú pozorované zvýšené odchýlky ťažiska (Lord a Menz, 2000, s. 308).

#### **1.3.2 Vestibulárny systém**

Vestibulárny systém poskytuje CNS informácie o polohe hlavy vzhľadom k okoliu a segmentom tela. Jeho periférne orgány sa nachádzajú vo vnútornom uchu, najdôležitejšie časti sú polkruhové kanáliky a kostený labyrint, ktorý sa skladá z mnohých dutín v spánkovej kosti. Tie sú vyplnené endolymfou. Labyrint je ďalej obklopený perilymfou, ktorej iónová koncentrácia sa podobá likvoru. V časti labyrintu nazývanej ampula sa nachádzajú vláskové bunky, ktoré sú inervované periférnymi zakončeniami senzorických neurónov z ampulárneho nervu. Pri rotačnom pohybe hlavy vzniká zotrvačná sila, ktorá pôsobí na tekutinu v polkruhovitých kanálikoch, ktorá rozhybe vláskové bunky, ktoré pri podráždení pošlú aferentný signál do CNS. Polkruhové kanáliky teda reagujú na uhlové zrýchlenie. Ďalšie časti aparátu obsahujú vláskové bunky a otolity, nazývajú sa makula, kupula a sakula. Reagujú na lineárne zrýchlenie (Latash, 2008, s. 212-214).

Funkciu vestibulárneho aparátu môžeme rozdeliť na dynamickú a statickú. Dynamická je sprostredkovaná receptormi v polkruhovitých kanálikoch. Sprostredkuje informácie o pohyboch hlavy v priestore a hrá dôležitú rolu v riadení reflexných pohybov očí. Statická funkcia sa podieľa na kontrole posturálnej stability. Vlákna zmyslových buniek z kupuly, makuly a sakula sa spájajú do vestibulárneho ganglia vo vnútornom zvukovode. Pokračujú ako nervus vestibulocochlearis a končia v okolí IV. komory v štyroch vestibulárnych jadrách – Deitersovo, Schwalbeho, Bechterevovo, Rollerovo (Latash, 2008, s. 212-214). Informácie z otolitov a polkruhovitých kanálikov sú vedené k vestibulárnym jadrám v mozgovom kmeni, ktorý tiež prijíma informácie z iných sensorických zdrojov (Kejonen, 2002, s. 21). Deitersovo jadro prijíma signály z mozočka (vestibulocerebelárna dráha) a miechy (vestibulospinálna dráha) a vysiela eferentné signály na alfa a gama-motoneuróny, na ktoré má excitačný vplyv. Tieto eferentné signály sú zamerané hlavne na aktivitu antigravitačných svalov. Ďalšie dve jadrá vedú signály k okohybným nervom (fasciculus longitudinalis medialis). Tieto signály pochádzajú z receptorov v polkruhovitých kanálikoch. Rollerovo jadro prijíma aferentné signály z mozočkového vermisu a vysiela eferentné signály, ktoré ovládajú reflexné pohyby svalov krku (Latash, 2008, s. 212-214).

Aj keď je známe, že vestibulárny systém prispieva k vnímaniu orientácie tela v prostredí a tým pádom sa zúčastňuje posturálnej kontroly, niektoré štúdie ukazujú, že nehrá až takú dôležitú rolu pri vnímaní posturálnych odchýlok pri pokojnom stoji (Kejonen, 2002, s. 21).

### **1.3.3 Propriocepcia**

Propriocepcia označuje zmysel vnímania polohy a pohybu tela. Je sprostredkovaná proprioceptormi. Sú to zmyslové receptory, ktoré vnímajú polohu a pohyby jednotlivých častí tela. Nachádzajú sa priamo vo svalových bruškách, šľachách, kĺboch a väzoch. Monitorujú stupeň natiiahnutia týchto pohybových orgánov a posielajú údaje o pohybe tela do centrálnej nervovej sústavy (Máček a Radvanský, 2011, s. 198). Proprioceptívny systém je založený na kooperácii medzi svalovými vretienkami, Golgiho šľachovými telieskami a cerebellom (Gutman, 2017, s. 240).

Propriocepcia zahŕňa cítenie pohybu v kĺbe (kinestézia) a okamžitú polohu kĺbu (statestézia). Prispieva k motorickému programovaniu neuromuskulárnej kontroly a zúčastňuje sa svalových reflexov zaisťujúcich dynamickú kĺbovú stabilitu. Propriocepcia je základný zmysel pre udržanie rovnováhy počas aktivít ako stoj, chôdza a beh (Lee a Lin, 2008, s. 1066).

Úloha propriocepce v ovplyvnení motoriky môže byť rozdelená do dvoch kategórií. Prvá zahŕňa propriocepciu zaznamenávajúcu informácie z exteroceptorov, kedy motorický prejav musí

byť zmenený vzhľadom na zmeny vonkajšieho prostredia alebo nečakané odchýlky ťažiska. Aj keď väčšinu informácií prijímame zrakom, propiocepcia je najrýchlejší a najpresnejší zmysel. Druhá kategória sú informácie, ktoré propioceptory zachytávajú z vnútorného prostredia. CNS musí pred vyslaním eferentného signálu počítať s okamžitým a stále sa meniacim postavením segmentov tela (Riemann a Lephart, 2002, s. 82).

Proprioceptívne informácie hrajú dôležitú úlohu v procese analýzy a modifikácie motorického prejavu pre udržanie stability. Za vykonaním týchto motorických úkonov sú konkrétne nepatrné deje, ktoré reprezentujú neuromuskulárnu kontrolu (Riemann a Lephart, 2002, s. 82).

Senzomotorický systém zjednocuje aferentné aj eferentné informácie. Diferencované receptory sprostredkujú propioceptívne informácie, ktoré sú hodnotené na viacerých úrovniach. Eferentný výstup zaisťuje stabilizáciu globálne, čo sa týka postúry a lokálne, čo sa týka kĺbovej stabilizácie. Je zrejmé, že propiocepcia hrá kľúčovú rolu vo funkčnej stabilizácii (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 22-25).

## **1.4 Chronická bolesť**

Chronická bolesť prevažne trvá viac ako tri až šesť mesiacov. Jej priebeh sprevádzajú pocity únavy, nechutenstva, chudnutie, poruchy spánku a i. (príznaky vegetatívnej dysbalancie). Často kráča ruka v ruke s organickou príčinou. Väčšinou sa delí na :

- Nociceptívnu
- Neuropatickú
- Psychogénnu
- Dysautonómnou
- Zmiešanú (Máček a Radvanský, 2011, s. 89).

Chronická bolesť je dlhotrvajúci stav, ktorý stráca účelný fyziologický charakter a pôsobí negatívne na biologický, psychologický a sociálny stav osobnosti. Na rozdiel od akútnej bolesti má odlišné fyziologické mechanizmy, vytvárajúce pohotovostný stav komplexu somatických a psychosociálnych zmien, ktoré prispievajú k záťaži bolesťou trpiaceho pacienta (Kolář, 2009, s. 639).

### 1.4.1 Základy neurofyziológie bolesti

Boleť je signálom poruchy funkcie a dôležitým sprievodným javom poškodenia organizmu. Chráni organizmus pred väčším poškodením. Nevzniká na určitý špecifický bolestivý podnet, ale je vyvolaná chladovým, tepelným, chemickým, tlakovým alebo elektrickým dráždením (Dylevský, 2011, s. 282). Boleť je sprostredkovaná voľnými nervovými zakončeniami, nociceptormi, označovanými aj receptory bolesti. Tieto voľné zakončenia sú uložené v koži (povrchová bolesť – ostrá, ohraničená), svaloch, kĺboch, kostiach (hlboká bolesť – tupá, nejasne ohraničená) (Gutman, 2017, s.157).

Rozoznávame niekoľko typov nociceptorov:

- Mechanoreceptory – reagujú na mechanické dráždenie nízkoprahového charakteru,
- Termoreceptory – reagujú na zvýšenú teplotu nad fyziologické hodnoty,
- Polymodálne nociceptory – reagujú na mechanickú chemickú a tepelnú stimuláciu (Kolář, 2009, s. 639).

Podráždenie z nociceptorov postupuje po aferentných vláknach do zadných rohov miechy. Rozlišujú sa signál rýchlo vedúce myelinizované A $\delta$ -vlákna od nemyelinizovaných C-vlákien. A $\delta$ -vlákna vedú podráždenie rýchlosťou až 15 m/s a sú zapojené do tzv. prvej rýchlej bolesti – dobre lokalizovateľnej, zatiaľ čo C-vlákna sú zodpovedné za tzv. pomalú bolesť s horšou lokalizáciou. V zadných rohoch miechy sú tieto vlákna pripojené na tractus spinothalamicus. Odtiaľ ďalej smerujú do laterálnych jadier thalamu. Po pripojení na thalamokortikálne dráhy dochádza k vedomému vnemu bolesti v somatosenzorickom kortexe. Zo stredného thalamu smerujú dráhy do limbického systému a do frontálnej kôry. To vedie k zodpovedajúcim psychickým a kognitívnym sprievodným reakciám (Becker, 2005, s. 64).

U pacientov s chronickou muskuloskeletálnou bolesťou môžeme pozorovať zmenené vnímanie bolesti v CNS. Opakujúce sa bolestivé stimuly môžu ovplyvniť senzitivitu CNS na bolesť a tiež môžu rôznym spôsobom zmeniť aferentné signály. Dôkazom zmeneného vnímania bolesti je centralizácia bolesti na postihnuté miesto, zatiaľ čo zdravé oblasti tela majú znížené vnímanie bolesti (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 43).

Nocicepcia, vnímanie škodlivých stimulov v tele, je súčasť našich ochranných biologických mechanizmov. Núti nás vyhýbať sa nebezpečným aktivitám a vyvoláva adaptatívne správanie, ktorého úlohou je ochrana štruktúr. Počas uzdravovania tkaniva sa môže nervový systém stať senzitívnejším, to sa však vracia do normálu ihneď po odoznení nocicepcie, čo je charakteristické

pre akútne deje. Avšak pri chronickej bolesti dochádza v rámci adaptačných procesov k dlhotrvajúcim funkčným zmenám v nervovom systéme, ktoré sú kontraproduktívne a poškodzujúce (Griensven, Strong a Unruh, 2013, s. 79).

Janda uviedol, že najčastejšie spôsobujú chronickú bolesť svaly a príčin je viacero – poškodenie spojivových tkanív, spazmus a ischémia, tender a trigger pointy. Muskuloskeletálna bolesť je najčastejšie spájaná so spazmami, ale je skôr výsledkom ischémie, ktorá vznikne pri predĺženej svalovej kontrakcii. Dlhotrvalé spazmy svalov vedú k únave svalstva, ktorá sa prejavuje zníženou motorickou a posturálnou funkciou (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 44).

#### **1.4.2 Vplyv bolesti na držanie tela (vplyv nocicepcie na priebeh pohybu)**

Pohyb chápeme ako senzomotoriku, preto je dôležitý aj vplyv aferentnej signalizácie na jeho vykonanie. Okrem propriocepce tu hrá veľkú rolu aj nocicepcia a interocepce, ktorá nemusí byť vnímaná, ale môže mať podvedomý vplyv na priebeh pohybu. Ak je nocicepcia vnímaná a interpretovaná ako bolesť, potom je jej vplyv nepríjemný a núti postihnutého k vedomej modifikácii motoriky, aby bolesti zabránil. Bolesť upozorňuje na väčšie poškodenie niektorej časti systému (Véle, 2006, s. 67-68). Opakované bolestivé stimuly môžu viesť k hyperalgézii a expanzii bolestivej oblasti. Tieto zmeny v periférnom a centrálnom nervovom systéme môžu spôsobiť zmeny pohybového chovania (Cote a Hoeger-Bement, 2010, s. 754).

Nocicepcia vedie k aktívnej zmene štandardného pohybového vzorca tak, aby postihnuté miesto nebolo dráždené a umožnila sa tým funkčná obnova. Nocicepcia nemusí byť vnímaná ako bolesť a postihnutý si tento pochod neuvedomuje, aj napriek tomu bude jeho pohybový prejav ovplyvnený. Bolesť ako vedome interpretovaná nocicepcia pôsobí ako spúšťový reflexný mechanizmus a vyvolá odpoveď charakteru obranného spazmu, ktorý môže byť sprevádzaný reflexnou inhibíciou (hypotóniou) antagonistu (Véle, 2006, s. 94).

Svalová bolesť ovplyvňuje riadenie motoriky cez centrálné mechanizmy a jej efekt na pohybové vzory v posledných rokoch narástol. Aktuálne výskumy poukazujú na to, že variabilita pohybu a pohybových vzorov je veľká počas akútnych bolestí a výrazne klesá s nástupom chronicity. Stereotypné a málo variabilné pohybové vzory sa vyskytli aj v štúdiu mechanizmu chôdze u ľudí s low back pain. Toto zníženie variability s nástupom chronickej bolesti naznačuje, že si jednotlivci trpiaci takouto bolesťou hľadajú optimálny pohybový vzor, ktorý prispeje k zníženiu bolesti (Cote a Hoeger-Bement, 2010, s.756).

## 1.5 Neuromuskulárne vzťahy

Funkčne nervový a kostro – svalový aparát tvoria nerozdeliteľný celok, ktorý popisujeme ako senzomotorický systém. Pohybový aparát má veľký vplyv na celkový stav CNS a naopak. Preto, hocijaká patológia v jednej časti senzomotorického systému sa prejaví zmenou funkcie v inej časti systému (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 59-60).

Spojenie nervu a svalu sa nazýva nervovosvalová platnička. Patrí medzi chemické synapsie a pomocou neurotransmiteru dochádza k prenosu nervového vzruchu na svalové vlákno (Bowden et al., 2013, s. 30).

Ďalšie neuromuskulárne spojenia sú propioceptory, ktoré sa vo svaloch nachádzajú, a to svalové vretienko a Golgiho šľachové teliesko. Tieto svalové štruktúry sú s CNS spojené pomocou dvoch typov vlákien. Eferentné vlákna – extrafuzálne zaisťujú pohyb končatiny zodpovedajúci prichádzajúcim nervovým signálom. Tieto svalové vlákna sú inervované z CNS cez axóny  $\alpha$ -motorneuronu. Aferentné svalové vlákna- intrafuzálne sú spojené s  $\gamma$ -motoneuronom a podávajú CNS sensorické informácie o zmene dĺžky svalu (Obšilová, Havlíková a Bradáč, 2016, s. 260).

Primárna funkcia svalov, umožňovať a kontrolovať pohyb a stabilizovať kĺby je regulovaná CNS. Funkcia svalov a pohybového systému môže byť pozorovateľne ovplyvnená a zmenená zranením, chronickým preťažením, patologickými procesmi a sedavým životným štýlom. Navyše u svalov ovplyvnených kĺbnou dysfunkciou sa obvykle objavujú spazmy, zníženie funkcie a nasledujúci zhoršený motorický prejav a posturálna kontrola. Svaly môžu odpovedať tvorbou trigger pointov, imbalancií alebo zmenenými pohybovými stereotypmi (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 61).

### 1.5.1 Svaly ako súčasť stabilizačného systému osového orgánu

Stabilizačný systém osového orgánu môžeme rozdeliť do troch subsystémov:

1. Pasívny subsystém: zahŕňa stavce, medzistavcové platničky a ligamenta, ktoré prispievajú ku kontrole hybnosti a stability chrbtice.
2. Aktívny subsystém: zahŕňa svaly s priamym vplyvom na chrbticu.
3. Neurálny subsystém: riadiaci, ktorý prostredníctvom aferentácie z receptorov a následným riadením aktívneho pohybu ovplyvňuje stabilitu chrbtice. Pre dynamickú stabilizáciu chrbtice a jednotlivých segmentov je bezvýhradne dôležitá odpovedajúca kvalita CNS. Samozrejme pri stabilizácii chrbtice s dysfunkciou jedného subsystému je porušená funkcia

ostávajúcich subsystémov (Richardson, et al., 2004; Suchomel a Lisický, 2004; Suchomel, 2006 in Palaščáková – Špringrová, 2012, s. 11).

Pri dysfunkcii zložky jedného zo subsystémov môže dôjsť k týmto reakciám organizmu:

- Okamžitá kompenzácia – normalizácia funkcie.
- Dlhodobý adaptačný proces jedného alebo viacerých subsystémov – s normalizáciou funkcie, ale so zmenou v stabilizačnom systéme.
- Postihnutie jednej alebo viacerých zložiek niektorého systému – s celkovou dysfunkciou, ktorá vedie napr k LBP (Suchomel, 2006 in Palaščáková – Špringrová, 2012, s. 11).

### **1.5.2 Rozdelenie svalov podľa fylogény**

Posturálny systém používa tonické aj fázické svaly. Krátke, slabé, hlboko uložené tonické svaly okolo chrbtice (autochtónne) udržiavajú vzájomné postavenie stavcov. Dlhé a silné povrchové svaly (fázické) prebiehajú cez niekoľko sektorov a aktivujú sa pri nerovnováhe, ktorú už hlboké svaly nie sú schopné zvládnuť (Véle, 2006, s. 103).

*Tonické svaly* sú ontogeneticky staršie, majú tendenciu k hypertónii a tvorbe kontraktúr. Plnia predovšetkým posturálnu činnosť (Kolář et al., 2009, s. 65).

*Fázické svaly* sú ontogeneticky mladšie. Majú predilekčnú tendenciu k útlmovým prejavom (hypotónia, oslabenie, hypoaktivácia) vo svojej posturálnej funkcii. Oslabením niektorého zo svalov posturálne mladšieho systému dochádza automaticky k zmene postavenia v kĺbe a k reflexnej iradiácii do celého systému. Vzniká celková prevaha svalstva antagonistického systému, teda v posturálnej funkcii fylogeneticky staršieho (Máček a Radvanský, 2011, s. 99).

### **1.5.3 Svalová dysbalancia**

Svalová rovnováha môže byť definovaná ako relatívna rovnosť svalovej dĺžky a sily medzi agonistom a antagonistom a je nevyhnutná pre normálny pohyb a funkciu. Ďalší význam je rovnováha medzi kontralaterálnymi skupinami svalov. Motorický prejav človeka si vyžaduje vzájomnú koordináciu svalových skupín. Svalová nerovnováha môže vzniknúť v rámci adaptácie alebo dysfunkcie a delíme ju na patologickú a funkčnú. Funkčná je obvyklá u športovcov s jednostranným zaťažením. Patologická je spojená s dysfunkciou a bolesťou, aj keď bolesť sa nemusí manifestovať u všetkých jedincov. Nakoniec však výsledkom je kĺbová dysfunkcia a patologické pohybové vzorce, ktoré nakoniec vedú k vzniku bolesti (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 43-52).



Nesprávna postúra prispieva k zmenám kĺbovej a svalovej mechaniky, ktoré často spôsobujú bolesť a tiež produkuje adaptatívne zmeny vo svaloch. Vo všeobecnosti je známy fakt, že svaly na jednej strane kĺbu sú udržiavané v natiahnutí, zatiaľ čo antagonisti v skrátaní. Predpokladá sa, že tieto zmeny dĺžky svalov spôsobujú funkčné a niekedy aj štrukturálne zmeny kĺbov. Pri dlhotrvajúcej zmene fyziologickej dĺžky svalu dochádza k jeho štrukturálnym zmenám. Prebieha nútená syntéza proteínov a zmnoženie sarkomér. V klinickom pozorovaní sa tiež objavuje tzv. strečová slabosť svalstva kedy svaly, ktoré boli dlhodobo natiahnuté, sa javia pri testovaní ako oslabené. U svalov udržiavaných dlhodobo v skrátaní je naopak pozorovaný úbytok sarkomér a atrofia (Oatis, 2009, s. 887-888).

Sú dve teórie vzniku svalových dysbalancií: biomechanická a neurologická. Prvá vysvetľuje vznik nerovnováhy pretrvávajúcou námahou svalstva z dlhotrvajúceho statického zaťaženia alebo opakovaných pohybov. Neurologická teória predpokladá, že je dopredu určené ktoré svaly budú skrátané alebo oslabené podľa ich fylogenetického pôvodu. Dôvodom pre svalovú nerovnováhu má byť nedostatok fyzickej aktivity, ktorý v dnešnej dobe prevláda u väčšiny populácie (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 43-52).

V rámci termínu svalová dysbalancia môžeme popísať aj nesprávne držanie tela alebo nesprávnu postúru, ktorá môže spôsobiť neprimerané napätie v tkanivách muskuloskeletálneho aparátu. Z biomechanického hľadiska dysbalancia medzi protikladnými skupinami svalstva pri statickom stoji mení usporiadanie a nepriaznivo ovplyvňuje pozíciu segmentov v danej časti tela (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 59-61).

Svalová dysbalancia sa vyvíja hlavne medzi dvoma skupinami svalov – tonické a fázické. Dysbalancia sa môže vyskytnúť v rámci celého tela, ale najčastejšia je v oblasti panvy, kde ju poznáme ako dolný skrížený syndróm a v oblasti ramenných pletencov ako horný skrížený syndróm. V rámci horného skríženého syndrómu dochádza k preťažovaniu cervikokraniálneho a cervikothorakálneho prechodu, zníženiu stability lopatky a zmenám pohybových stereotypov horných končatín. Dolný skrížený syndróm spôsobuje preťaženie oboch bedrových kĺbov ako aj lumbálnej chrbtice (Liebenson, 2007, s. 205).

#### **1.5.4 Skrížené syndrómy**

Kompenzáciou na nadmerné používanie a preťažovanie svalov chrbtice a panvy je skrátanie a hypertonus jednej skupiny svalov a naopak ochabnutie a hypotonus antagonistickej skupiny. V dôsledku toho dochádza k posturálnym zmenám, ktoré boli charakterizované ako skrížené syndrómy. Tieto syndrómy reprezentujú nerovnováhu, ktorá vznikla inhibíciou antagonistov

spôsobenou nadmernou aktivitou posturálnych svalov. Efekt, ktorý vyvoláva pôsobenie tejto nerovnováhy na chrbticu a panvu vytvára vhodné prostredie na vznik dysfunkcie a bolesti (Chaitow, 2008, s. 313).

*Horný skrížený syndróm* je veľmi bežný typ svalovej dysbalancie. Klasické držanie tela je predsunuté držanie hlavy, ramien, prepadnuté sternum, flektovaný cervikothorakálny prechod a zväčšená thorakálna kyfóza. Cervikálna lordóza sa vyrovnáva kompenzačnou hyperextenziou v hornej časti cervikálnej chrbtice. Prepadnuté sternum spôsobuje, že rebrá sa nachádzajú vo výdychovej pozícii, čo znižuje vitálnu kapacitu pľúc. Toto postavenie hrudného koša, má za následok flekčné držanie hrudnej chrbtice, ktoré môže z dlhodobého hľadiska obmedziť rozsah extenzie kvôli kontraktúre ligamentum longitudinale anterium. Protrakcia ramien obmedzuje optimálny rozsah pohybu v ramennom kĺbe, hlavne v rotáciách a môže vyústiť až do impigement syndrómu alebo kĺbovej instability (Chaitow, 2013, s. 341-342).

Svaly, ktoré sú skrátene a hypertonické:

- Subokcipitálna skupina
- Sternocleidomastoideus
- Horné vlákna m. trapezius
- Levator scapulae
- Pectoralis minor
- Rectus abdominis (horné vlákna).

Svaly, ktoré sú oslabené a hypotonické:

- Hlboké flexory krku
- Suprahyoidei a infrahyoidei
- Stredné a dolné vlákna m. trapezius
- Mm. rhomboidei
- Serratus anterior
- Thorakálne erektory (Chaitow, 2013, s. 341-342).

*Dolný skrížený syndróm* sa vyznačuje anteverziou panvy, čo spôsobuje hyperlordózu lumbálnej chrbtice. Pri anteverzii panvy sú bedrové kĺby stále vo flekčnom držaní a tým pádom v loose-packed pozícii. Postupom času to prispieva k vzniku mikrotraum, instability a bolesti bedrového kĺbu a predurčuje ho k vzniku degeneratívnych zmien. Tento syndróm môžeme častejšie

pozorovať u žien. Kvôli nadmernej lordóze sú facetové kĺby stavcov preťažované a náchylné k opakovaným zraneniam. Taktiež v tomto prípade je chrbtica náchylnejšia k spondylolistéze, spinálnej stenóze a iným spinálnym patológiám (Chaitow, 2013, s. 342).

Svaly, ktoré sú skrátene a hypertonické:

- Lumbálne erektory
- Iliopsoas
- Tensor fasciae latae
- Rectus femoris
- Krátke adduktory

Svaly, ktoré sú oslabené a hypotonické:

- Rectus abdominis (dolné vlákna)
- Gluteus maximus
- Hamstringy (Chaitow, 2013, s. 342).

#### **1.5.5 Svalová dysbalancia a jej vplyv na postúru**

Podľa Page, Clare a Lardner (2010, s. 43-52) môže svalová dysbalancia vzniknúť kvôli akútnej aj chronickej bolesti. Bolesť spôsobuje zmenu pohybového stereotypu. Ten vedie k nesprávnej motorickej funkcii, ktorá spôsobuje zmenu aferencie z prorioreceptorov. To všetko vedie k degenerácii kĺbov a zmenám posturálnej stability, ktoré vedú k opätovnej bolesti. Chronická bolesť je spojená s ochrannou adaptívnou reakciou svalstva – vznikom posturálnej dysbalancie. Rovnako dochádza k posturálnej odpovedi na bolesť a to nadmernej aktivácii flexorov na ochranu bolestivej oblasti, čo sa prejavuje znížením ROM (Range of Motion) a nesprávnymi pohybovými stereotypmi. Svalová dysbalancia mení pozíciu kĺbov, čo vplýva na distribúciu zaťaženia na kĺbové plochy a púzdra, tým pádom aj na aferentný stimul, ktorý je základný pre správnu koordináciu a funkčnosť motoriky. V rámci všetkých vyššie vymenovaných fenoménov vzniká bolesť, ktorá pri dlhodobom neriešení problému prechádza do chronicity. Ako je spomínané v prvom bode, bolesť spôsobuje ochrannú reakciu svalstva, ktorá má za následok svalovú dysbalanciu atď., čiže facilituje spomínaný začarovaný kruh.

## 1.6 Low back pain (LBP)

S bolesťami dolnej časti chrbta, ktoré sú označované aj ako lumbago, lumbalgia, či low back pain sa v priebehu života stretne 60% populácie. Len vzácné sú spôsobené závažným ochorením a u väčšiny stavov odznejú behom niekoľkých dní (Lipina, Paleček, 2004, s. 90). LBP je často nejasná a nešpecifická diagnóza, ktorá môže mať mnoho príčin zahŕňajúcich neuromuskulárne patológie ako svalová dysbalancia, nesprávna posturálna kontrola a dysfunkcia SI (sakroiliakálneho) kĺbu (Page, Clare a Lardner, 2010, s. 213-218). U 70-80% prípadov nie je možné aj napriek riadnemu vyšetreniu stanoviť presnú diagnózu, u ostatných 20-30% určíme diagnózu na základe objektívneho nálezu. Podľa tkaniva, ktoré je poškodené môžeme deliť bolesti na vertebrogénne, diskogénne, neurogénne, vazogénne, myogénne, viscerogénne (z vnútorných orgánov) a psychogénne (stres). Podľa trvania ťažkostí rozdelíme bolesti chrbtice na akútne – trvajúce 24 hod až 3 mesiace a na chronické – trvajúce viac ako 3 mesiace (Lipina a Paleček, 2004, s. 90).

Pre vertebrogénne ochorenia, medzi ktoré LBP patrí sú niektoré rysy charakteristické: kolísavá intenzita bolestí, ich chronický a recidivujúci charakter, závislosť na zmene počasia a ročnom období, fyzickej a psychickej záťaži. Ďalšia okolnosť, ktorú je dôležité si uvedomiť je, že chrbtica je jeden funkčný systém a bolesti sa môžu sťahovať z jedného úseku do druhého. Zdravý úsek je preťažovaný kompenzáciou funkčného defektu postihnutého segmentu. Neúmerná záťaž vedie k vytvoreniu ďalšej patologickej lézie. Hlavnou príčinou bolestí je najčastejšie porucha funkcie chrbtice. Dôsledkom ktorej je preťažovanie väzivového, svalového aparátu a tým dráždenie receptorov bolesti lokalizovaných v týchto štruktúrach. Bolesť je teda ochranným faktorom, aby nedošlo k závažnejším poruchám alebo lézii nervových štruktúr (Seidl, 2015, s. 339-340).

Precízna kontrola postúry a balansu je základná pre ADL (Activities of Daily Life) aktivity na najvyššom stupni a taktiež pre prevenciu muskuloskeletálnych zranení. Aférentné informácie z vizuálneho, vestibulárneho a propioceptívneho systému sú privádzané do CNS, ktorá ich vyhodnotí v určitý motorický výstup. Ak je zaznamenaný vonkajší stimul, ktorý spôsobí odchýlku COG, musí sa objaviť posturálna odpoveď, ktorá aktivuje trupové svalstvo pre zabezpečenie posturálnej stability. Mnoho výskumov uviedlo, že pacienti s LBP majú zhoršenú posturálnu kontrolu, čo nám môže napovedať o senzomotorickej dysfunkcii v systéme. Opatrebovanie určitého tkaniva môže mať nežiadúci efekt na okolité tkanivá a segmenty, čo vedie k bolesti a motorickému obmedzeniu. Navyše je čoraz viac dôkazov, že porušená funkcia svalov trupu hrá dôležitú rolu

v štruktúrálnej integrite chrbtice, čo umožňuje ľahkú náklonnosť k zraneniam a chronickým poškodeniam (Page, Clare, Lardner, 2010, s. 213-218).

### 1.6.1 Etiológia a patogenéza

Jednotlivé príčiny vychádzajú z morfológického nálezu. Lokálne nálezy v oblasti chrbtice môžeme prostredníctvom modernej vyšetrovacej techniky veľmi presne anatomicky popísať. Nie vždy však sú prítomné anatomické zmeny. Niekedy dochádza k funkčným zmenám, ktoré súvisia s multifaktoriálnou patogenézou, ktorá je zložitá a u každého jedinca jedinečná (Guitierrez, 2013, s. 21-24).

Štruktúralne príčiny sú prítomné ak existuje lokálny morfológický nález. Medzi hlavné príčiny tohto typu patrí napr. : postihnutie medzistavcovej platničky, degenerácia intervertebrálnych kĺbov, spinálna stenóza, abnormality spinálneho kanála, spondylolistéza, osteoporóza, ankylozujúca spondylitída, zápaly, nádory (Ebnezar, 2012, s. 26).

Funkčné príčiny sú poruchy, ktoré nie sú presne anatomicky definované a závisia na súhre viacerých faktorov:

- Porucha riadiacej funkcie CNS,
- Porucha v spracovaní nocicepcie,
- Porucha psychiky (Kolář, 2009, s. 451).

*Porucha riadiacej funkcie CNS* je jednou z funkčných príčin bolesti chrbta. Dôležitou funkciou pre zdravie pohybového aparátu je stabilizačná svalová aktivita. Ak táto centrálna podmienená funkcia nefunguje správne, pacient pri pohybe využíva nerovnomerne distribuované a nadmerné svalové sily a tiež väčší počet svalov, než je z mechanického pohľadu potrebné. Dôsledkom je jednostranná stereotypná aktivita pri svalovej stabilizácii bez možností jej zmeny (Kolář, 2009, s. 455).

Vytváranie správnych programovaných pohybov, prebudovanie fixovaných stereotypov a vykonávanie pohybu za rôznych posturálnych situácií je závislé na kvalite centrálnych nervových štruktúr. Neuroplasticita umožňuje tvorbu a fixáciu stále nových posturálnych variánt. To do určitej miery umožňuje ovplyvniť vývoj deformity a podmieňuje jej kompenzáciu. Všeobecne sa kvalita centrálnych riadiacich zložiek vymedzená ich plasticitou prejavuje schopnosťou selektívnej hybnosti alebo pohybovej diferenciácie. Dôležitý je aj spôsob akým boli a sú hybné stereotypy vypracovávané a korigované. Je nesmierne dôležité aby stereotyp bol ekonomický, teda úsporný, čo

znamená, že sa ho zúčastňujú len svaly, ktoré ho mechanicky realizujú. To vedie k optimálnemu zaťaženiu kĺbových a väzivových štruktúr (Kolář, 2009, s. 455).

*Porucha v spracovaní nocicepcie* môže byť zaradená k skrytým centrálnym vadám. Nie sú to zjavné patologické neurologické syndrómy, ale stavy manifestujúce sa vyššou náchylnosťou k chronicite. Jedným z možných vysvetlení tendencie k chronickému priebehu je istá miera precitlivenosti nociceptívneho systému, tzn., že dochádza k facilitácii percepcie bolesti s malým alebo žiadnym periférnym vstupom. Vnímanie chronickej vertebrogénnej bolesti pri absencii významnej periférnej patológie môže tiež rozvíjať prítomnosť centrálnych pamäťových stôp. Táto funkčná reorganizácia v somatosenzorickom a motorickom systéme bola sledovaná u muskuloskeletálnych bolestí, ktorých miera vzrastá s priebehom do chronicity – chronické LBP. Tieto centrálné modifikácie môžeme vnímať ako pamäťové stopy bolesti, ktoré ovplyvňujú ďalšie spracovávanie senzorických vstupov do somatosenzorického systému a tiež ich vplyv na motorický systém (Kolář, 2009, s. 456).

### **1.6.2 Vplyv bolestí chrbta na riadenie posturálnej stability**

Správna posturálna stabilita za statických a dynamických podmienok je základom pre bežné denné aktivity. Posturálny systém pracuje na základe integrácie informácií z troch nezávislých zdrojov informácií: somatosenzorický, vestibulárny a vizuálny. Porucha každého z nich výrazne zmení chovanie posturálneho systému (Volpe et al., 2006, s. 349). U jedincov s LBP bol pozorovaný zmenený lumbosakrálny propioceptívny vstup, dysfunkcia motorickej kontroly svalov trupu a tým aj zmena posturálnej kontroly. Bolesť je tiež veľmi dôležitým faktorom ovplyvňujúcim normálnu posturálnu stabilitu (Brumagne et al., 2008b, s. 1178). Aférentné nociceptívne signály interagujú so spinálnymi motorickými dráhami, ako aj s primárnym somatosenzorickým a motorickým kortexom. Tieto úzke vzťahy by mohli prispievať k zmenám posturálnej kontroly. Navyše aj porucha propiocepce je zvažovaná ako dôvod posturálnych zmien u LBP (Volpe et al., 2006, s. 349).

Ak je porucha propiocepce hlavnou príčinou zhoršenej posturálnej stability u ľudí s LBP, potom by sa korelácia medzi týmito dvoma fenoménmi mala potvrdiť hlavne pri testovaní s vylúčením zraku (Radebold et al., 2001, s. 724).

Aj napriek vysokému výskytu LBP často nepoznáme dôvod, ktorý ich spôsobuje a označujeme ich ako nešpecifické LBP (Hancock, et al., 2007, s. 1539). Jedným z faktorov, ktorý môže narušiť multisegmentálne riadenie postúry, sú nešpecifické LBP. Freeman, Woodham a Woodham (2010) popisujú vo svojej štúdii u ľudí s LBP poruchu v riadení aktivity hlbokých

svalov trupu (transversus abdominis, multifidus) zodpovedných za stabilitu chrbtice. Napríklad aktivita transversus abdominis a multifidus bola oneskorená počas pohybov horných končatín, ktoré si vyžadujú stabilizáciu chrbtice. Ľudia trpiaci týmito bolesťami majú nižšiu posturálnu stabilitu počas stoja, zvlášť pri sťažení podmienok nestabilnou podložkou. Porušená propiocepcia predstavuje hmotný mechanizmus spôsobujúci poruchu riadenia postúry. Jeden z dôležitých faktorov vo vývoji bolesti chrbta predstavuje stabilita trupu a riadenie jeho polohy. Ľudia s LBP majú poruchu riadenia HSS, ktorý zaisťuje stabilitu chrbtice (Macedo et al., 2009, str. 10).

## 2 Ciele a hypotézy výskumu

Cieľom diplomovej práce je zhodnotiť, aký vplyv má chronická low back pain na parametre posturálnej stability stoja u mladých dospelých.

H<sub>01</sub>: Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolesti chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji.

Hodnotené parametre:

- a) Path Length (mm).
- b) Average Velocity (mm/s).
- c) Standard Deviation X (mm).
- d) Standard Deviation Y (mm).

H<sub>A1</sub>: Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolesti chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji.

H<sub>02</sub>: Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolesti chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji s vylúčením zraku.

Hodnotené parametre:

- a) Path Length (mm).
- b) Average Velocity (mm/s).
- c) Standard Deviation X (mm).
- d) Standard Deviation Y (mm).

H<sub>A2</sub>: Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolesti chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji s vylúčením zraku.

H<sub>03</sub>: Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolesti chrbta v stoji na dominantnej DK.

Hodnotené parametre:

- a) Path Length (mm).
- b) Average Velocity (mm/s).



c) Standard Deviation X (mm).

d) Standard Deviation Y (mm).

H<sub>A3</sub>: Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v stoji na dominantnej DK.

H<sub>04</sub>: Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku.

Hodnotené parametre:

a) Path Length (mm).

b) Average Velocity (mm/s).

c) Standard Deviation X (mm).

d) Standard Deviation Y (mm).

H<sub>A4</sub>: Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku.

H<sub>05</sub>: Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji na molitanovej podložke.

Hodnotené parametre:

a) Path Length (mm).

b) Average Velocity (mm/s).

c) Standard Deviation X (mm).

d) Standard Deviation Y (mm).

H<sub>A5</sub>: Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji na molitanovej podložke.

## 3 Metódy výskumu

### 3.1 Charakteristika výskumnej skupiny

Počet probandov, ktorí sa zúčastnili nášho výskumu bol 20 (z toho 16 žien a 4 muži). Priemerný vek bol 22,75 rokov. Keďže sme sa zaujímali iba o mladých dospelých, vekové ohraničenie bolo 18 – 25 r., čo naši účastníci výskumu splnili, pretože rozmedzie bolo od 20 do 25 r. s mediánom 23. Všetci zúčastnení boli študenti na Fakulte zdravotníckych vied Univerzity Palackého v Olomouci. Probandi boli rozdelení do dvoch skupín podľa prítomnosti bolestí chrbta, pričom počet vyšetovaných bol v každej skupine rovnaký a to 10. Každý proband najprv vyplnil informovaný súhlas s účasťou na výskume (viď Príloha č.1), kde bol oboznámený s rizikami a výhodami, ktoré pre neho z výskumu môžu vyplývať. Následne bol informovaný a inštruovaný o priebehu výskumu a jednotlivých úlohách, ktoré bude musieť počas neho splniť. Probandi zaradení do výskumnej vzorky s chronickými bolesťami chrbta následne vyplnili ešte štandardizovaný dotazník Revised Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire (viď Príloha č. 2), kde uviedli dĺžku trvania bolestí chrbta a tiež ako významne ich to ovplyvňuje v každodennom živote pri vykonávaní bežných denných činností. Kritériom pre účasť bolo trvanie bolestí chrbta viac ako 3 mesiace, rovnako ako je definovaná chronická bolesť. Priemerná dĺžka bola 3 roky a 9 mesiacov (viď. Tabuľka 1., str. 32). Bolesť bola muskuloskeletálneho pôvodu s absenciou neurologickej symptomatiky alebo štrukturálnych zmien. Osem probandov výskumnej skupiny sme po vyhodnotení dotazníka zaradili do 1. skupiny s minimálnym postihnutím a dvoch do druhej skupiny so stredným postihnutím. Kontrolnú skupinu tvorili zdraví mladí dospelí bez prítomnosti bolestí chrbta v prítomnosti, alebo kedykoľvek v minulosti a bez iných zdravotných ťažkostí, ktoré by mohli ovplyvňovať výskum.

*Tabuľka 1 Základné charakteristiky výskumnej a kontrolnej skupiny*

	Výskumná skupina (n=10)	Kontrolná skupina (n=10)
	Priemer (SD)	Priemer (SD)
<b>Vek [roky]</b>	22,9 (1,64)	22,6 (0,83)
<b>Výška [cm]</b>	172,25 (6,14)	176,17 (7,38)
<b>Hmotnosť [kg]</b>	68,9 (10,48)	69,4 (6,02)
<b>Trvanie bolestí [mesiace]</b>	45,25	-



Legenda k tabuľke: n – počet probandov, SD – smerodajná odchýlka.

### 3.2 Priebeh výskumu

Výskum prebiehal v kineziologickom laboratóriu Rehabilitačného oddelenia Fakultní nemocnice Olomouc, v pokojnej miestnosti, kde sa nachádzal len proband a riešiteľ projektu. Meranie sme vykonávali na tenzometrickej plošine od firmy Zebris typu FDM SX. Bolo vykonávaných 5 rôznych testov za sebou vždy v rovnakom poradí s variáciami stoja na oboch DKK, na dominantnej DK, s vylúčením zraku a na molitanovej podložke.

Proband sa na začiatku testovania vyzul, testovanie prebiehalo naboso na tenzometrickej plošine. Po kalibrácii plošiny sme mohli začať vykonávať prvý test, ktorý predstavoval prirodzený bipedálny stoj s otvorenými očami. Tento test predstavoval najmenšie nároky na stabilitu a sledovali sme len odchýlky parametrov COP v pokojnom prirodzenom stoji. Ďalej nasledovalo testovanie stoja na dominantnej DK kvôli zvýšeniu nárokov na posturálny systém. Nezaťažovanú DK držal proband počas celých dvadsiatich sekúnd flektovanú pred telom približne v pravom uhle vo veľkých kĺboch. Tretí test v poradí bol prirodzený stoj na oboch nohách so zavretými očami, aby sme vyradili jeden z najdôležitejších zdrojov informácií pre schopnosť organizmu udržať stabilitu. Štvrtý test prebiehal opäť s vylúčením zraku, ale proband stál len na dominantnej DK. Očakávali sme, že tento test bude klásť na stabilizačný systém najväčšie nároky a predpokladali sme najväčšie odchýlky parametrov COP v celom testovaní. Pred posledným testom sme na plošinu položili molitanovú podložku s hrúbkou 20 centimetrov. Proband sa na ňu postavil opäť o šírke prirodzenej stojnej bázy a mal po celý čas otvorené oči. Tu bola hlavným faktorom zmena propioceptívnych signálov z plošky do CNS podmienených zmenou charakteru podložky.

#### Technical Specifications

Measuring principle PC interface	Capacity USB	Measuring range Accuracy Hysteresis	1-120 N/cm <sup>2</sup> ± 5 % (FS) < 3% (FS)	Interface Video module synchronisation Infrared transmission (opt) Sync. in /Sync. out
				
Type: FDM SX Dimensions: 55 x 40 x 2.1 cm (L x W x H) Sensor surface: 40 x 30 cm (L x W)		Number of sensors: 1,920 Sampling rate: 120 Hz		Type: FDM S Dimensions: 69 x 40 x 2.1 cm (L x W x H) Sensor surface: 54 x 33 cm (L x W) Number of sensors: 2,560 Sampling rate: 120 Hz, optional 240 Hz

**Obrázok 1** Technické parametre tenzometrických plošín od Zebris (Zebris®, 2016)

### 3.3 Použité metódy výskumu

Vyššie spomínaným kritériom pre zaradenie do výskumnej skupiny boli chronické LBP. Preto sme žiadali, aby probandi vyplnili Revised Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire. Je to dotazník, ktorý hodnotí vplyv chronických bolestí chrbta na bežný život človeka. Na začiatku uviedli svoj vek a dĺžku trvania bolestí chrbta, ktorá bola pre nás smerodajným údajom. Ďalej dotazník obsahuje 10 zatvorených otázok týkajúcich sa: intenzity bolestí, schopnosti zdvíhať ťažké predmety, schopnosti chôdze, sedenia, státia, spánku, sociálneho života, cestovania a hygieny a ako bolesť ovplyvňuje každú z týchto oblastí. Odpovede tvorila škála 6 možností s bodovaním 0 = najmenšie postihnutie a 5 = najväčšie postihnutie. Maximálne skóre vznikne spočítaním všetkých získaných bodov, z ktorých sa vypočíta percentuálne skóre podľa maximálneho počtu bodov (50). Rozdelenie do skupín podľa percentuálneho skóre môžeme vidieť v tabuľke 2, str. 34.

**Tabuľka 2 Interpretácia skóre Oswestry low back pain disability questionnaire (www.rehab.msu.edu, p.2)**

0% až 20%: minimálne postihnutie	Pacient zvládne väčšinu aktivít bežného života. Zvyčajne nie je potrebné indikovať žiadnu terapiu, stačí odporučiť cvičenie a správnu ergonómiu činností.
21% až 40%: stredné postihnutie	Pacient má ťažkosti so sedením, státím. Cestovanie a sociálny život sú ťažšie a môže dôjsť aj k obmedzeniu pracovnej činnosti. Hygiena a spánok nie sú veľmi ovplyvnené. Tento pacient si vyžaduje detailné vyšetrenie.
41% až 60%: vysoké postihnutie	Bolesť predstavuje hlavný problém a výrazne obmedzuje bežné aktivity. Tento pacient si vyžaduje detailné vyšetrenie.
61% až 80%: veľmi vysoké postihnutie	Bolesť chrbta obmedzuje všetky aspekty pacientovho života. Je vyžadovaná terapeutická intervencia.
81% až 100%	Títo pacienti sú ležiaci, alebo hypersenzitívni a symptómy zveličujú.

Samotné meranie prebiehalo v podobe piatich neštandardizovaných testov. Každý test bol opakovaný 3 krát, pre objektivizáciu výsledkov a následnú možnosť spriemerovania jednotlivých pokusov. Jeden pokus trval 20 sekúnd, celé testovanie aj s prestávkami na oddych trvalo asi 20 minút. Po každom pokuse proband musel z plošiny zostúpiť. Vo všetkých testoch boli horné

končatiny voľne spustené vedľa tela. V testoch s otvorenými očami bol proband inštruovaný, aby pohľad smeroval pred seba na stenu a nebol rozptyľovaný vizuálnymi podnetmi. Prvý test bol stoj o prirodzenej báze na oboch DKK po celých 20 sekúnd. Druhý test bol stoj na dominantnej DK, nezaťažaná DK bola po celý čas pred telom približne v pravom uhle vo veľkých kĺboch. Tu bol kladený dôraz na čo najväčšiu podobnosť východiskovej a konečnej pozície, tiež aby stabilita nebola podporovaná opieraním nezaťažovanej DK, jej klesaním a podobne. Tretí test poskytol priestor na oddych dominantnej DK, keďže sa jednalo o stoj o prirodzenej báze, so zavretými očami, v ktorom zotrval vyšetřovaný po celý čas trvania pokusu. Predposledný test vychádzal z rovnakej pozície ako test druhý, avšak náročnosť bola zvýšená vylúčením zraku. Proband sa snažil po celý čas vydržať vo vzpriamenom stoji, no mohli byť vzhľadom k náročnosti prítomné titubácie. Dôležité bolo aby poloha chodidla na plošine zostala po celý čas nezmenená a tiež nebol povolený žiaden dotyk voľnej DK s podložkou alebo druhou končatinou. Proband bol tiež inštruovaný aby aj napriek náročným podmienkam udržal horné končatiny voľne vedľa tela, aby boli podmienky testovania pre všetkých identické. V poslednom teste sa opakovol stoj na oboch DKK s otvorenými očami, no zmena nastala v podobe molitanovej podložky pod chodidlami vyšetřovaného.

Z priebehu každého pokusu sme mali k dispozícii jeden dvojstranový výstup (viď Príloha č.3), ktorý obsahoval veľké množstvo parametrov a grafov popisujúcich posturálnu stabilitu. Nie je však v možnostiach tejto práce a ani potrebné, aby sme každý z nich hodnotili. Vybrané boli parametre u ktorých dochádzalo k očividným numerickým odchýlkam a týkali sa COP (viď tabuľka 3, str.35).

**Tabuľka 3 Popis hodnotených údajov**

Path Length (mm)	Dĺžka trajektórie pohybu COP od počiatkovej polohy ťažiska po polohu konečnú.
Average Velocity (mm/s)	Priemerná rýchlosť odchýlok COP od počiatkovej polohy.
Standard Deviation X (mm)	Odchýlky COP laterolaterálne, na osi x.
Standard Deviation Y (mm)	Odchýlky COP anterioposteriórne, na osi y.

### **3.4 Metódy štatistického hodnotenia**

Zozbierané údaje boli zoradené v programe Windows Excel a vyhodnocované v programe Statistica 13.4.0. Po zostavení tabuliek sme overovali normálne rozloženie údajov pomocou histogramu četností. Ten bol vykonaný pre každý test a rovnako každý zo štyroch sledovaných parametrov COP. Na karte Details sme zvolili ako premennú daný parameter COP (Path Length,

Average Velocity, Standard Deviation X, Standard Deviation Y) a zaškrtili sme Shapiro-Wilkov test pre určenie presnej hodnoty p. Na karte Kategorizovaný sme zapli kategóriu X, kde sme ako grupovaciu premennú zvolili skupinu. Po správnom nastavení, bol vytvorený histogram četností (viď. Obrázok 1, str. 36). Vľavo dole v bielej tabuľke sú výsledky Shapiro-Wilkovho testu, kde vidíme aj hodnotu p pre obe skupiny. Ak je p väčšie ako 0,05, znamená to, že údaje majú normálne rozloženie. Aj napriek malému počtu probandov v jednotlivých skupinách nám hodnota p vyšla v prospech normality v každom z parametrov, čo bolo žiadúce, pretože sme mohli pre zachovanie homogénosti testovania použiť rovnaký typ testu u každého parametra.

Pre testovanie hypotéz sme použili dvojjvýberový t-test, pretože testujeme 2 nezávislé výbery s normálnym rozložením. V programe Statistica si teda vyberieme t-test, nezávislé, podľa skupín. Ako závislú premennú si zvolíme jednotlivé parametre COP a ako grupovaciu premennú Skupinu. V programe Word sa nám zobrazí tabuľka (viď Tabuľka č.4, str.36).

**Tabuľka 4 Výsledok dvojjvýberového t-testu pre parameter Path lenght v normálnom stoji**

Variable	T-tests; Grouping: skupina (štatistika – kópia)							
	Group 1: 1		Group 2: 2		t-value	df	p	Valid N 1
	Mean 1	Mean 2						
Path length (mm)	80,40300	91,55700	-0,770658	18	0,450908	10	10	

Variable	T-tests; Grouping: skupina (štatistika – kópia)			
	Group 1: 1		Group 2: 2	
	Std.Dev. 1	Std.Dev. 2	F-ratio Variances	p Variances
Path length (mm)	28,34749	35,93327	1,606809	0,490938

Pre grafické zobrazenie jednotlivých údajov sme zvolili krabicové grafy so zobrazením hodnôt, ktoré sú ďalej uvedené vo výsledkoch výskumu. Na tomto grafe je možné popísať priemer, smerodajnú odchýlku, maximálnu a minimálnu hodnotu a tiež vidíme rozptyl hodnôt.

## 4 Výsledky výskumu

### 4.1 Výsledky testovania hypotézy č.1

Prvá hypotéza  $H_{01}$  znela: „Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji.“ Výsledky boli spracované z parametrov prístroja od firmy Zebris typu FDM SX. Zo štatistických metód bol použitý dvojjvýberový t-test. Cieľom bolo zistiť, či sa líši prirodzený stoj u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta v týchto parametroch:

- a) Path Length (mm).
- b) Average Velocity (mm/s).
- c) Standard Deviation X (mm).
- d) Standard Deviation Y (mm).

Alternatívna hypotéza  $H_{A1}$  znela: „Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji.“

Pomocou t-testu bola spočítaná pravdepodobnosť  $p$  pre následné testovanie nulovej hypotézy. Hladina štatistickej významnosti bola stanovená na 0,05.

#### **Záver:**

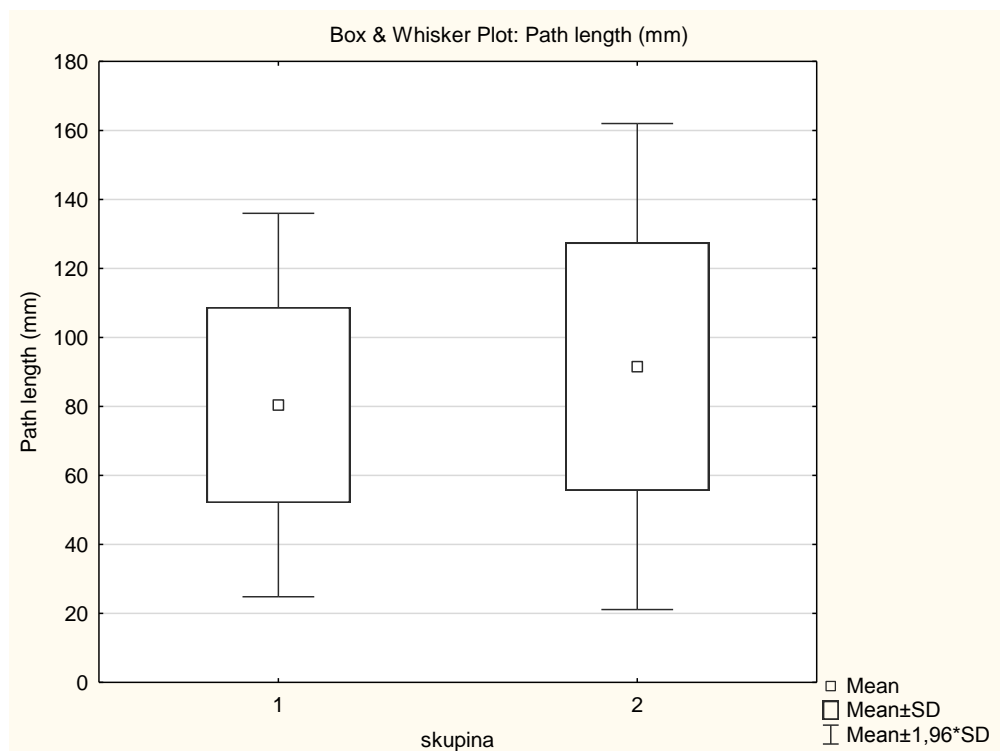
Dvojjvýberovými t-testami bolo preukázané, že mladí dospelí s chronickými LPB **nemajú** štatisticky významne vyššie priemerné hodnoty v žiadnom z hodnotených parametrov. Nulovú hypotézu  $H_{01}$  **nemôžeme zamietnuť**. Číselné údaje týkajúce sa hypotézy sú uvedené v Tabuľke č.5, str. 41.

**Tabuľka 5 Základné popisné charakteristiky prirodzeného bipedálneho stoja u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolesti**

	Výskumná skupina (n=10)				Kontrolná skupina (n=10)				P
	Priemer	SD	Min	Max	Priemer	SD	Min	Max	
<b>Path length (mm)</b>	91,56	35,93	41,7	164	80,4	28,35	12,6	114,83	0,45
<b>Average velocity (mm/s)</b>	4,81	1,87	2,3	8,3	4,79	0,98	3,4	6,5	0,98
<b>Standard deviation X (mm)</b>	10,4	4,46	2,7	15,4	14,5	2,7	2,1	30,97	0,19
<b>Standard deviation Y (mm)</b>	37,8	16,12	15,9	61,3	30,7	15,71	4,44	55,6	0,29

Legenda k tabuľke: SD - smerodajná odchýlka, Min - minimum, Max – maximum, p – hodnota štatistickej významnosti dvojvýberového t-testu.

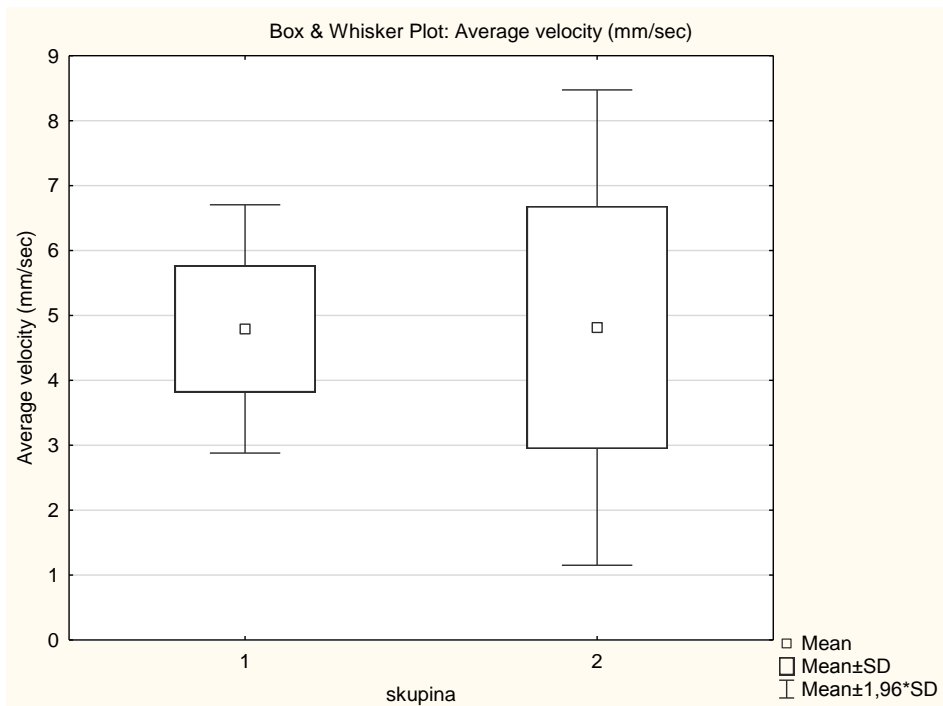
**Graf 1 Krabicový graf závislosti Path length v prirodzenom stoji**



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

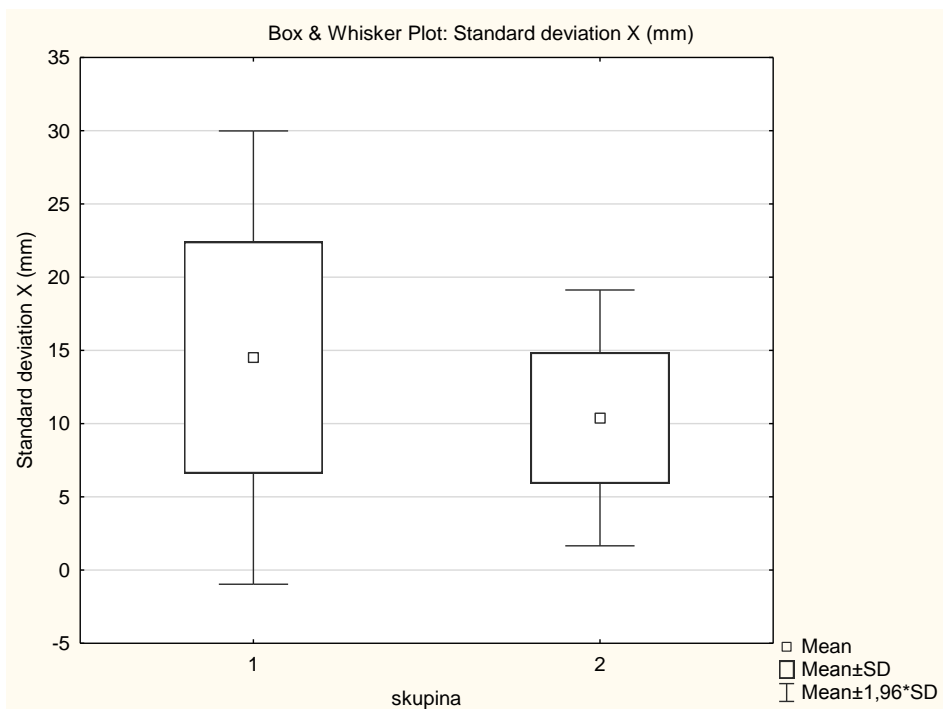


**Graf 2 Krabicový graf závislosti Average velocity v prirodzenom stoji**



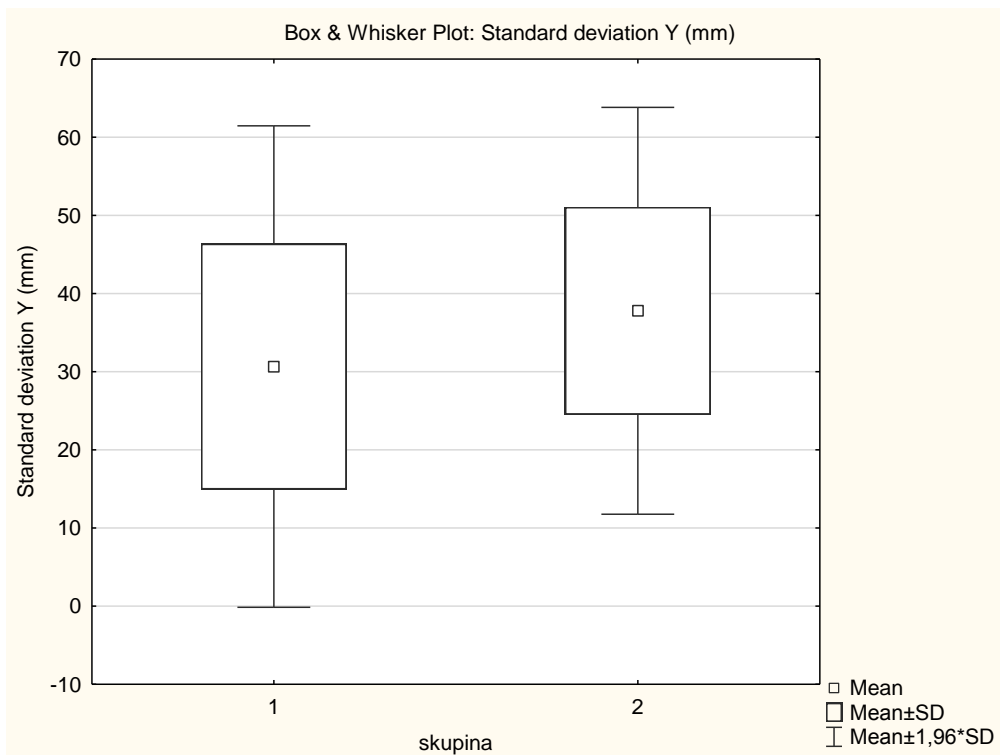
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 3 Krabicový graf závislosti Standard deviation X v prirodzenom stoji**



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 4 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v prirodzenom stoji**



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

## 4.2 Výsledky testovania hypotézy č.2

Druhá hypotéza  $H_{02}$  znela: „Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji s vylúčením zraku.“ Výsledky boli spracované z parametrov prístroja od firmy Zebris typu FDM SX. Zo štatistických metód bol použitý dvojvýberový t-test. Cieľom bolo zistiť, či sa líši prirodzený stoj s vylúčením zraku u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta v týchto parametroch:

- Path Length (mm).
- Average Velocity (mm/s).
- Standard Deviation X (mm).
- Standard Deviation Y (mm).

Alternatívna hypotéza  $H_{A2}$  znela: „Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji s vylúčením zraku.“

Pomocou t-testu bola spočítaná pravdepodobnosť  $p$  pre následné testovanie nulovej hypotézy. Hladina štatistickej významnosti bola stanovená na 0,05.

### Záver:

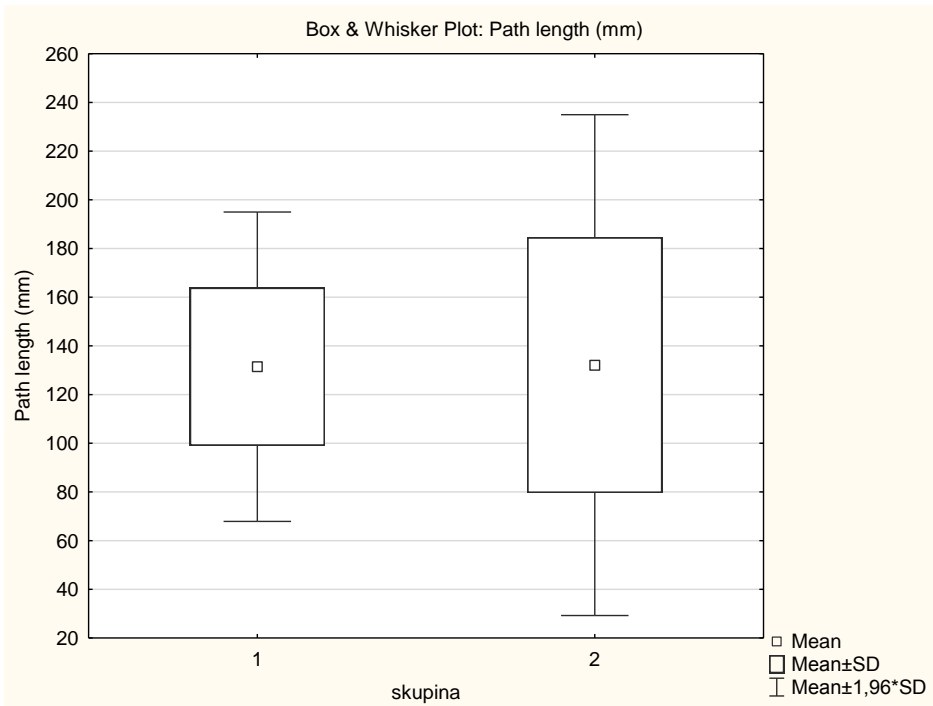
Dvojvýberovými t-testami bolo preukázané, že mladí dospelí s chronickými LPB **nemajú** štatisticky významne vyššie priemerné hodnoty v žiadnom z hodnotených parametrov. Nulovú hypotézu  $H_{02}$  **nemôžeme zamietnuť**. Číselné údaje týkajúce sa hypotézy sú uvedené v Tabuľke č.6, str. 44.

**Tabuľka 6 Základné popisné charakteristiky prirodzeného stoja s vylúčením zraku u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolestí**

	Výskumná skupina (n=10)				Kontrolná skupina (n=10)				<i>p</i>
	Priemer	SD	Min	Max	Priemer	SD	Min	Max	
<b>Path length (mm)</b>	132,10	52,47	36,33	194,67	131,44	32,43	96,67	183,30	0,97
<b>Average velocity (mm/s)</b>	7,26	2,17	4,27	10,00	6,72	1,68	4,93	9,40	0,56
<b>Standard deviation X (mm)</b>	19,74	17,43	4,97	44,30	15,38	9,90	1,26	30,00	0,32
<b>Standard deviation Y (mm)</b>	38,92	16,13	15,60	72,73	32,10	13,73	8,80	48,97	0,33

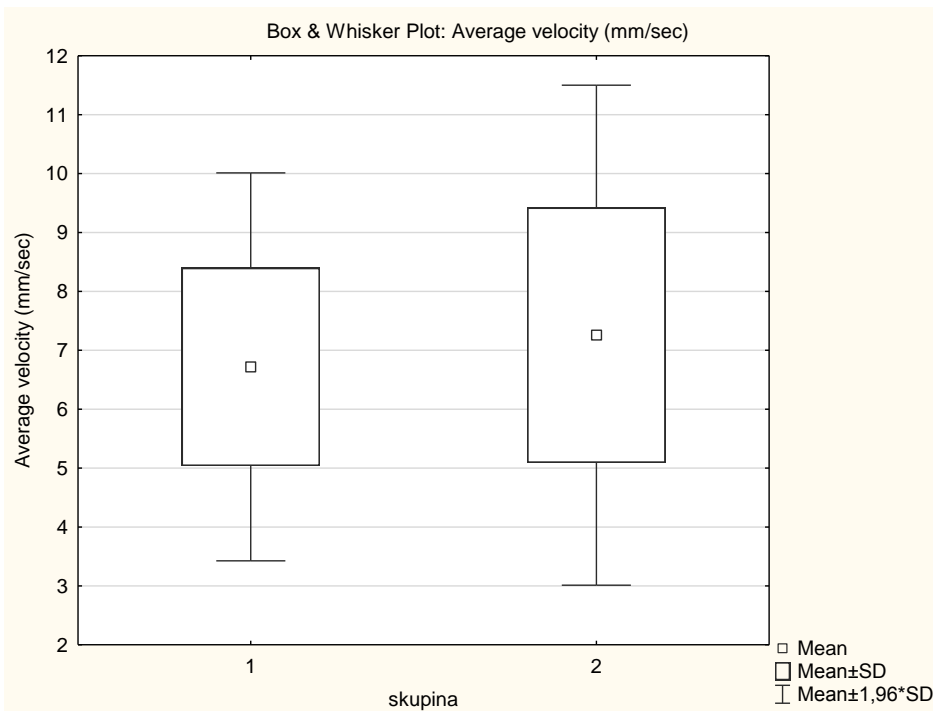
Legenda k tabuľke: SD - smerodajná odchýlka, Min - minimum, Max – maximum,  $p$  – hodnota štatistickej významnosti dvojvýberového t-testu.

**Graf 5 Krabicový graf závislosti Path length v stojí s vylúčením zraku**



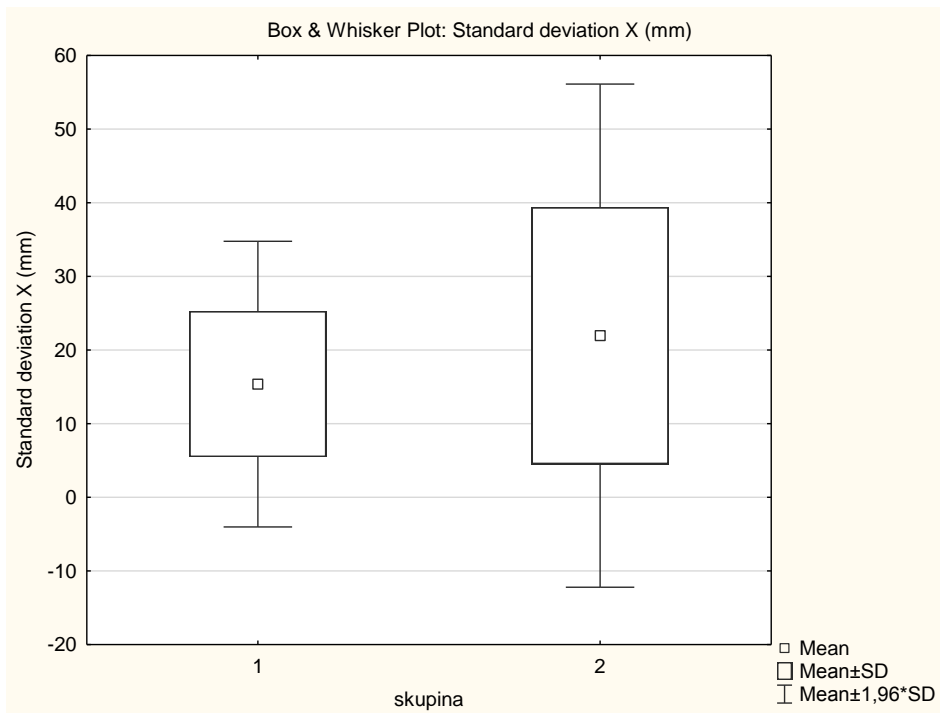
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 6 Krabicový graf závislosti Average velocity v stojí s vylúčením zraku**



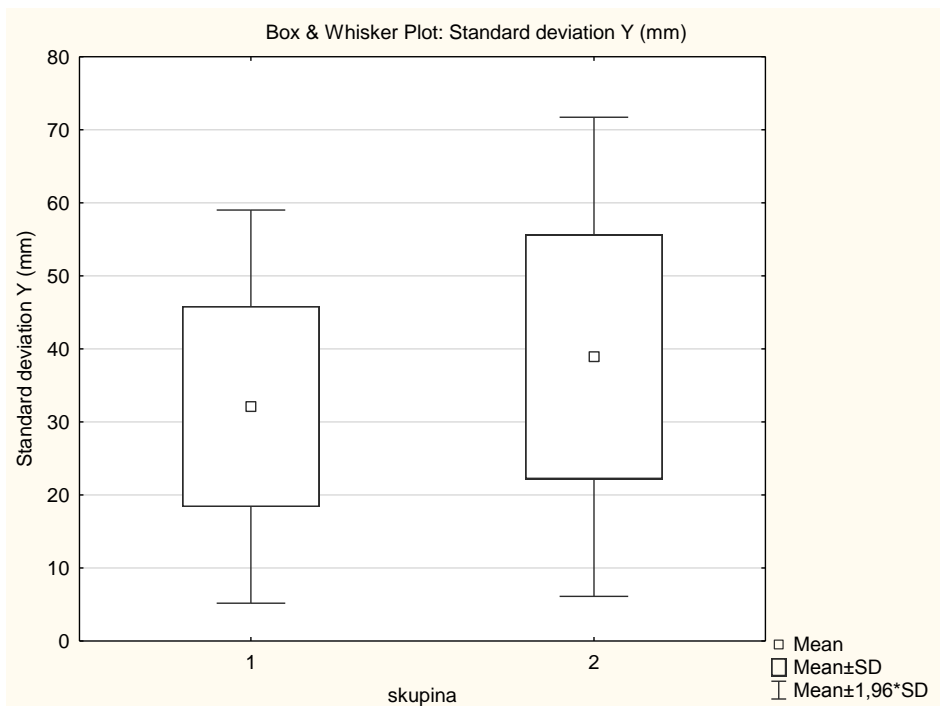
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 7 Krabicový graf závislosti Standard deviation X v stoji s vylúčením zraku**



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 8 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji s vylúčením zraku**



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

### 4.3 Výsledky testovania hypotézy č.3

Tretia hypotéza  $H_{03}$  znela: „Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v stoj na dominantnej DK.“ Výsledky boli spracované z parametrov prístroja od firmy Zebris typu FDM SX. Zo štatistických metód bol použitý dvojitý t-test. Cieľom bolo zistiť, či sa líši stoj na dominantnej DK u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta v týchto parametroch:

- a) Path Length (mm).
- b) Average Velocity (mm/s).
- c) Standard Deviation X (mm).
- d) Standard Deviation Y (mm).

Alternatívna hypotéza  $H_{A3}$  znela: „Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v stoj na dominantnej DK.“

Pomocou t-testu bola spočítaná pravdepodobnosť  $p$  pre následné testovanie nulovej hypotézy. Hladina štatistickej významnosti bola stanovená na 0,05.

#### **Záver:**

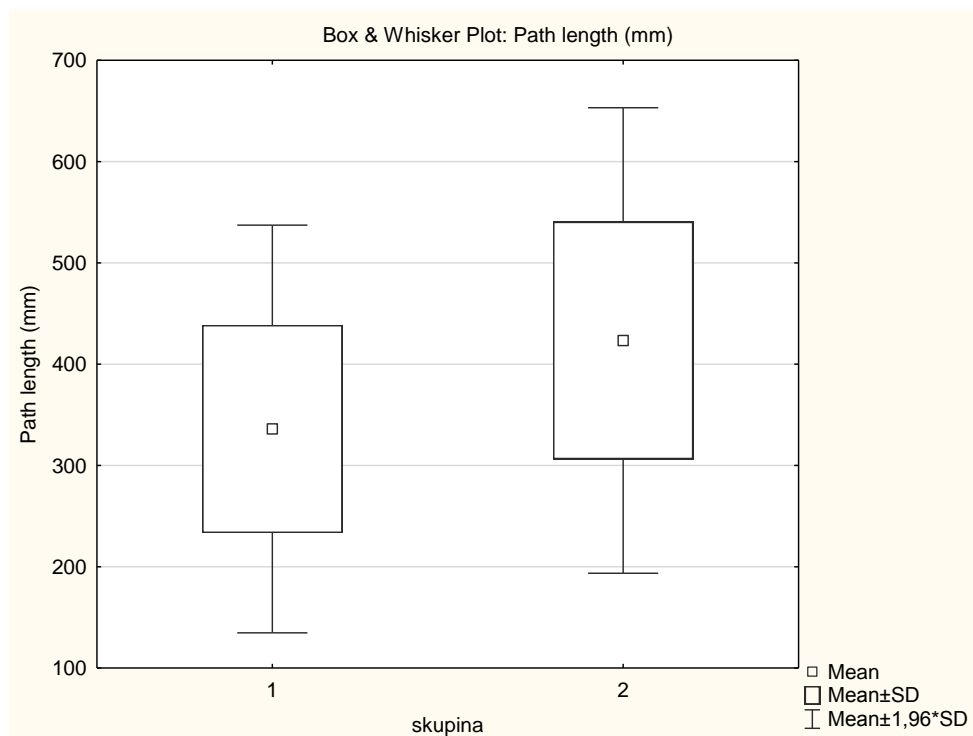
Dvojitými t-testami bolo preukázané, že mladí dospelí s chronickými LPB **majú** štatisticky významne vyššie priemerné hodnoty v jednom z hodnotených parametrov – Standard deviation Y. Nulovú hypotézu  $H_{03}$  **môžeme** pre tento parameter **zamietnuť** v prospech alternatívnej hypotézy. V ostatných parametroch sa výskumná a kontrolná skupina štatisticky významne nelíšili. Číselné údaje týkajúce sa hypotézy sú uvedené v Tabuľke č.7, str.48.

**Tabuľka 7 Základné popisné charakteristiky stoja na dominantnej DK u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolesti**

	Výskumná skupina (n=10)				Kontrolná skupina (n=10)				P
	Priemer	SD	Min	Max	Priemer	SD	Min	Max	
<b>Path length (mm)</b>	423,39	117,24	263,37	623,30	336,04	102,69	133,37	549,63	0,09
<b>Average velocity (mm/s)</b>	21,56	5,98	13,53	31,80	17,73	5,66	6,77	28	0,16
<b>Standard deviation X (mm)</b>	89,83	57,61	9,90	170,33	102,99	57,99	14,57	167,3	0,46
<b>Standard deviation Y (mm)</b>	24,98	13,19	9,67	43,1	13,25	9,85	2,37	28,87	<b>0,03</b>

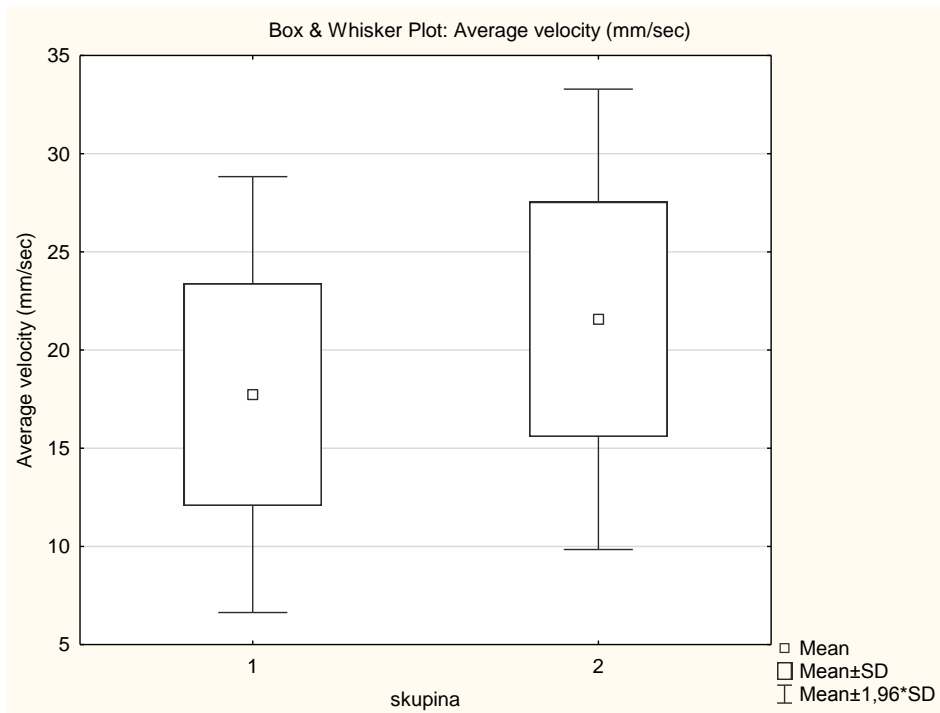
Legenda k tabuľke: SD - smerodajná odchýlka, Min - minimum, Max – maximum, p – hodnota štatistickej významnosti dvojvýberového t-testu.

**Graf 9 Krabicový graf závislosti Path length v stoji na dominantnej DK**



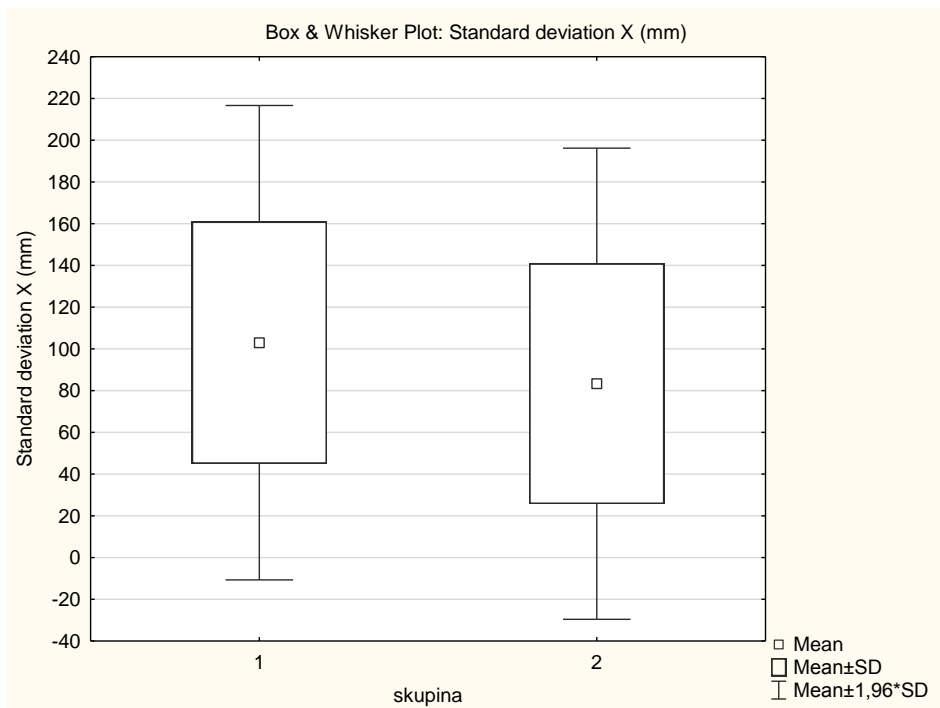
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 10** Krabicový graf závislosti *Average velocity* v stoji na dominantnej DK



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

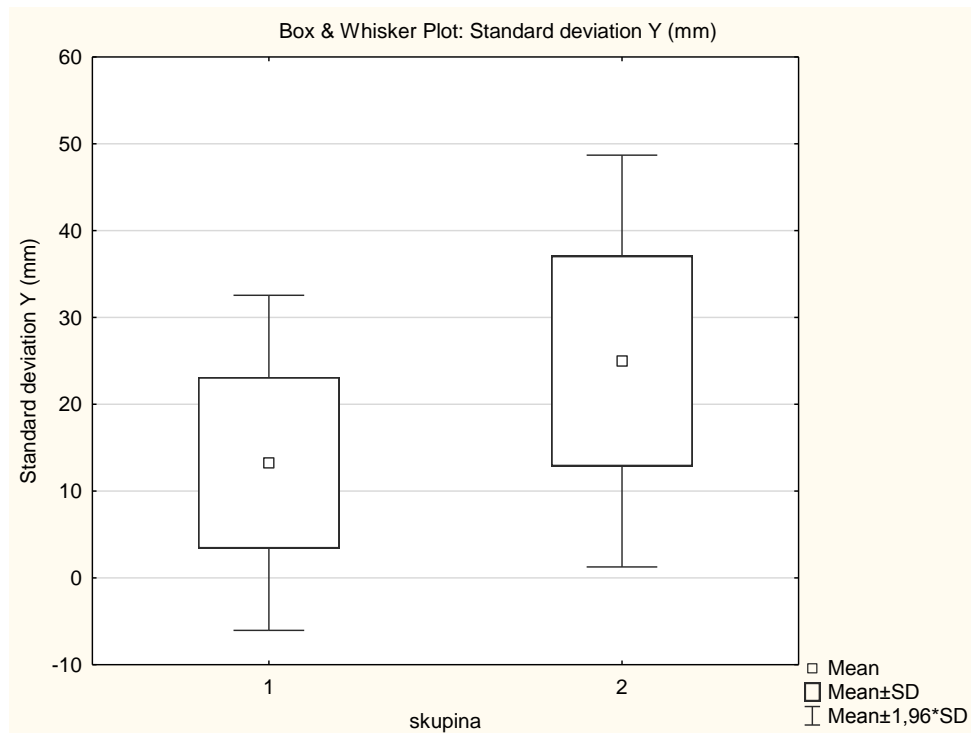
**Graf 11** Krabicový graf závislosti *Standard deviation X* v stoji na dominantnej DK



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil



**Graf 12 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji na dominantnej DK**



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

#### 4.4 Výsledky testovania hypotézy č.4

Štvrtá hypotéza  $H_{04}$  znela: „Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku.“ Výsledky boli spracované z parametrov prístroja od firmy Zebris typu FDM SX. Zo štatistických metód bol použitý dvojvýberový t-test. Cieľom bolo zistiť, či sa líši stoj na dominantnej DK s vylúčením zraku u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta v týchto parametroch:

- Path Length (mm).
- Average Velocity (mm/s).
- Standard Deviation X (mm).
- Standard Deviation Y (mm).

Alternatívna hypotéza  $H_{A4}$  znela: „Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku.“

Pomocou t-testu bola spočítaná pravdepodobnosť p pre následné testovanie nulovej hypotézy. Hladina štatistickej významnosti bola stanovená na 0,05.

**Záver:**

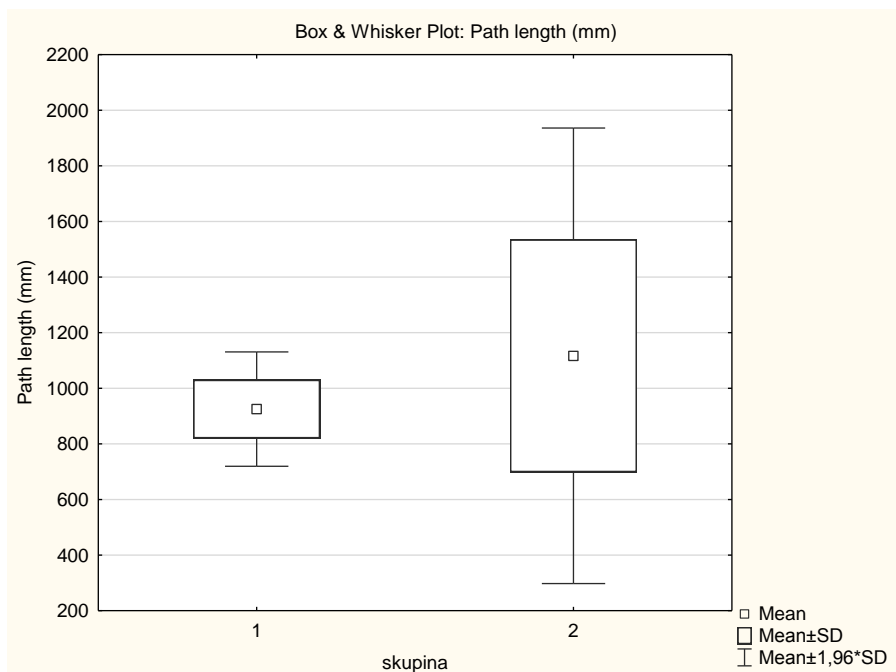
Dvojvýberovými t-testami bolo preukázané, že mladí dospelí s chronickými LPB **nemajú** štatisticky významne vyššie priemerné hodnoty v žiadnom z hodnotených parametrov. Nulovú hypotézu  $H_{04}$  **nemôžeme zamietnuť**. Číselné údaje týkajúce sa hypotézy sú uvedené v Tabuľke č.8, str. 50.

**Tabuľka 8 Základné popisné charakteristiky stoja na dominantnej DK s vylúčením zraku u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolesti**

	Výskumná skupina (n=10)				Kontrolná skupina (n=10)				p
	Priemer	SD	Min	Max	Priemer	SD	Min	Max	
<b>Path length (mm)</b>	1116,8 6	417,97	536,67	1972,0 0	925,2	104,92	792,3	1072,0 0	0,18
<b>Average velocity (mm/s)</b>	56,54	24,33	27,30	107,00	48,09	6,02	40,40	60,00	0,34
<b>Standard deviation X (mm)</b>	76,73	50,94	12,93	178,00	99,61	73,91	8,77	205,33	0,42
<b>Standard deviation Y (mm)</b>	21,79	15,53	3,40	50,30	11,87	6,14	4,70	22,03	0,09

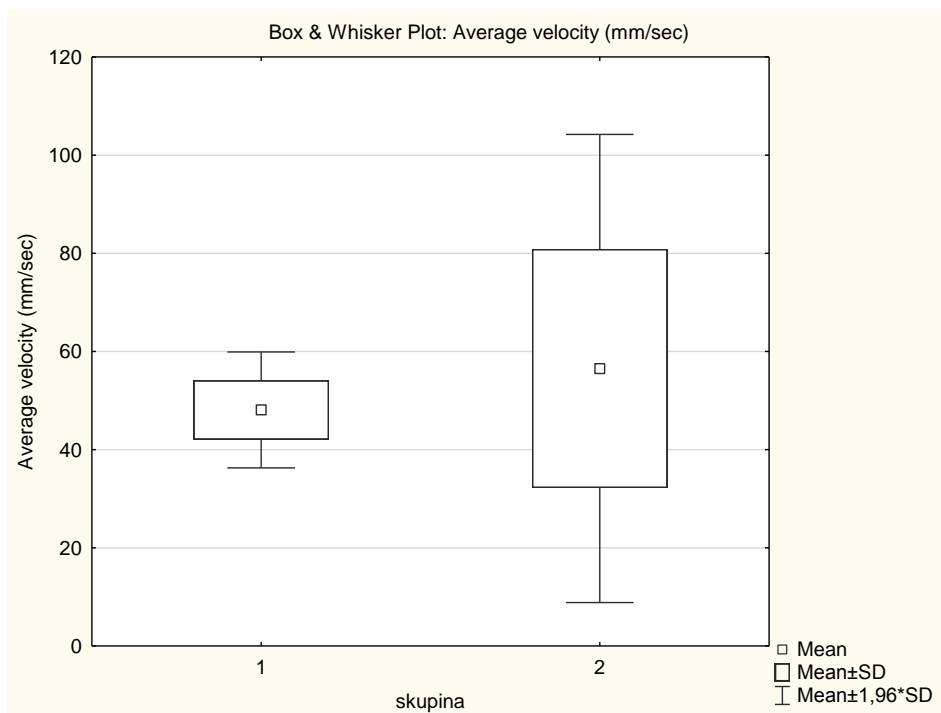
Legenda k tabuľke: SD - smerodajná odchýlka, Min - minimum, Max – maximum, p – hodnota štatistickej významnosti dvojvýberového t-testu.

**Graf 13** Krabicový graf závislosti Standard deviation  $Y$  v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku



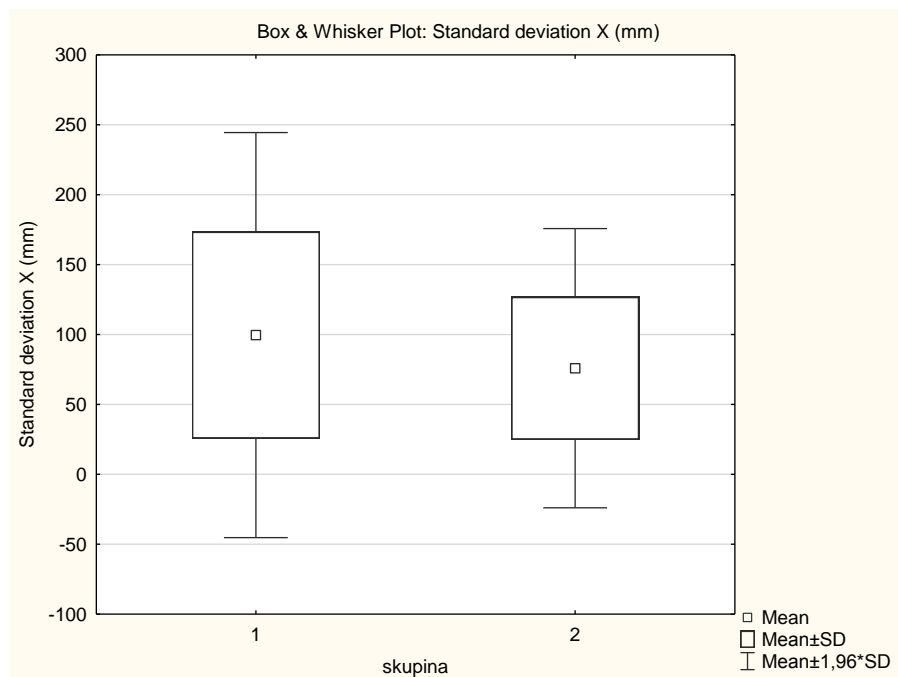
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 14** Krabicový graf závislosti Average Velocity v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku



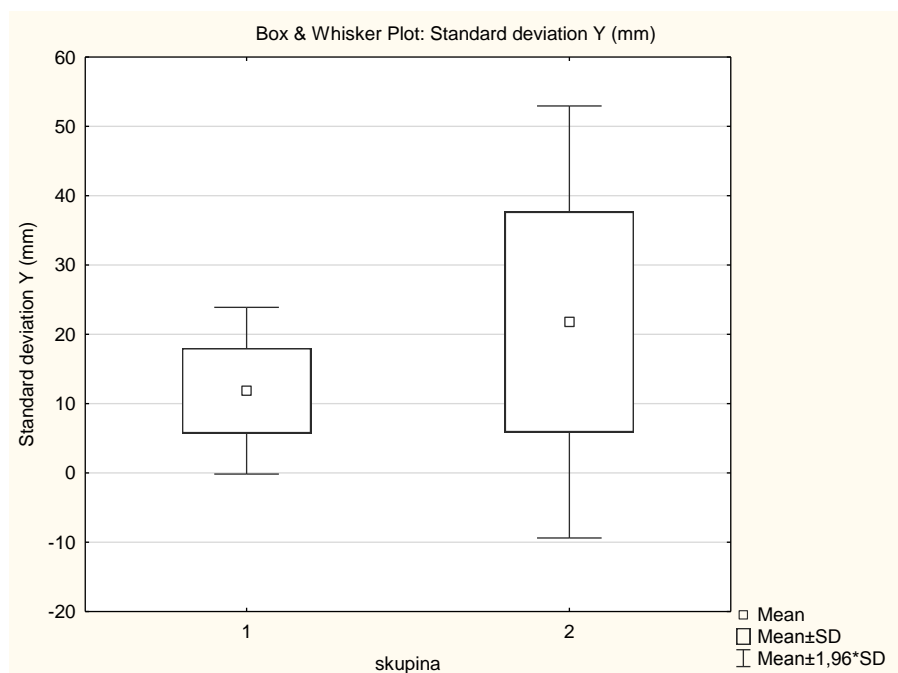
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 15** Krabicový graf závislosti Standard deviation X v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 16** Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

## 4.5 Výsledky testovania hypotézy č.5

Posledná hypotéza  $H_{05}$  znela: „Neexistuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji na molitanovej podložke.“ Výsledky boli spracované z parametrov prístroja od firmy Zebris typu FDM SX. Zo štatistických metód bol použitý dvojvýberový t-test. Cieľom bolo zistiť, či sa líši prirodzený stoj na molitanovej podložke u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta v týchto parametroch:

- a) Path Length (mm).
- b) Average Velocity (mm/s).
- c) Standard Deviation X (mm).
- d) Standard Deviation Y (mm).

Alternatívna hypotéza  $H_{A5}$  znela: „Existuje rozdiel v parametroch COP medzi mladými dospelými s bolesťami chrbta a mladými dospelými bez bolestí chrbta v prirodzenom bipedálnom stoji na molitanovej podložke.“

Pomocou t-testu bola spočítaná pravdepodobnosť  $p$  pre následné testovanie nulovej hypotézy. Hladina štatistickej významnosti bola stanovená na 0,05.

### **Záver:**

Dvojvýberovými t-testami bolo preukázané, že mladí dospelí s chronickými LPB **nemajú** štatisticky významne vyššie priemerné hodnoty v žiadnom z hodnotených parametrov. Nulovú hypotézu  $H_{05}$  **nemôžeme zamietnuť**. Číselné údaje týkajúce sa hypotézy sú uvedené v Tabuľke č.9, str.54.

**Tabuľka 9 Základné popisné charakteristiky stoja na oboch DKK na molitanovej podložke u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolesti**

	Výskumná skupina (n=10)				Kontrolná skupina (n=10)				P
	Priemer	SD	Min	Max	Priemer	SD	Min	Max	
<b>Path length (mm)</b>	841,53	590,67	353,93	2273,17	894,12	423,59	475,67	1771,30	0,14
<b>Average velocity (mm/s)</b>	42,89	30,04	17,97	115,73	58,39	33,24	24,1	115,60	0,07
<b>Standard deviation X (mm)</b>	28,52	27,32	7,10	82,10	31,61	22,04	5,30	66,10	0,13
<b>Standard deviation Y (mm)</b>	31,50	21,02	5,97	62,00	29,42	13,68	11,90	52,60	0,34

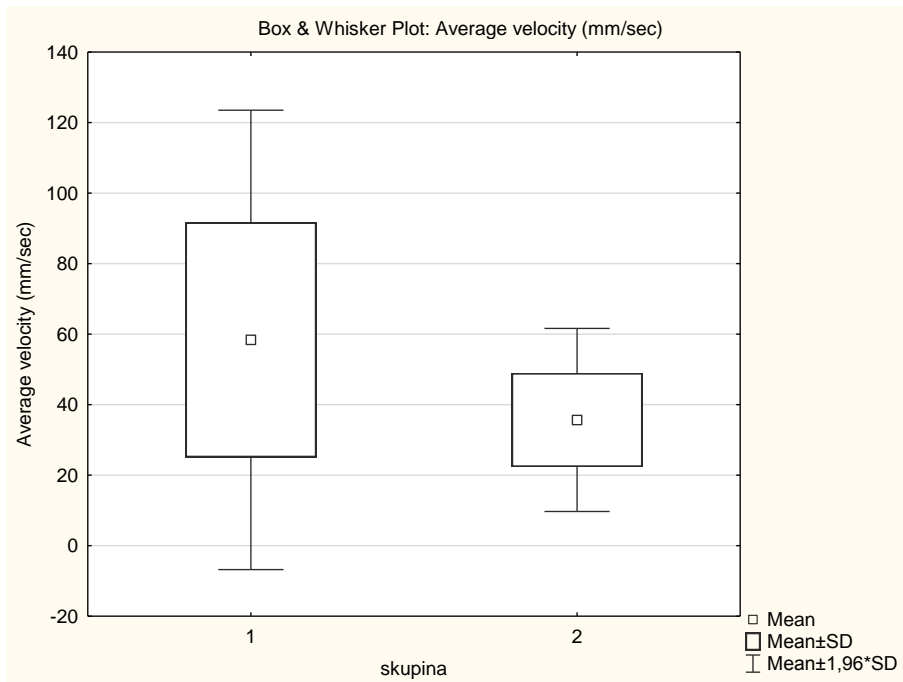
Legenda k tabuľke: SD - smerodajná odchýlka, Min - minimum, Max – maximum, p – hodnota štatistickej významnosti dvojvýberového t-testu.

**Graf 17 Krabicový graf závislosti Path Length v stoji na oboch DKK na molitanovej podložke**



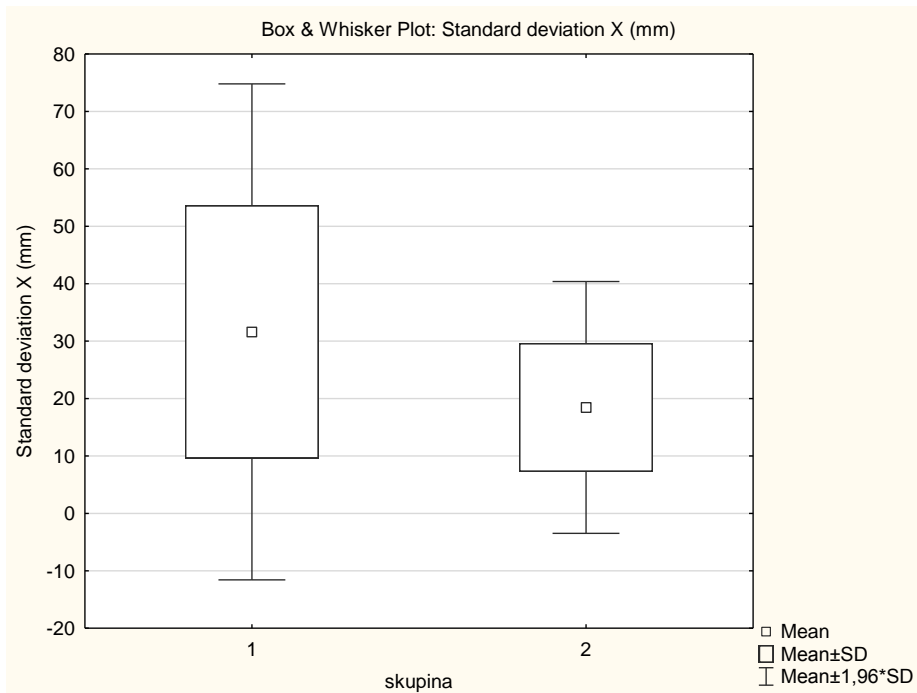
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 18** Krabicový graf závislosti Average Velocity v stojí na oboch DKK na molitanovej podložke



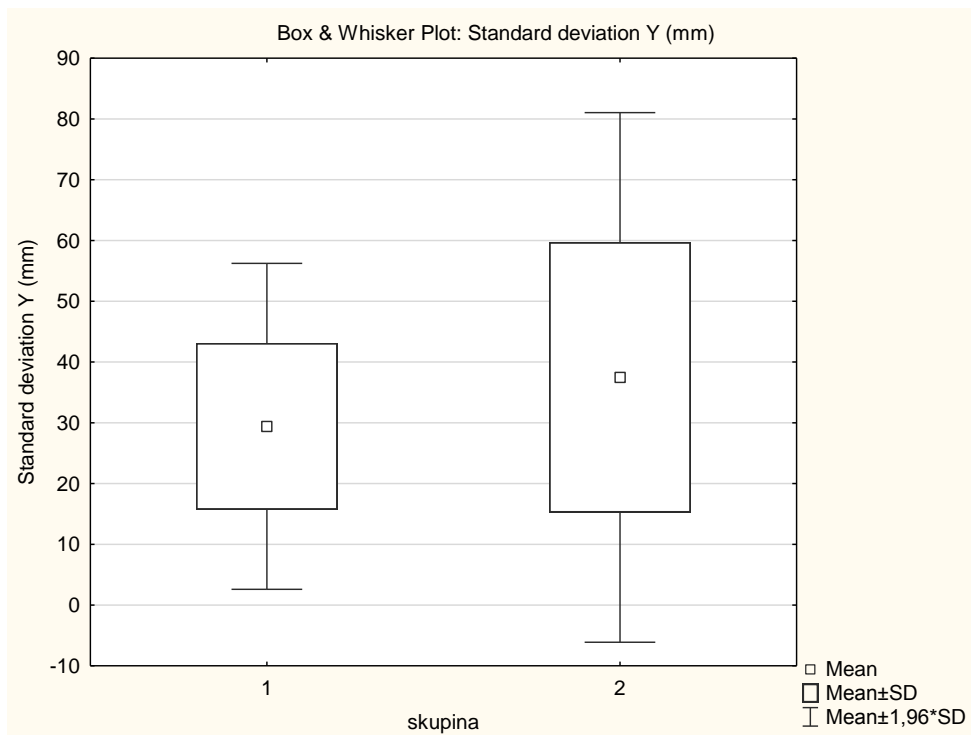
Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 19** Krabicový graf závislosti Standard deviation X v stojí na oboch DKK na molitanovej podložke



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

**Graf 20** Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji na oboch DKK na molitanovej podložke



Legenda ku grafu: 1 – kontrolná skupina, 2 – výskumná skupina, mean – priemer, horný okraj boxu – 75. percentil, dolný okraj boxu – 25. percentil

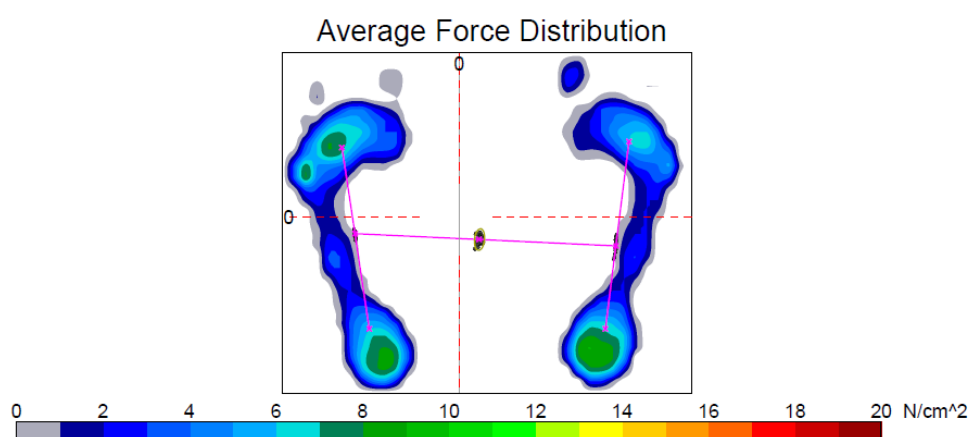


## 5 Diskusia

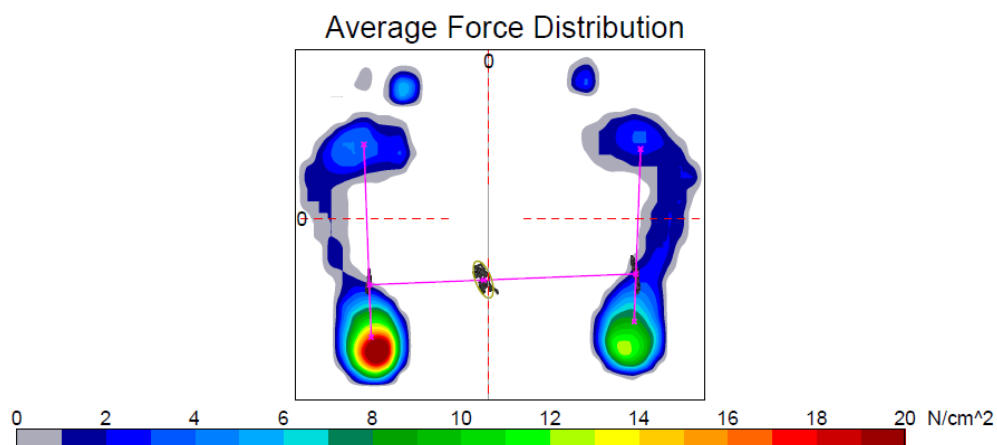
### 5.1 Diskusia k hypotéze $H_{01}$

Cieľom tejto hypotézy bolo zhodnotenie vplyvu chronickej low back pain na jednotlivé parametre bipedálneho stoja s otvorenými očami u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí. Štatistické testovanie nepotvrdilo alternatívnu hypotézu ani v jednom z testovaných parametrov (Path length, Average velocity, Standard deviation X, Standard Deviation Y).

Aj napriek tomuto faktu, si môžeme všimnúť viditeľné rozdiely v hodnotách COP Path length medzi skupinami. Skupina s bolesťami chrbta mala priemernú hodnotu 91,56 mm a skupina bez bolestí 80,4 mm. Rovnako hodnota medio-laterálnych odchýlok (Standard deviation X) bola u skupiny s bolesťami chrbta o 7,1 mm vyššia a zároveň tu bola hladina p najpriaznivejšia v prospech zdravých testovaných. Rozdiel v COP Path length je dobre viditeľný aj na obrázkoch č.4 a č.5, kde je znázornený čiernou krivkou na ružovej spojnici chodidiel.



*Obrázok 2 Znázornenie parametrov stoja u zdravého probanda*



*Obrázok 3 Znázornenie parametrov stoja u probanda s LBP*

Ruhe, Fejer a Walker (2011, s. 358–368) sú autormi metaanalýzy, ktorá spája výsledky šestnástich štúdií týkajúcich sa vplyvu nešpecifických LBP na posturálnu stabilitu. Vybrali len štúdie, kde boli porovnávané parametre COP z bipedálneho stoja medzi skupinou zdravých ľudí a tých trpiacimi LBP s muskuloskeletálnym pôvodom. V 79% štúdií bol štatisticky významný rozdiel v celkových odchýlkach COP voči zdravým probandom. Uvádzajú aj štatisticky významné rozdiely v priemernej rýchlosti odchýlok (Average velocity) a odchýlkach v antero-posteriórnom smere. V našom výskume však boli zaznamenané minimálne rozdiely medzi skupinami v Average velocity, keď u zdravých bol priemer 4,79 mm/s a u probandov s bolesťami 4,81 mm/s, teda takmer identické hodnoty. Rozdiel tu môžeme skôr vidieť v maximálnej hodnote priemernej rýchlosti odchýlok, ktorý činil 1,7 mm/s v prospech zdravých testovaných. Parameter Standard deviation X, teda spomínané odchýlky v anterioposteriórnom smere mali ako jediné vyššiu hodnotu v kontrolnej skupine a to o 4,1 mm, čo by však nebolo správne chápať ako horšiu stabilitu zdravých v bipedálnom stoji, keďže v ich prospech hovoria ostatné parametre.

Brumagne et al. (2008a, s. 657–662) skúmali posturálnu stabilitu stoja u 33 zdravých jedincov a 56 jedincov s LBP. Jednou z testovaných situácií bol pokojný bipedálny stoj s otvorenými očami. Rovnako ako v našej práci ani v tejto štúdií neboli preukázané štatisticky významné výsledky týkajúce sa tejto pozície.

Výskumu talianskych autorov Popa et al. (2007, s. 411-418) sa zúčastnilo 13 jednotlivcov s chronickými LBP a 13 zdravých jednotlivcov, pričom priemerný vek bol 33,65 rokov. Absolvovali 2 časti experimentu, my sa budeme zaoberať len prvou, pretože v druhej používali plošinu s náhodnými posunmi, ktorú sme my k dispozícii nemali. Prvá časť teda pozostávala z bipedálneho stoja na tenzometrickej plošine, ktorý trval 20 sekúnd a bol opakovaný trikrát s otvorenými a trikrát so zatvorenými očami. V obidvoch testovaných situáciách nebol zistený štatisticky významný rozdiel medzi skupinami. V porovnaní jednotlivých situácií, teda otvorené a zatvorené oči, boli signifikatne vyššie hodnoty v oboch skupinách pri vylúčení zraku. Výraznejšie zhoršenie však podľa očakávaní bolo u probandov s LBP.

Neveľké rozdiely medzi skupinami ďaleko od hladiny štatistickej významnosti v našom ale aj vo vyššie spomínaných výskumoch nám môžu napovedať, že stupeň posturálnej stabilizácie a produkcie aferentných signálov do CNS nie je významne zmenený v zmysle zhoršenia u jednotlivcov s LBP v pokojnom bilaterálnom stoji.

## 5.2 Diskusia k hypotéze H<sub>02</sub>

Cieľom tejto hypotézy bolo zhodnotenie vplyvu chronickej low back pain na jednotlivé parametre bipedálneho stoja s vylúčením zraku u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta. Štatistické testovanie nepotvrdilo alternatívnu hypotézu ani v jednom z testovaných parametrov (Path length, Average velocity, Standard deviation X, Standard Deviation Y).

Tu môžeme výsledky porovnať s prvým testom a dá sa očakávať výrazná zmena parametrov COP ako interpretácia dôležitosti vizuálnych vnemov ako zdroja informácií pre CNS. Ako je spomínané v teoretickom prehľade, práve pri vylúčení zraku by sa mali najviac prejaviť poruchy posturálnej stability prameniace z chronických bolestí chrbta.

Pri podrobnejšej analýze jednotlivých údajov však nie je prekvapením, že nám v tejto situácii nevyšli štatisticky významné výsledky. Dôkazom sú napríklad priemerné hodnoty Path length, ktoré boli 132,10 mm u výskumnej a 131,44 mm u kontrolnej skupiny. Podobne malý rozdiel je aj v hodnotách Average velocity a Standard deviation X. Rozdiely medzi výskumnou a kontrolnou skupinou sú veľmi malé až nepatrné, čo nám napovedá, že stoj so zatvorenými očami bol rovnako náročný pre zúčastnených v oboch skupinách.

Brumagne et al. (2008a, s. 657–662) vo vyššie spomínanej štúdií skúmali posturálnu stabilitu stoja u 33 zdravých jedincov a 56 jedincov s LBP. Okrem bipedálneho stoja s otvorenými očami, zaradili do testovania aj rovnakú situáciu s vylúčením zraku. Pri porovnaní skupín im táto situácia vyšla štatisticky vysoko významná a označili ju za najprínosnejšie zistenie výskumu. Uvádzajú väčšie odchýlky vo ventrálnej smere u jedincov s LBP, čo vysvetľujú skutočnosťou, že títo probandi potrebujú ventrálny náklon trupu na vyrovnanie odchýlok od stabilnej polohy. Uznávajú možnosť, že tento ventrálny náklon môže predstavovať programový protektívny mechanizmus pri odchýlkach posturálnej stability. Pri absencii vizuálnych signálov sa telo orientuje hlavne na báze propiocepce a signálov z vestibulárneho aparátu. Aj v našom výskume bol najväčší rozdiel priemerných hodnôt medzi skupinami v odchýlkach na osi y (Standard deviation Y) a to 6,82 mm. Predpokladáme teda rovnako že probandi s LBP potrebovali mierne väčšie odchýlky trupu prevažne smerom ventrálne, alebo používali členkovú stratégiu s ventrálnym náklonom, ktorú častejšie vidíme u mladých ľudí, čo im umožňovalo vyrovnať odchýlky rovnováhy. Brumagne et al. (2008a, s. 657–662) tiež spomína túto stratégiu vyrovnávania posturálnych odchýlok ako bežnú a bezpečnú pri pokojnom stoji na rovnom povrchu. Ako menej adekvátne sa javí pri zvýšení propioceptívnych nárokov na členkové kĺby, napríklad v stoji na nestabilnom povrchu, čo v bežnom živote človek zažije pravdepodobne častejšie alebo minimálne v takých situáciách

potrebuje pre zachovanie zdravia čo najväčšiu adaptabilitu na odchýlky ťažiska. Myslíme si, že aj preto je pre ľudí trpiacich chronickými LBP ťažšie zvládať bežné situácie ako napr. jazda postojacky v pohybujúcom sa dopravnom prostriedku alebo stoj na nerovnom prírodnom povrchu, ktoré sme ale v laboratórnych podmienkach nemali možnosť simulovať.

Pri porovnaní jednotlivých testov sme si všimli, že v každom nasledujúcom pokuse sa hodnoty parametrov COP zlepšovali v zmysle znižovania číselných hodnôt odchýlok ťažiska či u kontrolnej alebo výskumnej skupiny. Myslíme si teda, že predchádzajúca skúsenosť má priaznivý vplyv na selekciu posturálnej stratégie a že ľudia s LBP dokážu zaujať optimálnejšiu postúru. Rovnakú skutočnosť zaznamenal aj Brumagne et al., keď probandi s LBP mali s pribúdajúcimi pokusmi stále menšie ventrálne odchýlky ťažiska.

Mazaheri et al. (2013, s. 12-22) vytvorili metaanalýzu trinástich štúdií, ktoré testovali parametre COP u výskumnej skupiny s chronickými LBP a kontrolnej skupiny zdravých jedincov. Jednou z testovaných situácií bol bipedálny stoj s vylúčením zraku. Zistili, že vylúčenie zraku všeobecne zvyšuje odchýlky posturálnej stability, no nie sú výrazne vyššie u ľudí s LBP. Osem štúdií potvrdilo vyššie výkyvy rovnováhy u jedincov s LBP, 7 nezaznamenalo rozdiel medzi skupinami a 2 výskumy dokonca zachytili menšie odchýlky u výskumnej skupiny s LBP. K tejto štúdií sa prikláňajú aj naše výsledky, ktoré môžeme zaradiť na stranu výskumov s takmer žiadnym rozdielom medzi testovanými skupinami.

V inej štúdií Volpe et al. (2006, s. 349–355), vykonávali veľmi podobný výskum, no na prístroji od spoločnosti NeuroCom Equitest. Výskumu sa zúčastnilo 12 probandov s LBP a 12 bez bolestí, prešli sekvenciou troch 20-sekundových pokusov v rámci každého testu. Na hodnotenie LBP používali rovnako Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire. Okrem iného testovali prirodzený bipedálny stoj s otvorenými očami a s vylúčením zraku. Počas týchto statických testov boli hodnoty namerané vo výskumnej a kontrolnej skupine porovnateľné, bez väčších rozdielov, čo by súhlasilo aj s našimi meraniami. Za hlavný výsledok výskumu označili zistenie, že probandi s LBP vykazovali väčšie odchýlky v anterioposteriornom smere v pokojnom bipedálnom stoji s otvorenými aj zatvorenými očami ako zdraví jedinci, čo je rovnaký výsledok ako v predošlej štúdií od Brumagne et al (2008a, s. 657–662). Aj v našich meraniach sme zaznamenali väčšie odchýlky na osi y počas pokojného staja s otvorenými očami a ako je už spomínané vyššie aj s vylúčením zraku. Preto predpokladáme, že tieto zhodné výsledky viacerých štúdií a nášho výskumu nie sú náhodné a môžu napovedať k už spomínanej skutočnosti, že jednotlivci s LBP používajú k vyrovnávaniu odchýlok ťažiska podobnú alebo rovnakú stratégiu charakterizovanú

odchýlkami na osi y a jednoznačne potrebujú väčšie rozpätie limít stability na zachovanie rovnováhy.

Mann et al. (2010, s. 361-366) vykonávali štúdiu opäť podobnú našej. Zúčastnenými boli ženy vo veku 18,5 až 22,8 rokov, v počte 20 probandov rovnomerne rozdelených do skupín. Vo výskumnej skupine zúčastnené trpeli chronickými nešpecifickými LBP. Experiment pozostával z merania posturálnej stability v bipedálnom stoji s otvorenými a zatvorenými očami, každý test bol vykonávaný trikrát s trvaním 30 s. U oboch skupín došlo k zhoršeniu parametrov COP pri vylúčení zraku voči stoji s otvorenými očami. Pri porovnaní skupín v stoji s otvorenými očami nebol zistený štatisticky významný rozdiel. Avšak v stoji so zatvorenými očami zistili štatisticky významné výsledky medzi skupinami v prospech kontrolnej skupiny, ktorá mala lepšie výsledky. Rovnako ako autori tejto štúdie predpokladáme, že LPB znižuje propioceptívnu kapacitu, čo môže viesť k zvýšeným nárokom na vizuálny systém pri interakcii s náročnejšími podmienkami prostredia.

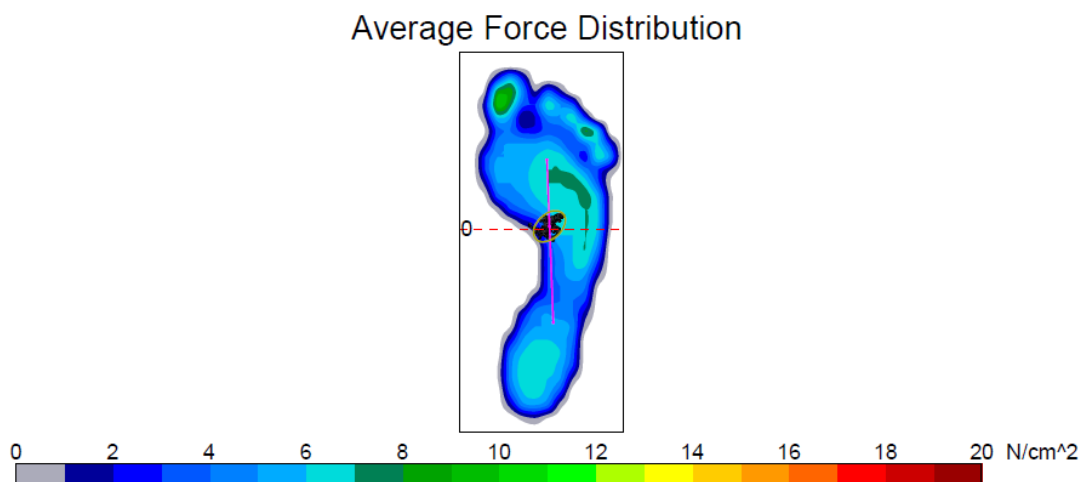
### **5.3 Diskusia k hypotéze H<sub>03</sub>**

Cieľom tejto hypotézy bolo zhodnotenie vplyvu chronickej low back pain na jednotlivé parametre stoja na dominantnej DK u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta. Štatistické testovanie potvrdilo alternatívnu hypotézu v jednom z testovaných parametrov (Standard Deviation Y).

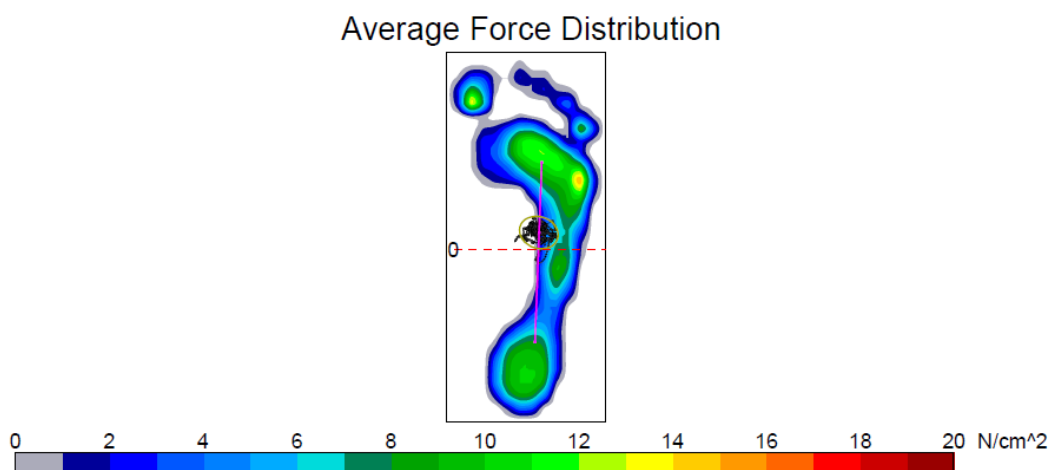
Unilaterálny stoj na dominantnej končatine jednoznačne kladie vyššie nároky na udržiavanie rovnováhy v porovnaní so stojom bilaterálnym. Preto sme prirodzene očakávali zmeny parametrov COP. Číselné výsledky nám naše očakávania potvrdili, pretože hodnota p bola pri tejto testovej situácii takmer u všetkých parametrov (okrem Standard deviation X) najbližšie k štatisticky významnej hladine významnosti  $p=0,05$  a dokonca u Standard deviation Y, klesla aj pod túto stanovenú hodnotu ( $p=0,03$ ). Je to jediný štatisticky významný výsledok v rámci nášho výskumu. Charakterizuje anterio-posteriórne odchýlky, ktoré boli u výskumnej skupiny 24,98 mm a u kontrolnej 13,25 mm. S rozdielom hodnôt 11,73 mm je to značne prínosný výsledok a len potvrdzuje vyššie spomínané tvrdenie, že jedinci s LBP potrebujú na udržanie stability tela väčšie odchýlky na osi y. Pri ťažších podmienkach unilaterálneho stoja sa podľa očakávaní tieto odchýlky výrazne zvýšili a aj preto môžeme zamietnuť nulovú hypotézu v prospech alternatívnej a teda platí, že, medzi mladými dospelými s LBP a bez bolestí existuje rozdiel v parametroch COP (Standard deviation Y) v stoji na dominantnej DK.

V štúdiu od autorov Mok, Brauer a Hodges (2004, s. 107-112) bola porovnávaná posturálna stabilita u probandov s chronickou LBP (n=24) a zdravých probandov kontrolnej skupiny (n=24). Testovali bilaterálny stoj s rôznou šírkou bázy a unilaterálny stoj na dominantnej končatine, obidve situácie s otvorenými a zatvorenými očami. Bilaterálny stoj museli probandi udržať 70 s a unilaterálny 30 s, ak to zvládli bol im zarátaný úspešný pokus. Počítal sa počet úspešných pokusov a zaznamenával sa pohyb COP. Čo sa týka prvého hodnoteného kritéria, medzi skupinami bol signifikantný rozdiel zaznamenaný len v počte pokusov v bilaterálnom stoji v prospech kontrolnej skupiny. Pri unilaterálnom stoji nebol preukázaný štatisticky významný rozdiel aj napriek väčšiemu počtu zvládnutých pokusov v kontrolnej skupine bez LBP. V anterioposteriorných odchýlkach COP sa skupiny štatisticky významne nelíšili, no zužovanie bázy prispelo k zvýšeniu hodnôt odchýlok u oboch skupín. Zužovanie bázy môžeme v našom prípade chápať určite ako prechod z bipedálneho do unilaterálneho stoja na dominantnej končatine. Myslíme si, že štúdia týchto autorov teda prispieva k našim domnienkam ohľadom zhoršovania posturálnej stability v stoji na jednej DK a potvrdzuje vyvrátenie nulovej hypotézy týkajúcej sa pohybu ťažiska v predozadnom smere.

Da Silva et al. (2016, s. 1251–1257) zamerali svoj výskum na unilaterálny stoj u dvadsiatich jedincov s nešpecifickými chronickými LBP a dvadsiatich zdravých. Všetci zúčastnení boli muži a ich úlohou bolo vykonať 3 krát stoj na jednej DK počas 30 sekúnd s otvorenými očami. Sledovanými parametrami COP boli: 95% confidence ellipse ( $\text{mm}^2$ ), priemerná rýchlosť odchýlok ( $\text{cm/s}$ ) a priemerná frekvencia (Hz) anterioposteriorných a mediolaterálnych odchýlok. Štatisticky významné výsledky v porovnaní skupín boli preukázané pre nasledujúce parametre: 95% confidence ellipse ( $p=0.041$ ), priemernú rýchlosť odchýlok v anterioposteriornom smere ( $p=0.031$ ) a mediolaterálnom smere ( $p=0.043$ ) a priemernú frekvenciu v anterioposteriornom smere ( $p=0.047$ ). Všetky vymenované parametre boli teda porovnateľne nižšie u zdravých, než u jednotlivcov trpiacich chronickými LBP, čo v tomto prípade znamená jednoznačne horšiu stabilitu v stoji na jednej DK u probandov s LBP. Ďalej si môžeme všimnúť, že najnižšia hodnota  $p$ , teda najväčší rozdiel hodnôt medzi skupinami bol v priemernej rýchlosti odchýlok v anterioposteriornom smere ( $p=0.031$ ), čo opäť potvrdzuje našu hypotézu tvrdiacu, že jednotlivci s LBP vykazujú nielen celkovo horšiu posturálnu stabilitu, ale aj výrazne väčšie odchýlky na osi Y voči zdravým jednotlivcom. Pre príklad uvádzame rozloženie zaťaženia a polohu COP u probanda bez LBP (viď obr.č.6, str. 64) a s LBP (viď obrázok č.7, str.64).



**Obrázok 4 Ukážka COP Path length u probanda bez LBP**



**Obrázok 5 Ukážka COP Path length u probanda s LBP**

Avšak okrem štatisticky významného parametra Standard deviation  $Y$ , aj Path Length bolo veľmi blízko hodnote  $p=0,05$ , s priemernými hodnotami vo výskumnej skupine 423,39 mm a v kontrolnej 336,04 mm. To znamená, že celková trajektória COP počas stoja na dominantnej DK bola u probandov s LBP priemerne o 87,35 mm väčšia ako u probandov bez LBP. To znamená, že mladí dospelí LBP majú pri zvýšených nárokoch na stabilitu zjavne väčšie množstvo odchýlok s väčším rozsahom ako zdraví mladí dospelí.

Sung a Danial (2017, s. 518-527) zahrnuli do výskumu 29 zdravých jedincov a 31 jedincov s LBP. Testovaní vykonávali tzv. One leg standing test – stoj na ľubovoľnej DK s očakávanou dobou trvania 25 sekúnd. Zaznamenávali relatívny kinematický index (pomer zvládnutého trvania a očakávaného trvania pokusu). Kontrolná skupina bola schopná udržať unilaterálny stoj dlhšie so štatisticky významným rozdielom voči experimentálnej skupine. Aj v našom výskume boli probandi, ktorí potrebovali viac pokusov na zvládnutie a adaptáciu na náročnejšie podmienky stoja na jednej DK počas dvadsiatich sekúnd.

Štúdiá autorov da Silva et al. (2018, s. 1294-1300) porovnávala balans probandov s chronickou LBP (n=10) a bez nej (n=10) pomocou 5 vykonávaných úloh: bipedálny stoj s otvorenými očami a s vylúčením zraku (60 s), tandemový stoj s otvorenými očami a s vylúčením zraku (60 s) a stoj na jednej DK s otvorenými očami (30 s). U probandov s LBP boli zaznamenané signifikantne vyššie hodnoty parametrov COP než u zdravých probandov vo všetkých testových situáciách a testy so zúžením opornej bázy (tandemový stoj, stoj na 1 DK) mali väčšiu senzitivitu, čo sa týka identifikácie porúch posturálnej stability u experimentálnej skupiny. Opäť nám tieto výsledky teda potvrdzujú fakt, že pri zmenšovaní opornej bázy dochádza u osôb s LBP k väčším problémom udržať stabilnú pozíciu, než u zdravých jedincov.

#### **5.4 Diskusia k hypotéze H<sub>04</sub>**

Cieľom tejto hypotézy bolo zhodnotenie vplyvu chronickej low back pain na jednotlivé parametre stoja na dominantnej DK s vylúčením zraku u mladých dospelých s bolesťami a bez bolestí chrbta. Štatistické testovanie nepotvrdilo alternatívnu hypotézu ani v jednom z testovaných parametrov (Path length, Average velocity, Standard deviation X, Standard Deviation Y).

V našom výskume sme vytvorili sekvenciu testov, ktorých poradie bolo určené tak, aby sa postupne zvyšovala náročnosť testu. Túto testovú situáciu sme považovali za najnáročnejšiu a potvrdzujú to aj výsledky meraní, pretože hodnoty parametrov siahajú najvyššie. Sú značne zvýšené oproti najjednoduchšej situácii a teda bipedálnemu stoju s otvorenými očami. V porovnaní s predošlou situáciou sú to takmer trojnásobné hodnoty. Je teda jednoznačné, že zúženie bázy v kombinácii s vylúčením zraku robilo problémy ako zdravým, tak aj probandom s LBP. Rovnako hodnoty p klesli v porovnaní s bipedálnym stojom, hlavne v prípade Path length ( $p=0,18$ ) a Standard deviation Y ( $p=0,09$ ). Opäť môžeme vidieť podobnosť hodnôt p u rovnakých parametrov ako pri predošlej testovej situácii unilaterálneho stoja s otvorenými očami. Aj napriek tomu, že žiaden s parametrov sa štatisticky signifikatne nelíšil, v porovnaní číselných hodnôt vidíme značné zvýšenie parametrov na strane výskumnej skupiny. Parameter Path length tu dosiahol najvyššie hodnoty zo všetkých situácií – u výskumnej skupiny 1116,86 mm a kontrolnej 925,2 mm a parameter Standard deviation Y u výskumnej skupiny 21,79 mm a kontrolnej 11,87 mm. Znova sa teda potvrdzuje, že jednotlivci s LBP vyrovnávajú stabilitu väčšími odchýlkami COP ako zdraví jednotlivci. Veľmi blízko hladine štatistickej významnosti  $p=0,05$  bol opäť posledný parameter Standard deviation Y, kde bola jeho hodnota takmer dvojnásobne vyššia ako u zdravých mladých dospelých. Opäť teda platí už vyššie spomínaná skutočnosť a to, že probandi s LBP vykazujú výrazne vyššie odchýlky v predozadnom smere oproti svojim zdravým protivníkom.



Mok, Brauer a Hodges (2004, s. 107-112) vo vyššie spomínanej štúdií bilaterálneho aj unilaterálneho stoja s otvorenými a zatvorenými očami okrem iného zistili, že u probandov s LBP bolo redukované používanie bedrovej posturálnej stratégie so zvyšovaním nárokov na vizuálny systém. Rovnako pri analýze pohybu COP sa ukázalo, že títo probandi nie sú schopní iniciovať a dostatočne kontrolovať bedrovú stratégiu. Autori sa držia tvrdenia, že zatiaľ čo členková stratégia je adekvátna pre udržanie vzpriameného stoja na rovnom povrchu, na vyrovnávanie rovnovážnych odchýlok pri zúžení bázy a pri náhlych pohyboch povrchu je vyžadovaná bedrová stratégia. Redukcia používania bedrovej stratégie môže byť spôsobená znížením rozsahu pohybu v lumbálnej chrbtici a bedrovom kĺbe ako výsledok zníženej aktivity lumbopelvických svalov. Mnoho štúdií potvrdzuje fakt, že pacienti s LBP majú zníženú aktivitu svalov trupu.

Dôkazom je napr. štúdia kanadských vedcov Masse'-Alarie et al. (2012, s. 99-109), ktorá skúmala 13 probandov s LBP a 9 zdravých a ich trupovú svalovú aktivitu. Konkrétne sledovali m. transversus abdominis a m. obliquus internus abdominis pomocou EMG metódy. Probandi vykonali 10 krát maximálnu flexiu v ramennom kĺbe pri pokojnom bipedálnom stoji. Výsledky ukázali, že probandi s LBP v porovnaní so zdravými mali oneskorenú aktiváciu jednotlivých svalov, chýbala správna koaktivácia svalstva a adekvátny timing.

Pre ucelenie myšlienky je potrebné sa vrátiť k predošlej štúdií od Mok, Brauer a Hodges (2004, s. 107-112), ktorá spomína, že jednotlivci s LBP nie sú schopní používať adekvátne bedrovú stratégiu. V tejto ale aj mnohých iných štúdiách je spomínané, že pacienti s LBP majú zmenený propioceptívny feedback z trupu a hlavne lumbálnej chrbtice. Ak je propiocepcia znížená, CNS sa viac spolieha na vizuálny systém. Pri členkovej stratégii je menej vyžadovaný pohyb hlavy, čo môže byť pre probandov s LBP výhodné, keď môžu pri otvorených očiach fixovať zrak na jedno miesto a tým zvýšiť svoju stabilitu. Ak však nie je dostupná zraková informácia, uskutočnenie bedrovej stratégie a udržanie ťažiska v rozmedzí opornej bázy je závislé na presnom aferentom vstupe z lumbálnej oblasti. Keďže je propioceptívny vstup z tejto oblasti zmenený a redukovaný u ľudí s LBP, je pravdepodobné, že sa budú výberu bedrovej stratégie vyhýbať, pretože ju nebudú schopní adekvátne ovládať, hlavne pri vylúčení zraku. Rovnako autori tejto štúdie zistili, že pri vylúčení zraku a zúžení bázy došlo k výraznému zhoršeniu parametrov COP u probandov s LBP oproti kontrolnej skupine zdravých, čo súhlasí aj s našimi nameranými hodnotami v tejto testovej situácii.

Čo je však zaujímavé, je, že rovnako ako v predošlej testovej situácii bola hodnota Standard deviation X vyššia u kontrolnej skupiny o 14,06 mm aj v aktuálnej situácii s vylúčením zraku sme

pozorovali rovnaký fenomén s rozdielom 22,88 mm. To znamená, že rovnako ako pri bipedálnom stoji s otvorenými očami aj pri oboch prípadoch unilaterálneho stoja mali zdraví probandi vyššie odchýlky COP na osi x. Kvôli vyššie spomínaným skutočnostiam je pravdepodobné, že zdraví probandi používali bedrovú stratégiu a probandi s LBP prevažne členkovú stratégiu. Bedrová stratégia ponúka väčší rozsah pohybu panvy v mediolaterálnom smere ako stratégia členková. Preto mohlo dochádzať k výraznejším odchýlkam ťažiska na osi x u zdravých ako u probandov s LBP, ktorí sa skôr spoliehali na ventrálny náklon.

## 5.5 Diskusia k hypotéze H<sub>05</sub>

Cieľom tejto hypotézy bolo zhodnotenie vplyvu chronickej low back pain na jednotlivé parametre bilaterálneho stoja na molitanovej podložke u mladých dospelých s bolesťami a bez bolesti chrbta. Štatistické testovanie nepotvrdilo alternatívnu hypotézu ani v jednom z testovaných parametrov (Path length, Average velocity, Standard deviation X, Standard Deviation Y).

Stoj na nestabilnej podložke, v našom prípade penovej, kladie opäť vyššie nároky na stabilitu ako stoj na pevnom povrchu. Zároveň dochádza k zmene propioceptívnych signálov z plošky a členkového kĺbu, na ktoré sa tým pádom CNS nemôže úplne spoľahnúť a preto hľadá iné propioceptívne signály pre kontrolu postúry. Náročnosť stoja na nestabilnom povrchu potvrdil aj výrazný nárast číselných hodnôt parametrov v porovnaní s prvou testovou situáciou. Ak sa však pozrieme na porovnanie skupín, výrazné rozdiely nevidíme. Jedine v Average velocity ( $p=0,07$ ) je p veľmi blízko hodnote štatistickej významnosti 0,05. Rozdiel medzi skupinami činí 15,5 mm/s, čo je však zaujímavé, vyššia hodnota (58,39 mm/s) je pripisovaná kontrolnej skupine. Môže to byť spôsobené tým, že pri stoji na nestabilnej podložke sa posturálny systém snaží čo najefektívnejšie a najrýchlejšie vyrovnávať odchýlky stability. Je teda možné, že zdraví probandi boli schopní rýchlejšej reakčnej doby a rýchlejších posturálnych odpovedí na odchýlky stabilného stoja ako probandi výskumnej skupiny. Čo sa týka ostatných parametrov, ich priemerné hodnoty boli v oboch skupinách veľmi podobné a v dôsledku toho sa aj hladina  $p$  úmerne zvyšovala.

Salavati et al. (2009, s. 1415–1421) porovnávali hlavný efekt typu povrchu a vykonávania kognitívnej úlohy na parametre posturálnej stability. Testové situácie boli vykonávané v poradí: stoj na pevnom povrchu s otvorenými očami, stoj na pevnom povrchu so zatvorenými očami, stoj na penovej podložke so zatvorenými očami. Najprv boli tieto situácie vykonané v pokoji, potom bola pridaná kognitívna pamäťová úloha. Vplyv vykonávania kognitívnej úlohy na posturálnu stabilitu nebol preukázaný ako štatisticky významný v oboch skupinách. Odchýlky stability sa ale zvyšovali pri náročnejších podmienkach v zmysle vylúčenia zraku a zmeny stability podložky.

Johanson et al. (2011, s. 2152-2159) získali pre svoju štúdiu 16 probandov s LBP a 16 kontrolných probandov vo vekovom rozmedzí 18-33 rokov. Pre hodnotenie vážnosti LBP používali tiež Oswestry Disability Index. Pomocou tenzometrickej plošiny testovali bipedálny stoj na pevnom povrchu a potom na penovej podložke. Proband mal vždy zakryté oči. Najprv pre obidva typy podložky zaznamenali normálny prirodzený stoj, potom simulovali predĺženie svalu pomocou bilaterálneho vibračného stimulu na m. triceps surae a m. multifidus lumborum. V stoji na nestabilnej podložke sa signifikantne zvýšili parametre COP u probandov s LBP oproti stoji na pevnom povrchu, u zdravých bolo porovnanie týchto situácií bez štatisticky významného rozdielu. Tiež popísali u jednotlivcov s LBP výraznejšie používanie členkovej stratégie, ako je spomínané aj v predošlých štúdiách.

Štúdia, ktorá sa zamerala na mladé profesionálne gymnastky (Harringe et al., 2008, s. 38-45) skúmala vplyv LBP a zranenia DK na parametre COP. Zúčastnilo sa jej 57 dievčat, rozdelených do štyroch skupín: zdravé (n=18), s LBP (n=11), po zranení DK (n=17) a po mnohonásobných zraneniach (n=11). COP odchýlky boli merané pomocou tenzometrickej plošiny počas 120 a 60 sekúnd bipedálneho stoja v nasledujúcich situáciách: pevný povrch/ otvorené oči, pevný povrch/ zatvorené oči, penová podložka/ otvorené oči, pevná podložka/ zatvorené oči. V porovnaní jednotlivých testových situácií došlo k jednoznačnému zvýšeniu odchýlok COP vo všetkých skupinách len v stoji na penovej podložke so zatvorenými očami. Rovnako v tomto prípade mali probandi s LBP o 49% väčšiu plochu odchýlok COP než gymnastky po zranení DK. V prvých troch testoch však neboli žiadne štatisticky významné rozdiely medzi jednotlivými skupinami. Rovnako ako v našom meraní sa nepotvrdili rozdiely posturálnej stability medzi skupinami v stoji na penovej podložke s otvorenými očami. Podľa tejto štúdie je možné, že keby sme vykonávali radšej rovnaký test s vylúčením zraku, bola by väčšia šanca získania štatisticky významných výsledkov.

Štúdia, ktorej sa zúčastnilo 21 probandov s LBP a 24 zdravých probandov (Brumagne et al., 2008b, s. 1177–1184) s priemerným vekom 24,6 rokov skúmala vplyv rôznych typov povrchu (pevný a nestabilný penový) na posturálnu stabilitu. Na oboch typoch povrchu bol najprv vykonaný bipedálny stoj s otvorenými očami, s vylúčením zraku a nasledujúce tri situácie všetky so zatvorenými očami: balistická bilaterálna abdukcia ramenného kĺbu, bilaterálny vibračný stimul na m. triceps surae, bilaterálny vibračný stimul na m. multifidus lumborum a bilaterálny vibračný stimul na m. tibialis anterior. Všetky testy trvali 60 sekúnd. Pri pokojnom bipedálnom stoji na pevnom povrchu neboli zistené žiadne štatisticky významné rozdiely medzi skupinami. Avšak pri stoji na nestabilnom penovom povrchu a vylúčení zraku osoby s LBP vykazovali signifikantne väčšie odchýlky COP než zdraví. Autori ďalej vyzdvihujú fakt, že mladí dospelí trpiaci LPB

pravdepodobne preferujú rovnaký typ posturálnej stratégie v rôznych situáciách, aj v tých, kedy to nie je úplne vhodné (napr. stoj na nestabilnom povrchu). Ako je spomínané už vo vyšších kapitolách diskusie, zdá sa, že osoby s LBP používajú radšej členkovú stratégiu, ktorá je však vhodná pri stoji na pevnom rovnom povrchu. Pri nestabilnom povrchu nie je efektívna tak, ako iné typy posturálnych stratégií.

Claeys et al. (2011, s. 115–123) skúmali 106 probandov s nešpecifickými LBP a 50 probandov bez bolestí identickými testovými situáciami ako v predošlej štúdií od Johansona et al. Zistili, že výskumná skupina mala štatisticky významne vyššie odchýlky COP v porovnaní so zdravými v stoji na penovej podložke. Je potrebné pripomenúť, že testovaní mali počas všetkých testov zakryté oči. Myslíme si, že to bolo hlavným faktorom, ktorý vo vymenovaných štúdiách prispel k štatisticky významným výsledkom. Je zjavné, že vizuálna informácia poskytuje jednotlivcom s LBP veľmi dôležitý zdroj informácií, ak dôjde k zvýšeniu nárokov na iný z troch systémov zabezpečujúcich stabilitu, v tomto prípade na proprioceptívne aferenté signály.

## 5.6 Limity štúdie

K limitom tejto diplomovej práce môžeme zaradiť malý počet probandov, ktorých bolo v každej skupine len 10. Bolo by určite prínosné ak by sa štúdie mohli zúčastniť viacerí testujúci a tým pádom by bolo možné vyšetriť väčší počet ľudí. Predpokladáme, že s viacerými testovanými by sme získali ucelenejšie výsledky s väčšou výpovednou hodnotou.

Už pred vykonávaním výskumu sme si samozrejme prezreli viacero štúdií, čo sa týka dĺžky trvania jedného pokusu. Ako najoptimálnejšie časy sa javili 20 a 30 sekúnd, pričom vyšší čas mal vždy lepšie výsledky. Pri konečnom spracovaní diskusie, sme však našli mnoho štúdií, kde autori používali omnoho dlhšie trvanie pokusu – 60 s, 120 s a viac. Pri testovaní mali však mnohí probandi veľký problém vykonať niektoré náročnejšie posturálne situácie už po stanovenú dobu dvadsiatich sekúnd, preto si nevieme predstaviť dlhšie trvanie pokusov. Navyše svoju úlohu počas testovania, ktoré trvá niekoľko desiatok minút určite zohrá aj únava a preto vyššie trvanie bolo z nášho pohľadu nepredstaviteľné.

Pri spracovaní diskusie k poslednej hypotéze týkajúcej sa stoji na nestabilnej podložke, sme si všimli, že štúdie, kde bol zaradený aj stoj so zatvorenými očami na nestabilnej podložke mali štatisticky významné výsledky. Opäť sa však počas výskumu niektorým testovaným tento stoj so zatvorenými očami zdal priveľmi náročný a preto sme ho do výskumu nezaradili. Domnievame sa, že aj my sme mohli získať štatisticky významné výsledky a teda táto situácia by bola prínosnejšia, možno s kratšou dobou trvania.

## 5.7 Prínos pre prax

Výsledky tejto práce nám ponúkajú prehľad posturálneho chovania u mladých dospelých s chronickou LBP.

Aj napriek veľkému množstvu štatisticky významných výsledkov, sme pri porovnaní s ostatnými štúdiami prišli na určité podobné znaky posturálneho chovania. Ľudia s LBP majú podľa viacerých štúdií zníženú aktivitu a efektivitu trupového a hlavne lumbopelvického svalstva. Z tohto dôvodu nie sú schopní dostatočne ovládať bedrovú posturálnu stratégiu, ktorú zdraví jedinci používajú pri náročnejších podmienkach stoja. Spoliehajú sa preto na členkovú stratégiu, ktorá ale nie je dostatočná pre účinné vyrovnávanie odchýlok ťažiska. Preto by bolo vhodné u týchto pacientov pracovať s aktivitou trupového svalstva, prepojenia svalových reťazcov k lepšej kontrole panvy, trupu a bedrových kĺbov.

Rovnako sme zistili, že osoby s LBP majú tendenciu pri náročnejších rovnovážnych úlohách spoliehať sa na zrakovú informáciu viac ako zdraví a pri zúžení bázy alebo vylúčení zraku, dochádza k výraznejším anteroposteriornym odchýlkam ťažiska. Pacienti s LBP teda potrebujú zaujať širšiu opornú bázu pre zachovanie stability.

## Záver

Hlavným cieľom tejto diplomovej práce bolo zhodnotenie vplyvu chronických bolestí chrbta (low back pain) na parametre posturálnej stability u mladých dospelých. Tento vplyv bol porovnávaný so skupinou zdravých v rovnakom vekovom rozmedzí. Meranie bolo vykonávané vo Fakultnej nemocnici Olomouc.

Výskumná časť bola zameraná na meranie posturálnej stability stoja s postupne sa zvyšujúcou náročnosťou. V oboch prípadoch bipedálneho stoja, bez ohľadu na prítomnosť vizuálnych vnemov sa vo vybraných parametroch skupiny výrazne nelíšili. Keďže sa predpokladá, že práve propioceptívny feedback je patologicky zmenený u ľudí s chronickými LBP, pri testoch s vylúčením zraku sme očakávali najväčšiu pravdepodobnosť štatisticky významných výsledkov. Mierne rozdiely sme mohli pozorovať len v parametri týkajúceho sa anterioposteriorných odchýlok, ktorý mal vyššie hodnoty vo výskumnej skupine.

Značné rozdiely sme si však mohli všimnúť pri zúžení bázy. Testovanie unilaterálneho stoja s otvorenými očami zaznamenalo štatisticky významne vyššie hodnoty anteroposteriorných odchýlok vo výskumnej skupine. Pri vylúčení zraku sa táto hodnota tiež priblížila veľmi blízko k hladine štatistickej významnosti v rovnakom parametri. Aj v ostatných troch meraných parametroch boli prítomné zreteľné rozdiely v prospech výskumnej skupiny.

V súhrne výsledkov teda predpokladáme, že jednotlivci s LBP oveľa horšie zvládajú náročnejšie posturálne situácie oproti zdravým mladým dospelým. Z výskumu môžeme potvrdiť, že k limitujúcim faktorom posturálnej stability jedincov s chronickými bolesťami patrí eliminácia opornej bázy, napr. pri unilaterálnom stoji a vylúčení zraku, ktoré značne ovplyvňujú ich rovnováhu. Práve keď sa spojili tieto náročné podmienky, došlo k výraznému niekoľkonásobnému rastu hodnôt oproti situácii s otvorenými očami. Keďže je u týchto ľudí znížená propioceptívna kapacita, hlavne v oblasti trupového svalstva a predovšetkým lumbálnej chrbtice, viac sa spoliehajú pri udržiavaní stability na vizuálny systém a ich stabilita sa značne zhoršuje pri vylúčení zraku.

Na túto tému sa vyskytuje dostatočný počet štúdií, no ich výsledky sú niekedy rozporuplné, preto sa vynárajú ďalšie otázky ohľadom danej problematiky. V ďalších výskumoch by bolo vhodné vynechať testovanie bipedálneho stoja, ktorý nepriniesol žiadane výsledky vo viacerých štúdiách a zamerať sa na testy stoja o užšej báze v rôznych variantách, vždy s porovnaním situácie s otvorenými očami a vylúčením zraku a tiež pridať stoj na nestabilnej podložke s vylúčením zraku.

## Referečný zoznam

- BECKER, H.D. 2005. *Chirurgická onkologie*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0720-9.
- BOWDEN, R.E.M. et al. 2013. *Neuromuscular junction*. Berlin: Springer Verlag. ISBN 978-3-642-45478-3.
- BRUMAGNE, S., CORDO, P., VERSCHUEREN, S. 2004. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neuroscience Letters* [online]. 366(1), 63-66 [cit. 2018-10-12]. DOI: 10.1016/j.neulet.2004.05.013. ISSN 0304-3940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394004005828>.
- BRUMAGNE, S., JANSSENS, L., JANSSENS, E., GODDYN, L. 2008. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. *Gait & Posture* [online]. 28(4), 657-662 [cit. 2018-11-03]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.015. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636208001100>.
- BRUMAGNE, S., JANSSENS, L., KNAPEN, S., CLAEYS, K., SUUDEN-JOHANSON, E. 2008. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *European Spine Journal* [online]. 17(9), 1177-1184 [cit. 30-04-2018]. DOI: 10.1007/s00586-008-0709-7. ISSN 0940-6719. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-008-0709-7>.
- CHAITOW, L. 2008. *Naturopathic Physical Medicine: Theory and Practice for Manual Therapists and Naturopaths*. Amsterdam: Elsevier. ISBN 0443103909.
- CHAITOW, L. 2013. *Muscle Energy Techniques (4th ed.)*. Amsterdam: Elsevier. ISBN 0702059625.
- CLAEYS, K., BRUMAGNE, S., DANKAERTS, W., KIERS, H., JANSSENS, L. 2011. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 111(1), 115-123 [cit. 2019-05-02]. DOI: 10.1007/s00421-010-1637-x. ISSN 1439-6319. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-010-1637-x>.
- COTE, J. N., HOEGER-BEMENT, M. K. 2010. Update on the Relation Between Pain and Movement: Consequences for Clinical Practice. *The Clinical Journal of Pain* [online]. 26(9), 754-762 [cit. 2019-02-27]. DOI: 10.1097/AJP.0b013e3181e0174f. ISSN 0749-8047. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00002508-201011000-00004>.

- DA SILVA, R.A., VIEIRA, E.R., CARVALHO, C.E., OLIVEIRA, M.R., AMORIM, C.F., NETO, E.N. 2016. Age related differences on low back pain and postural control during one leg stance: a case-control study. *European Spine Journal* [online]. 25 (4), 1251–1257 [cit. 2018-05-01]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26428907>.
- DA SILVA, R.A., VIEIRA, E.R., FERNANDES, K.B.P., ANDRAUS, R.A., OLIVEIRA, M.R., STURION, L.A., CALDERON, M.G. 2018. People with chronic low back pain have poorer balance than controls in challenging tasks. *Disability and Rehabilitation* [online]. 40(11), 1294-1300 [cit. 2019-05-02]. DOI: 10.1080/09638288.2017.1294627. ISSN 0963-8288. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638288.2017.1294627>.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Kineziologie – Základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-324-0.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-3240-4.
- DYLEVSKÝ, I. 2011. *Základy funkční anatomie*. Poznání. ISBN 978-80-87419-06-9.
- EBNEZAR, J. 2012. *Low back pain*. Daryaganj: Jaypee Brothers Medical Publishers. ISBN 978-93-5025-644-2.
- FORTIN, C., FELDMAN, D.E., TANAKA, C., HOUDE, M., LABELLE, H. 2012. Inter-rater reliability of the evaluation of muscular chains associated with posture alterations in scoliosis. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 13 (80), 1-9 [cit. 2018-10-13]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3487929/pdf/1471-2474-13-80.pdf>.
- FREEMAN, M., WOODHAM, M., WOODHAM A. 2010. The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: a review. *PM&R – The journal of injury, function and rehabilitation* [online]. 2(2), 142-146 [cit. 2018-10-14]. ISSN 1934-1482. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20193941>.
- GRIENSVEN, H., STRONG, J., UNRUH, M.A. 2013. *Pain E-Book: A Textbook for Therapists*. Amsterdam: Elsevier. ISBN 978-0-702-05924-7.
- GUITERREZ, M.A. 2013. *Understanding Low Back Pain: Breakthroughs and New Advances in the Diagnosis and Treatment of Low Back Pain*. Indiana: iUniverse. ISBN 978-0-595-34117-7.
- GUTMAN, S.A. 2017. *Neuroscience (3rd ed.)*. Thorofare: SLACK Incorporated. ISBN 978-1-63091-152-2.



GÚTH, A. et al. 2004. *Liečebné metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth. ISBN 80-88932-16-5.

HAMILTON, N., WEIMAR, W., LUTTGENS, K. 2012. *Kinesiology: Scientific basis of human motion (12th ed.)*. New York: McGraw-Hill. ISBN 978-007-108643-1.

HANCOCK, M.J., MAHER, G., LATIMER, J., SPINDLER, M.F., MCAULEY, J.H., LASLETT, M., BOGDUK, N. 2007. Systematic review of tests to identify the disc, SIJ or facet joint as the source of low back pain. *European spine journal* [online]. 16, 1539–1550 [cit. 2018-10-14]. ISSN 1432-0932. Dostupné z : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2078309/>.

HARRINGE, M.L., HALVORSEN, K., RENSTRÖM, P., WERNER, S. 2008. Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. *Gait & Posture* [online]. 28(1), 38-45 [cit. 2019-05-02]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.09.011. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636207002536>.

HENRY, S. M., HITT, J. R., JONES, S. L., BUNN, J. Y. 2006. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics Journal* [online]. 21(9), 881-892 [cit. 06-05-2018]. ISSN 1884-5274. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16806618>.

JOHANSON, E., BRUMAGNE, S., JANSSENS, L., PIJNENBURG, M., CLAEYS, K., PÄÄSUKE, M. 2011. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *European Spine Journal* [online]. 20(12), 2152-2159 [cit. 2019-05-02]. DOI: 10.1007/s00586-011-1825-3. ISSN 0940-6719. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-011-1825-3>.

KEJONEN, P. 2002. *Body movements during postural stabilization - Measurements with a motion analysis system*. Oulu: Oulu University Press. ISBN 951-42-6793-1.

KIRTLEY, Ch. 2006. *Clinical Gait Analysis – Theory and Practice*. Amsterdam: Elsevier ISBN 978-0-4431-0009-3.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi (1. vyd)*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc. ISBN 978-80-244-4266-2.

LATASH, M. 2008. *Neurophysiological basis of movement (2nd ed.)*. Ontario: Human kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LATASH, M., LESTIENNE, F. 2006. *Motor control and learning*. Springer Science + Business Media. ISBN 978-0-387-28287-9.

LEE, A.J.Y., LIN, W. 2008. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clinical Biomechanics* [online]. 23, 1065–1072, [cit. 2018-10-12]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003308001629>.

LIEBENSON, C. 2007. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0781729971.

LORD, R. S., MENZ, H.B. 2000. Visual Contributions to Postural Stability in Older Adults. *Gerontology* [online]. 46, 306–310, [cit. 2018-10-12]. ISSN 1423-0003. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/Pdf/22182>.

MACEDO, L., MAHER, Ch., LATIMER, J., MCAULEY, J.H. 2009. Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review. *Physical Therapy* [online]. 89(1), 9-25 [cit. 2018-10-14]. ISSN 1538-6724. Dostupné z : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19056854>.

MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. 2011. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-695-3.

MANN, L., KLEINPAUL, J.F., PEREIRA MORO, A.R., MOTA, C.B., CARPES, F.P. 2010. Effect of low back pain on postural stability in younger women: Influence of visual deprivation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 14(4), 361-366 [cit. 2019-05-06]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2009.06.007. ISSN 13608592. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859209000825>.

MASSÉ-ALARIE, H., FLAMAND, V.H., MOFFET, H., SCHNEIDER, C. 2012. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research* [online]. 218 (1), 99-109 [cit. 2018-05-01]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-012-3008-9>.

- MAZAHERI, M., COENEN, P., PARNIANPOUR, M., KIERS, H. , VAN DIEEN, J.H. 2013. Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: a systematic review. *Gait and Posture* [online]. 37(1), 12-22 [cit. 2019-04-25]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22796243>.
- MOK, N.W., BRAUER, S.G., HODGES, P.W. 2004. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. *Spine* [online]. 29 (6), 107–112 [cit. 2018-05-01]. ISSN 1528-1159. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15014284>.
- MOLNÁROVÁ, M. 2009. Postura – význam, diagnostika a poruchy. *Rehabilitácia*. 46 (4), 195-205. ISSN 0375-0922.
- NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. et al. 2005. *Medicínska biofyzika*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1152-4.
- OATIS, C.A. 2009. *Kinesiology – The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement (2nd ed.)*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-7422-2.
- OBŠILOVÁ, L., HAVLÍKOVÁ, M., BRADÁČ Z. 2016. Human Operator Neuromuscular Actuation System Model. *IFAC Papersonline* [online]. 49(25), 260 – 265 [cit. 2019-02-27]. DOI: 10.1016/j.ifacol.2016.12.044. ISSN 2405-8963. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405896316326805>.
- PAGE, P., CLARE, F., LARDNER, R. 2010. *Assesment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach*. Ontario : Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-7400-1.
- PALAŠČÁKOVÁ-ŠPRINGROVÁ, I. 2012. *Funkce – Diagnostika – Terapie hlbokého stabilizačného systému (2.vyd)*. Rehaspring. ISBN 978-80-260-1698-4.
- PALEČEK, T., LIPINA, R. 2004. Bolesti bederní páteře degenerativního původu – low back pain syndrom. *Medicína pro praxi* [online]. 2, 90-93 [cit. 2018-10-17]. ISSN 1803-5310. Dostupné z: <https://medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2004/02/10.pdf>.
- POPA, T., BONIFAZI, M., VOLPE, R.D., ROSSI, A., MAZZOCHIO, R. 2007. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Experimental Brain Research* [online]. 177 (3), 411-418 [cit. 2018-05-01]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-006-0683-4>.
- RADEBOLD, A., CHOLEWICKI, J., POLZHOFER, G.K., GREENE, H.S. 2001. Impaired Postural Control of the Lumbar Spine Is Associated With Delayed Muscle Response Times in

Patients With Chronic Idiopathic Low Back Pain. *Spine* [online]. 26 (7), 724-730 [cit. 2018-10-13]. ISSN 1528-1159. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11295888>.

RIEMANN, B.L., LEPHART, S.M. 2002. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training* [online]. 37(1), 80–84, [cit. 2018-10-12]. ISSN 1938-162X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164312/>.

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* [online]. 20(3), 358-368 [cit. 2019-04-25]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20721676>.

SALAVATI, M., MAZAHERI, M., NEGAHBAN, H., EBRAHIMI, I., JAFARI, A.H., KAZEMNEJAD, A., PARNIANPOUR, M. 2009. Effect of Dual-Tasking on Postural Control in Subjects With Nonspecific Low Back Pain. *Spine* [online]. 34(13), 1415-1421 [cit. 2019-05-02]. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181a3a917. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00007632-200906010-00015>.

SEIDL, Z. 2015. *Neurologie pro studium a praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5247-1.

SUNG, P.S., DANIAL, P. 2017. Analysis of relative kinematic index with normalized standing time between subjects with and without recurrent low back pain. *European Spine Journal* [online]. 26(2), 518-527 [cit. 2019-05-02]. DOI: 10.1007/s00586-016-4727-6. ISSN 0940-6719. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-016-4727-6>.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita terminologie a biomechanické principy (I. část). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9 (4), 115-121 [cit. 2018-10-12]. ISSN 1211-2658.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie (2. vyd)*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VOLPE, R., POPA, T., GINANNESCHI, F., SPIDALIERI, R., MAZZOCHIO, R., ROSSI, A. 2006. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture* [online]. 24, 349–355 [cit. 2018-10-13]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636205002286?via%3Dihub>.

## Zoznam skratiek

ADL	Activities of Daily Life
CNS	Centrálna nervová sústava
COG	Center of Gravity
COP	Center of Pressure
DK	Dolná končatina
DKK	Dolné končatiny
HSS	Hlboký stabilizačný systém
LBP	Low Back Pain
PNS	Periférny nervový systém
ROM	Range of Motion

## **Zoznam obrázkov**

- Obrázok 1      Technické parametre tenzometrických plošín od Zebris (Zebris®, 2016)
- Obrázok 2      Znázornenie parametrov stoja u zdravého probanda
- Obrázok 3      Znázornenie parametrov stoja u probanda s LBP
- Obrázok 4      Ukážka COP Path length u probanda bez LBP
- Obrázok 5      Ukážka COP Path length u probanda s LBP

## Zoznam grafov

- Graf 1 Krabicový graf závislosti Path length v prirodzenom stoji
- Graf 2 Krabicový graf závislosti Average velocity v prirodzenom stoji
- Graf 3 Krabicový graf závislosti Standard deviation X v prirodzenom stoji
- Graf 4 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v prirodzenom stoji
- Graf 5 Krabicový graf závislosti Path length v stoji s vylúčením zraku
- Graf 6 Krabicový graf závislosti Average velocity v stoji s vylúčením zraku
- Graf 7 Krabicový graf závislosti Standard deviation X v stoji s vylúčením zraku
- Graf 8 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji s vylúčením zraku
- Graf 9 Krabicový graf závislosti Path length v stoji na dominantnej DK
- Graf 10 Krabicový graf závislosti Average velocity v stoji na dominantnej DK
- Graf 11 Krabicový graf závislosti Standard deviation X v stoji na dominantnej DK
- Graf 12 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji na dominantnej DK
- Graf 13 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku
- Graf 14 Krabicový graf závislosti Average Velocity v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku
- Graf 15 Krabicový graf závislosti Standard deviation X v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku
- Graf 16 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji na dominantnej DK s vylúčením zraku
- Graf 17 Krabicový graf závislosti Path Length v stoji na oboch DKK na molitanovej podložke
- Graf 18 Krabicový graf závislosti Average Velocity v stoji na oboch DKK na molitanovej podložke
- Graf 19 Krabicový graf závislosti Standard deviation X v stoji na oboch DKK na molitanovej podložke
- Graf 20 Krabicový graf závislosti Standard deviation Y v stoji na oboch DKK na molitanovej podložke

## Zoznam tabuliek

Tabuľka 1	Základné charakteristiky výskumnej a kontrolnej skupiny
Tabuľka 2	Interpretácia skóre Oswestry low back pain disability questionnaire ( <a href="http://www.rehab.msu.edu">www.rehab.msu.edu</a> , p.2)
Tabuľka 3	Popis hodnotených údajov
Tabuľka 4	Výsledok dvojvýberového t-testu pre parameter Path lenght v normálnom stoji
Tabuľka 5	Základné popisné charakteristiky prirodzeného bipedálneho stoja u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolestí
Tabuľka 6	Základné popisné charakteristiky prirodzeného stoja s vylúčením zraku u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolestí
Tabuľka 7	Základné popisné charakteristiky stoja na dominantnej DK u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolestí
Tabuľka 8	Základné popisné charakteristiky stoja na dominantnej DK s vylúčením zraku u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolestí
Tabuľka 9	Základné popisné charakteristiky stoja na oboch DKK na molitanovej podložke u mladých dospelých s chronickými LBP a bez bolestí



## **Zoznam príloh**

Príloha č.1	Vzor Informovaného súhlasu
Príloha č.2	Vzor dotazníka „Revised Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire“
Príloha č.3	Vzor výstupného protokolu z prístroja Zebris FDM XS
Príloha č.4	Vzor Súhlasu Etickej komisie s výskumom

# Prílohy

## Príloha 1

### Vzor Informovaného súhlasu



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci ...

#### Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Charakteristiky posturální stability u mladých dospělých s chronickými bolestmi zad

Období realizace: akademický rok 2018/2019

Řešitelé projektu: Bc. Mária Štefaňáková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je měření posturální stability na mladých dospělých s chronickými bolestmi zad. Měření se provádí na tlakové plošině od společnosti Zebris a trvá přibližně 25 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika – zjistíte míru své posturální stability a rozložení váhy na chodidla v klidném stoji, potřebujete však jistou míru stability a svalové síly, abyste měření zvládli bez pádu. Pokud s účasti na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

#### **Prohlášení účastníka výzkumu**

Prohlašuji, že souhlasím s účasti na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitel/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 832 880  
www.fzv.upol.cz

podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a , že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_

Príloha 2

Vzor dotazníka Revised Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire

**Revised Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire**

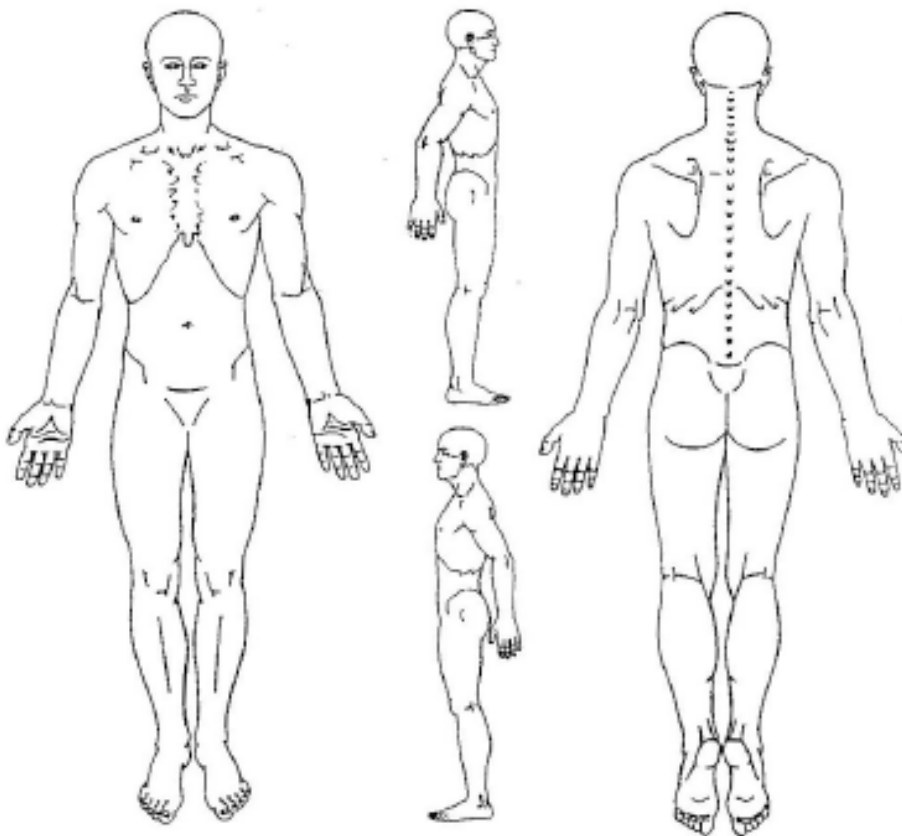
Age: \_\_\_\_\_ Date of Birth: \_\_\_\_\_ Occupation: \_\_\_\_\_

How long have you had low back pain? \_\_\_ years \_\_\_ months \_\_\_ weeks

Is this your first episode of low back pain? \_\_\_ yes \_\_\_ no

Use the letters below to indicate the type and location of your sensations right now.  
(Please remember to complete both sides of this form.)

A = Ache	B = Burning	N = Numbness
P = Pins and needles	S = Stabbing	O = Other



Over please

## Revised Oswestry Chronic Low Back Pain Disability Questionnaire

**Please Read:** This questionnaire is designed to enable us to understand how much your low back pain has affected your ability to manage your everyday activities. Please answer each section by circling the **ONE CHOICE** that most applies to you. We realize that you may feel that more than one statement may relate to you, but **PLEASE JUST CIRCLE THE ONE CHOICE WHICH MOST CLOSELY DESCRIBES YOUR PROBLEM RIGHT NOW.**

### Section 1 – Pain Intensity

0. The pain comes and goes and is very mild.
1. The pain is mild and does not vary much.
2. The pain comes and goes and is moderate.
3. The pain is moderate and does not vary much.
4. The pain comes and goes and is severe.
5. The pain is severe and does not vary much.

### Section 2 – Personal Care (Washing, Dressing, etc.)

0. I would not have to change my way of washing or dressing in order to avoid pain.
1. I do not normally change my way of washing or dressing even though it causes some pain.
2. Washing and dressing increase the pain, but I manage not to change my way of doing it.
3. Washing and dressing increases the pain and I find it necessary to change my way of doing it.
4. Because of the pain, I am unable to do some washing and dressing without help.
5. Because of the pain, I am unable to do any washing or dressing without help.

### Section 3 – Lifting

0. I can lift heavy weights without extra pain.
1. I can lift heavy weights but it gives extra pain.
2. Pain prevents me lifting heavy weights off the floor, but I manage if they are conveniently positioned, e.g., on a table.
3. Pain prevents me lifting heavy weights, but I can manage light to medium weights if they are conveniently positioned.
4. I can lift very light weights.
5. I cannot lift or carry anything at all.

### Section 4 – Walking

0. Pain does not prevent me from walking any distance.
1. Pain prevents me from walking more than one mile.
2. Pain prevents me from walking more than 1/2 mile.
3. Pain prevents me from walking more than 1/4 mile.
4. I can only walk while using a cane or crutches.
5. I am in bed most of the time and have to crawl to the toilet.

### Section 5 – Sitting

0. I can sit in any chair as long as I like without pain.
1. I can only sit in my favorite chair as long as I like.
2. Pain prevents me from sitting more than one hour.
3. Pain prevents me from sitting more than 1/2 hour.
4. Pain prevents me from sitting more than ten minutes.
5. Pain prevents me from sitting at all.

### Section 6 – Standing

0. I can stand as long as I want without pain.
1. I have some pain while standing, but it does not increase with time.
2. I cannot stand for longer than one hour without increasing pain.
3. I cannot stand for longer than 1/2 hour without increasing pain.
4. I cannot stand for longer than ten minutes without increasing pain.
5. I avoid standing, because it increases the pain.

### Section 7 – Sleeping

0. I get no pain in bed.
1. I get pain in bed but it does not prevent me from sleeping well.
2. Because of pain, my normal night's sleep is reduced by less than one-quarter.
3. Because of pain, my normal night's sleep is reduced by less than one-half.
4. Because of pain, my normal night's sleep is reduced by less than three-quarters.
5. Pain prevents me from sleeping at all.

### Section 8 – Social life

0. My social life is normal and gives me no pain.
1. My social life is normal, but increases the degree of my pain.
2. Pain has no significant effect on my social life apart from limiting my more energetic interests, e.g., dancing, etc.
3. Pain has restricted my social life and I do not go out very often.
4. Pain has restricted my social life to my home.
5. I have hardly any social life because of pain.

### Section 9 – Traveling

0. I get no pain while traveling.
1. I get some pain while traveling, but none of my usual forms of travel make it any worse.
2. I get extra pain while traveling, but it does not compel me to seek alternative forms of travel.
3. I get extra pain while traveling which compels me to seek alternative forms of travel.
4. Pain restricts me from all forms of travel.
5. Pain prevents all forms of travel except that done lying down.

### Section 10 – Changing Degree of Pain

0. My pain is rapidly getting better.
1. My pain fluctuates, but overall is definitely getting better.
2. My pain seems to be getting better, but improvement is slow at present.
3. My pain is neither getting better or worse.
4. My pain is gradually worsening.
5. My pain is rapidly worsening.

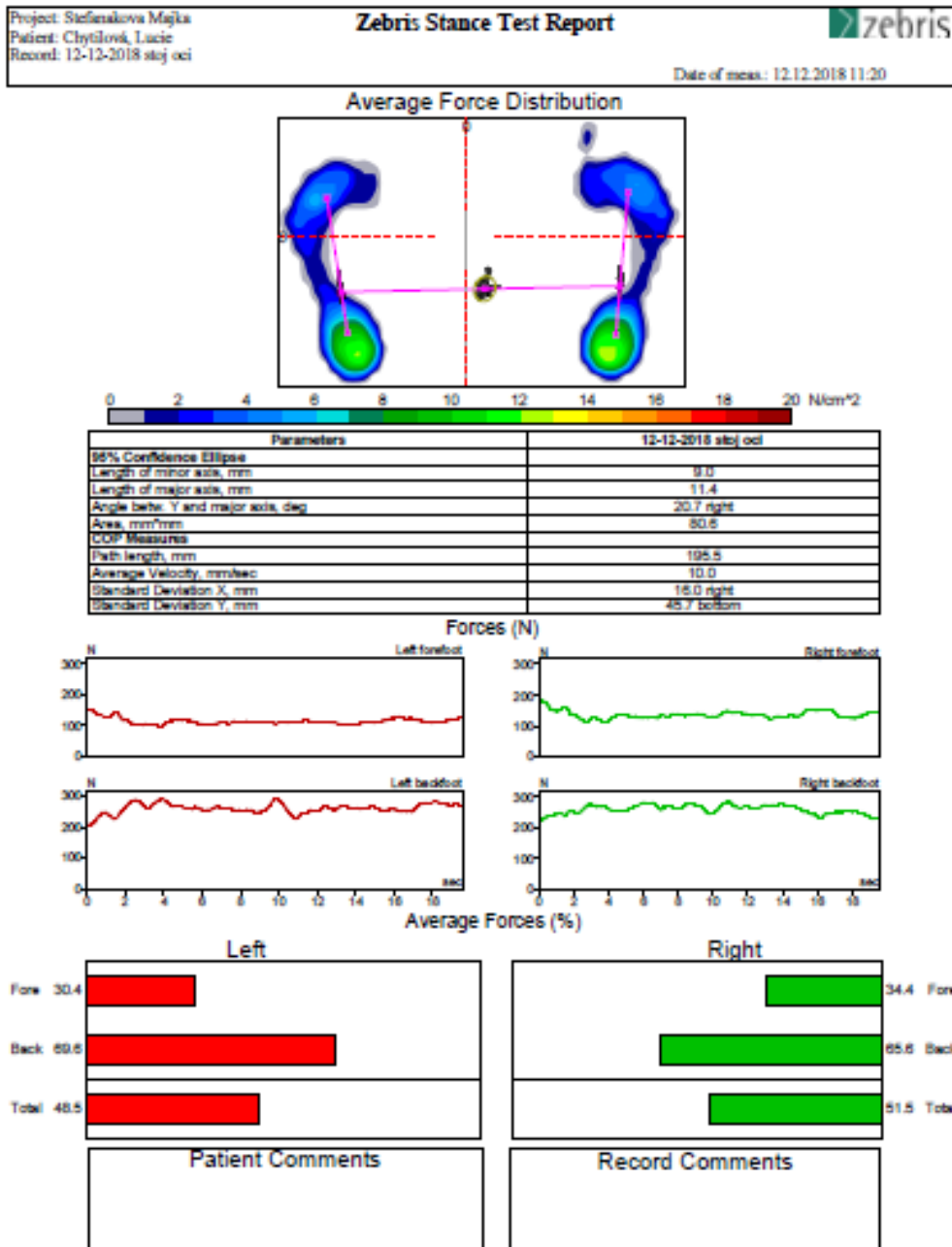
Comments: \_\_\_\_\_

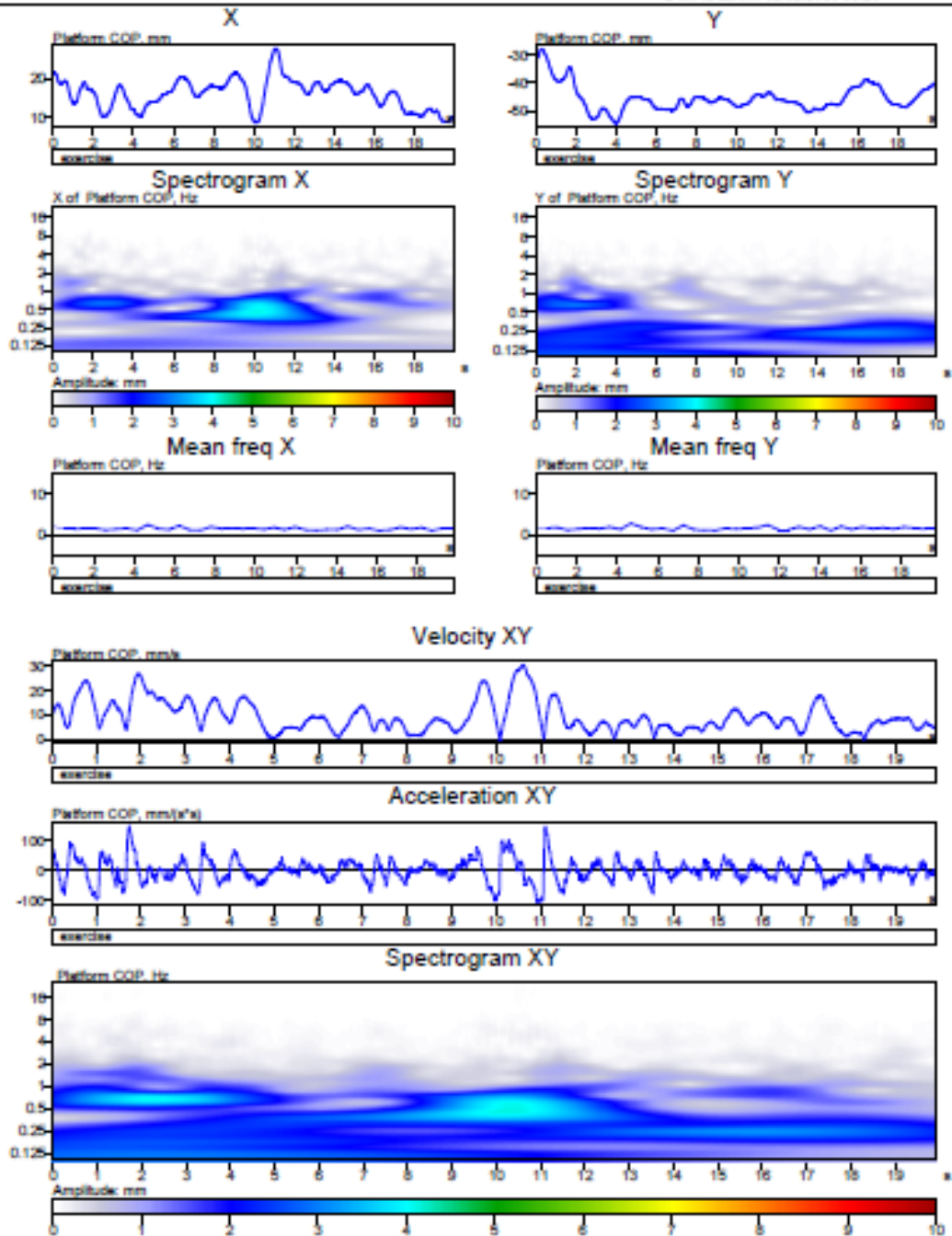
Patient signature: \_\_\_\_\_

Date: \_\_\_\_\_

Príloha č.3

Vzor výstupného protokolu z prístroja Zebris FDM XS







## Príloha č.4

### Vzor súhlasu Etickej komisie s výskumom



Fakulta  
zdravotníckých vied

UPOL-29062/1040-2019

**Vážená pani  
Mária Štefaňáková**

2019-11-02

Vyjádrení Etickej komise FZV UP


Vážená pani Štefaňáková,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Charakteristiky posturální stability u mladých dospělých s chronickými bolestmi zad**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUČI  
Fakulta zdravotnických věd  
Etická komise  
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

  
Mgr. Lenka Mázalová, Ph.D.  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP