

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Silvia Štefková

**Statické a dynamické hodnotenie zat'azenia
nôh, pohybov chrbtice a panvy u osôb
s femoroacetabulárnym impingement
syndrómom**

diplomová práce

Praha 2014

Autor práce: **Bc. Silvia Štefková**

Vedúci práce: **Mgr. Petra Valouchová, PhD.**

Oponent práce: **Mgr. Júlia Demeková**

Dátum obhajoby: **2014**

Bibliografický záznam

ŠTEFKOVÁ, Silvia. *Statické a dynamické hodnotenie zaťaženia nôh, pohybov chrbtice a panvy u osob s femoroacetabulárnym impingement syndrómom*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lekárska fakulta, Klinika rehabilitácie a tělovýchvneho lékařství, 2014. 72 s. Vedoucí diplomovej práce Mgr. Petra Valouchová, PhD.

Anotácia

Cieľom diplomovej práce je vyhodnotiť zaťaženie chodidiel, pohyby chrbtice a panvy u pacientov s diagnostikovaným femoroacetabulárnym impingement syndrómom. K zobrazeniu výsledkov bude použitý merací systém Diers pedoscan, ktorý zaznamenáva rozloženie tlakovej sily chodidiel v stoji a pri pohybe. Ďalej bude použitý prístroj Diers formetric III 4D, vďaka ktorému je možné zachytiť fotogrammetický záznam chrbtice a panvy pomocou rasterstereografie založenej na báze Moiré topografie. Výsledné údaje poskytnú trojrozmerný model povrchu chrbta pri statickom aj dynamickom vyšetrení. Súčasťou práce bude zhodnotiť efekt terapie podľa konceptu Dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie. Výsledné hodnoty budú štatisticky spracované.

Kľúčové slová

femoroacetabulárny impingement, rasterstereografia, pedobarografia, dynamická neuromuskulárna stabilizácia

Bibliographic identification

ŠTEFKOVÁ, Silvia. *Static and dynamic analysis of plantar pressure, spinal and pelvic motion in diagnosis femoroacetabular impingement*. Prague: Charles University in Prague, 2. Faculty of Medicine, department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2014. 72 p. Supervisor, Mgr. Petra Valouchová, PhD.

Annotation

Aim of this thesis is to evaluate distribution of plantar pressure and the movement of spine and pelvis in patients diagnosed with femoroacetabular impingement syndrome. The results were obtained using Diers pedoscan system which can record the pressure distribution of feet during stance and motion. Also Diers formetric III 4D system was used to obtain photogrammetric records of spine and pelvis movement. We use rasterstereography based on Moiré topography. Measured data represent three dimensional model of back surface during static or dynamic analysis. In addition we evaluated the effect of treatment using Dynamic neuromuscular stabilization. Obtained results were statistically processed.

Keywords

femoroacetabular impingement, rasterstereography, pedobarography, dynamic neuromuscular stabilization

Prehlásenie

Prehlasujem, že som diplomovú prácu spracovala samostatne pod vedením Mgr. Petry Valouchovej, PhD., uviedla všetky použité literárne a odborné zdroje a dodržovala zásady vedeckej etiky. Ďalej prehlasujem, že rovnaká práca nebola použitá k získaniu iného alebo rovnakého akademického titulu.

V Prahe 11.júna 2014

Bc. Silvia Štefková

Pod'akovanie

Na tomto mieste by som predovšetkým chcela veľmi pod'akovať Mgr. Petre Valouchovej, PhD. za jej cenné rady, odborné vedenie a veľkú trpezlivosť pri našich konzultáciach. Ďalej by som chcela pod'akovať aj mnohým ďalším, ktorí ma pri práci akokoľvek podporovali. Taktiež vedeniu Centra pohybovej medicíny, že mi umožnilo a podporovalo pod jeho záštitou pracovať na praktickej časti výskumu tohto diela.

Obsah

1	ÚVOD	5
2	PREHLAD POZNATKOV	6
2.1	FEMOROACETABULÁRNY IMPINGEMENT SYNDRÓM	6
2.1.1	Klinický obraz.....	7
2.1.2	Pohybové vzory.....	8
2.1.3	Diagnostika	9
2.1.4	Konzervatívna liečba	10
2.1.5	Operačná liečba.....	10
2.2	PROBLEMATIKA LUMBO-PELVICKÉHO KOMPLEXU.....	12
2.3	DYNAMICKÁ NEUROMUSKULÁRNA STABILIZÁCIA	14
2.4	MOIRÉ TOPOGRAFIA – OPTICKÁ ANALÝZA	17
2.4.1	Statická Moiré topografia – optická 3D analýza	17
2.4.2	Dynamická Moiré topografia – optická 4D analýza	19
2.5	ANALÝZA PLANTÁRNEHO TLAKU	21
3	CIELE A HYPOTÉZY	24
4	METODIKA	25
4.1	POPIS VZORKU SLEDOVANÝCH OSÔB	25
4.2	KONTROLNÁ SKUPINA	28
4.3	METODIKA VYŠETRENIA.....	29
4.3.1	Statická Moiré topografia	29
4.3.2	Dynamická Moiré topografia	30
4.3.3	Pedoscan – statické vyšetrenie	31
4.3.4	Pedoscan – dynamické vyšetrenie	31
4.4	METODIKA TERAPIE	32
4.5	ZHODNOTENIE DÁT POMOCOU ŠTATISTICKEJ ANALÝZY	33
5	VÝSLEDKY	34
6	DISKUSIA	49
7	ZÁVERY	55
8	REFERNČNÝ ZOZNAM	56
9	ZOZNAM PRÍLOH	1
10	PRÍLOHY	2

ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK

COP	center of pressure
CT	počítačová tomografia
DIBDA	Dotazník interferencie bolesti s dennými aktivitami
DL	ľavá fossa lumbale
DM	fossae lumbales
DNS	dynamická neuromuskulárna stabilizácia
DR	pravá fossa lumbale
FAI	femoroacetabulárny impingement syndróm
FBLR	fyziatria, balneológia a liečebná rehabilitácia
ICT	cervikálny ohybu
ILS	lumbosakrálneho ohybu
ITL	thorakálneho ohybu
LBP	low back pain
LDK	ľavá dolná končatina
m.	musculus
PDK	pravá dolná končatina
PMT	projekčná Moiré technika
RTG	röntgenové vyšetrenie
VAS	Vizuálna analogová škála
VP	vertebra prominence

1 ÚVOD

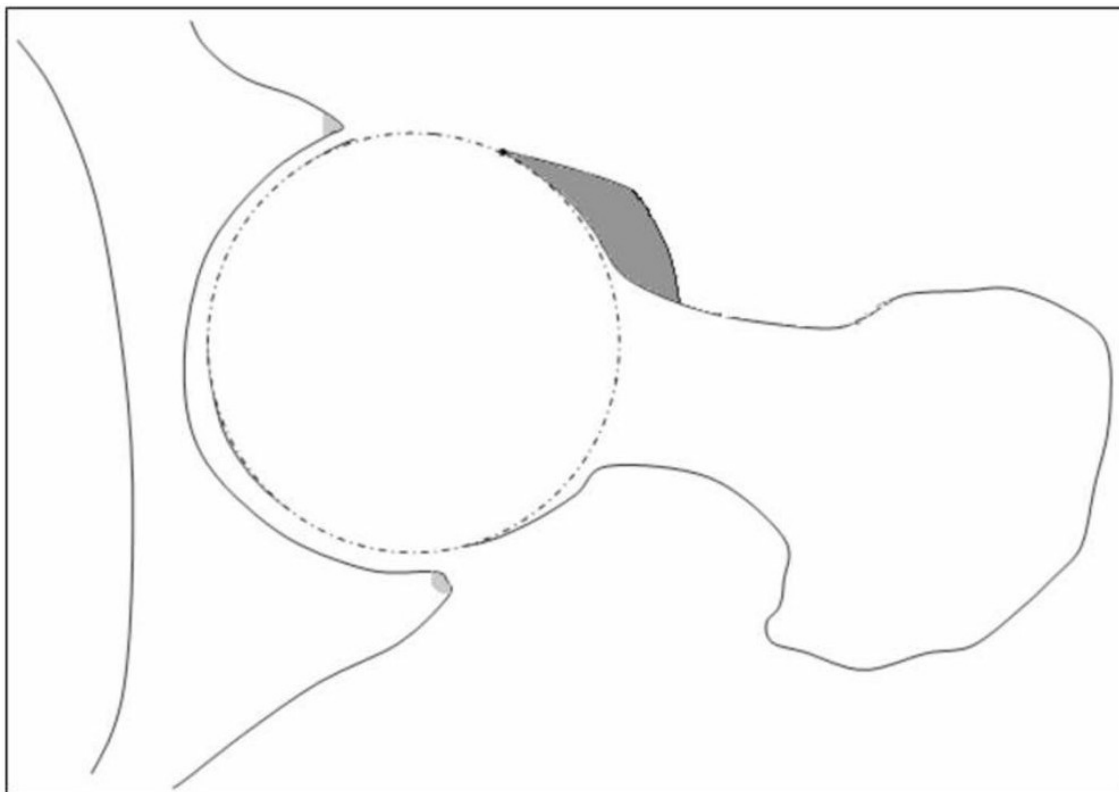
Početnosť femoroacetabulárneho impingement syndrómu sa odhaduje na 10-30% populácie. Existujú dva typy femoroacetabulárneho impingementu, ktoré sa líšia lokalizáciou patomorfologie femuru a acetabula. Je pravdepodobne príčinou vzniku tzv. idiopatickej koxartrózy. Prejavy tejto diagnózy môžu imitovať symptómy radikulárneho syndrómu S1 alebo sa môže prejavovať intermitentnými bolesťami lumbálnej chrbtice či bolesťou iradiovanou do oblasti kolena. Tieto prejavy často znemožňujú včasnú diagnostiku a tým aj ranú terapiu. Z toho dôvodu sme sa rozhodli priblížiť problematiku impingement syndrómu prostredníctvom zhrnutia dostupných teoretických poznatkov a možností jeho terapie.

2 PREHĽAD POZNATKOV

2.1 Femoroacetabulárny impingement syndróm

Femoroacetabulárny impingement syndróm (FAI) je charakterizovaný abnormálnym kontaktom medzi skeletovými prominenciami acetabula a krčka či hlavice femuru. Tieto prominencie limitujú fyziologický rozsah pohybu v bedrovom kĺbe. Podľa prevažujúcej anatomickej lokalizácie je možné rozdeliť FAI do niekoľkých kategórií: typ CAM; typ PINCER; zmiešaný typ (Harris-Hayes, Royer, 2011; Imam, 2011).

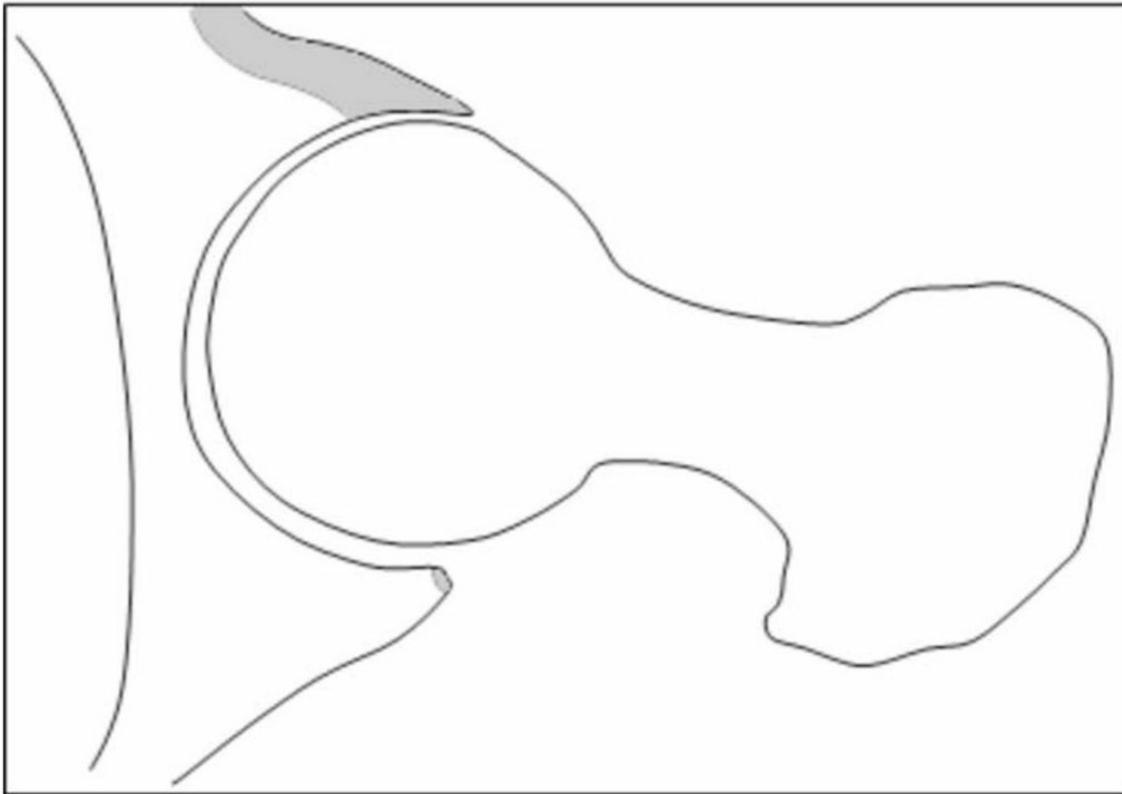
Typ CAM je spôsobený asférickou hlavice femuru, často popisovaná ako „pistol-grip“ deformita alebo stráta konkávu na antero-superiórnej časti cervikokapitálnej junkcie (Obrázok 1). Pri pohybe vzniká kompresia a šmykové napätie v oblasti labra a chrupavky, ktoré vedú k separácii týchto dvoch štruktúr, labrum sa oddeľuje a časť chrupavky je vtlačená centrálnu (Harris-Hayes & Royer, 2011).



Obrázok 1. Femoroacetabulárny impingement syndróm – typ CAM. Tmavá plocha predstavuje nadbytok kostenej štruktúry v mieste cervikokapitálnej junkcie (Harris-Hayes & Royer, 2011, s. 19).

Typ PINCER je charakterizovaný fokálnym alebo všeobecne zväčšeným acetabulárnym krytím hlavice femuru (Obrázok 2). Zväčšené prekrytie cirkulárnej časti

acetabula, ktoré je prítomné iba lokálne, je popisované ako kraniálna či kranioventrálna retroverzia acetabula. Pokiaľ je toto zväčšenie prítomné po celom obvode acetabula, jedná sa o retroverzné postavenie acetabula, coxa profunda či protrúziu acetabula. Pri opakovanej mikrotraumatizácii týchto častí je výsledkom degenerácia labra a ireverzibilné poškodenie chrupavky na okraji acetabula (Harris-Hayes, Royer, 2011).



Obrázok 2. Femoroacetabulárny impingement syndróm – typ PINCER. Tmavá plocha predstavuje nadmerné acetabulárne prekrytie (Harris-Hayes & Royer, 2011, s. 20).

2.1.1 Klinický obraz

Prvotné symptómy FAI sa obvykle objavia v druhom až treťom decéniu. Bolesť bývajú spočiatku intermitentné s pomalým a nenápadným nástupom alebo sú viazané na jednorázový úraz či preťaženie v podobe dlhej chôdze či sedu. Pacienti lokalizujú bolesť do triesla, menej často do gluteálnej oblasti. Prítomná môže byť aj prenesená bolesť v trochanterickej oblasti, v oblasti kolena, lumbálnej chrbtici a menej často v hypogastriu. Preskakovanie v bedrovom kĺbe pacient pociťuje, pokiaľ je prítomná súčasne aj štrukturálna porucha labra (Chládek, Trč, 2007).

Bolesť sa typicky objavuje spolu s flekčnými aktivitami a vo všeobecnosti sa zhoršuje v dlhodobom nízkom sede, napríklad v aute. Obtiaže u športovcov sa objavujú predovšetkým vtedy, pokiaľ v priebehu svojho výkonu využívajú hyperextenčný pohyb v bedrovom kĺbe

a driekovej chrbtici. To má za následok oploštenie lordotických kriviek chrbtice alebo extenčný ťah svalov v bedrovom kĺbe. U pacientov s femeroacetabulárnym impingement syndróm je častým klinickým obrazom v stoji hyperextenčné postavenie bedrového kĺbu, mediálna rotácia femurov a hyperpronačné postavenie nohy. V stoji na jednej nohe má m. tensor fasciae latae tendenciu prevažovať nad m. gluteus medius a v bedrovom kĺbe je abdukčné postavenie. Pri extenzii bedrového kĺbu dominuje aktivita hamstringovej skupiny svalov nad m. gluteus maximus. Pri flexii v bedrovom kĺbe dominuje m. rectus femoris nad m. iliopsoas (Norris, 2011, s.158). Pasívny rozsah pohybu je limitovaný do vnútornej rotácie a addukcie (Kaplan, Shah, Youm, 2010).

Súčasťou klinického vyšetrenia je anteriórny impingement test. Pri testovaní pacient leží na chrbte, dolné končatiny sú voľne položené na lehátku. Terapeut či vyšetrujúci následne uvedie jednu dolnú končatinu do 90° flexie v bedrovom a kolennom kĺbe, addukcie a vnútornej rotácie bedrového kĺbu. Pozitívnu odpoveďou je vyvolanie bolesti pri maximálnej vnútornej rotácii, addukcii a 90° flexii (Chládek, Trč, 2007).

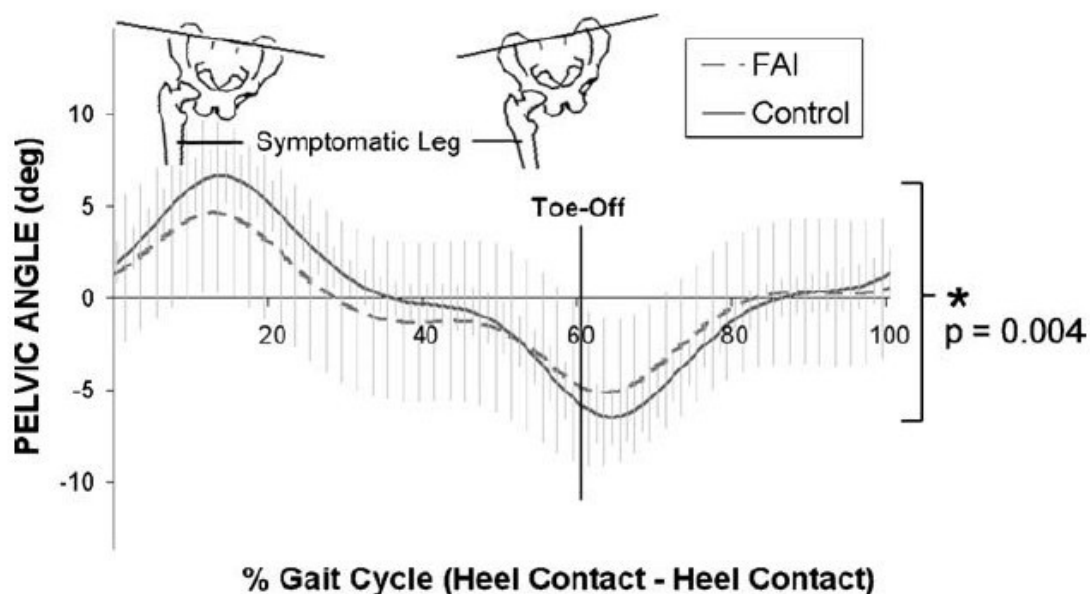
2.1.2 Pohybové vzory

Kumar et al (2014) skúmali rozdielne pohybové vzory u osôb s FAI typu cam a zdravou skupinou. Trojdimenziálne data boli snímané systémom Vicon z oboch dolných končatín v priebehu chôdze, hlbokého drepu a výskoku. Pohybové vzory u oboch skupín sa líšili v prevedení iba hlbokého drepu. Skupina s FAI typu cam predvádzala v priebehu drepu väčšiu addukcia a vnútornú rotáciu v bedrových kĺboch. Autori skupinu FAI rozdelili na probandov s léziou chrupavky a bez nej. Ukázalo sa, že osoby s FAI a súčasťou léziou chrupavky majú významne vyššie hodnoty addukcie a vnútornej rotácie ako osoby bez štruktúrálnej poruchy chrupavky. Tým preukázali jej výraznejší vplyv na kinematické vzorce.

V ďalšej štúdií, v ktorej kvantifikovali prevedenie hlbokého drepu u osôb FAI typu cam, zistili nižší rozsah pohybu panvy v sagitálnej rovine v porovnaní s kontrolami (14.7 ± 8.4 stupňov oproti 24.2 ± 6.8) a rozdiel v hĺbke drepu (kontrolná skupina $41.5 \pm 12.5\%$ oproti skúmanej skupine $32.3 \pm 6.8\%$ z dĺžky dolných končatín) (Lamontagne et al, 2009).

Ako ovplyvňuje FAI biomechaniku chôdze hodnotil Kennedy, Lamontagne, Beaulé (2009) taktiež pomocou systému VICON. Do štúdie zaradili 17 jedincov s unilaterálnym nálezom FAI typu cam. Osoby s FAI mali na začiatku švihovej fázy krokového cyklu výrazne nižší rozsah abdukcie na postihnutom bedrovom kĺbe. Táto skupina mala tiež signifikantne menší rozsah pohybu panvy vo frontálnej rovine na začiatku stojnej fázy a tiež po odraze

palca od položky. Presný priebeh pohybu panvy v rámci krokového cyklu je zobrazený na Obrázku 3.



Obrázok 3. Graf zobrazujúci priemerné hodnoty úklonu panvy vo frontálnej rovine v priebehu chôdze. (Kennedy, Lamontagne, Beaulé, 2009, s. 43)

Na skupine 30 osôb s FAI indikovaných k operatívnej liečbe Hunt, Gunether, Gilbert (2012) detekovali zmeny hybnosti v bedrovom kĺbe v priebehu chôdze. Pomocou 3D kinematickej analýzy zistili, že oproti kontrolnej skupine majú pacienti s FAI pomalejšiu chôdzu s nižšou kadenciou, signifikantne menší maximálny rozsah extenzie, addukcie a vnútornej rotácie v priebehu stojnej fázy.

2.1.3 Diagnostika

Základom diagnostiky je vyšetrenie rozsahu pohybu a pozitivita anteriórneho impingement testu, avšak klinický obraz je vždy nutné doplniť cieleným vyšetrením bedrového kĺbu pomocou zobrazovacích metód, ktoré môžu diagnózu FAI potvrdiť alebo vyvrátiť (Chládek, Trč, 2007).

Za najrýchlejší spôsob je považované sonografické vyšetrenie. Na šikmom sagitálnom reze je možná diagnostika prominencie či znížený off-set hlavice. Sonografické vyšetrenie je neprínosné pre vylúčenie patológie labra (Chládek, Trč, 2007).

Veľmi dobrú diagnostickú hodnotu poskytuje rentgenové vyšetrenie. Na predozadnom a bočnom snímku sa hodnotí tvar hlavice, krčku či prítomnosť juxtaartikulárnej cysty. Pre diagnózu typu pincer musí byť snímok presný, bez sklonu a rotácie panvy. Pri retroverzii jamky je na snímku tzv. cross-over sign (Kaplan, Shah, Youm, 2010).

U FAI typu pincer je možné ešte verifikovať orientáciu jamky v rôznych etážach pomocou CT vyšetrenia. V inom prípade nemá CT vyšetrenie výpovednú hodnotu (Chládek, Trč, 2007).

Pokiaľ je nutné presne zmapovať orientáciu jamky, tvar hlavice femuru a obvod celého krčku, metódou voľby je vyšetrenie MRI. V prípade aplikácie kontrastnej látky, odhalí štrukturálnu poruchu labra (Jäger et al, 2004a).

2.1.4 Konzervatívna liečba

Pri akútnych bolestiach má liečebný efekt nasadenie nesteroidných antirevmatik (NSA) po dobu dvoch až štyroch týždňov a následne je vhodné naviazať intenzívnu fyzioterapiu (Kaplan, Shah, Youm, 2010; Emara et al, 2011; Hunt et al, 2012). Pri dlhodobom užívaní NSA, však môžu maskovať symptómy FAI a tým prispieť k deštrukcii chrupavky a labra (Chládek, Trč, 2007).

Reynolds, Lucas, Klaue (1999) uvádzajú, že modifikáciou pohybových zvyklostí a režimovým opatrením v priebehu dňa, je možné minimalizovať príznaky až na minimum.

Kaplan, Shah, Youm (2010) doporučujú v rámci fyzioterapie zvýšiť svalovú silu a vyhýbať sa maximálnym rozsahom v bedrovom kĺbe, čož by podľa autorov malo viesť k úľave od bolesti. Taktiež doporučujú vyhýbať sa aktivitám vyvolávajúcim symptómy FAI.

Neoperatívny prístup doporučuje Jäger et al (2004b) pokiaľ príčinou symptómov FAI je lokálne preťaženie a nie je prítomná porucha labra.

Pri výbere konzervatívnej terapie je najvhodnejšou metódou voľby zrušenie svalových dysbancií v oblasti bedrového kĺbu. To je možné dosiahnuť výberom rehabilitčných cvičení, ktoré vedú k abdukciia laterálnej rotácii stehennej kosti (Emara et al, 2011). Doporučná je poloha „kvadrupeda“, ktorá pri presnej korekcii vedie k neutrálnej pozícii lumbálnej chrbtice a jej stabilizácii, ďalej k aktivácii dominantne oslabených svalov a relaxácii svalov funkčne dominantných (Harris, 2011, s.158-159).

2.1.5 Operačná liečba

Peters a Ericson (2006) stanovili základné kritéria pre indikáciu operačnej liečby. Prvou podmienkou sú pretrvávajúce symptómy viac ako 6 mesiacov a nález bez výraznej štrukturálnej abnormality labra; ďalej zlyhávanie konzervatívnej liečby; potvrdená diagnóza pomocou radiografickej metódy.

Chirurgický zákrok FAI typu cam spočíva v remodelácii hlavice a obnovení fyziologického off-set hlavice, následne v ošetrení ruptury acetabulárneho labra. Autori popisujú obidva prístupy, a to chirurgický a artroskopický. Pri otvorenej operácii je nevyhnutá riadená chirurgická luxácia hlavice jamky, tak aby mohla byť pod kontrolou zraku a využitia špeciálnej šablóny modelovaná. Tento spôsob s dorzolaterálnym prístupom a osteotomiou trochanter major doporučuje Ganz et al (Ganz, Gilt, Gautie, 2001). V prípade, že je prítomná ruptura labra, ošetrenie spočíva v jeho resekcii alebo refixácii k okraju acetabula (Imam, Khanduja, 2011).

Chirurgická liečba FAI typu pincer spočíva v resekcii nadbytočnej časti acetabula a refixáciou labra, avšak podľa autorov nie je tak častá (Imam, Khanduja, 2011).

Limitujúcim faktorom operácie je stupeň degeneratívnych zmien v kĺbe, ktoré by nemali presiahnuť stupeň I podľa Toennise (Beck et al, 2004).

2.2 Problematika lumbo-pelvického komplexu

McGregor a Hukins (2009) vo svojej práci pojednávajú o rozsiahlej preblamatike bolesti bedrovej chrbtice (LBP–, „low back pain“) a funkcie chrbtice v kontexte s ostatnými pohybovými segmentami celého tela, a to predovšetkým vo vzťahu k dolným končatinám.

V nasledujúcom texte poskytneme prehľad prací, ktorých cieľom bolo ohodnotiť akým spôsobom sa účastnia dolné končatiny na funkcii chrbtice a prítomnosti LBP.

Meakin, Hukins a Aspden (1996) vo svojom článku prirovnávajú dolné končatiny ku kyvadlu, ktoré nesie celý trup. V priebehu lokomócie musia zaistiť dostatočnú stabilizáciu pre pohyb vpred. Autori sa domnievajú, že práve stabilizačná funkcia je vykonávaná v kĺbe bedrovom. Panva a celý komplex kĺbov dolných končatín tvorí základňu chrbtice, ich cieľom je zaistiť stabilizáciu vo všetkých troch rovinách (McGregor, Hukins, 2009). Stabilizácia musí byť natoľko funkčná, aby udržala telo proti gravitácii, ale dostatočne voľná, aby umožnila pohyb fázičky. Doprovodnými stabilizátormi sú kĺby kolenné a členkové (McGregor, Hukins, 2009).

Rotácia v bedrovom kĺbe prebieha translančným mechanizmom, tzv. „lumbopelvic click-clak movement“ (bedrovo-panvový klik-klak pohyb). Je možné tento pohyb demonštrovať napríklad pri chôdzi alebo v priebehu sedu, a to ako vo fáze vstávania tak fáze klesania (Snijders et al, 2004).

U pacientov s LBP je možné odsledovať nasledovné často opakujúce sa symptómy:

- Obmedzený rozsah pohybu v bedrovom kĺbe (Van Dillen, Gombatto, Collins, 2007)
- Nízka svalová sila gluteálnych svalov (Comerford, Mottram, 2001)
- Asymetrické postavenie panvy prejavujúce sa zdánlivo rozdielnou dĺžkou dolných končatín, pozíciou nohy v supinácii či v pronácii (Barrey et al, 2007)
- Funkčne slabou skupinou gluteálnych svalov (Comerford, Mottram, 2001)
- Skrátením hamstringov a m. psoas major
- Skrátením m. quadratus lumborum (McGregor, Hukins, 2009).
- Funkčne slabými brušnými svalmi, vrátane m. transversus abdominis (Hodges, Richardson, 1996).

Gluteálne svalstvo sa vo významnej miere funkčne zapojuje v horizontálnej rotácii panvy a celého tela okolo bedrového kĺbu. Pokiaľ je táto funkcia sedacích svalov nedostatočujúca, je kompenzovaná aktivitou m. biceps femoris, m. psoas major, m. quadratus

lumborum, ktoré sú schopné horizontálnu rotáciu čiastočne kompenzovať. Následným nadužívaním majú tendenciu k výraznému skráteniu vo svojej dĺžke (McGregor, Hukins, 2009).

Posturálne zdánlivo rozdielna dĺžka končatín je spôsobená asymetrickým napätím svalov pravej a ľavej dolnej končatiny, inkoordinácii svalovej funkcie medzi trupom a pletencom panvy, ktorá vedie k jej rotácii a tým k asymetrickému zaťaženiu celej chrbtice (McGregor, Hukins, 2009).

Funkčné prepojenie medzi horným a dolným trupom popisuje Voráčová a Šafářová (2011) v návaznosti na test s oporou o dľane, ktorý vychádza z konceptu dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie. Pri opore o dlane a kolená v polohe na štyroch svalová súhra trupu, ramenného pletenca a pletenca panvového zabezpečuje napriamenie chrbtice v sagitálnej rovine. Posturálna funkcia bránice v súčinnosti s brušnými svalmi a svalmi panvového dna vytvára bezchybnú stabilizáciu prostredníctvom vnútrobrušného tlaku (IAT) a tak vytvára oporu pre driekovú chrbticu. Súčasná kokontrakcia predosvšetkým m. psoas major a pars lumbalis bránice stabilizuje thorakolumbálny prechod. Kvalitná sagitálna stabilizácia je kľúčovou podmienkou stabilizácie torznej, ktorá je potrebná v prevencii chronického preťažovania nedostatočne stabilizovanej chrbtice.

2.3 Dynamická neuromuskulárna stabilizácia

Dynamická neuromuskulárna stabilizácia (DNS) je koncept založený na princípe neurovývojevej kineziológie. Svojim rehabilitačným a manuálnym prístupom vedie k optimalizácii pohybového systému (Frank, Kobesová, Kolář, 2013).

Využíva sa v diagnostike motorických porúch detí aj dospelých, ktorá vychádza zo všeobecných znalostí neurofyziológie pohybového aparátu. Prostredníctvom techník DNS ovplyvňujeme funkciu svalov v jeho posturálne lokomočnej funkcii (Kolář, 2009, s. 233-246). To znamená, že centrálny nervový systém musí prostredníctvom svalovej aktivity zaistiť funkčne centrované postavenie kĺbov, jeho predpokladom je rovnováha medzi svalmi v celom biomechanickom reťazci a tiež medzi vynaloženou stabilizačnou svalovou silou a veľkosťou vonkajšej sily (Kolář et al, 2009, s. 233-246; Voráčová, Šafařová, 2001). Pokiaľ je prítomná porucha segmentálnej stabilizácie kĺbu, býva najčastejšie spôsobená:

- Chybnou neuro-svalovou kontrolou
 - Porucha posturálneho vývoja
 - Fixácia chybných pohybových stereotypov
 - Protektívne funkcia CNS ako adaptácia na patologickú situáciu
- Insuficienciou svalov zaisťujúcich segmentálnu stabilizáciu kĺbov
- Poruchou morfológického vývoja a teda poruchou lokálnych, regionálnych a globálnych anatomických parametrov či väzivovou insuficienciou (Kolář et al, 2009, s. 233-246).

Prostredníctvom sady diagnostických testov je možné rozpoznať kľúčovú oblasť insuficiencie stabilizačnej funkcie svalov. Tieto testy a základné pozície sú využívané v terapii a autoterapii. Sú nimi:

1. Bráničný test
2. Test vnútrobrušného tlaku vsede
3. Test flexie bedrového kĺbu
4. Test vnútrobrušného tlaku vľahu
5. Test flexie hlavy a trupu
6. Test extenzie
7. Test v polohe na štyroch
8. Test hlbokého drepu (Kolář, 2009, s. 233-246; Kolář, 2009 s. 53-56; Frank, Kobesová, Kolář, 2013).

Pri vyšetrení sa všeobecne sleduje schopnosť udržať segment v neutrálnom resp. centrovanom postavení, a tým vyváženosť svalovej aktivity. Prevedenie vlastných kompenzačných mechanizmov a adekvátnosť svalovej aktivity na vlastné zaťaženie. V prípade, že reakcia nie je adekvátna, pohyb je iradovaný do celého pohybového systému a prejaví sa neschopnosťou súhry funkcie stabilizačnej a respiračnej (Frank, Kobesová, Kolář, 2013).

Pre ovplyvnenie stabilizačnej funkcie využíva posturálne programy, ktoré dozrievajú v priebehu ontogenézie. K tomu využíva parciálne princípy, a to: ipsilaterálny a kontraleterálny lokomočný vzor, centrácii kĺbov, facilitácii pomocou spúšťových zón, oporné funkcie, odporu proti plánovanej hybnosti. Posturálna sila musí vždy odpovedať sile svalov pri fázickej hybnosti a naopak, v inom prípade pohyb vychádza z náhradného pohybového stereotypu (Kolář et al, 2009, s. 233-246).

Pri terapii využíva vývojovú posturálne lokomočnú radu. Cvičenie spravidla zahajuje nácvikom trupovej stabilizácie, ktorá je predpokladom cielenej funkcie končatín. Akonáhle pacient aspoň čiastočne kontroluje stabilizačnú funkciu a fyziologický posturálny dychový stereotyp, je možné cvičiť v náročnejších modifikovaných polohách. Podľa zámeru je cvičenie možné cielieť na rôzne svalové skupiny. Posturálne nastavenie odvodzujeme zo základných lokomočných polôh a vertikalizačných polôh vývoja. Pri výbere vývojovej polohy je nutné rešpektovať adekvátnosť posturálneho zaťaženia tak, aby ju bol pacient schopný korigovať a nedoschádzalo k substitúcii náhradným hybným stereotypom. Preto východzia poloha je vybraná vzhľadom k individuálnym predpokladom jedinca. Pravidlom je postup od polôh s nižšími posturálnymi nárokmi až k polohám posturálne náročnejším. Nastavenou východziu lokomočnou polohou sa reflexne aktivuje hlboký stabilizačný systém chrbtice a horné a dolné končatiny sa zapojujú do opornej či nákročnej funkcie. Náročná a oporná funkcia je súčasťou dvoch základných vývojových vzorov – ipsilaterálneho a kontralaterálneho (Kolář, 2009, s. 233-246).

Pre posturálne nastavenie v ipsilaterálnom vzore sa využívajú nasledovné lokomočné polohy:

- Poloha na chrbte
- Poloha na boku
- Poloha šikmého sedu s oporou o lakeť
- Poloha šikmého sedu s oporou o dlaň
- Poloha sedu

- Poloha prekážkového sedu
- Poloha vysokého kľaku
- Stoj s oporou rovnakostrannej hornej a dolnej končatiny

Pre posturálne nastavenie v kontraleterálnom vzore je možné využiť nasledovné:

- Poloha na bruchu s oporou o lakte
- Poloha na bruchu s oporou o lakeť a druhostranné koleno
- Poloha s oporou o lakte a kolená
- Poloha s oporou o ruky a prednú stranu stehien
- Poloha na štyroch
- Poloha s oporou o dlaň, koleno a nohu
- Poloha na štyroch s oporou o ruky a špičky
- Poloha vysokého kľaku s oporou o koleno a druhostrannú hornú končatinu
- Nákrok vo vysokom kľaku
- Poloha hlbokého drepu
- Nákrok v stoj

V priebehu vybranej lokomočnej fázy je výhodné do cvičenia zaradiť prechodový moment z jednej polohy do druhej naviazujúcej fázy, kde sa postupne zapojujú jednotlivé časti svalov a svalových skupín a tým selektívne ovplyvniť určitý moment lokomočného pohybu. Jedná sa napríklad o prechod zo šikmého sedu do polohy na štyroch, z polohy na štyroch do bipedálneho stoja, z polohy na chrbte do šikmého sedu (Kolář, 2009, s. 233-246).

2.4 Moiré topografia – optická analýza

V rámci klinickej diagnostiky je od roku 1970 využívaný jav Moiré, vďaka ktorému je možná topografická analýza posturálnych odchýliek ľudského tela (Takasaki, 1970). Pomocou Moiré pruhov, ktoré prakticky predstavujú vrstevnice, je možné opticky zviditeľniť reliéf skúmaného povrchu tela (Porto et al, 2010).

Vyšetrovaný povrch tela je osvetľovaný zo zdroju svetla pod uhlom α . Medzi tieto dva objekty je vložená mriežka, ktorá vrhá na povrch tela tieň mriežky. Výsledný obraz je pozorovaný kamerou pod uhlom β (Obr.3). Tento spôsob vyšetrenia nazývame „tieňová Moiré technika“ (Kim, 2006; Porto et al, 2010).

„Projekčná Moiré technika“ (PMT) funguje na podobnom princípe. Rozdiel je v tom, že projektor generuje tieň s mriežkou priamo zo svetelného zdroja a výsledný obraz je spracovaný softwarom počítača (Porto et al, 2010). K posturálnemu hodnoteniu je v posledných rokoch častejšie využívaná práve projekčná technika (Míngues et al, 2007).

Rasterstereografia je inovatívna metóda založená na báze Moiré topografie, ktorou je možné zaznamenať trojdimenzionálny model povrchu chrbta (Willner, 1979; Betsch et al, 2013). V porovnaní s inými optickými metódami, rasterstereografia umožňuje nie len analýzu povrchu chrbta, ale tiež softwarom navrhnutý model chrbtice. 3D model chrbtice je počítaný z konvexných plôch, detekcie vertebra prominice a konkavít v miestach fossae lumbales (Betsch et al, 2013). Tento model vytvoril a prezentoval v roku 1988 Turner-Smith (Turner-Smith et al, 1988). V roku 1989 túto technológiu rozvinuli Drerup and Hierholzer (Melvin et al, 2010).

V odborných článkoch sú najčastejšie popísané nasledujúce možnosti využitia Moiré techniky: časná detekcia skoliózy chrbtice a iných deformít, neinvazívna virtuálna rekonštrukcia chrbtice, hodnotenie povrchu planty nohy (Yeras, Peña, Junco, 2003; Porto et al, 2010).

2.4.1 Statická Moiré topografia – optická 3D analýza

Mangone et al (2013) vo svojej práci hodnotil veľkosť rotácie stavcov pomocou Raimondiho RTG metódy a rasterstereografie. Vyšetřil vzorku 25 pacientov s idiopatickou skoliózou vo veku od 11 do 19 roku života. Doložil, že rastrografické vyšetřenie významne koreluje s hodnotami rotácií nameraných pomocou Raimondiho metódy u skoliózy s Cobbovým uhlom väčším aj menším ako 30° .

V nemeckej štúdií porovnávali pomocou videorastrografie krátkodobý terapeutický efekt RSC korzetu a SCF korzetu. Štúdie sa zúčastnili 4 pacienti s idiopatickou skoliózou vo veku od 8 do 16 rokov a Cobbovým uhlom väčším ako 39° . Dle výsledkov demonštrovali značnú laterálnu a rotačnú korekciu oboch typov korzetov (Weiss et al, 2006).

Drzal-Grabiec a Snela (2012) vo svojej štúdií vyšetrili 293 žiakov základnej školy vo veku od 6–7 rokov, z toho 98 z nich žijúcich na vidieckej farme a 195 detí žijúcich v meste. Cieľom výskumu bolo porovnať posturu tela v stoji u detí s rozdielnymi pohybovými návykmi pomocou Moiré topografie. K analýze dat použili 20 nameraných hodnot týkajúcich sa uhlov zakrivenia chrbtice, vychýlenia osy tela v sagitálnej a frontálnej rovine, výšku ramien, výšku dolných uhlov lopatiek, rotáciu a zošikmenie panvy. Štúdia preukázala štatisticky významný rozdiel v držaní tela v niekoľkých parametroch. Priemerná hodnota parameteru, ktorý popisuje rozdiel vo výške pravej a ľavej lopatky bol 0,4 mm pre skupinu mestských detí a 1,3 mm pre deti z vidieka. Ďalšími rozdielnymi hodnotami boli parametre popisujúce panvu, a to konkrétne hodnota zošikmenia panvy (-1,22 mm pre mestské deti; -0,47 mm pre deti vidiecke), ďalej hodnota rotácie panvy v horizontálnej rovine (-4,00 mm pre mestské deti; -0,19 mm pre deti z vidieka). Záporné hodnoty značia zošikmenie a rotáciu panvy na stranu ľavú. Celkový prehľad hodnôt na Obrázku 4. Autori sa domnievajú, že asymetrické postavenie výšky lopatiek u detí žijúcich na vidieku je jedným z prvotných symptómov skoliotického zakrivenia chrbtice, vyplývajúce z jednostrannej pohybovej aktivity. Na druhej strane významnejšia asymetria v oblasti panvového pletenca bola preukázana u skupiny detí žijúcich v meste, čož autori pripisujú dlhodobým statickým polohám.

Table 2. Basic statistics for the rural group

variable	Country side					
	N	$\bar{x} \pm s$	Median	maximum	maximum	V
DCK	98	301.51±22.55	304.95	249.80	353.50	7.48
KKP	98	159.35±4.62	158.55	149.80	170.50	2.91
KLL	98	160.45±5.66	161.00	145.80	175.80	3.53
GAMMA	98	11.14±3.78	10.95	2.20	20.10	33.95
BETA	98	9.5±3.76	9.50	-0.90	18.7	39.60
ALFA	98	10±4.44	9.60	-0.70	20.70	44.31
DELTA	98	30.65±6.39	30.05	14.70	45.10	20.83
DKP	98	251.37±24.11	252.00	198.50	331.20	9.59
GKP	98	11.81±4.62	12.20	-2.90	21.10	39.14
RKP	98	183.98±20.52	185.65	133.80	238.60	11.16
DLL	98	203.27±20.67	201.25	160.60	248.60	10.17
GLL	98	7.4±4.36	6.65	-0.40	22.60	59.01
RLL	98	117.52±17.04	113.70	73.60	170.60	14.50
UK	98	5.12±2.00	6.25	-21.10	36.00	219.82
KLB	98	0.06±2.00	-0.30	-5.30	6.20	3272.86
UB	98	0.02±7.46	-1.10	-20.10	21.20	28134.36
UL	98	1.2776±6.73	1.65	-19.00	20.10	526.89
OL	98	5.84±9.35	6.70	-15.10	26.50	160.11
KNM	98	0.47±1.71	0.00	-3.30	5.10	361.62
KSM	98	0.19±10.01	1.05	-55.00	55.50	5195.17

Table 3. Basic statistics for municipal group

variable	town					
	N	$\bar{x} \pm s$	Median	Minimum	Maximum	V
DCK	195	299.82±22.63	298.80	247.50	374.60	7.55
KKP	195	159.06±159.20	159.20	141.40	172.40	3.16
KLL	195	160.33±5.32	160.40	144.30	172.60	3.32
GAMMA	195	11.96±3.92	11.60	2.30	22.30	32.81
BETA	195	8.97±4.07	9.00	0.00	25.10	45.42
ALFA	195	10.69±4.82	10.60	-3.10	23.60	45.13
DELTA	195	31.63±31.63	31.60	14.90	50.20	19.62
DKP	195	251.06±24.27	252.00	187.30	323.40	9.67
GKP	195	11.34±5.24	11.50	-2.10	33.90	46.24
RKP	195	185.10±21.67	186.20	123.80	247.50	11.71
DLL	195	201.14±18.44	198.50	165.00	274.30	9.17
GLL	195	6.74±4.29	6.50	-16.10	19.00	63.64
RLL	195	114.71±14.72	113.70	87.00	168.40	12.84
UK	195	3.80±12.75	4.80	-29.30	46.50	335.52
KLB	195	-0.21±2.03	0.00	-7.80	5.30	-946.13
UB	195	0.82±7.57	0.00	-27.90	19.00	-913.05
UL	195	-0.42±6.70	0.00	-23.40	22.30	-1565.86
OL	195	4.52±13.36	4.10	-25.10	123.80	295.21
KNM	195	-1.21±11.70	0.00	-119.40	7.10	-961.15
KSM	195	-4.00±19.74	-0.70	-169.10	35.50	-493.21

Obrázok 4. Priebeh priemerných hodnôt všetkých parametrov, ich smerodajné hodnoty, hodnoty minimálne a maximálne. (UL – výškový rozdiel dolných uhlov lopatiek, KNM – hodnota zošikmenia panvy, KSM – rotácia panvy v horizontálnej rovine) (Drzal-Grabiec a Snela, 2012, s. 848).

2.4.2 Dynamická Moiré topografia – optická 4D analýza

Funkčnosť dynamického hodnotenia zakrivenia chrbtice Betsch a Rapp (2013) demonštrovali pomocou rasterstereografickej metódy. Na chrbát ôsmich dobrovoľníkov pripevnili dosku s dvanástimi infračervenými markermi, tie tvorili 4 trojuholníky o známej vzdialenosti. Najskôr boli data namerané za statických podmienok v stoji, potom za dynamických podmienok počas chôdze na bežiacom páse. V oboch prípadoch boli výsledky porovnané so systémom VICON. V statickom vyšetrení boli pomocou rasterstereografie získané presnejšie výsledky ($0.13 \pm 0.84\text{mm}$ vs. $0.73 \pm 0.71\text{mm}$). V dynamickom meraní neboli nájdené žiadne významné rozdiely medzi systémom Vicon a dynamickou rasterstereografiou. Záverom práce bolo, že tento spôsob je vyhovujúci k meraniu dynamických hodnôt na chrbtici a panvy.

Presnosť rasterstereografickej metódy pre dynamickú analýzu chrbtice v priebehu chôdze Betsch et al (2013) potvrdil návaznou štúdiou. V nej taktiež porovnávali získané hodnoty so systémom VICON. Do štúdie sa zapojilo 8 dobrovoľníkov, ktorých obidva systémy snímali zároveň v priebehu chôdze na bežiacom páse. Pred samotným meraním bolo na osoby nalepených 12 reflexných značkovačov vytvárajúcich štyri trojuholníky, ich vzájomná vzdialenosť bola následne štatisticky porovnaná. Presnosť metódy skúmali

v troch rôznych rýchlostiach chôdze (1,5 km/h, 3 km/h, 6 km/h). Štatistický test nepreukázal žiadne odchylky v meraniach oboch systémov, čož potvrdilo dobrú funkčnosť rasterstereografie pre pohybovú analýzu (Betsch et al, 2013).

Reliabilitu automatickej detekcie referenčných bodov na tele v priebehu dynamickej 4D rasterstereografickej analýzy potvrdil Betsch et al (2011) na prototypu prístroja Diers International GmbH.

2.5 Analýza plantárneho tlaku

Pre kvantifikáciu pohybovej alebo statickej činnosti chodidla sa využíva meranie silových parametrov. Pri dynamometrii je výstupom veľkosť maximálnej sily. Pre detailnejšiu analýzu je možné použiť dynamografické vyšetrenie, ktoré slúži k určeniu závislosti sily na čase. Základným vybavením sú silové (tenzometrické, piezoelektrické) plošiny. Pre analýzu pohybu sa meria reakčná sila, ktorá vzniká pri kontakte tela s povrchom plošiny. Výsledná reakčná sila je rozložená na tri základné zložky v smere anteroposteriornom, mediolaterálnom a vertikálnom. Vďaka tomuto rozkladu je možné priestorovo popísať pohyb z hľadiska posobiacej sily (Šimík, 2008, s. 175-179; Hübner, 2010b).

Zo snímaných hodnôt je možné matematickou úpravou vypočítať pôsobisko reakčnej sily (COP – „center of pressure“). Plošina sníma meniace sa podmienky tela, ktoré sa premietajú do kontaktnej plochy. Výsledkom týchto priemetov za určitú dobu je tzv. konfidenčná elipsa (Kolářová, Zvonař in Psalaman et al, 2014, s. 92-96; Janura, 2004).

Obdobou klasických plantogramov je pedobarografické vyšetrenie, to slúži ešte k detailnejšej analýze tlakových síl. Záznam z rozloženia tlakových síl je snímaný z niekoľkých sto miniatúrnych snímačov, pravidelne rozložených v malých vzdialenostiach. Výhodou je možnosť odčítať charakter zaťaženia na celom povrchu chodidla a rozdeliť ho do určitých častí. Tiež nám poskytne presný obrázok povrchu chodidla, ktorý je v kontakte s podložkou, s farebným rozlíšením distribúcie tlakovej sily (Čakrt in Kolář, 2009, s. 198-199).

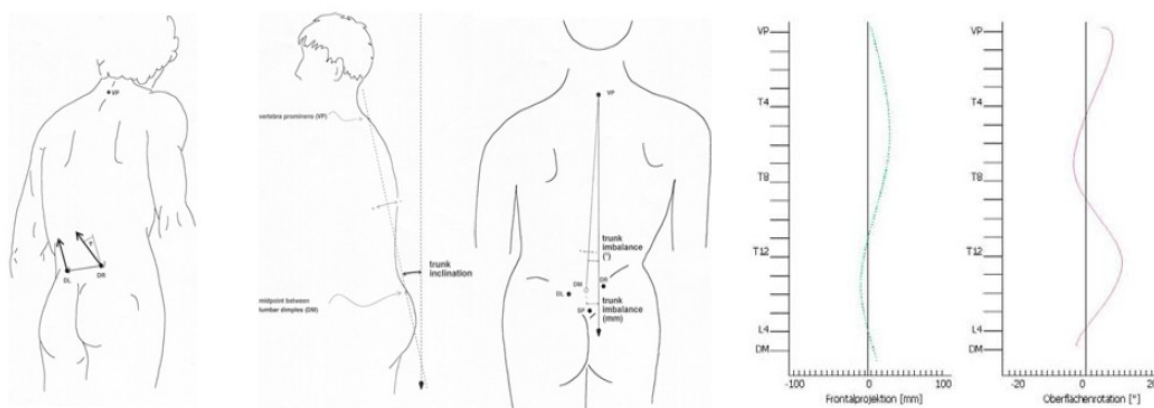
O statické pedobarografické vyšetrenie ide vtedy, keď sa pacient ani tenzometrická plošina nepohybujú, najčastejšie vyšetrenie v bipedálnom stoji. V priebehu vyšetrenia je možné selektívne testovať jednotlivé senzorkové systémy buď s vylúčením zraku, alebo zmenou propioceptívnej informácie z podložky, toto je využívané predovšetkým pri vyšetrení posturografickom (Čakrt in Kolář, 2009, s. 198-199).

Dynamické testovanie zahŕňa situácie, kedy sa buď pohybuje pacient, alebo sa pohybuje podložka s pacientom. Jedná sa o vyšetrenie bipedálnej chôdze, behu či stereotypných pohybových činností pacienta (Čakrt in Kolář, 2009, s. 198-199).

Medzi najčastejšie volené oblasti výskumu patrí vplyv rôznej telesnej hmotnosti na biomechaniku chôdze. Vo všetkých bola nadváha zhodnotená ako zhoršujúci faktor, pričom pôsobenie väčšej tlakovej sily často dochádza ku zrúteniu klenby a aplanácii nohy. Chôdza obéznych je charakteristická prenášaním nôh nízko nad zemou, nízkou rýchlosťou

a dlhým zaťažovaním prednej časti nohy (Kolářová, Zvonař in Psalaman et al, 2014, s. 92-96).

Schröder et al (2008) na vzorke 186 dobrovoľníkov demonštrovali vzťah medzi držaním tela v stoji a distribúciou plantárneho tlaku u jedincov s bolesťami chrbtice. Hodnoty distribúcie plantárneho tlaku [%] boli snímané na prístroji Pedoscan. Následne za rovnakých podmienok bola vyšetrené posturálne držanie chrbtice na prístroji Formetric, ktorý funguje na báze rasterstereografie. Ako smerodátne boli považované hodnoty náklonu panvy vo frontálnej rovine, náklon chrbtice anteriórne alebo posteriórne, úklon chrbtice laterolaterálne, rotácia jednotlivých stavcov chrbtice a hodnoty laterálnej deviácie spôsobené skolioickým držaním (Obrázok 5). Ideálne hodnoty sú absolútne hodnoty blízke sa nule a to vo všetkých rovinách. Štatistickou koreláciou bol porovnaný vzťah medzi vychýlením držania tela od stredovej osy a zmenami „center of pressure“. V štúdií nebola potvrdená korelácia medzi distribúciou plantárneho tlaku a rasterstereografickou analýzou povrchu chrbta.



Obrázok 5. Parametre rasterstereografickej analýzy. Vľavo: hodnoty náklonu chrbtice vpred a rotácia panvy. Uprostred: vychýlenie osy od vertebra prominencie vo frontálnej rovine. Vpravo: graficky zobrazené hodnoty rotácie a deviácie stavcov od osy jednotlivých stavcov od vertebra prominencie až po posledný driekový stavec (L5) (Schröder et al, 2008).

Nurse a Nigg (2001) vo svojej práci ozrejmili zmeny plantárneho tlaku pri chôdzi útlmom senzoričného vstupu. Chodidlá dobrovoľníkov vystavili výraznému chladu, akonáhle povrch kože dosiahol teplotu menšiu ako 6°C, probandi boli vyšetrení na pedobarografickej plošine. Pri expozícii celého chodidla chladu, signifikantne klesol tlak v oblasti paty, palca a ostatných prstov nohy. Podobne nastalo zkátenie krivky COP. Naopak vzrástol tlak pod hlavičkami metatarzov. Pri expozícii zadnej plochy chodidla chladu, klesol v tomto mieste plantárny tlak na plošinu. Pokiaľ bol chlad lokalizovaný iba do oblasti prednožia, obdobne klesol tlak nohy na plošinu pod palcovou časťou. Vyšetrenie bolo doplnené

o elektromyografické (EMG) vyšetrenie, kde potvrdili výrazný zostup aktivity hamstringov. Vyšetrených bolo 6 mužov a 4 ženy vo veku 28 rokov bez neurologickej diagnózy či ochorenia, ktoré by mohlo výskum akokoľvek ovplyvniť.

3 CIELE A HYPOTÉZY

Cieľom diplomovej práce je zhodnotiť efekt terapie podľa konceptu Dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie u pacientov s diagnostikovaným femoroacetabulárnym impingement syndrómom. K tomuto účelu boli vyhodnotené zmeny zaťaženia chodidiel, pohybov chrbtice a panvy v stoji a pri chôdzi pred a po terapii. Výsledné plantobarografické a rasterstereografické data boli porovnané s kontrolnou skupinou. Aby sme mohli dôkladne vyhodnotiť efekt terapie, rozhodli sme sa porovnať hodnoty vizuálnej analogovej škály a dotazníku interferencie bolesti s dennými aktivitami pred terapiou a po terapii. K posúdeniu výsledkov práce sme formulovali nasledujúce hypotézy:

Hypotézy

H₀1: Hodnoty Vizuálnej analgovej škály sú totožné pred a po terapii.

H₀2: Hodnoty Dotazníku intereferencie bolesti s dennými aktivitami sú totožné pred a po terapii.

H₀3: Vybrané hodnoty statickej Moiré topografie sú totožné pred a po terapii.

H₀4: Vybrané hodnoty dynamickej Moiré topografie sú totožné pred a po terapii.

H₀5: Vybrané hodnoty statickej pedobarografickej analýzy sú totožné pred a po terapii.

H₀6: Vybrané hodnoty dynamickej pedobarografickej analýzy sú totožné pred a po terapii.

H₀7: Hodnoty statickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

H₀8: Hodnoty dynamickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

H₀9: Hodnoty statickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

H₀10: Hodnoty dynamickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

H₀11: Hodnoty statickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

H₀12: Hodnoty dynamickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

H₀13: Hodnoty statickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

H₀14: Hodnoty dynamickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.

4 METODIKA

4.1 Popis vzorku sledovaných osôb

Od januára 2013 do mája 2014 bolo pre účely diplomovej práce zaradených do výskumu 12 pacientov s diagnózou FAI, z toho sedem mužov a päť žien vo veku 49 ± 9 rokov. Probandi boli zoznamení s priebehom výskumu a súhlasili s použitím osobných údajov pre potreby tejto práce.

U troch osôb bol nález FAI typu cam, u jednej osoby FAI typu pincer a osem pacientov s nálezom FAI zmiešaného typu. Podľa zobrazovacích metód bola táto diagnóza popísaná u všetkých pacientov ako bilaterálny nález. U troch pacientov bol na pravom bedrovom kĺbe väčší nález alebo prevaha symptómov a u deviatich pacientov na ľavom bedrovom kĺbe.

Početnosť lokalizácie bolesti bola nasledovná

Lumbálna časť chrbtice- vľavo:	9
Lumbálna časť chrbtice- vpravo:	7
Oblasť sakrálnej kosti:	1
Bedrový kĺb- vľavo:	5
Bedrový kĺb- vpravo:	3
Zadná strana gluteálnej oblasti:	0
Bočná strana gluteálnej oblasti- vľavo:	5
Bočná strana gluteálnej oblasti-vpravo:	2
Triesla- vľavo:	5
Triesla- vpravo:	4
Koleno:	3

Všetci pacienti udávali dobu trvania bolesti viac ako 6 mesiacov, z toho:

6 mesiacov až 1 rok:	1 pacient
1 rok až 3 roky:	3 pacienti
3 roky a viac:	8 pacientov

V prípade akútnych bolesti brali traja pacienti lieky zo skupiny nesteroidných antirevmatik.

Pracovná anamnéza – so zameraním na dominanciu dynamickej či statickej pohybovej záťaže a ich početnosti:

Sedavé zamestnanie : 9

Práca v stoji: 0

Aktívne: 3

História športovej aktivity :

Nikdy nešportoval: 1

Rekreačne: 7

Výkonostne: 2

Vrcholovo: 2

Aktuálna športová aktivita:

Nešportujem: 5

Menej ako 1-krát za týždeň: 2

1-2-krát týždenne: 2

3-4-krát týždenne: 1

Viac ako 4x za týždeň: 2

Aby boli pacienti zaradení do výskumu, museli spĺňať nasledovné kritéria:

1. Diagnóza femoroacetabulárneho impingement syndrómu potvrdená na RTG alebo MRI
2. Pozitivita klinického testu pre FAI
3. Chronické či intermitentné bolesti spojené s diagnózou FAI
4. Vek od 35-65 roku života
5. Rozsah pohybu v bedrovom kĺbe väčší ako 90° flexie, väčší ako 10° do vnútornej rotácie
6. Svalová sila vo svaloch bedrového kĺbu je väčšia ako stupeň 3 dle svalového testu podľa Jandy tzn. minimálne stupeň 4
7. Nie je prítomná radikulárna symptomatológia

Pomocou planimetrickej metódy sme v rámci kineziologického rozboru vylúčili výrazné obmedzenie rozsahu pohybu v bedrovom kĺbe. U všetkých pacientov bol stupeň flexie väčší ako 90°, meraný v ľahu na chrbte s flexiou kolena. Rozsah do vnútornej rotácie v bedrovom kĺbe meraný v leže na chrbte s flexiou 90° v bedrovom a kolennom kĺbe, uhol nebol menší ako 10°.

Dle svalového testu sme vyšetrili svalovú silu do flexie, extenzie, abdukcie, addukcie, vnútornej a vonkajšej rotácie v bedrovom kĺbe. Sila svalov odpovedala štvrtému a piatemu stupňu svalovej sily dle Jandy.

Pre vylúčenie radikálnej symptomatológie sme vyšetrili taktilné čítie, svalovú silu odpovedajúcich svalov dolných končatín a napínacie manévry.

4.2 Kontrolná skupina

Na základe prípadovej štúdie sme každej skúmanej osobe prideliť jednu kontrolu rovnakého veku a pohlavia, čím sme potvrdili homogénnosť oboch skupín. Našími stanovenými podmienkami boli

1. Neprítomnosť neurologického ochorenia či vrodenej vývojovej vady pohybového aparátu
2. Neprítomnosť vertebrogénnych obtiaží, úrazov a operácií chrbtice
3. Pacient nemá v anamnéze úrazy alebo operácie dolných končatín
4. Vo svojej anamnéze neudáva prítomnosť chronických bolestí pohybového aparátu
5. Nevýbavnosť testu FAI

Pracovná anamnéza kontrolnej skupiny – so zameraním na dominanciu dynamickej či statickej pohybovej záťaže a ich početnosti:

Sedavé zamestnanie : 9

Práca v stoji: 1

Aktívne: 2

História športovej aktivity :

Nikdy nešportoval: 0

Rekreačne: 6

Výkonostne: 5

Vrcholovo: 1

Aktuálna športová aktivita:

Nešportujem: 2

Menej ako 1-krát za týždeň: 5

1-2-krát týždenne: 4

3-4-krát týždenne: 1

Viac ako 4x za týždeň: 0

	<i>Skúmaná skupina FAI</i>		<i>Kontrolná skupina</i>	
	priemer	SD	priemer	SD
Vek	48.75	8.74	48.33	8.96
Výška	178.5	6.91	173.0	10.02
Váha	80.92	13.48	80.50	20.97
Obvod pása	90.18	12.42	93.50	17.01
Obvod bokov	98.00	6.37	103.08	8.39

Tabuľka 1. Popisné hodnoty vyšetrených skupín so smerodatnými odchýlkami (SD)

4.3 Metodika vyšetrenia

V úvode boli získané od probandov osobné dáta (vek, telesná výška, hmotnosť, obvod pásu, obvod bokov), osobná anamnéza a farmakologická anamnéza zameraná na príjem analgetík, športová anamnéza, pracovná anamnéza s cieľom zistiť prevahu statickej či dynamickej činnosti pri práci a dominanciu hornej a dolnej končatiny. Taktiež boli pacienti dotázaní na presnú lokalizáciu bolesti, subjektívne hodnotenie bolesti pomocou dotazníku Vizualnej analogovej škály (VAS) aktuálny týždeň a týždeň predchádzajúci a Dotazníku interferencie bolesti s dennými aktivitami (DIBDA). Kompletný dotazník je súčasťou prílohy diplomovej práce (Príloha č.1).

4.3.1 Statická Moiré topografia

K vyšetreniu pacienta v stoji sme použili prístroj DIERS formetric III 4D a boli dodržané doporučené postupy uvedené v manuáli. Pacient sa postavil na plošinu s definovanou vzdalenosťou, žiadne časti odevu ani vlasy nezakrývali meranú oblasť zad a chrbtice, pacient nemal na sebe hodinky ani iné šperky či tetovanie. Základnou podmienkou pri odoberaní záznamu je nezasahovať akýmkoľvek spôsobom do postury vyšetřovaného. Miestnosť bola dostatočne zatienená tak, aby do miestnosti nevstupovali priame slnečné paprsky a výška kamery skorigovaná podľa telesnej výšky pacienta.

Po vyšetrení systém DiCam automaticky spracuje a vyhodnotí všetky dostupné parametre. Pre nás smerodajné hodnoty boli nasledujúce:

- „Sagittal imbalance“ [mm] – hodnota definovaná ako náklon osy vedenej cez vertebra prominence (VP) a strednou vzdialenosťou medzi fossae lumbales (DM) v sagitálnej rovine
 - kladná hodnota čísla – náklon chrbtice vpred
 - záporná hodnota čísla – náklon chrbtice vzad
- „Coronal imbalance“ [mm] – hodnota definovaná ako vychýlenie osy VP-DM vo frontálnej rovine od vertikálnej osy vedenej od VP
 - kladná hodnota čísla – náklon osy doprava
 - záporná hodnota čísla – náklon osy doľava
- „Pelvic obliquity“ [mm] – Hodonota definovaná ako výškový rozdiel pravej fossa lumbale (DR) a ľavej fossa lumbale (DL)

- kladná hodnota čísla – DR je kraniálnejšie ako DL
- záporná hodnota čísla – DL je kraniálnejšie ako DR
- „Pelvic torsion“ [°] – hodnota počítaná z recipročnej rotácie povrchu oboch driekových jamiek (DR, DL) v sagitálnej rovine.
 - kladná hodnota čísla – pravá drieková jamka má väčší uhol rotácie ako ľavá drieková jamka
 - záporná hodnota čísla - ľavá drieková jamka má väčší uhol rotácie ako pravá drieková jamka
- „Kyfotic angle“ [°] – hodnota definovaná uhlom medzi tangentami cervikálneho ohybu (ICT) a thorakálneho ohybu (ITL)
- „Lordotic angle“ [°] – hodnota definovaná uhlom medzi tangentami thorakálneho (ITL) a lumbosakrálneho ohybu (ILS)

Normálne rozpätie hodnôt:

Uhol lordózy : 47 – 50°

Uhol kyfózy : 38 – 42°

U všetkých ďalších vyššie popísaných hodnôt sú ideálne hodnoty bližšie sa nule. (Hübner, 2010a)

4.3.2 Dynamická Moiré topografia

Pre vyšetrenie pacienta pri chôdzi sme využili taktiež prístroj DIERS formetric III 4D. Pacient kráčal na bežiacom páse o rýchlosti 3,5 km/h, samotné vyšetrenie trvalo 30 sekúnd. Príprava a prostredie miestnosti odpovedalo podmienkam v predchádzajúcom vyšetrení. Ako smerodajné sme vybrali nasledovné hodnoty:

- „Pelvic torsion“ [°] – hodnota definovaná ako stupeň rotácie spojnice DR-DL v tranzverzálnej rovine
 - kladná hodnota čísla – DR je dorzálnejšie ako DL
 - záporná hodnota čísla - DL je dorzálnejšie ako DR
- „Pelvic tilt“ [mm] – zhodná s hodnotou „Pelvic obliquity“
- „Trunk imbalance“ [mm] – zhodná s hodnotou „Coronal imbalance“
- „Lateral deviation“ [mm] – hodnota definovaná maximálnou deviáciou od osy VP-DM vo frontálnej rovine
 - kladná hodnota čísla – maximálna hodnota vychýlenia doprava

- záporná hodnota čísla - maximálna hodnota vychýlenia doľava

U všetkých vyššie popísaných hodnôt sú ideálne hodnoty bližšie sa nule.

Všetky data boli získané vo fáze dvojitej opory, a to pri nakročenej pravej aj ľavej dolnej končatine.

4.3.3 Pedoscan – statické vyšetrenie

Hodnoty tlaku boli merané na tlakovej plošine Diers pedoscan. Pacient v priebehu vyšetrenia stál s otvorenými očami na tlakovej plošine bez obuvi a ponožiek, okraje nohavíc sa nedotýkali povrchu plošiny. Vyšetrovaný bol inštruovaný, aby sa postavil na plošinu a počas vyšetrenia sa díval priamo pred seba.

- „Maximum pressure“ [N/cm²] – maximálna hodnota tlakovej sily chodidla
- „Average pressure“ [N/cm²] – priemerná hodnota tlakovej sily chodidla na podložku
- „Pressure distribution“ [%] – celková distribúcia tlakovej sily vyjadrená v percentách pre ľavú a pravú dolnú končatinu
- „Surface“ [cm²] – povrch chodidla, ktorý kontaktuje plošinu so senzormi
- „Foot axis angle“ [°] – uhol, ktorá zoviera sagitálna osa a osa prechádzajúca stredom paty a prednožia

4.3.4 Pedoscan – dynamické vyšetrenie

Pri vyšetrení pacient kráčal po plošine pedoscanu striedavo pravou a ľavou dolnou končatinou. Vyšetrovaný kráčal bez obuvi a ponožiek, okraje nohavíc sa nedotýkali povrchu plošiny. Rovnako ako pri statickom meraní bol inštruovaný, aby sa počas vyšetrenia díval priamo pred seba. Pacient mal možnosť si danú úlohu pred testovaním vyskúšať.

Pre štatistické spracovanie sme použili nasledovné hodnoty:

- „Pressure distribution“ [%] – celková distribúcia tlakovej sily vyjadrená v percentách pre ľavú a pravú dolnú končatinu generovaná nákonom a odrazom chodidla

4.4 Metodika terapie

Do terapie bolo zaradených 12 pacientov s femoracetabulárnym impingement syndrómom, ktorí mali indikovanú rehabilitačnú liečbu od lekára s atestáciou z odboru fyziatria, balneológia a liečebná rehabilitácia (FBLR). Skúmaná skupina absolvovala sériu šiestich hodinových fyzioterapií. Terapia bola vedená dle konceptu Dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie. Cvičenie bolo cielené na aktiváciu vonkajších rotátorov v predĺžení a vzájomnú koaktiváciu vonkajších a vnútorných rotátorov bedrového kĺbu opornej dolnej končatiny, ďalej na vzpriamovacu funkciu dolnej končatiny a chrbtice s väčším dorazom na bedrový kĺb.

V rámci DNS sme do terapie zaradili nasledovné modely:

1. nácvik posturálneho dychového stereotypu a stabilizačnej funkcie bránice
2. nácvik hlbkej posturálnej stabilizácie chrbtice vleže na chrbte
3. nácvik izolovaného pohybu v bedrovom kĺbe v polohe na boku
4. nácvik izolovaného pohybu v bedrovom kĺbe v šikmom sede
5. nácvik prechodovej fáze z polohy na 4 do polohy šikmého sedu
6. nácvik polohy vo vysokom kľaku s nákokom
7. nácvik hlbokého drepu
8. nácvik stoja s oporou ipsilaterálnej hornej a dolnej končatiny

Pri cvičení sme postupovali od polôh s nižšími posturálnymi nárokmi k polohám vyšším. Cvičenie bolo zahájené nácvikom posturálneho dychového stereotypu a nácvikom hlbkej posturálnej stabilizácie chrbtice v ľahu na chrbte. Náročnejšie modifikované polohy sme do terapie zaradili v momente, keď bol pacient schopný korigovať daný cvik a nedochádzalo k substitúcii náhradnými pohybovými vzorcami.

Prevedenie cvičenia bolo prísne modifikované podľa rozsahu v bedrovom kĺbe tak, aby pohyb a poloha nepôsobila bolesť. Boli dodržané všetky zásady plynúce z konceptu DNS. Všetci pacienti boli inštruovaní k autoterapii a to dvakrát denne minimálne po dobu návštev série fyzioterapií.

4.5 Zhodnotenie dát pomocou štatistickej analýzy

Namerané hodnoty boli prepísané do programu Microsoft Excel a ďalej spracované. Data boli podrobené testom pre ozrejmienie normálneho rozloženia. K vyhodnoteniu dát pred a po terapii a ich vzájomnému porovnaniu bol použitý dvojvýberový párový t-test. K porovnaniu výsledkov medzi kontrolnou skupinou a experimentálnou skupinou bol zvolený dvojvýberový nepárový t-test.

Všetky stanovené hypotézy boli testované na hladine významnosti 95 percent. Minimálna hranica štatistickej významnosti musela splňovať, že hodnota p je menšia ako 0,05.

5 VÝSLEDKY

V rámci tejto diplomovej práce, boli riešené hypotézy 1 až 14.

Hypotéza 1

Prvá hypotéza znela: „Hodnoty Vizuálnej analgovej škály sú totožné pred a po terapii.“

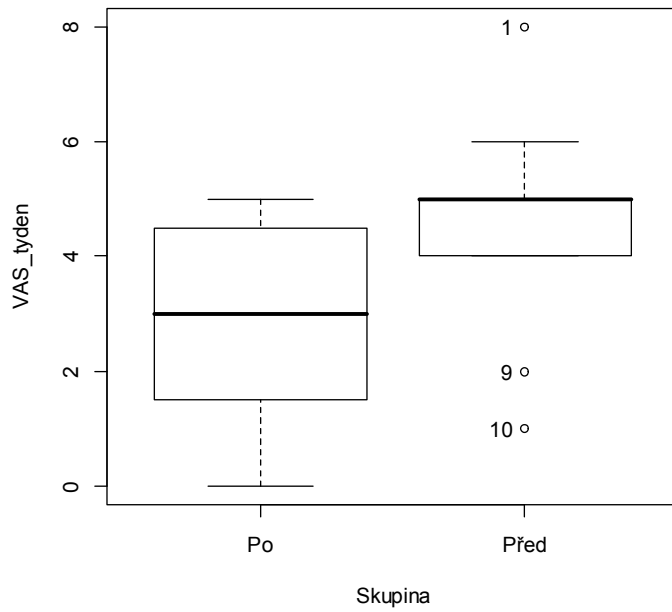
S cieľom overiť či terapia podľa konceptu DNS povedie k signifikantnej úprave chronických bolestí pohybového aparátu, porovnali sme hodnoty VAS aktuálny týždeň a týždeň minulý pred terapiou a po terapii.

Zistený výsledok ukazuje, že u skúmaného súboru došlo k signifikantnému zníženiu pocitu bolestivosti v priemere o 2 body na Vizuálnej analogovej škále (Obrázky 6, 7, 8). Výsledok je štatisticky významný na hladine 0,01.

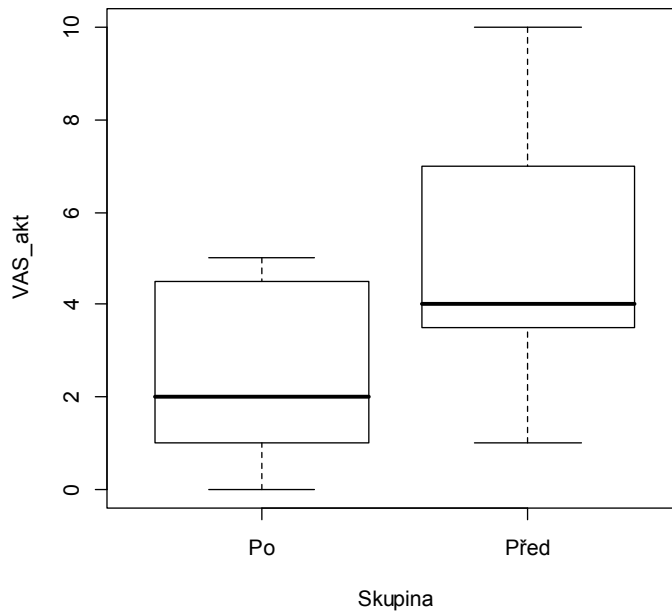
Na základe výsledkov zamietame hypotézu 1.

	<i>Skúmaná sk. – pred terapiou</i>		<i>Skúmaná sk. – po terapii</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
VAS aktuálny týždeň	5.00	2.76	2.55	1.97	0.00008973
VAS minulý týždeň	4.45	1.86	2.82	1.89	0.006081

Obrázok 6. Priemerné hodnoty Vizuálnej analogovej škály aktuálny týždeň a minulý týždeň a ich smerodatné odchytky pred a po terapii.



Obrázok 7. Hodnoty Vizualnej analogovej škály aktuálny týždeň pred a po terapii.



Obrázok 8. Hodnoty Vizualnej analogovej škály minulý týždeň pred a po terapii.

Hypotéza 2

Druhá hypotéza znela: „Hodnoty Dotazníku interferencie bolesti s dennými aktivitami sú totožné pred a po terapii.“

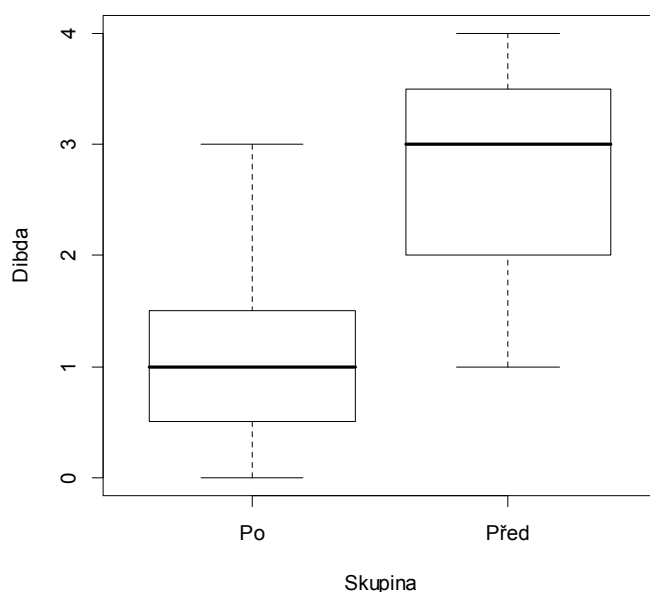
Aby sme overili aký vplyv má terapia podľa konceptu DNS vplyv na vykonávanie bežných denných činností a ich interferenciu s bolestivými stavmi pacientov, porovnali sme hodnoty DIBDA pred terapiou a po terapii.

Výsledok ukazuje, že u skúmaného súboru došlo po terapii k signifikantnému zníženiu problémov spojených s bežnými dennými pohybovými aktivitami. Z priemernej hodnoty $2,64 \pm 1,12$ na hodnotu $1,18 \pm 1,08$ (Obrázky 9, 10). Na hladine významnosti 0,001.

Na základe týchto výsledkov zamietame hypotézu 2.

DIBDA	Skúmaná sk. – pred terapiou		Skúmaná sk. – po terapii		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
	2.64	1.12	1.18	1.08	

Obrázok 9. Priemerné hodnoty Dotazníku interferencie bolesti s dennými aktivitami a ich smerodatné odchylky pred a po terapii.



Obrázok 10. Krabicový graf - DIBDA pred a po terapii

Hypotéza 3

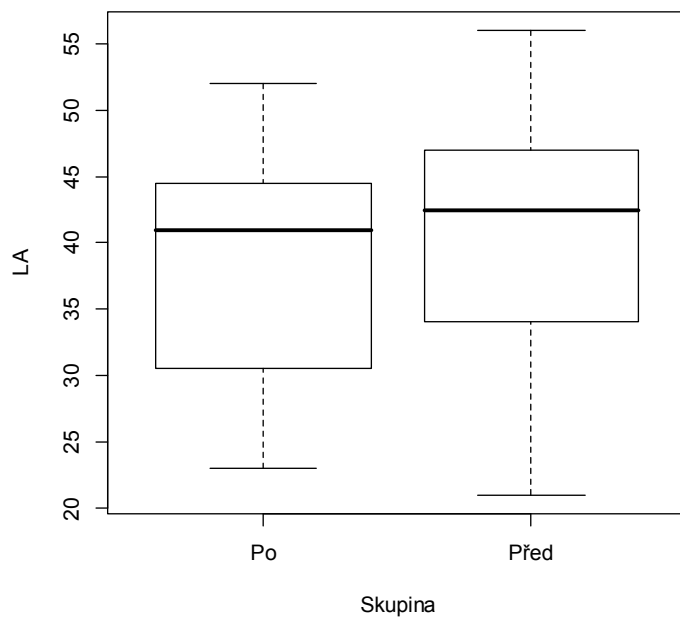
Tretia hypotéza znela: „Vybrané hodnoty statickej Moiré topografie sú totožné pred a po terapii.“

Po vyhodnotení zmien postavenia chrbtice a panvy za statickej situácie v stoji pred a po terapii bola štatisticky významná odchylka v parametri „lordotic angle“, ktorý hodnotí veľkosť uhlu lumbálnej lordózy, a to na štatistickej hladine 0,05. Priemerná hodnota parametru pred terapiou bola $40,50 \pm 9,89$ a po terapii $38,08 \pm 8,69$ (Obrázok 11). Ako sme si vyššie definovali, normálne hodnoty pre uhol lordózy sú v roamedzí $38-42^\circ$. Z krabicového grafu (Obrázok 12) je jasné, že hodnoty lordotic angle pred terapiou u pacientov sú značne variabilné a na grafe sa nachádzajú aj nad aj pod normálnym rozpatím. Celkový rozptyl hodnôt sa po terapii významne zúžil a blíži sa k normatívnym hodnotám.

Na základe týchto výsledkov zamietame hypotézu 3.

	<i>Skúmaná sk. – pred terapiou</i>		<i>Skúmaná sk. – po terapii</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Sagittal imbalance	1.42	3.03	2.17	2.66	0.06875
Coronal imbalance	-5.67	12.00	-5.00	10.14	0.6298
Pelvic obliquity	0.42	5.78	0.92	3.26	0.6653
Pelvic torsion	0.00	2.66	-0.42	2.71	0.241
Kyphotic angle	50.00	7.06	48.50	7.86	0.3596
Lordotic angle	40.50	9.89	38.08	8.69	0.02314

Obrázok 11. Priemerné hodnoty všetkých hodnotených parametrov statickej Moiré topografie a ich smerodatné odchylky pred a po terapii.



Obrázok 12. Hodnoty lordotic angle s mediánovou veličinou.

Hypotéza 4

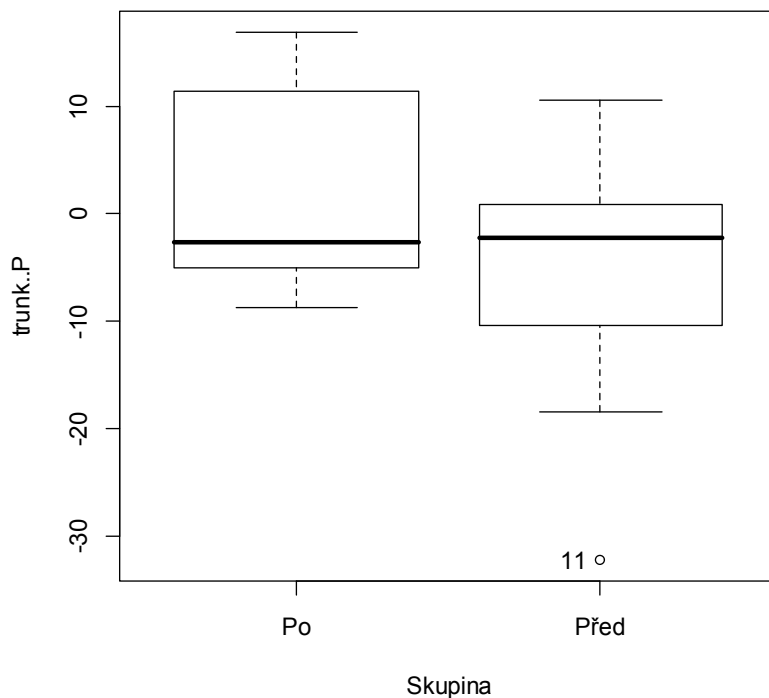
Štvrtá hypotéza znela: „Vybrané hodnoty dynamickej Moiré topografie sú totožné pred a po terapii.“

Po porovnaní všetkých dostupných parametrov snímaných v priebehu chôdze bola potvrdená štatisticky významná odchylka u hodnoty „trunk imbalance (PDK)“. Hodnota sa zmenila z $-5,65 \pm 11,28$ na $2,39 \pm 9,47$ (Obrázky 13, 14), to znamená, že nastala zmena vo vychýlení osy VP-DM vo frontálnej rovine od vertikálnej osy vo fázy dvojtej opory s nakročenou LDK o 8,04 mm doprava. Hladina významnosti je 0,05.

Na základe dostupných výpočtov zamietame hypotézu 4.

	<i>Skúmaná sk. – pred terapiou</i>		<i>Skúmaná sk. – po terapii</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Pelvic rotation (PDK)	-0.29	5.47	1.89	3.76	0.1606
Pelvic rotation (LDK)	-1.13	3.23	-1.57	2.58	0.5675
Trunk imbalance (PDK)	-5.61	11.28	2.39	9.47	0.03852
Trunk imbalance (LDK)	-15.43	15.95	-9.28	11.32	0.1477
Pelvic tilt (PDK)	1.51	4.15	0.62	2.04	0.5232
Pelvic tilt (LDK)	-0.76	2.67	-0.73	2.88	0.9712
Lat. deviation (PDK) L	-4.64	2.81	-3.40	2.51	0.2529
Lat. deviation (PDK) P	12.00	4.76	11.24	6.23	0.7004
Lat. deviation (LDK) L	-8.66	3.62	-7.37	4.47	0.4082
Lat. deviation (LDK) P	5,53	3,81	5.87	4.12	0.5626

Obrázok 13. Priemerné hodnoty všetkých hodnotených parametrov dynamickej Moiré topografie a ich smerodatné odchylky pred a po terapii. (pozn. PDK – značí, že vo fáze dvojtej opory je pravá dolná končatina v maximálnej extenzii a LDK na začiatku stojnej fázy; LDK - naopak)



Obrázok14. Krabicový graf s mediánovou hodnotou pre trunk imbalance (PDK) u skúmanej skupiny pred terapiou a po terapii.

Hypotéza 5

Piata hypotéza znela: „Vybrané hodnoty statickej pedobarografickej analýzy sú totožné pred a po terapii.“

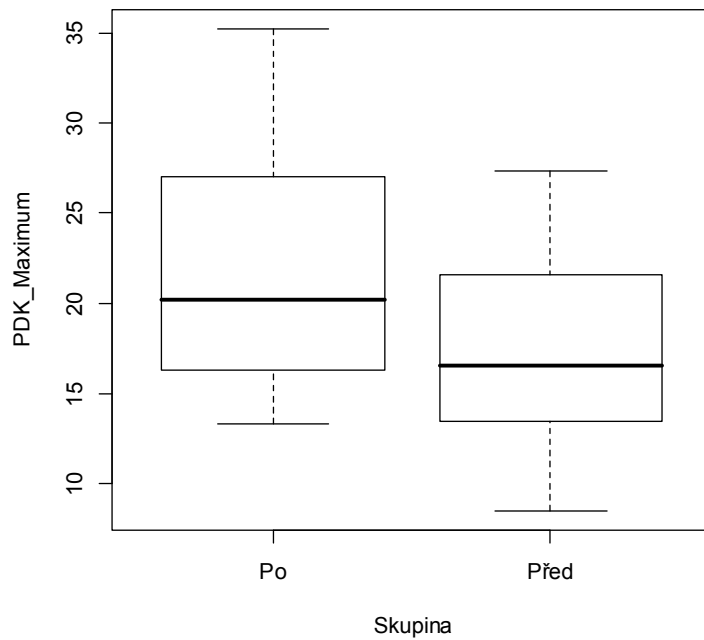
Po absolvovaní terapií došlo k významnej zmene dvoch parametrov. Parameter „maximum pressure“ udávajúci hodnoty maximálnej tlakovej sily pravej dolnej končatiny sa zmenila z hodnoty $17,63 \pm 5,74$ na hodnotu $21,93 \pm 7,66$ (Obrázok 15, 16) so štatistickou významnosťou je na hladine 0,01.

Druhým parametrom je „average pressure“ udávajúci priemerernú tlakovú silu chodidla na podložku taktiež na pravej dolnej končatine sa z hodnoty $2,68 \pm 0,58$ dostala na hodnotu $3,03 \pm 0,86$ (Obrázok 15, 17). Na hladine významnosti 0,01.

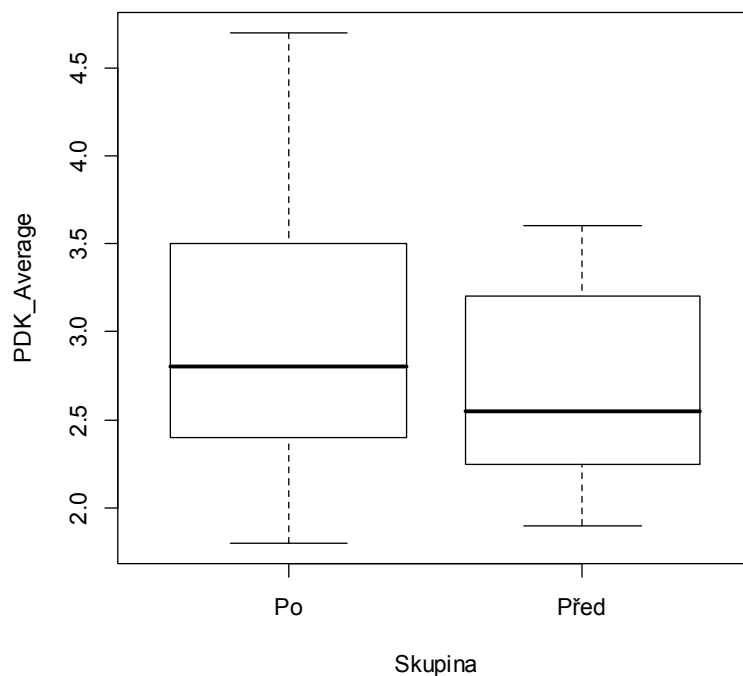
Na základe vyššie popísaných výsledkov zamietame hypotézu 5.

	<i>Skúmaná sk. – pred terapiou</i>		<i>Skúmaná sk. – po terapii</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Max. pressure (PDK)	17.63	5.74	21.93	7.66	0.03119
Max. pressure (LDK)	16.59	6.57	20.15	6.51	0.1481
Average pressure (PDK)	2.68	0.58	3.03	0.86	0.005093
Average prssure (LDK)	2.53	0.82	2.87	0.75	0.1944

Obrázok 15. Priemerné hodnoty parametrov statickej pedobarografickej analýzy a ich smerodátne odchyľky pred a po terapii. (pozn. PDK – pravá dolná končatina, LDK – ľavá dolná končatina)



Obrázok 16. Krabicový graf maximálnej tlakovej sily („maximum pressure“) PDK na podložku pred terapiou a po terapii.



Obrázok 17 . Krabicový graf hodnoty „average pressure“ chodidla na podložku pred terapiou a po terapii.

Hypotéza 6

Šiesta hypotéza znela: „Vybrané hodnoty dynamickej pedobarografickej analýzy sú totožné pred a po terapii.“

Aby sme mohli zhodnotiť rozdiel hodnôt distribúcie tlakovej sily chodidla na podložku za dynamickej situácie, porovnali sme rozloženie hodnôt pre pravú a ľavú dolnú končatinu. Porovnané výsledky nepreukázali štatisticky významné rozdiely hodnôt. Celkový prehľad výsledkov v Prílohe č.2 diplomovej práce.

Na základe vyššie popísaných výsledkov prijímame hypotézu 6.

Hypotéza 7

Siedma hypotéza znela: „Hodnoty statickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

Aby sme determinovali, či existuje rozdiel v postavení chrbtice a panvy u pacientov s femoroacetabulárnym impingementom oproti zdravej populácii, porovnali sme jednotlivé parametre namerané u skupiny FAI pred terapiou s kontrolnou skupinou.

Z výsledkov vyplýva, že na hladine 0,05 neexistuje štatisticky významný rozdiel v žiadnom z parametrov. Celkový prehľad výsledkov v Prílohe č.3 diplomovej práce.

Na základe vyššie popísaných výsledkov prijímame hypotézu 7.

Hypotéza 8

Ôsma hypotéza znela: „Hodnoty dynamickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

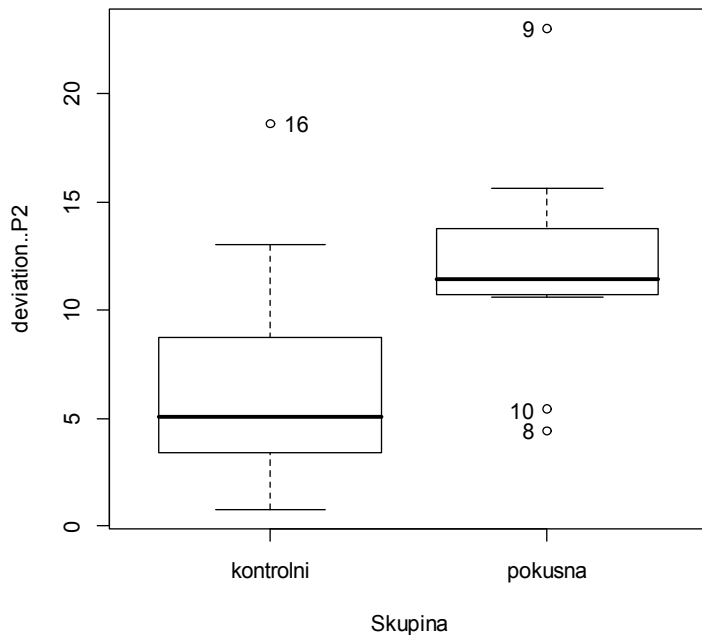
Aby sme determinovali rozdiel v pohybe chrbtice a panvy pri chôdzi u pacientov s femoroacetabulárnym impingementom oproti zdravej populácii, porovnali sme jednotlivé parametre s kontrolnou skupinou.

Štatisticky významná odchyľka bola preukázaná u hodnoty „lateral deviation (PDK)“ vo fáze dvojitej opory, kde PDK je v maximálnej extenzii v bedrovom kĺbe. To znamená, že hodnota, ktorá popisuje vychýlenie osy chrbtice vo frontálnej rovine doprava má výraznejšiu odchyľku od stredovej osy u skupiny osôb s femoroacetabulárnym impingement syndrómom ($12,00 \pm 4,76$ ku $6,48 \pm 5,21$). Tieto odchyľky sú patrné na krabicovom grafe (Obrázok 18), kde je zobrazená mediánová hodnota. Konkrétne čísla sú zobrazené v tabuľke (Obrázok 19). Hladina významnosti pre tento parameter je 0,05.

Na základe vyššie popísaných výsledkov zamietame hypotézu 8.

	<i>Skupina FAI – pred terapiou</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Pelvic rotation (PDK)	-0.29	5.47	-1.83	2.60	0.3896
Pelvic rotation (LDK)	-1.13	3.23	-2.17	2.13	0.3646
Trunk imbalance (PDK)	-5.61	11.28	-5.52	11.82	0.9847
Trunk imbalance (LDK)	-15.43	15.95	-4.44	16.05	0.1069
Pelvic tilt (PDK)	1.51	4.15	0.43	3.89	0.5163
Pelvic tilt (LDK)	-0.76	2.67	-0.48	3.49	0.8254
Lat. deviation (PDK) L	-4.64	2.81	-4.38	2.20	0.7984
Lat. deviation (PDK) P	12.00	4.76	6.48	5.21	0.01279
Lat. deviation (LDK) L	-8.66	3.62	-6.67	2.72	0.1419
Lat. deviation (LDK) P	5,53	3,81	2.78	3.41	0.07474

Obrázok18. Priemerné hodnoty všetkých hodnotených parametrov dynamickej Moiré topografie a ich smerodatné odchyľky – hodnoty skúmanej skupiny pred terapiou a hodnoty kontrolnej skupiny. (pozn. PDK – značí, že vo fáze dvojitej opory je pravá dolná končatina v maximálnej extenzii a LDK na začiatku stojnej fázy; LDK - naopak)



Obrázok19. Krabicový graf s mediánovou hodnotou pre lateral deviation (PDK) u skúmanej skupiny pred terapiou a kontrolnej skupiny.

Hypotéza 9

Deviata hypotéza znela: „Hodnoty statickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

Aby sme zistili rozdiel v distribúcii tlakovej sily chodidla na plošinu u pacientov s femoroacetabulárnym impingementom porovnali sme jednotlivé parametre s kontrolnou skupinou.

U žiadneho z parametrov sme nenašli významný štatistický rozdiel na hladine významnosti 0,05. Výsledky viz. Príloha č.4 diplomovej práce.

Na základe výsledkov potvrdzujeme hypotézu 9.

Hypotéza 10

Desiata hypotéza znela: „Hodnoty dynamickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú pred terapiou rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

Aby sme zistili rozdiel v distribúcii tlakovej sily chodidla na plošinu v priebehu bipedálnej chôdze u pacientov s femoroacetabulárnym impingementom porovnali sme jednotlivé parametre s kontrolnou skupinou.

U žiadneho z parametrov sme nenašli výrazný štatistický rozdiel na hladine významnosti 0,05. Výsledky viz. Príloha č.5 diplomovej práce.

Na základe výsledkov potvrdzujeme hypotézu 10.

Hypotéza 11

Jedenásta hypotéza znela: „Hodnoty statickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

Aby sme zhodnotili efekt terapie, porovnali sme jednotlivé parametre postavenia chrbtice a panvy u pacientov s femoroacetabulárnym impingementom po terapii s kontrolnou skupinou.

U žiadneho z parametrov sme nenašli významný štatistický rozdiel na hladine významnosti 0,05. Konkrétne hodnoty viz. Príloha č. 6 diplomovej práce.

Na základe výsledkov potvrdzujeme hypotézu 11.

Hypotéza 12

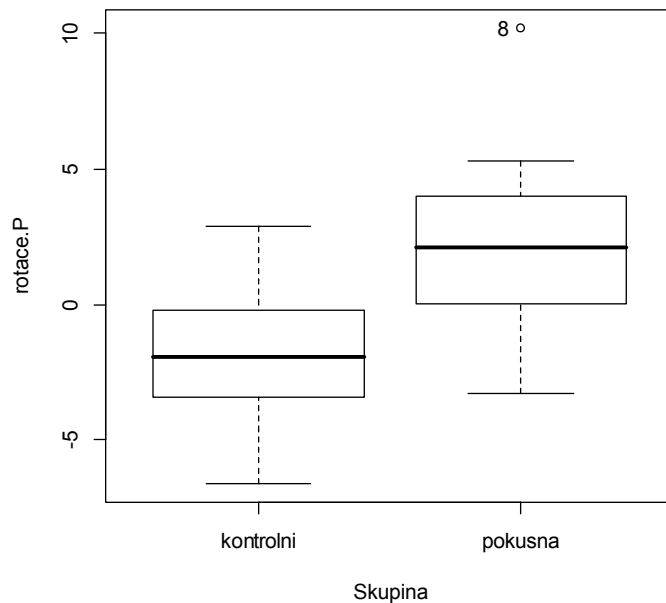
Dvanásta hypotéza znela: „Hodnoty dynamickej Moiré topografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

Porovnaním oboch skupín sme zistili štatisticky významné rozdiely v hodnote „pelvic rotation (PDK)“. Priemerná hodnota rotácie panvy po terapii u skupiny FAI je $1,89 \pm 3,76$. Hodnota rotácie panvy v tej istej fáze krokového cyklu u kontrolnej skupiny je $-1,83 \pm 2,60$ (Obrázok 20, 21). Rozdiel hodnôt je na hladine významnosti 0,05.

Na základe vyššie popísaných výsledkov zamietame hypotézu 12.

	<i>Skupina FAI – po terapii</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Pelvicrotation(PDK)	1.89	3.76	-1.83	2.60	0.01079
Pelvicrotation(LDK)	-1.57	2.58	-2.17	2.13	0.5407
Trunkimbalance(PDK)	2.39	9.47	-5.52	11.82	0.08482
Trunkimbalance(LDK)	-9.28	11.32	-4.44	16.05	0.4041
Pelvic tilt (PDK)	0.62	2.04	0.43	3.89	0.8816
Pelvic tilt (LDK)	-0.73	2.88	-0.48	3.49	0.8501
Lat. deviation (PDK) L	-3.40	2.51	-4.38	2.20	0.3235
Lat. deviation (PDK) P	11.24	6.23	6.48	5.21	0.05488
Lat. deviation (LDK) L	-7.37	4.47	-6.67	2.72	0.6485
Lat. deviation (LDK) P	5.87	4.12	2.78	3.41	0.07162

Obrázok 20. Priemerné hodnoty všetkých hodnotených parametrov dynamickej Moiré topografie a ich smerodatné odchytky – hodnoty skúmanej skupiny po terapii a hodnoty kontrolnej skupiny. (pozn. PDK – značí, že vo fáze dvojtej opory je pravá dolná končatina v maximálnej extenzii a LDK na začiatku stojnej fázy; LDK - naopak)



Obrázok 21. Rozptyl hodnôt pelvic rotation (PDK) u skúmanej skupiny po terapii a kontrolnej skupiny.

Hypotéza 13

Trinásta hypotéza znela: „Hodnoty statickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

Aby sme zistili rozdiel v distribúcii tlakovej sily chodidla na plošinu u pacientov s femoroacetabulárnym impingementom porovnali sme jednotlivé parametre s kontrolnou skupinou.

U žiadneho z parametrov sme nenašli významný štatistický rozdiel na hladine významnosti 0,05. Konkrétne hodnoty viz. Príloha č.7 diplomovej práce.

Na základe výsledkov potvrdzujeme hypotézu 13.

Hypotéza 14

Štrnásť hypotéza znela: „Hodnoty dynamickej pedobarografickej analýzy u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom sú po terapii rovnaké ako u kontrolnej skupiny.“

Aby sme zistili rozdiel v distribúcii tlakovej sily chodidla na plošinu v priebehu bipedálnej chôdze u pacientov s femoroacetabulárnym impingementom porovnali sme jednotlivé parametre s kontrolnou skupinou.

U žiadneho z parametrov sme nenašli výrazný štatistický rozdiel na hladine významnosti 0,05. Konkrétne hodnoty viz. Príloha č.7 diplomovej práce.

Na základe výsledkov potvrdzujeme hypotézu 14.

6 DISKUSIA

Diagnóza femoroacetabulárny impingement syndróm je v posledných rokoch často skloňovanou poruchou a to najmä v ortopedických časopisoch. V článkoch je najčastejšie pojednávané o diagnostike pomocou zobrazovacích metód (Kaplan, Shah, Youm, 2010; Jäger et al, 2004a), a v neposlednej rade o operatívne FAI a jej prístupoch a výsledkoch (Peters a Ericson, 2006; Ganz, Gilt, Gautie, 2001; Imam, Khanduja, 2011; Beck et al, 2004).

Všeobecne zaužívaný názor je, že rehabilitačná liečba má len malý efekt na ústup symptómov spojených s FAI (Chládek, Trč, 2007). Preto sme sa rozhodli, že predmetom skúmania tejto diplomovej práce je zhodnotiť efekt terapie podľa konceptu DNS u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom. K tomuto účelu sme spracovali dve škály bolesti dotazníkovou formou, a rozhodli sa tento efekt determinovať na zmenách postavenia panvy, chrbtice a distribúcie tlakovej sily chodidiel v stoji a pri chôdzi pomocou rasterstereografie a pedobarografie pred a po sérii fyzioterapií.

Aby sme mohli hodnotiť tieto zmeny, museli sme najskôr zistiť, či existuje rozdiel v týchto hodnotách medzi zdravou populáciou a osobami s femoroacetabulárnym impingement syndrómom. Existuje len pár štúdií, ktorá by pojednávala o pohybovej variabilite medzi osobami s FAI a zdravou populáciou. V prácach, v ktorých hodnotia zmeny v pohybovom stereotypu chôdze u osôb s FAI, avšak autori k analýze použili iné optické systémy, prevažne systém Vicon. Ich cieľom bolo determinovať uhlové rozdiely v pohyboch panvy a dolných končatín avšak nehodnotili zmeny osového orgánu vyplývajúce z poruchy bedrového kĺbu.

Kennedy, Lamontagne, Beaulé (2009) u pacientov s unilaterálnym postihnutím bedrového kĺbu zistili rozdiely medzi zdravou populáciou v hodnotách abdukcie stehna. Zistili, že na začiatku švihovej fázy krokového cyklu majú osoby s FAI výrazne nižší rozsah abdukcie na postihnutom bedrovom kĺbe. Táto skupina mala tiež signifikantne menší rozsah pohybu panvy vo frontálnej rovine na začiatku stojnej fázy a tiež po odraze palca od položky.

Ďalší autor, ktorý sa zaoberal zmenou pohybového stereotypu chôdze u pacientov s FAI bol Kumar (Kumar et al, 2014). Prostredníctvom systému Vicon hodnotil na pomerne malej vzorke 7 osôb rozsah pohybu v bedrovom kĺbe v priebehu stojnej fázy kroku, avšak nenašli žiadne významné rozdiely v porovnaní s kontrolnou skupinou.

Prevažná časť stabilizačnej a vzpriamovacej funkcie prebieha práve v bedrovom kĺbe a panva a celý komplex kĺbov dolných končatín tvorí základňu chrbtice, ktorá je za každej situácie stabilizovaná vo všetkých troch rovinách (McGregor, Hukins, 2009; Meakin, Hukins a Aspden, 1996). Z tohto dôvodu sme sa rozhodli hodnotiť zmeny práve na chrbtici a panve

za statickej i dynamickej situácie. Na základe prípadovej štúdie sme porovnali 12 osôb s FAI s dvanástimi zdravými jedincami.

Štatistická analýza potvrdila významný rozdiel v hodnote lateral deviation (PDK) na hladine významnosti 0,05. To znamená, že priemerné hodnoty deviácie chrbtice doprava zadynamickej situácie sú výrazne väčšie u skupiny osôb s FAI ($12,00 \pm 4,76$) ako priemerné hodnoty u kontrolnej skupiny ($6,48 \pm 5,21$). Pomerne vysoký rozdiel možno popísať aj v hodnote lateral deviation (LDK) pri nakročenej PDK taktiež doprava. Z výsledkov vyplýva, že určitá fyziologická deviácia je prítomná aj u zdravých jedincov, avšak v jasne menšom rozsahu.

Zaujímavá je hodnota pelvic rotation (PDK, LDK) a to tým, že napriek tomu, že neexistuje štatistický rozdiel medzi týmito skupinami, nám sa podarilo poukázať na klinicky významnú skutočnosť. Dle kineziologických princípov rotačný pohyb pri chôdzi sa pravidelne strieda vo fáze krokového cyklu tak, že pri kontraleterálnom krokovom stereotypu sa panva a celá chrbtica otáčajú intersegmentálne smerom k hornej končatine kráčajúcej vpred (Vojta, Peters, 2010). V parametre pelvic torsion značí záporná hodnota rotáciu panvy doľava a kladná hodnota doprava. Ako sme zistili, pri počiatkovej stojnej fáze PDK aj pri počiatkovej stojnej fáze LDK sú pred terapiou priemerné hodnoty pelvic torsion (LDK i PDK) záporné, čo znamená, že existuje asymetria v rotačnom mechanizme panvy pri chôdzi. U kontrolnej skupiny sú tieto hodnoty ekvivalentné, teda obe záporné. Toto naznačuje, že určitý stupeň rotačnej asymetrie panvy môžeme sledovať aj u zdanlivo zdravých jedincov.

Kennedy, Lamontagne, Beaulé (2009) uvádzajú, že hodnoty úklonu panvy vo frontálnej rovine (pelvic tilt) na strane FAI vo fáze dvojbodovej opory sú nižšie ako u kontrolnej skupiny. Tento výsledok sme nepotvrdili. Naopak priemerné hodnoty skupiny FAI nášho výskumu sú vyššie ako u zdravých jedincov, avšak štatisticky nevýznamné. Kennedy et al skúmal osoby s unilaterálnym postihnutím, kdežto do nášho výskumu boli zaradené osoby s bilaterálnym nálezom, čo by mohlo vysvetlovať tento rozdiel.

Pri vyšetrení stoja sa nám nepodarilo na nami stanovenej hladine významnosti preukázať žiadne rozdiely v hodnotách oboch skupín. Všimli sme si však, že hodnoty lordotického uhla majú široké rozpätie. Nad normou, ktorú určil Harzman v roku 1998 (Hübner, 2010a), $38-42^\circ$ je polovica sledovaných osôb skupiny FAI. Pod touto normou sa nachádza druhá polovica sledovaných. Ako píše vo svojom diele Norris (2011), zvýšené mechamické dráždenie v postihnutom kĺbe má za následok oploštenie lordotických kriviek

chrbtice, alebo extenčný ťah svalov hamstringovej skupiny. Ako z vyššie uvedeného vyplýva, variabilita klinického obrazu pacientov s FAI je široká.

O efekte konzervatívnej terapie v rámci diagnózy FAI je v literatúre obmedzené množstvo informácií. Väčšina štúdií porovnáva najmä efektívnosť operatívneho prístupu ku konzervatívnemu a hodnotí ho iba ako málo dostačujúci (Jager, 2004b). Niektoré štúdie hodnotia efekt terapie pomocou dotazníku bolesti.

Aby sme overili vplyv konceptu Dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie na symptomatiku FAI, použili sme dva dotazníky bolesti, VAS a DIBDA, prostredníctvom ktorých sme potvrdili, že po terapii došlo k významnému zníženiu pocitu bolesti. Kvôli lepšej výpovednej hodnote sme nehodnotili bolesť aktuálny deň prvej a poslednej terapie, ale aby bol podložiteľný aj dlhodobjší efekt terapie, zisťovali sme bolestivosť v priebehu dvoch týždňov, ten aktuálny a minulý. S cieľom zistiť vplyv DNS na kvalitu života sme mali na výber z dvoch dotazníkových foriem. Oswestryho dotazník je však pre účely nášho výskumu príliš rozsiahly, preto sme použili výstižnejšiu možnosť. DIBDA na svojej 6 bodovej škále vypovedá o možnosti či nemožnosti vykonávať bežné denné činnosti, a tiež o tom do akej miery ich bolesť limituje pri ich vykonávaní. Z výsledkov vyplnila jeho veľmi dobrá výpovedná hodnota. V priemere hodnota pred terapiou $2,64 \pm 1,12$ klesla na $1,18 \pm 1,08$. Slovný význam sa zmenil z „Bolesti mám, nedá sa od nich odpútať pozornosť, rušia vo vykonávaní bežných denných činností, ktoré sú preto vykonané s obmedzením (a chybami)“ na „Bolesti mám, výrazne ma neobťažujú a nerušia, je možné na ne pri činnosti zabudnúť.“ Priemerná hodnota VAS pred terapiou odpovedal aktuálny týždeň $5,00 \pm 2,76$, minulý týždeň $4,45 \pm 1,86$. Po absolvovaní série fyzioterapií sa tieto hodnoty významne znížili na $2,55 \pm 1,97$ aktuálny týždeň a týždeň minulý $2,82 \pm 1,89$. Hodnoty Vizualnej analogovej škály porovnával aj Emara et al (2011) pri konzervatívnej liečbe 37 pacientov s FAI. Prostredníctvom liečby NSA, režimových opatrení a cvičeniam posilujúcim vonkajšiu rotáciu a abdukciu v bedrovom kĺbe sa priemerné hodnoty po šiestich mesiacoch znížili z 6 ± 1 na 3 ± 1 . Avšak vylúčili štyroch pacientov, ktorí boli pre bolesti indikovaný k operačnej liečbe.

V žiadnej štúdií zaoberajúcej sa terapiou FAI neskúmajú jej výsledky pomocou optickej analýzy pohybových stereotypov. Ako už bolo niekoľkokrát povedané, my sme vplyv DNS rozhodli analyzovať rasterstereografickým vyšetrením, ktorým možno kvantifikovať zmeny v stoji a pri chôdzi.

Najväčšiu zmenu sme preukáli na hodnote lordotic angle. Priemerný uhol lordózy u skupiny FAI bol $40,50 \pm 9,89$, po intervencii $38,08 \pm 8,69$. Hladina významnosti pre tento parameter je 0,05. Z krabicového grafu (Obrázok 12) jasne vyplýva zúženie spektra hodnôt,

ktoré sa po terapii priblížili k norme. Zmena nastala aj v hodnote sagittal imbalance, ktorá ako vyplýva z názvu, taktiež ako uhol lordózy popisuje hodnoty osového orgánu v sagitálnej rovine. U skúmaného súboru pred terapiou je táto hodnota podstatne nižšia ($1,42 \pm 3,03$) ako pred terapiou ($2,17 \pm 2,66$), hladina významnosti 7%. Čo znamená, že náklon osy vedenej od vertebra prominens je pred terapiou u niektorých probandov vzad. Chceme podotknúť, že tento jav u kontrolnej skupiny nie je prítomný. Výsledné hodnoty sa po terapii u oboch skupín takmer vyrovnali (skupina FAI $2,17 \pm 2,66$, kontrolná skupina $3,50 \pm 2,61$). Predozadná rovina je jedna z prvých, ktorú prostredníctvom koncepcie DNS ovplyvňujeme. Adekvátna trupová stabilizácia je predpokladom cielenej funkcie končatín (Kolář, 2009).

Pri dynamickom vyšetrení nastala výrazná zmena po terapii v hodnote trunk imbalance (PDK) (pred terapiou $-5,61 \pm 11,28$ na $2,39 \pm 9,47$). Z priemerných hodnôt vyplýva, že prevažuje vychýlenie osy trupu vo frontálnej rovine na jednu stranu. Po terapii sa obe hodnoty priblížili k nulovej ose. Skúmaná a kontrolná skupina sa v tejto hodnote líšia iba na hladine významnosti 9%, je možné predpokladať, že pri vyššom počte skúmaných osôb, by sa táto odchylka štatisticky preukázala. Po terapii sa hodnoty oboch skupín nelíšia.

Pri porovnaní oboch skupín po terapii sme dospeli k záveru, že sa nelíšia v hodnotách popisujúcich trup za statickej situácie. Narozdiel od hodnoty lateral deviation (PDK). Tá po terapii už nie je na nami stanovenej hladine významnosti 5%, čo dokazuje malý efekt DNS na toto dynamické vychýlenie chrbtice z osy. Avšak po terapii sa obe skupiny líšia v parametri pelvic torsion (PDK). Ako sme už vyššie podotkli, existuje asytria v rotácii panvy u oboch skupín. Táto zmena nepriamo dokazuje efekt terapie DNS na fyziologické pohyby panvy v priebehu chôdze. U skupiny FAI je po terapii táto hodnota pelvic rotation (PDK) $1,89 \pm 3,76$, pelvic rotation (LDK) $-1,57 \pm 2,58$.

Na skupine 17 osôb s FAI typu cam (9 liečených konzervatívne, 8 operatívne, u 2 totálnou endoprotézou) Jäger et al (2004) dle subjektívneho názoru pacientov vyhodnotili chirurgickú liečbu ako „výbornú“ až „dobrú“, efekt fyzioterapie za „slabý“. Pacienti po cvičení stále pociťovali bolesť a obmedzenie v bedrovom kĺbe. Metodika fyzioterapie je však veľmi nejasná a nedefinovaná.

Zaujímavú epidemiologickú štúdiu uskutočnil Feeley et al (2008) na 13 hráčoch americkej národnej futbalovej ligi NFL, 8 hráčov liečených pomocou fyzioterapie sa naplno vrátilo do tréningového procesu, jeden hráč, ktorý podstúpil operáciu bol nútený po roku ukončiť svoju kariéru, ostatní 4 hráči boli schopní maximálnej záťaže po 6 mesiacoch od operácie. V tejto štúdii taktiež nebola definovaná metodika fyzioterapie.

Bolesti bývajú spočiatku intermitentné s pomalým a nenápadným nástupom, alebo sú viazané na jednorázový úraz či preťaženie v podobe dlhej chôdze či sedu (Chládek, Trč, 2007). Ako vyplýva z výsledkov dotazníku jeden pacient trpel bolesťami viac ako šesť mesiacov, traja pacienti viac ako rok a osem pacientov viac ako tri roky. Pokiaľ je bolesť lokalizovaná mimo oblasť panvového kruhu, diagnóza FAI nemusí byť včasne odhalená. Deväť z desiatich pacientov lokalizovalo bolesti do oblasti driekovej chrbtice, z toho u dvoch osôb sa jednalo iba o túto oblasť a necítili žiadny diskomfort v oblasti sedacej, trochanterov, triesla a ani kolien.

Mnoho autorov pojednáva o preblematike LBP vo vzťahu k bedrovému kĺbu. A práve na jeho štruktúrálnej poruche je možné názorne poukázať na jeho vzpriamováciu a stabilizačnú funkciu (Meakin, Hukins a Aspden, 1996) .

To sa nám podarilo dokázaním rozdielnosti medzi skupinou osôb s diagnózou femoroacetabulárneho impingement syndrómu a vzorkou zdravej populácie vychýlenia chrbtice vo frontálnej rovine s nakročenou ľavou dolnou končatinou. Podľa výsledkov sa domnievame, že pri vyššom počte skúmaných osôb by sa nám štatistická významnosť preukázala aj v hodnotách vychýlenia osy v sagitále a vychýlenia chrbtice vo frontálnej rovine s nakročenou opačnou končatinou. Do ďalšieho výskumu by bolo vhodné schopnosť stabilizácie bedrového kĺbu hodnotiť ďalej ešte vo fáze strednej opory krokového cyklu, kde by podľa nášho názoru bolo laterálne vychýlenie chrbtice značne výraznejšie.

Poukázali sme na asymetriu rotácie panvy v krokovom cykle. Jasný kľúč vyplývajúci zo štruktúrálnej poruchy kĺbu sa nám však nepodarilo pomocou štatistiky odhaliť. Z klinických skúseností by sme v nasledujúcom výskume doplnili hodnoty pelvic rotation práve už spomínanej fáze strednej opory pravej a ľavej dolnej končatiny.

Podarilo sa nám dokázať vplyv DNS na hodnoty lordotického uhlu, vychýlenie vertikálnej osy vo frontálnej rovine. Efekt terapie sme potvrdili vyhodnotením Vizuálnej analogovej škály a Dotazníku interferencie bolesti s dennými aktivitami. Neodeliteľnou súčasťou terapie založenej na báze neurovývojovej kineziológie je dôkladné vyšetrenie stabilizačných funkcií pacienta, schopnosti izolovaného pohybu pelvi-femorálneho kĺbneho komplexu a to v oporenej aj fázickej funkcii dolnej končatiny, poznatkoch kineziologického obsahu diagnózy pri chôdzi a stoji a rešpektovanie limitácie rozsahu pohybu v bedrovom kĺbe vyplývajúce z nálezu femoroacetabulárneho impingementu. Ďalším zaujímavým diferenciálnym prvkom kineziologického rozboru je schopnosť predviesť hlboký drep, ktorý má svoje špecifiká, avšak toto nebolo predmetom diplomovej práce. Odlišnosti tohto prvku skúmal Kumar et al (2014) pomocou optickej analýzy.

Súčasťou diplomovej práce bolo pedobarografického vyšetrenie. Avšak nám sa nepodarilo potvrdiť žiadne rozdiely oboch skupín, preto o tejto problematike detailnejšie nepojednávame. Porovaním hodnôt tlakových síl chodidla na plošinu u osôb s femoroacetabulárnym impingement pred terapiou a po terapii sme zistili štatisticky významné rozdiely v jednotkách maximálneho tlaku pravej dolnej končatiny a priemerného tlaku pravej dolnej kočatiny. Preskúmaním týchto výsledkov sme nedokázali vyvodit' žiadne klinické súvislosti, tie by boli predmetom ďalšieho výskumu. Ako jeho cieľom by mohlo byť porovnanie krivky COP u osôb s FAI a zdravou populáciou, ktorá sa zdá byť z našich pozorovaní pre túto diagnózu typická.

Limitácie práce:

Táto práca pojednáva o obširnej problematike rasterstereografického vyšetrenia, pedobarografického vyšetrenia, pomerne novej diagnóze femoroacetabulárneho impingement syndrómu a terapie podľa konceptu DNS. Táto práca všeobecne zmapovala oblasti ďalšieho možného výskumu, ktorý sme vyššie navrhli. V ďalšej naväzujúcej práci by bolo vhodné ciele práce konkretizovať a zjednodušiť zadanie na statické či dynamické vyšetrenie jednou diagnostickou metódou, alebo prácu konkretizovať vyšetrením konkrétnych parametrov.

Spôsob prevedenia práce bol konkretizovaný na prípadovú štúdiu a uvedomujeme si nízky počet skúmaných osôb. Aby sme zaistili reálnu vzorku zdravej populácie, uvedomujeme si počet osôb v kontrolnej skupiny by mal obsahovať minimálne dvojnásobok.

Aby sme mohli potvrdiť, že nedošlo k spontánnej zmene hodnôt pred a po terapii, v naväzujúcej štúdiu by bolo vhodné doplniť opakované vyšetrenie po určitom časovom období. Tento výskum nesplňuje podmienky randomizovanej klinickej štúdie.

7 ZÁVERY

Analýzou statických a dynamických hodnôt rasterstereografie a pedobarografie u pacientov s femoroacetabulárnym impingement syndrómom a kontrolnou skupinou sa nám podarilo preukázať štatisticky významné rozdiely v hodnote laterálnej deviácie chrbtice ($12,00 \pm 4,76$ u skúmaná skupina oproti $6,48 \pm 5,21$ kontrolnej skupine) a tým potvrdili vplyv FAI na napriamanie chrbtice v priebehu bipedálnej chôdze.

Aby sme dokázali efekt terapie podľa konceptu Dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie porovnali sme hodnoty Vizuálnej analogovej škály pred terapiou a po terapii. Táto hodnota sa v priemere znížila o dva body tejto škály, a to na hladine významnosti 0,01. Pomocou Dotazníku interferencie bolesti z bežnými dennými aktivitami sme dokázali vplyv DNS na bolestivosť v priebehu denných činností a tým zlepšenie kvality života. Z priemernej hodnoty $2,64 \pm 1,12$ sa znížila na $1,18 \pm 1,08$, hladina významnosti je 0,01.

Na hladine významnosti 0,05 sa nám podarilo preukázať efekt terapie DNS na hodnoty uhla lumbálnej lordózy (z $40,50 \pm 9,89$ na $38,08 \pm 8,69$) v stoji, trunk imbalance označujúcu vychýlenie vertikálnej osy chrbtice vo frontálnej rovine (z $-5,61 \pm 11,28$ na $2,39 \pm 9,47$) pri chôdzi a hodnotu maximálnej tlakovej sily ($17,63 \pm 5,76$ na $21,93 \pm 7,66$) a priemernej tlakovej sily ($2,68 \pm 0,58$ na $3,03$) pravej dolnej končatiny v stoji.

Vďaka týmto hodnotám sa nám podarilo demonštrovať vplyv Dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie na zníženie bolestivosti a kvalitu života u osôb s femoroacetabulárnym impingement syndrómom.

8 REFERNČNÝ ZOZNAM

- BARREY, Cédric, et al. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *European Spine Journal*, 2007, 16.9: 1459-1467.
- BECK, M., LEUNIG, M., PARVIZI, J., BOUTIER, V., WYSS, D., GANZ, R.: Anterior Femoroacetabular Impingement: Part II. Midterm Results of Surgical Treatment. *Clin. Orthop.*, 418: 67–73, 2004.
- BETSCH, Marcel, et al. Reliability and validity of 4D rasterstereography under dynamic conditions. *Computers in biology and medicine*, 2011, 41.6: 308-312.
- BETSCH, Marcel, et al. Evaluation of a novel spine and surface topography system for dynamic spinal curvature analysis during gait. *PloS one*, 2013, 8.7: e70581.
- BETSCH, Marcel; RAPP, Walter. Introduction of a novel optical measurement system for dynamic spinal curvature analysis. *Scoliosis*, 2013, 8.Suppl 2: O31.
- COMERFORD, Mark J.; MOTTRAM, Sarah L. Movement and stability dysfunction—contemporary developments. *Manual therapy*, 2001, 6.1: 15-26.
- DRZAŁ-GRABIEC, J.; SNELA, Slawomir. The influence of rural environment on body posture. *Annals of agricultural and environmental medicine: AAEM*, 2011, 19.4: 846-850.
- EMARA, Khaled, et al. Conservative treatment for mild femoroacetabular impingement. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 2011, 19.1: 41-45.
- FEELEY, Brian T., et al. Hip injuries and labral tears in the national football league. *The American journal of sports medicine*, 2008, 36.11: 2187-2195.
- FRANK, Clare; KOBESOVA, Alena; KOLAR, Pavel. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 2013, 8.1: 62.
- GANZ, R., GILL, T. J., GAUTIER, E.: Surgical Dislocation of the Adult Hip: A technique with Full Access to Femoral Head and Acetabulum without the Risk of Avascular Necrosis. *J. Bone JtSurg.*, 83-B: 1119–1124, 2001.

- HARRIS-HAYES, Marcie a Nathaniel K. ROYER. Relationship of Acetabular Dysplasia and Femoroacetabular Impingement to Hip Osteoarthritis: A Focused Review. *PM*. 2011, vol. 3, issue 11, 1055-1067.e1. DOI: 10.1016/j.pmrj.2011.08.533. WEECH, Tomas. Aggression: die brutalisierung der modernen Welt. Wien : Fritz Molden, 1971. 556 s. ISBN 3-7632-1665-0.
- HODGES, Paul W.; RICHARDSON, Carolyn A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 1996, 21.22: 2640-2650.
- HÜBNER, J. DIERS BIOMEDICAL SOLUTIONS. *Diers formetric III 4D: Accessories by Diers famus*. Manual, version 3, s. 69, Schlangenbad, Deutschland, 2010a.
- HÜBNER J. DIERS BIOMEDICAL SOLUTIONS. *DIERS pedoscan. Accessories by DIERS FAMUS*. Manual, verison 4., s. 30, Schlangenbad, Deutschland, 2010b.
- HUNT, Michael A.; GUNETHER, Jerrad R.; GILBART, Michael K. Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clinical Biomechanics*, 2013, 28.5: 519-523.
- CHLÁDEK, P.; TRČ, T. Femoroacetabulární impingement syndrom–preartróza kyčelního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech*, 2007, 74: ISSN 354-358.
- IMAM, Samirul; KHANDUJA, Vikas. Current concepts in the diagnosis and management of femoroacetabular impingement. *International orthopaedics*, 2011, 35.10: 1427-1435.
- JÄGER, Marcus, Alexander WILD, Bettina WESTHOFF a R. KRAUSPE. Relationship of Acetabular Dysplasia and Femoroacetabular Impingement to Hip Osteoarthritis: clinical, radiological, and experimental results. *Journal of Orthopaedic Science*. 2004a-5-1, vol. 9, issue 3, s. 256-263. DOI: 10.1007/s00776-004-0770-y. Dostupné <http://link.springer.com/10.1007/s00776-004-0770-y>
- JÄGER, Marcus, et al. Femoroacetabular impingement caused by a femoral osseous head–neck bump deformity: clinical, radiological, and experimental results. *Journal of Orthopaedic Science*, 2004b, 9.3: 256-263.
- JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004, 209 s. ISBN 80-244-0930-5.

- KAPLAN, Kevin M.; SHAH, Mehul R.; YOUM, Thomas. Femoroacetabular Impingement. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases*, 2010, 68.2., 2006 ISSN 1936-9727.
- KENNEDY, Matthew J.; LAMONTAGNE, Mario; BEAULÉ, Paul E. Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait: walking biomechanics of FAI. *Gait & posture*, 2009, 30.1: 41-44.
- KIM, M. H., et al. Development of three-dimensional body scan method in measuring body surface. *Textile research journal*, 2006, 76.9: 674-686.
- KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, s. 233-246. ISBN 9788072626571
- LAMONTAGNE, Mario; KENNEDY, Matthew J.; BEAULÉ, Paul E. The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. *Clinical orthopaedics and related research*, 2009, 467.3: 645-650.
- MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, s. 177-188. ISBN 978-80-7262-695-3. (Máček & Radvanský, 2011)
- MANGONE, Massimiliano, Paolo RAIMONDI, Marco PAOLONI, Sabina PELLANERA, Alessandra MICHELE, Sara RENZO, Mauro DIMAGGIO, Massimiliano MURGIA a Valter SANTILLI. Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography. *European Spine Journal*. 2013, vol. 22, issue 2, s. 367-371. DOI: 10.1007/s00586-012-2564-9. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-012-2564-9>
- MCGREGOR, A. H.; HUKINS, D. W. L. Lower limb involvement in spinal function and low back pain. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 2009, 22.4: 219-222.
- MEAKIN, J. R.; HUKINS, D. W. L.; ASPDEN, R. M. Euler buckling as a model for the curvature and flexion of the human lumbar spine. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 1996, 263.1375: 1383-1387.
- MÍNGUEZ, María Fe, et al. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *European Spine Journal*, 2007, 16.1: 73-82: ISSN 1432-0932

- MORENO YERAS, A.; GONZÁLEZ PEÑA, R.; JUNCO, R. Moiré topography: alternative technique in health care. *Optics and lasers in engineering*, 2003, 40.1: 105-116: ISSN 0143-8166
- NORRIS, Christopher M a Christopher M NORRIS. *Managing sports injuries: a guide for students and clinicians*. 4th ed. New York: Churchill Livingstone/Elsevier, 2011, 421 p. ISBN 07-020-3473-8.
- NURSE, Matthew A.; NIGG, Benno M. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16.9: 719-727.
- PETERS, Christopher L.; ERICKSON, Jill A. Treatment of femoro-acetabular impingement with surgical dislocation and débridement in young adults. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2006, 88.8: ISSN 1735-1741.
- PORTO, Flávia, et al. Moiré topography: Characteristics and clinical application. *Gait & posture*, 2010, 32.3: ISSN 422-424.
- PSALMAN, Vladimír, Martin ZVONARĚ a Jozef BALÁŽ. *Biomechanické metody ve sportu*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2014, s. 92-96. ISBN 978-80-210-6697-7.
- REYNOLDS, D.; LUCAS, J.; KLAUE, K. Retroversion of the acetabulum A cause of hip pain. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1999, 81.2: 281-288.
- RICHTER, Martinus, Stefan ZECH a Axel KALPEN. Pedographic findings in 461 patients in a foot and ankle outpatient clinic – definition of standard pedographic patterns for typical pathologies. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2008, vol. 1, Suppl 1, O24-. DOI: 10.1186/1757-1146-1-S1-O24. Dostupné z: <http://www.jfootankleres.com/content/1/S1/O24>
- SCHRÖDER, J., et al. Weisen Ergebnisse der Pedobarographie und der Videorasterstereographie in die gleiche Richtung?. *Orthopädische Praxis*, 2008, 495, ISSN 0030-588X.
- SNIJDERS, Chris J., et al. The influence of slouching and lumbar support on iliolumbar ligaments, intervertebral discs and sacroiliac joints. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19.4: 323-329.
- ŠIMŠÍK, D., et al. *Analýza pohybu človeka pri identifikácii osôb v kriminalistike*. 1. vyd. Košice: TU, Sjf, 2008. 272 s. ISBN 978-80-553-0023-8.

TAKASAKI H. Moiré topography. *Appl Opt* 1970;9(6):1467–72.

TURNER-SMITH, Alan R. A television/computer three-dimensional surface shape measurement system. *Journal of biomechanics*, 1988, 21.6: 515-529.

VALENTA, Jaroslav. *Biomechanika*. 1. vyd. Prague: Academia, 1985, 539 s.

VAN DILLEN, Linda R., et al. Symmetry of timing of hip and lumbopelvic rotation motion in 2 different subgroups of people with low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2007, 88.3: 351-360.

VOJTA, V.; PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010. 180 s. ISBN 978-80-247-2710-3.

VORÁČOVÁ, Helena, ŠAFÁŘOVÁ, Marcela, Klek s oporou o dlaně- nový test posturální stabilizace. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 2011, vol. 20, no. 1, ISSN 1210-5481, s. 197-205.

WEISS, H.-R., R. DALLMAYER, D. GALLO, Sabina PELLANERA, Alessandra MICHELE, Sara RENZO, Mariangela VANADIA, Mauro DIMAGGIO, Massimiliano MURGIA a Valter SANTILLI. Sagittal counter forces (SCF) in the treatment of idiopathic scoliosis: A preliminary report. *Developmental Neurorehabilitation*. 2006, vol. 9, issue 1, s. 24-30. DOI: 10.1080/13638490500038126. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-012-2564-9>

9 ZOZNAM PRÍLOH

Příloha č. 1: Kompletný vstupný a výstupný anamenstický dotazník

Příloha č. 2: Priemerné hodnoty parametrov statickej pedobarografickej analýzy a ich smerodatné odchyľky pred a po terapii.

Příloha č. 3: Priemerné hodnoty parametrov dynamickej pedobarografickej analýzy a ich smerodatné odchyľky pred a po terapii.

Příloha č. 4: Priemerné hodnoty všetkých hodenotných parametrov statickej Moiré topografie a ich smerodatné odchyľky pred a po terapii.

Příloha č. 5: Priemerné hodnoty parametrov statickej a dynamickej pedobarografickej analýzy a ich smerodatné odchyľky u skúmanej skupiny pred terapiou a kontrolnej skupin.

Příloha č. 6: Priemerné hodnoty všetkých hodenotných parametrov statickej Moiré topografie a ich smerodatné odchyľky u skúmanej skupiny po terapii a kontrolnej skupiny.

Příloha č. 7: Priemerné hodnoty parametrov statickej a dynamickej pedobarografickej analýzy a ich smerodatné odchyľky u skúmanej skupiny po terapii a kontrolnej skupiny.

10 PRÍLOHY

Príloha č. 1: Kompletný vstupný a výstupný anamnestický dotazník

DOTAZNÍK – FAI

Dátum:

OSOBNÁ ANAMNÉZA

Meno:	Vek:		
Výška:	Váha:		
Obvod pásu:	Obvod bokov:		
Miesto obtiaží:	Bederní pátěr P - L	Křížová oblast	Kyčel P - L
	Zadná strana hýždě P - L	Bočná strana hýždě	P - L
	Třísla P - L	Iné:.....	
Doba trvania obtiaží:	6 mesiacov	1 – 3 roky	
	6 mes. – 1 rok	Viac ako 3 roky	
Beriete lieky na tlmenie bolesti? Ako často?			
Maté iné ochorenie, úraz, operách? Aké?			
História športovej aktivity:	rekrečne		
	výkonnostne		
	vrcholovo		
	nikdy som nešportoval		
Súčasná športová aktivita:	nešportujem		
	menej ako 1 x za týždeň		
	1 – 2 x týždenne		
	3 – 4 x týždenne		
	Viac ako 4 x za týždeň		
Vypíšte športy, ktorým sa pravidelne venujete :			
Zamestnanie:	sedavé		
	práca predovšetkým v stoj		
	aktívne		

HODNOTENIE BOLESTI – VSTUPNÝ DOTAZNÍK

1. Škála intenzity bolesti

Predchádzajúci týždeň:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Aktuálny týždeň:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. Dotazník interferencie bolesti s dennými aktivitami (DIBDA)

- 0 Som bez bolesti
- 1 Bolesti mám, výrazne ma neobťažujú a nerušia, je možné na ne pri činnosti zabudnúť
- 2 Bolesti mám, nedá sa od nich úplne odútať pozornosť, nezabraňujú však vo vykonávaní bežných denných činností (bez chýb)
- 3 Bolesti mám, nedá sa od nich odpútať pozornosť, rušia vo vykonávaní bežných denných činností, ktoré sú preto vykonané s obmedzením (a chybami)
- 4 Bolesti mám, prekážajú tak, že bežné denné činnosti sú vykonávané iba s najväčším úsilím
- 5 Bolesti sú také silné, že je nutné vyhľadať úľavovú polohu, prípadne nútia vyhľadať lekárske ošetrovanie

3. Test FAI

PDK pozitívni negatívni LDK pozitívni negatívni

DENNÍK AUTOTERAPIE

Frekvencia a doba cvičenia: 3 x denne, 10 – 15 minút

	DÁTUM	1.cv.	2.cv.	3.cv.
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				
25				
26				
27				
28				
29				
30				
31				
32				
33				
34				
35				
36				
37				
38				
39				

HODNOTENIE BOLESTI – VÝSTUPNÝ DOTAZNÍK

4. Škála intenzity bolesti

Predchádzajúci týždeň:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Aktuálny týždeň:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

5. Dotazník interferencie bolesti s dennými aktivitami (DIBDA)

- 6 Som bez bolesti
- 7 Bolesti mám, výrazne ma neobťažujú a nerušia, je možné na ne pri činnosti zabudnúť
- 8 Bolesti mám, nedá sa od nich úplne odpútať pozornosť, nezabraňujú však vo vykonávaní bežných denných činností (bez chýb)
- 9 Bolesti mám, nedá sa od nich odpútať pozornosť, rušia vo vykonávaní bežných denných činností, ktoré sú preto vykonané s obmedzením (a chybami)
- 10 Bolesti mám, prekážajú tak, že bežné denné činnosti sú vykonávané iba s najväčším úsilím
- 11 Bolesti sú také silné, že je nutné vyhľadať úľavovú polohu, prípadne nútia vyhľadať lekárske ošetrovanie

6. Test FAI

PDK pozitívni negatívni LDK pozitívni negatívni

Príloha č. 2: Priemerné hodnoty parametrov statickej pedobarografickej analýzy a ich smerodatné odchyľky pred a po terapii. (pozn. PDK – pravá dolná končatina, LDK – ľavá dolná končatina; FRONT – predná časť chodidla, BACK – zadná časť chodidla)

	<i>Skupina FAI – po terapii</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Max. pressure (PDK)	21.93	7.66	19.66	5.43	0.4105
Max. pressure (LDK)	20.15	6.51	19.30	5.95	0.7418
Average prssure (LDK)	2.87	0.75	2.82	0.63	0.8607
Average pressure (PDK)	3.03	0.86	2.82	0.54	0.4847
Weight distrib. (LDK)	48.26	3.37	48.55	4.66	0.862
Weight distrib. (PDK)	51.74	3.37	51.45	4.66	0.862
Weight distrib. (FRONT)	39.01	7.18	42.67	8.69	0.273
Weight distrib. (BACK)	60.99	7.18	57.33	8.69	0.273
LDK – FRONT	18.62	4.16	20.93	4.45	0.2029
LDK – BACK	29.70	4.61	27.64	6.33	0.3728
PDK - FRONT	20.38	3.62	21.74	5.17	0.461
PDK - BACK	31.36	6.03	29.70	6.38	0.5196
Surface (LDK)	165.43	19.98	169.88	19.38	0.5853
Surface (PDK)	167.91	19.61	173.57	23.56	0.5206
Foot axis angle (LDK)	5.28	3.48	6.90	4.93	0.3637
Foot axis angle (PDK)	7.88	4.70	8.00	4.95	0.9533

Príloha č. 3: Priemerné hodnoty parametrov dynamickej pedobarografickej analýzy a ich smerodatné odchyľky pred a po terapii. (pozn. PDK – pravá dolná končatina, LDK – ľavá dolná končatina; FRONT – predná časť chodidla, BACK – zadná časť chodidla)

	<i>Skupina FAI – po terapii</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
LDK – FRONT	56.60	4.06	55.33	4.49	0.4759
LDK – BACK	43.40	4.06	44.67	4.49	0.4759
PDK – FRONT	56.16	4.58	58.22	3.35	0.2218
PDK – BACK	43.84	4.58	41.78	3.35	0.2218

Príloha č. 4: Priemerné hodnoty všetkých hodnotených parametrov statickej Moiré topografie a ich smerodatné odchyľky pred a po terapii.

	<i>Skupina FAI – pred terapiou</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Sagittal imbalance	1.42	3.03	3.50	2.61	0.08484
Coronal imbalance	-5.67	12.00	1.17	8.14	0.1169
Pelvic obliquity	0.42	5.78	-0.17	4.76	0.7898
Pelvic torsion	0.00	2.66	-0.25	3.05	0.8326
Kyphot angle	50.00	7.06	51.17	8.50	0.7181
Lordotic angle	40.50	9.89	43.67	6.58	0.3657

Příloha č. 5: Priemerné hodnoty parametrov statickej a dynamickej pedobarografickej analýzy a ich smerodajné odchyľky u skúmanej a kontrolnej skupin. (pozn. PDK – pravá dolná končatina, LDK – ľavá dolná končatina; FRONT – predná časť chodidla, BACK – zadná časť chodidla)

	<i>Skupina FAI – pred terapiou</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Max. pressure (PDK)	17.63	5.74	19.66	5.43	0.3843
Max. pressure (LDK)	16.59	6.57	19.30	5.95	0.3014
Average prssure (LDK)	2.53	0.82	2.82	0.63	0.339
Average pressure (PDK)	2.68	0.58	2.82	0.54	0.5448
Weight distrib. (LDK)	47.33	5.24	48.55	4.66	0.5541
Weight distrib. (PDK)	52.67	5.24	51.45	4.66	0.5541
Weight distrib. (FRONT)	41.08	9.09	42.67	8.69	0.6655
Weight distrib. (BACK)	58.93	9.09	57.33	8.69	0.6655
LDK – FRONT	20.01	4.83	20.93	4.45	0.6338
LDK – BACK	27.34	3.93	27.64	6.33	0.8906
PDK - FRONT	21.07	5.01	21.74	5.17	0.7484
PDK - BACK	31.61	8.23	29.70	6.38	0.5324
Surface (LDK)	161.78	18.57	169.88	19.38	0.3077
Surface (PDK)	166.08	12.76	173.57	23.56	0.3469
Foot axis angle (LDK)	6.38	3.40	6.90	4.93	0.7683
Foot axis angle (PDK)	10.17	6.16	8.00	4.95	0.3531
LDK – FRONT	53.98	4.34	55.33	4.49	0.459
LDK – BACK	46.03	4.34	44.67	4.49	0.459
PDK – FRONT	55.01	6.32	58.22	3.35	0.1346
PDK – BACK	44.49	6.32	41.78	3.35	0.1346

Příloha č. 6: Priemerné hodnoty všetkých hodnotených parametrov statickej Moiré topografie a ich smerodajné odchyľky u skúmanej skupiny po terapii a kontrolnej skupiny.

	<i>Skupina FAI – po terapii</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Sagittal imbalance	2.17	2.66	3.50	2.61	0.2281
Coronal imbalance	-5.00	10.14	1.17	8.14	0.1146
Pelvic obliquity	0.92	3.26	-0.17	4.76	0.5224
Pelvic torsion	-0.42	2.71	-0.25	3.05	0.8888
Kyfoic angle	48.50	7.86	51.17	8.50	0.4335
Lordotic angle	38.08	8.69	43.67	6.58	0.08991

Příloha č. 7: Priemerné hodnoty parametrov statickej a dynamickej pedobarografickej analýzy a ich smerodajné odchyľky u skúmanej skupiny po terapii a kontrolnej skupin.

(pozn. PDK – pravá dolná končatina, LDK – ľavá dolná končatina; FRONT – predná časť chodidla, BACK – zadná časť chodidla)

	<i>Skupina FAI – po terapii</i>		<i>Kontrolná skupina</i>		p-hodnoty
	priemer	SD	priemer	SD	
Max. pressure (PDK)	21.93	7.66	19.66	5.43	0.4105
Max. pressure (LDK)	20.15	6.51	19.30	5.95	0.7418
Average prssure (LDK)	2.87	0.75	2.82	0.63	0.8607
Average pressure (PDK)	3.03	0.86	2.82	0.54	0.4847
Weight distrib. (LDK)	48.26	3.37	48.55	4.66	0.862
Weight distrib. (PDK)	51.74	3.37	51.45	4.66	0.862
Weight distrib. (FRONT)	39.01	7.18	42.67	8.69	0.273
Weight distrib. (BACK)	60.99	7.18	57.33	8.69	0.273
LDK – FRONT	18.62	4.16	20.93	4.45	0.2029
LDK – BACK	29.70	4.61	27.64	6.33	0.3728
PDK - FRONT	20.38	3.62	21.74	5.17	0.461
PDK - BACK	31.36	6.03	29.70	6.38	0.5196
Surface (LDK)	165.43	19.98	169.88	19.38	0.5853
Surface (PDK)	167.91	19.61	173.57	23.56	0.5206
Foot axis angle (LDK)	5.28	3.48	6.90	4.93	0.3637
Foot axis angle (PDK)	7.88	4.70	8.00	4.95	0.9533
LDK – FRONT	56.60	4.06	55.33	4.49	0.4759
LDK – BACK	43.40	4.06	44.67	4.49	0.4759
PDK – FRONT	56.16	4.58	58.22	3.35	0.2218
PDK – BACK	43.84	4.58	41.78	3.35	0.2218