

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV PODPATKU NA POSTAVENÍ PÁNVE A BEDERNÍ PÁTEŘE MLADÝCH
ŽEN

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Filip Škorpík, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.
Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Filip Škorpík

Název diplomové práce: Vliv podpatku na postavení pánve a bederní páteře mladých žen

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv plošiny simulující boty na podpatku na postavení pánve a bederní páteře v sagitální rovině. Výzkumný soubor tvořilo 24 studentek Univerzity Palackého v Olomouci (věk $23,7 \pm 1,6$ let, hmotnost $62,2 \pm 6,5$ kg, výška $168,2 \pm 6,9$ cm). Měření bylo prováděno pomocí neinvazivního diagnostického systému DTP-2 při stoji na rovné podložce (S0), stoji na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° se stejnými značkami jako stoj S0 (S25a) a stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° s novými značkami (S25b). Náklon pánve byl měřen jako úhel mezi spojnici SIAS – SIPS s horizontálou, posun pánve jako vzdálenost středu spojnice SIPS – SIAS od frontální roviny procházející pátým metatarzofalangeálním skloubením. Zakřivení bederní páteře odpovídá úhel mezi horizontálou a spojnici SIPS s trnem nejhlubšího bederního obratle. U všech vyšetřovaných osob byly měřeny pravostranné body kromě trnu bederního obratle. Výzkum ukázal, že ve stoji S25a i S25b došlo ke statisticky významné změně náklonu pánve směrem do retroverze vůči stoji S0 ($p < 0,05$). Ke statisticky významné změně posunu pánve v sagitální rovině došlo mezi všemi variantami stoje ($p < 0,05$). Ve stoji S25a došlo ke statisticky významné změně zakřivení bederní páteře ve smyslu vyhlazení vůči stoji S0 a ve stoji S25b došlo ke statisticky významné zakřivení bederní páteře ve smyslu vyhlazení vůči stoji S25a. Tím pádem existuje statisticky významný rozdíl v zakřivení bederní páteře mezi stojem S0 a S25b ($p < 0,05$).

Klíčová slova: podpatek, DTP-2, sklon pánve, bederní páteř

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Filip Škorpík

Title of the master thesis: The effect of the heel on the position of the pelvis and lumbar spine of young women

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract: The aim of this master's thesis was to evaluate the impact of heel wedge simulating high-heeled shoes on the position of the pelvis and lumbar spine in the sagittal plane. The research group consisted of 24 female students at Palacký University in Olomouc (age 23.7 ± 1.6 years, weight 62.2 ± 6.5 kg, height 168.2 ± 6.9 cm). The measurement was performed using the non-invasive diagnostic system DTP-2 while standing on a flat surface (S0), while standing on a platform simulating standing on heels at an angle of 25° with the same marks as standing S0 (S25a) and while standing on a platform simulating standing on heels at an angle of 25° with new brands (S25b). The pelvic tilt was measured as the angle between the SIAS - SIPS line and the horizontal, the pelvic displacement as the distance of the center of the SIPS - SIAS line from the frontal plane passing through the fifth metatarsophalangeal joint. The curvature of the lumbar spine corresponds to the angle between the horizontal and the SIPS line with the mandrel of the third lumbar vertebra. Right-sided points except the lumbar vertebrae were measured in all subjects. The research showed that in the S25a and S25b stands, there was a statistically significant change in the pelvic tilt towards the retroversion towards the S0 stand ($p < 0.05$). There was a statistically significant change in pelvic displacement in the sagittal plane between all standing variants ($p < 0.05$). In posture S25a, there was a statistically significant change in the curvature of the lumbar spine in the sense of smoothing relative to posture S0 and in posture S25b there was a statistically significant curvature of the lumbar spine in terms of smoothing relative to posture S25a. Thus, there is a statistically significant difference in the curvature of the lumbar spine between the S0 and S25b stands ($p < 0.05$).

Keywords: high heel, DTP-2, pelvic tilt, lumbar spine

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

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

V Olomouci dne 2021

.....

Děkuji MUDr. Radmilu Dvořákovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky odborné vedení při zpracování této diplomové práce. Dále děkuji také RNDr. Jakubovi Krejčímu, Ph.D. za pomoc a rady při práci s diagnostickým systémem DTP-2 a za export naměřených dat z přístroje. V neposlední řadě děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování naměřených dat.

OBSAH

1. ÚVOD	8
2. PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1. Anatomie pánevní oblasti	9
2.1.1 Kostěné struktury	9
2.1.2 Osifikace pánevní kosti	10
2.1.3 Kloubní spojení	10
2.1.4 Vazivový aparát	10
2.1.5 Svalový aparát	11
2.1.6 Pohlavní rozdíly	13
2.1.7 Typy pánve	14
2.2. Kineziologie pánevní oblasti	16
2.2.1 Ontogeneze lidské motoriky	16
2.2.2 Přenos sil v oblasti pánve	17
2.2.3 Pohyby sakroiliakálního skloubení	18
2.2.4 Sklon pánve	20
2.3. Metody vyšetření postavení pánve	22
2.3.1 Klinické vyšetření	22
2.3.2 Zobrazovací metody	23
2.4. Pánevní dysfunkce	27
2.4.1 Anteverze pánve	27
2.4.2 Retroverze pánve	27
2.4.3 Šikmá pánev	27
2.4.4 Sakroiliakální posun	28
2.4.5 Sakroiliakální blokáda	28
2.4.6 Rotace pánve	29
2.4.7 Torze pánve	29

2.4.8	Inflare a outflare.....	29
2.5.	Vliv nošení bot na podpatku	29
3.	CÍLE.....	32
4.	HYPOTÉZY	33
4.1.	Hypotézy pro náklon pánve v sagitální rovině	33
4.2.	Hypotézy pro posun pánve v sagitální rovině.....	33
4.3.	Hypotézy pro zakřivení bederní páteře v sagitální rovině	33
5.	METODIKA	34
5.1.	Charakteristika výzkumného souboru.....	34
5.2.	Vyšetřovací postup.....	34
5.3.	Sběr dat	35
5.4.	Zpracování záznamu	37
5.5.	Statistické zpracování dat	39
6.	VÝSLEDKY	40
6.1.	Hodnocení náklonu pánve v sagitální rovině.....	41
6.2.	Hodnocení posunu pánve v sagitální rovině	42
6.3.	Hodnocení zakřivení bederní páteře v sagitální rovině.....	43
7.	DISKUZE	44
8.	ZÁVĚR	49
9.	SOUHRN	50
10.	SUMMARY	51
11.	REFERENČNÍ SEZNAM	52
12.	PŘÍLOHY	59

1. ÚVOD

Vzhled ženy v očích ostatních lidí významně závisí na typu obuvi, kterou nosí. K sociálnímu chování žen patří boty na vysokém podpatku, které zvyšují jejich přitažlivost, eleganci a sebevědomí. Nehledě na plesovou sezónu je tento typ dámské obuvi široce využíván v určitých profesích, kdy se například ve školství, poradenství či bankovníctví jedná o nepsané pravidlo. V populaci však existuje i povědomí o nepříznivých vlivech takto vyvýšených a zúžených bot, mezi které můžeme řadit vbočený palec nebo bolesti dolní části zad.

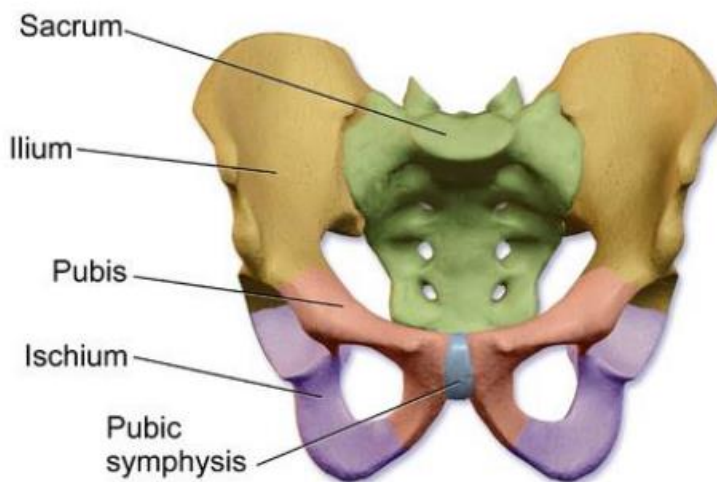
Cílem této diplomové práce je zhodnotit změny náklonu a posunu pánve a tvaru bederní lordózy v sagitální rovině mezi pozicemi stoj na rovné podložce (S0), stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° se stejnými značkami jako stoj S0 (S25a) a stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° s novými značkami (S25b).

2. PŘEHLED POZNATKŮ

2.1. Anatomie pánevní oblasti

2.1.1 Kostěné struktury

Pánev jako celek tvoří kaudální část osového orgánu. Skládá se ze dvou kostí pánevních, kosti křížové a kostrče (Dylevský, 2011). Pánevní kost (os coxae) vzniká splynutím tří složek. Synchrondrózou se spojí kost kyčelní, sedací a stydká. Kost kyčelní (os ilium) tvoří kraniální část pánevní kosti, která zezadu dopředu přechází v kost sedací (os ischii) a kost stydkou (os pubis). V místě srůstu ve tvaru Y se tvoří jamka kyčelního kloubu (acetabulum). Kosti kyčelní dominuje její horní okraj – hřeben (crista iliaca), který přechází ventrálně do předního horního trnu (spina iliaca anterior superior – SIAS) a dorzálně do zadního horního trnu (spina iliaca posterior superior – SIPS) (Čihák, 2001).



Obrázek 1. Stavba pánve (Platzer, Leonhard & Frotscher, 2004)

Pánevní kruh uzavírá kost křížová (os sacrum). Tato trojúhelníková kost zakončující páteř srůstá z pěti křížových obratlů, jejichž těla vytvářejí přední část kosti a obratlové oblouky pak vytvářejí canalis centralis. Kost křížová má širokou základnu, která se kaudálně zužuje (Obrázek 1) (Dylevský, 2009b).

Kostrč (os coccygis) je malá trojúhelníková kost zakončující páteř (Dylevský, 2009b). Tichý (2006) zdůrazňuje, že i když je tato kost vychází z rudimentálních obratlů, tak má nepostradatelný vliv lidské tělo. Je totiž úponovým místem svalů pánevního dna.

2.1.2 Osifikace pánevní kosti

V 9. týdnu fetálního vývoje se objeví první osifikace os ilium. Ve 4. fetálním měsíci se přidá osifikační jádro os ischii a os pubis blízko acetabula. Z těchto center se dále šíří do každé z kostí zvlášť. Po narození je chrupavčitá crista iliaca, přední strana kosti kyčelní, pruh podél dolního okraje os coxae a také acetabulum. V 7. - 8. roce života srůstá osifikující os pubis s os ischii a kolem 13. roku osifikuje i cartilago ypsiloniformis ze dvou jader. Mezi 15. - 18. rokem života kostnatí také chrupavčitý lem crista iliaca, SIAS a okraj symfýzy (Čihák, 2001).

2.1.3 Kloubní spojení

Sakroiliakální skloubení (acticulatio sacroiliaca) je párový tuhý kloub spojující kost křížovou s kostí pánevní. U dětí jsou kloubní plochy ploché. S pozdějším věkem se zde vytváří takový drsnatý reliéf, že plochy obou stran do sebe začnou zapadat. U mužů v patologických případech dokonce kloub pevně srůstá. U žen je naopak možnost rozšíření kloubní štěrbiny z důvodu hormonálních změn spojených s těhotenstvím. Je zajímavé, že ačkoliv tento kloub nemá přímo „své“ svaly, odehrávají se zde ač malé, tak velmi zásadní pohyby zvýrazněné například při předklonu nebo záklonu. Pohyby se tak odehrávají podél horizontální osy, mají kývavý charakter a jsou omezeny silnými vazy po obou stranách kloubu (Tichý, 2006).

Spona stydká (symphysis pubica) je chrupavčité spojení obou stydkých kostí, mezi kterými bývá vložena chrupavčitá destička (discus interpubicus) o výšce 50 mm u mužů a 45 mm u žen. Skloubení zpevňují vazy na dolním a horním okraji spony, zejména pak dolní vaz se schopen sám toto spojení udržet. Vazivové spojení slouží dále v těhotenství, kdy pod vlivem hormonálních změn nasává chrupavka vodu a zvětší tak průměr malé pánve až o několik milimetrů (Dylevský, 2009b).

2.1.4 Vazivový aparát

Lig. sacrospinale je silný vějířovitý vaz spojující trn sedací kosti s kostí křížovou a kostrčí. Na ligamentum shora naléhá musculus coccygeus, který tvoří část pánevního dna, a se kterým je vaz částečně srostlý (Čihák, 2011).

Lig. sacrotuberale se rozpíná mezi kostí křížovou se sedacím hrbolem a probíhá vertikálněji než lig. sacrospinale. Oba vazy ohraničují velký a malý sedací otvor (foramen ischiadicum majus et minus) a dále omezují kývavé pohyby v sakroiliakálním skloubení (Dylevský, 2009a).

Ligg. iliolumbalia spojují hřeben kosti kyčelní s příčnými výběžky 4. a 5. bederního obratle a zároveň s předchozími vazy doplňují vějířovité uspořádání těchto struktur (Tichý, 2006).

2.1.5 Svalový aparát

Svalový aparát pánve je velmi rozsáhlý. V této diplomové práci proto budou zmíněny jen ty struktury, které jsou pro naši práci důležité.

M. rectus abdominis vytváří při střední čáře trupu podélný pás. Začíná na chrupavkách 5. - 7. žebra a od proc. xiphoideus a upíná se mohutnou šlachou na os pubis. Jedná se o pomocný výdechový sval, který se spolupodílí na břišním lisu, a při fixované pánvi uklání hrudník a naopak mění pánevní sklon při fixovaném hrudníku (Čihák, 2011).

M. obliquus externus abdominis se rozprostírá na povrchu boční strany břišní mezi osmi kaudálními žebry a hřebenem kosti kyčelní (Čihák, 2011).

M. obliquus internus abdominis tvoří střední vrstvu laterálního svalstva stěny břišní. Táhne se od thorakolumbální fascie, lig. inguinale a crista iliaca. Odtud se vějířovitě rozprostírá k posledním třem žebřům a částečně, stejně jako předchozí sval, do linea alba. Funkce obou šikmých břišních svalů je podobná, a to předklon, úklon a rotace hrudníku vůči pánvi (Čihák, 2011).

M. transversus abdominis tvoří nejhlubší vrstvu břišní stěny. Jeho vlákna probíhají horizontálně a pomáhají při udržování břišního lisu a dýchání (Čihák, 2011).

M. quadratus lumborum se také řadí k břišním svalům, protože vyplňuje bederní oblast mezi crista iliaca a posledním žebrem. Při oboustranné dochází k záklonu trupu a při jednostranném zapojení svalu se bederní páteř ukloní. Tím pádem může dojít k šikmému držení pánve. Všechny tyto svaly jsou inervovány ventrálními větvemi 7. - 12. hrudního a 1. - 3. bederního nervu a svých funkcích se doplňují (Dylevský, 2009a).

Mm. glutei:

m. gluteus maximus odstupující od zevní plochy kosti kyčelní, kosti křížové, kostrče a lig. sacrotuberale,

m. gluteus medius začínající na zevní plochy lopaty kosti kyčelní,

m. gluteus minimus začínající od nejhlubší zevní plochy lopaty kosti kyčelní.

Mm. glutei se společně upínají na velký trochanter kosti stehenní, avšak inervovány jsou rozdílně. M. gluteus maximus je inervován cestou n. gluteus inferior a m. gluteus medius a minimus cestou n. gluteus superior (Dylevský, 2009a).

M. gluteus medius a minimus se zásadně podílejí na latero-laterální stabilitě pánve a m. gluteus maximus navíc udržuje naklopení pánve při stožení na jedné dolní končetině (Dylevský, 2009b).

M. tensor fasciae latae je uložen nejventrálněji z gluteálních svalů. Začíná na SIAS a prostřednictvím tractus iliotibialis se upíná na laterální kondyl tibie. Je to pomocný flexor, abduktor a vnitřní rotátor kyčelního kloubu (Čihák, 2011).

M. biceps femoris se dělí na dvě hlavy. Caput longum začíná na tuber ischiadicum, caput breve od střední třetiny linea aspera femuru, a společně se upínají na caput fibulae (Dylevský, 2009a).

M. semitendinosus vychází z tuber ischiadicum a upíná se na vnitřní kondyl tibie (pes anserinus).

M. semimembranosus je rozepjat mezi tuber ischiadicum a mediálním kondylem tibie, částečně se také upíná do pouzdra kolenního kloubu a do fascie m. popliteus. Inervaci zajišťuje, stejně jako u předchozího svalu, n. ischiadicus (Čihák, 2011).

I když poslední tři jmenované svaly jsou uváděny jako charakteristické flexory kolenního kloubu s rotační komponentou, nelze přehlížet fakt, že jsou dvoukloubové, a že při fixovaném kolenním kloubu jejich napětí ovlivňuje postavení pánve. Aktivita a síla těchto svalů roste se stoupající anteverzí pánve (Dylevský, 2009b).

M. iliopsoas, jako nejmohutnější flexor kyčelního kloubu a současně i zevní rotátor, se dělí na dvě složky. M. psoas odstupuje od přední strany těl a procc. costales obratlů Th12 – L5. M. iliacus se připojuje svým začátkem z fossa iliaca a ústí společným úponem na trochanter minor (Bartoniček, 2004). Obě části svalu mohou pracovat izolovaně a mají blízký vztah k páteři. Lze tak flektovat trup vůči femuru a naopak zvýšit bederní lordózu, což nepřímo ovlivňuje i postavení pánve (Véle, 2006).

M. rectus femoris je dalším flexorem kyčelního kloubu. Místem úponu, jako samostatné hlavy m. quadriceps femoris, je spina iliaca anterior superior. Sval se upíná mohutnou šlachou na tuberositas tibie. Inervaci zajišťuje n. femoralis stejně jako u m. iliopsoas (Čihák, 2011).

M. piriformis je plochý sval, který svou mediální částí zasahuje do pánve, konkrétně na kost křížovou, a laterální část je mimo pánev až na hrot trochanteru major. Hlavní funkcí

svalu je zevní rotace femuru a dále abdukce při flektovaném kolenu. V distálním směru tahu sval mírně pohybuje kostrčí (Dylevský, 2009b).

Svaly mediální strany stehna fungují jako adduktory. Společně začínají okolo foramen obturatum. M. adductor longus, brevis a magnus společně s m. pectineus se upínají na femur a jsou tedy svaly jednokloubovými. Naopak m. gracilis dosahuje svým úponem až na mediální kondyl tibie (pes anserinus) a je tedy svalem dvoukloubovým (Čihák, 2011).

2.1.6 Pohlavní rozdíly

Na kostře pánve lze najít několik tvarových a metrických znaků, které závisí na pohlaví. Tyto rozdíly se zakládají již u plodu, ale nejvíce patrné jsou až v dospělosti. Pánev ženy je obecně širší, plošší a prostornější (Dylevský, 2009a). To znamená, že všechny zevní i vnitřní pánevní rozměry jsou větší. Je tomu tak z důvodu větších nároků na vývoj dítěte a jeho následný prostup porodními cestami. Pro rozlišení pohlaví jsou však důležitější tvarové rozdíly. Mezi hlavní rozlišovací znak řadíme postavení promontoria. U ženy méně vyčnívá, takže vstup do malé pánve je spíše oválný, zatímco u muže spíše srdčitý, protože os sacrum je více vpředu. Dalším rozlišovací oblastí se symfýza, která je u muže vyšší (asi 5 cm) a u ženy menší (asi 4,5 cm). Dolní ramena kostí stydkých se u mužů spojují v ostrém uhlu a vytvářejí tak angulus pubicus. U žen se sbíhají naopak v úhlu tupějším a vytvářejí tak široké obloukovité spojení zvané arcus pubicus (Obrázek 2). Dále je u žen incisura ischiadica major širší a mělčí v pravidelném oblouku. U mužů je zářez v horní části hlubší. Kostrč je u žen kratší a pohyblivější, takže ji lze mírně odklonit dozadu. Jako méně spolehlivý znak se popisuje rozevření kostí kyčelních, které je u žen větší (Čihák, 2001).



Obrázek 2. Pohlavní rozdíly na pánvi (Čihák, 2001).

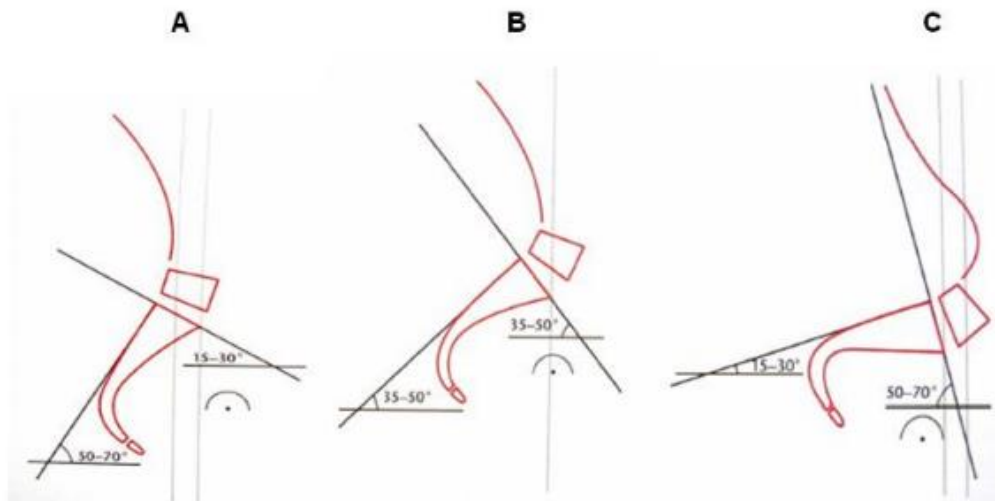
2.1.7 Typy pánve

Pánevní oblast je fylogeneticky nestálá a vyskytuje se zde proto velký počet variant a anomálií. Tyto varianty mohou být symetrické nebo asymetrické. U symetrických variant má křížová kost různou délku, z čehož vyplývá změna postavení a sklonu křížové kosti a promontoria. Na druhou stranu asymetrické varianty vznikají zešikmením posledního bederního obratle nebo kosti křížové. Na typu pánve tedy závisí její funkce a vliv na statiku těla, mj. také tvar bederní páteře. Gutmann a Erdmann (in Lewit, 2003) rozlišují tři typy pánve.

Vysoká asimilační pánev má dlouhou kost křížovou a vysoko dorzálně uloženým promontoriem (Obrázek 3A). Navazující páteř pak bývá plochá, což vede ke zvýšené pohyblivosti a malé stabilitě. Destička L4 je uložena nad spojnicí lopat kostí kyčelních. Segment L5-S1 je nejvíce mobilní a hlavním nosným prvkem je destička S1. Tento typ pánve má sklon k hypermobilitě, k degradaci destičky L5 a k ligamentózním bolestem (Lewit, 2003).

Normální (průměrná pánev) je takový stav, kdy promontorium leží uprostřed a destička L4 ve výšce hřebene kostí kyčelních. Nejvíce mobilním segmentem je L4-L5 a hlavní nosnou strukturou taktéž destička S1. Zakřivení páteře se hodnotí jako průměrné. U tohoto typu pánve vzniká postižení destičky L5 a může zde docházet k blokádám páteře (Lewit, 2003).

Přetěžovaná pánev má nízko či uprostřed položené těžiště (Obrázek 3C). Tento typ charakterizuje výrazný sklon pánve i samotné kosti křížové a na ně navazující páteř. Destička L4 se tudíž nachází pod spojnicí hřebenů kostí kyčelní a nejvíce pohyblivým segmentem je taktéž L4-L5. Nejvíce zátěže přebírají lumbosakrální a sakroiliakální klouby, proto zde často vznikají blokády a artrózy (Lewit, 2003).

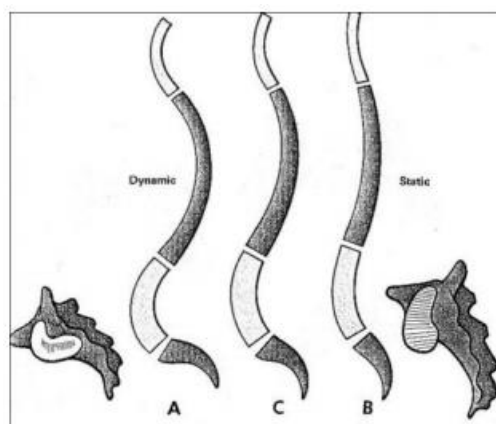


Obrázek 3. Typy pánve. Asimilační pánev [A], normální pánev [B], přetěžovaná pánev [C] (Kolář, 2009).

Podobnou problematiku popsal Delmas (in Kapandji, 2008), který se zabýval vztahem mezi postavením křížové kosti a funkčním typem páteře. Rozlišil tak dva typy páteře.

Dynamický typ (Obrázek 4A) má výrazně zakřivenou páteř a horizontálně položenou křížovou kost. Její kloubní plocha je výrazněji ohnutá a leží hlouběji. Sakroiliakální klouby v tomto případě připomínají typické synoviální klouby svou velkou pohyblivostí (Kapandji, 2008).

Statický typ (Obrázek 4B) se naopak vyznačuje mírně zakřivenou páteří a vertikálně postavenou křížovou kostí. Sakroilioakální klouby jsou výrazně méně pohyblivé a jejich kloubní plochy jsou svisle prodlouženy a jen minimálně ohnuty. Tento typ lze často pozorovat u dětí. Mezi tyto dva odlišné tvary páteře zařadil Delmas třetí přechodný typ (Obrázek 4C) (Kapandji, 2008).



Obrázek 4. Vztah páteře a kosti křížové. Dynamický typ A, statický typ B, přechodný typ C. (Kapandji, 2008).

2.2. Kineziologie pánevní oblasti

2.2.1 Ontogeneze lidské motoriky

Na začátku života novorozenec není schopen zpevnit trup, tudíž funkčně spojit několik segmentů v celek. Jeho tělo nemá společné těžiště a tím pádem nelze mluvit o opěrné ploše nebo opěrné bázi, ale pouze o „úložné ploše“. Tzv. „vzor třetího měsíce“ charakterizuje funkční vyzrállost CNS, kdy jedinec je schopen napřímít trup a zacentrovat kořenové klouby končetin. S tím je spojen posun lopatek dorzokoudálně a pánve z anteflexe do neutrály (Vařeka & Dvořák, 1999). V tomto období tak dítě poprvé dosáhne symetrie, kterou je třeba v dalším vývoji rozdiferencovat, aby mohl být dosažen optimální způsob vzpřímeného držení a lokomoci. Otázkou nadále zůstává, zda svalové synergie vstupují do posturálního vývoje procesem učení způsobem „pokus-omyl“, jak popisuje Dvořák (2005) nebo jestli se tak děje automaticky zráním CNS, jak prezentuje Kolář (2001). Dle Vojty (1993) nedosáhne dokončení vývoje v koaktivaci mezi tonickým a fázickým svalovým systémem až 30 % dětí. Vojta tuto poruchu nazývá „centrální koordinační porucha“. Takto postižené děti realizují vertikalizaci na „omezeném modelu“, kdy převažuje tonický svalový systém nad fázickým. Tímto způsobem se pak tvaruje základ pro vadné držení těla (in Kolář, 1998). Nepřesným nebo nevhodným nastavením výchozí polohy (atitudy) vzniká nesoulad mezi pohybem a posturální motorikou, což vede ke zhoršení kvality pohybového záměru (funkční porucha motoriky). Dochází tak k přetěžování podpůrného aparátu a dále k poruše struktury ve formě traumatu či poranění (Véle, 2006). Snaha o optimální náklon pánve

s kvalitně napřímenou páteří je společný rys většiny terapeutických technik (Alexander, Brunkow, Mensendick nebo Mézières atd.) Jejich cílem je posturální korekce ve smyslu uvědomění si sebe sama a zejména pak svého těla. To lze však pouze v případech, kdy je toho dotyčný primárně schopen. V opačném případě je nutný zásah terapeuta reflexní cestou na neurofyziologickém podkladu, jakým je Vojtova reflexní lokomoce (Vařeka & Dvořák, 1999; Dvořák & Vařeka, 2000).

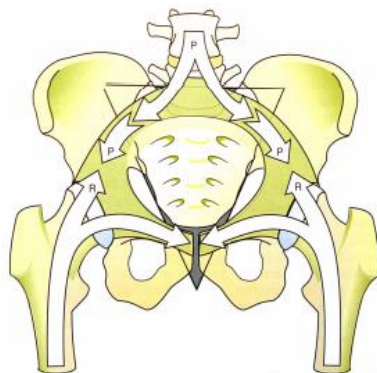
Čihák (2006) k ontogenezi dodává, že krční lordóza se začíná objevovat až dítě začne zvedat hlavičku v poloze na bříše pomocí šíjového svalstva. Bederní lordóza pak vzniká v době, kdy se dítě učí stát. Tato zakřivení nejsou až do 6. roku fixována a v leže mizí. Aktivita svalstva má hlavní formativní vliv na zakřivení páteře. Nedílnou součástí také tvoří váha krčních a břišních orgánů, které tlačí páteř dopředu dolů. Ve stáří dochází k ochabování svalstva a k opětovné změně zakřivení páteře.

2.2.2 Přenos sil v oblasti pánve

Pánevní pletenec je mechanicky velmi odolný, což je dáno tvarovým uspořádáním kostních trámců a ligamentózním systémem. Ten ještě více upevňuje kost křížovou mezi pánevními kostmi. Síly působící na oblast pánve jsou přenášeny přes sacroiliakální (SI) skloubení na příslušná ligamenta a do oblasti symfýzy. Čím větší síla zde působí, tím více se sacroiliakální ligamenta napnou a tím pádem více zpevní os sacrum. Jde o jakýsi samozpevňovací systém pánve (Kapandji, 2008).

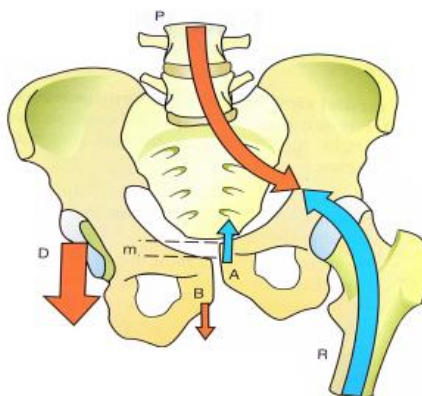
Dle Dylevského (2009) nemůže být pánevní kruh uložen v sagitální rovině přesně v horizontále. Z hlediska statiky by se tak os sacrum dostala do excentrické polohy vůči kyčelním kloubům a těžnice tíhové síly trupu by se tak dostala před středy kyčelních kloubů a udržení takového postavení dlouhodobě by znamenalo přetěžování všech vzpřimovačů trupu. Proto je u člověka pánev v sagitální rovině naklopena přední částí mírně dolů. V oblasti promontoria se tak v oblasti jediného meziobratlového prostoru změnilo zakřivení páteře z kyfotického na lordotické a tímto zaúhlením se těžnice tíhové síly trupu dostává nad středy kyčelních kloubů.

Při rovnoměrném stožení jsou síly působící na pánev přenášeny podél okraje malé pánve (Obrázek 5). Tíhová síla (P) procházející přes obratel L5, je rovnoměrně rozložena na dvě složky v oblasti křížové kosti a dále pokračuje k acetabulu příslušné strany. Reakční síla země (R) působí proti síle P a směřuje taktéž k acetabulu. Tato síla ovšem přichází přes krček a hlavičku kosti stehenní a její část se přenáší na symfýzu (Kapandji, 2008).



Obrázek 5. Směr přenosu sil: reakční síla země [R], tíhová síla [P] (Kapandji, 2008)

Při opěrné fázi jedné DK (Obrázek 6) se tíhová síla P opět rozkládá na dvě složky jdoucí každá po stejnostranné pánevní kosti k acetabulu (D) a tlačí os pubis kaudálně (B). Reakční síla R ovšem vzniká pouze na stojné straně a její část tlačí os pubis proximálně na své straně (A). Tento fakt vede k potenciálnímu střižnému pohybu v oblasti symfýzy (m), která ovšem za fyziologických podmínek tento pohyb neumožní. Výše zmíněné je dalším důkazem, že pevnost pánevního kruhu je pro motoriku člověka zásadní (Kapandji, 2008).



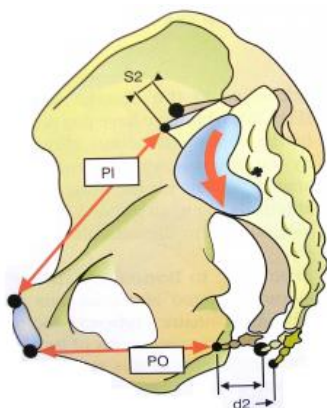
Obrázek 6. Opora o jednu dolní končetinu: reakční síla země [R], tíhová síla [P], směr působení tíhové síly na neopírající se DK [D], směr tlaku v oblasti symfýzy vznikající na podkladě působících sil [A, B], hypotetický posun v oblasti symfýzy [m] (Kapandji, 2008)

2.2.3 Pohyby sakroiliakálního skloubení

Pohyby v SI kloubech mají malý rozsah. Kapandji (2008) označuje tyto pohyby jako nutace a kontranutace, během kterých dochází k otáčení kosti křížové kolem osy tvořící lig. sacroiliacum interosseum.

Nutace

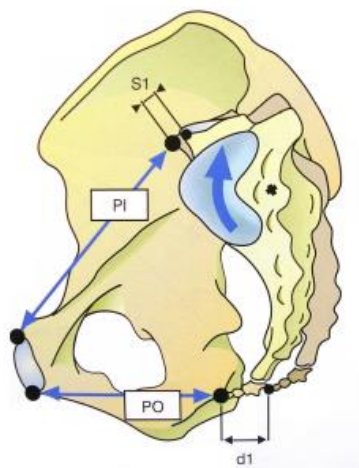
Během nutačního pohybu os sacrum rotuje anteriorně podle horizontální osy – černý křížek (Obrázek 7). Promontorium se posouvá z výchozí pozice anteriorně (S2), zatímco kostrč se pohybuje směrem posteriorním (d2). Výsledkem tohoto děje je zmenšení pánevního vchodu (PI) a zvětšení pánevního východu (PO) v sagitální rovině. Během nutace zároveň dochází k vzájemnému přiblížení lopat kostí kyčelních, zatímco sedací hrboly mají tendenci se oddalovat. Nutací pohyb tak má dopad na celý pánevní prstenec zejména při chůzi, kdy je fyziologických okolností vyvolán flekčním pohybem nakračující dolní končetiny. Jako „brzda“ nutace je popisováno zejm. lig. sacroiliacum anterius a další vazy na zadní straně pánve, které omezují posun promontoria anteriorně (Čihák, 2011; Kapandji, 2008; Magee, 2002; Dvořák, Ťupa & Tichý, 2000).



Obrázek 7. Nutace: vzdálenost pohybu promontoria [S2], zmenšení rozměru pánevního vchodu [PI], vzdálenost pohybu kostrče [d2], zvětšení rozměru pánevního východu [PO] (Kapandji, 2008).

Kontranutace

Kontranutace je, jak napovídá název, opačný děj výše zmíněného (Obrázek 8). Promontorium se posouvá z výchozí pozice posteriorně (S1), zatímco kostrč se pohybuje směrem anteriorním (d1). Výsledkem tohoto děje je zvětšení pánevního vchodu (PI) a zmenšení pánevního východu (PO) v sagitální rovině. Během nutace zároveň dochází k vzájemnému oddálení lopat kostí kyčelních, zatímco sedací hrboly mají tendenci se přibližovat. Kontranutaci omezuje zejm. lig. sacroiliacum posterius a zároveň dochází k napínání lig. sacroiliacum anterius (Čihák, 2003; Kapandji, 2008; Magee, 2002).



Obrázek 8. Kontranutace: vzdálenost pohybu promontoria [S1], zvětšení rozměru pánevního vchodu [PI], vzdálenost pohybu kostrče [d1], zmenšení rozměru pánevního východu [PO] (Kapandji, 2008).

2.2.4 Sklon pánve

V české i zahraniční literatuře není jednotné označení pro pozici pánve v prostoru. Používanými termíny jsou jak náklon pánve a sklon pánve, tak také pelvic tilt. Tyto pojmy si však řada autorů vykládá po svém a snadno tak může dojít k záměně. Je nutné zdůraznit, že se v této práci zabýváme náklonem pánve v sagitální rovině, někdy tak označované jako antevertze a retrovertze. Vařeka a Vařeková (1995) tuto problematiku uvádějí na pravou míru s vysvětlením, že v anatomické nomenklatuře *inclinatio pelvis normalis* znamená úhel, který svírá rovina proložená promontoriem, linea terminalis a horním okrajem symfýzy s rovinou horizontální. Čihák (2003) udává, že tento úhel dosahuje 60° a dle postavy mírně kolísá. Nejčastěji je pak sklon pánve v sagitální rovině vyšetřován rentgenem. V klinické praxi lze však sklon pánve určit palpací dobře přístupných orientačních bodů na pánvi, pomocí nichž se pak tento sklon měří (Kapandji, 2008; Dylevský et al., 2000).

Lánik (1990) popisuje náklon pánve stejně jako Čihák. Dodává ovšem, že lze tento úhel určit i bez rentgenologického vyšetření. Lze se orientovat podle obratle L4, do kterého se má spojnice horního okraje symfýzy s promontoriem promítat. Dále dodává, že postavení z pánve vychází i postavení dolních končetin a páteře. Proto také sklon pánve udává ve vztahu k horizontále, a nikoliv vzhledem k páteři či k ose kosti stehenní.

Jinou alternativu měření sklonu pánve udává Burch (2002), který jako výchozí body určil obě spinae iliacae anteriores superiores (SIAS) a horní hranu symfýzy. Rovina proložená těmito třemi body (dvě SIAS a symfýza) by za předpokladu vzpřímeného stoje

měla být rovnoběžná s rovinou frontální, tudíž kolmá na rovinu sagitální. Její odchylka pak tvoří antevertze či retrovertze pánve. Autor dodává, že mírná antevertze může být příznivá pro močový měchýř a svaly pánevního dna. V tomto postavení totiž nespočívá váha většiny břišních orgánů přímo na těchto svalech, ale váha se rozloží i na os pubis.

Levine a Whittle in Magee (2002) stanovili pánevní sklon podle úhlu svírající spojnice SIAS – SIPS s horizontálou. Rozsah pohybu tak činil 20°, z toho pouze 9° do retrovertze a 11° do antevertze. Průměrný pánevní sklon pak definovali jako $11^\circ \pm 4^\circ$ (Magee, 2002).

Anglická literatura dále uvádí termíny pelvic tilt a pelvic inclination. Pelvic tilt pak většinou znamená náklon pánve v sagitální rovině. Furian et al. (2013) však ve své práci uvedl pelvic tilt jako úhel mezi spojnici SIPS a horizontálou, což značí podle Vařeky a Vařekové (1995) šikmou pánev.

Anglická literatura pak ještě uvádí termíny pelvic tilt a pelvic inclination, kde je většinou pelvic tilt považován za náklon pánve v sagitální rovině. Schroeder a Hollander (2018) jej použili jako úhel mezi vertikálou a spojnici horního okraje kosti křížové a pomyslného středu hlavicí kostí kyčelních. Pro svoji práci však Furian et al. (2013) použil jako náklon pánve v sagitální rovině pojem pelvic inclination. Dále pak uvedl pelvic tilt jako odchylku roviny proložené spojnici zadních spin od horizontály – dle Vařeky a Vařekové (1995) tedy pojem šikmá pánev.

Z výše uvedeného je vyplývá, že každý autor využívá k měření pánevního sklonu jiné orientační body, a tudíž výsledky jejich prací nejsou jednotné a snadno může dojít k nedorozumění. Je důležité si uvědomit, že onen pánevní sklon je závislý i na velikosti a tvaru pánve, jelikož samotné vzdálenosti mezi měřenými body se mohou lišit. Jako je tomu například u různých tvarů a postavení os sacrum vůči lopatám kostí kyčelních a tak dále (Dylevský et al., 2000; Kapandji, 2008).

V naší práci je pánevní sklon měřen jako úhel mezi rovinou proloženou stejnostrannou SIAS a SIPS s horizontálou, což je ve shodě s prací de Oliveira Pezzan, João, Ribeiro a Manfio (2011), Gajdosik, Simpson, Smith a DonTigny, (1985) nebo Levine a Whittle (1996), kteří si sice linii mírně modifikovali tím, že ji posunuli do střední části těla z důvodu volby měřicí metody. Výsledky měření to však nepoznamenalo.

2.3. Metody vyšetření postavení pánve

2.3.1 Klinické vyšetření

Aspekce

Aspekční vyšetření hodnotí morfologickou stavbu těla, vzhled kůže či antalgický držení. Nejprve vyšetřujeme pacienta jako celek, poté se zaměříme na jednotlivé segmenty. Před samotným vyšetřením pánve doporučuje Véle (1997) zhodnotit délky dolních končetin, tvar nožní klenby a rozsahy pohybu v kolenních a kyčelních kloubech. Vyšetření pánve ve stoje začíná podřepem terapeuta tak, aby měl své oči ve vodorovné poloze s pánví pacienta. Pohledem zezadu posuzujeme vybočení pánve ke straně nebo její rotaci, postavení *cristae iliacae*, symetrii gluteálních rýh, průběh intergluteální rýhy a postavení Michaelisovy routy, tvořené kožními důlky nad oběma SIPS, nejvyšším bodem bederní lordózy a nejvyšším bodem intergluteální rýhy (Lewit, 2003).

Palpace

Palpace vyšetřovaných segmentů navazuje na aspekční hodnocení. Hned při prvním doteku vnímáme teplotu, vlhkost, pružnost, posunlivost a protažitelnost tkání. Sledujeme také reakce pacienta, což nám slouží jako zpětná vazba. Nemožnost objektivního zpracování těchto informací však činí z palpance metodu velice subjektivní, i když pro klinickou praxi stále metodu nezbytnou a nenahraditelnou. Z posteriorního pohledu vyšetřujeme na pánvi nejprve symetrii hřebenů pánevních kostí tak, že položíme ruce po stranách pacienta ve výši posledních žeber a sjedeme radiálními hranami ukazováků směrem k zemi za mírného mediálního tlaku než se ukazováky „zarazí o kostěné výstupky (Lewit, 2003). Hoppenfeld (1976) a Tixa (2003) popisují palpaci SIPS v leže na nevyšetřovaném boku. V této práci se budeme řídit postupem Lewita (2003), který palpuje SIPS ve stoji. Přiloží palce těsně pod kožní dolíčky a posune je kraniálně a mírně laterálně, protože jsou spiný směrem dolů zahroceny. Palpaci předních spin popisuje Lewit (2003) a Hoppenfeld (1976) obdobně. Ve stoji palpují palci symetricky obě spiný zdola a mírně laterálně.

2.3.2 Zobrazovací metody

Diagnostický systém DTP-2

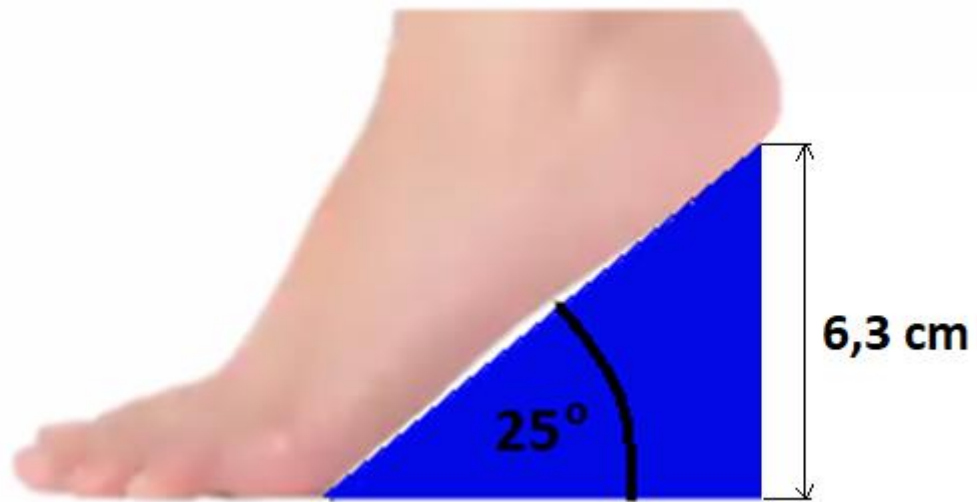
Diagnostický systém DTP-2 byl vyvinut na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Systém umožňuje měřit velikosti segmentů lidského těla, jejich vzdálenosti a úhlová nastavení. Původním cílem byla neinvazivní diagnostika deformit páteře. Fyzikálním principem je snímání bodů v prostoru mechanickým snímačem složeným z pantografického mechanismu a inkrementálních snímačů. Každý z měřených bodů je tak charakterizován třemi souřadnicemi (x,y,z) (Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012).

Polohový snímač, skládající se ze dvou pohyblivých ramen, je jednomu konci připevněn k základní desce a na druhé straně je zakončen hrotem. Tento hrot představuje zjišťovaný bod na těle pacienta. Před samotným měřením je nutné systém kalibrovat. Toho se dosáhne postupným přikládáním hrotu snímače v přesném pořadí na tři definované body na základní desce, které jsou již nastaveny do vodorovné polohy. Další součástí systému je spínač, který zaznamená dosaženou polohu hrotu snímače. Střední chyba polohového snímače je 0,5 mm. Získaná data jsou přenášena do počítače a zpracována pomocí softwaru WinPad3 do numerického a grafického výsledku (Krejčí et al., 2012).

Sklápěcí plošina byla vytvořena autorem pouze pro účely této práce. Plošina jako celek je 48 cm široká a 40 cm dlouhá. Dělí se na dvě části spojeny pohyblivě panty. Přední část s rozměry 48 cm x 15 cm má v předních rozích dvě zhloubení pro kalibraci sagitální roviny. Tato část zůstává po celou dobu vyšetření ve vodorovné pozici. Zadní část je větší s rozměry 48 cm x 25 cm. Tuto část je možno sklopit a podložit klínem (Obrázek 9). Vznikne z ní tak nakloněná rovina pod úhlem 25°. Pro nohu velikosti 39 tak odpovídá vyvýšení paty o 6,3 cm (Obrázek 10).



Obrázek 9. Plošina v nulové pozici [vlevo], plošina ve vyvýšené pozici [uprostřed], plošina, základní deska a polohový snímač [vpravo] (fotoarchiv autora, 2021).



Obrázek 10. Schéma plošiny ve vyvýšené pozici pro stoj (S25a & S25b)
(Michoński et al., 2019; upraveno autorem, 2021)

Spinal mouse

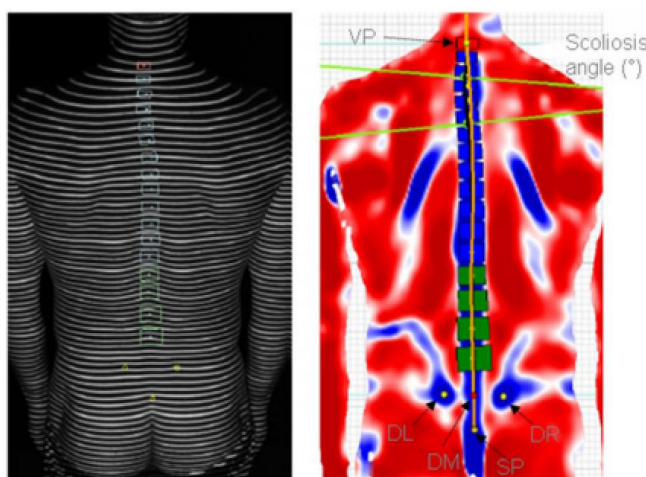
Systém spinal mouse se používá jako neinvazivní vyšetření tvaru páteře. Zařízení má dvě kolečka, která sledují trnové výběžky obratlů. Data se odečítají každých 1,3 mm, kdy se kolečka otočí po kůži vyšetřovaného. Tato informace je pomocí Bluetooth odeslána do počítače a pomocí vlastního software vypočítá relativní polohu každého obratle, úhlů mezi obratli a celkového úhlu zakřivení frontální a sagitální roviny (Livanelioglu, Kaya, Nabyev, Demirkiran, & Fırat, 2016). López-Miñarro, Muyor, Belmonte a Alacid (2012) zjišťovali pánevní sklon s pomocí spinal mouse, kdy měření začínali na kosti křížové a pokračovali po celé páteři.



Obrázek 11. Použití Spinal mouse při diagnostice zakřivení páteře
(López-Miñarro et al. 2012).

Moiré tomografie

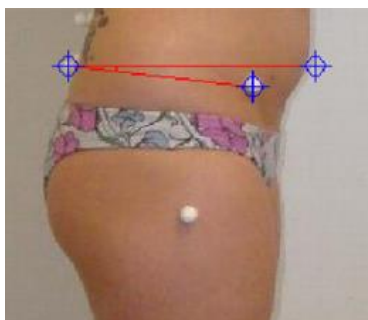
Moiré tomografie nebo také rasterstereografie je metoda využívající stínový obraz vrstevnic na sledovaném objektu. Vzájemné uspořádání vrstevnic kopíruje tvar objektu v prostoru a díky tomu je možné provést prostorovou rekonstrukci. Vyšetřovací soustava je tvořena zdrojem světla a fotografickou kamerou v jedné rovině a paralelně umístěnou síťkou mezi kamerou a sledovaným objektem. Tato síťka je tvořena rovnoběžnými pláty a stejně širokými mezerami, tak aby vždy pronikl jen proužek světla, který na vyšetřovaném objektu vytváří moiré efekt. Z výsledného obrazu pak lze hodnotit postavení pánve, trupové asymetrie a další (Otáhal, 2010).



Obrázek 12. Možnosti rekonstrukce tvaru zad pomocí Moiré vyšetření s naznačenými trny obratlů (Schroeder, & Hollander, 2018).

Fotografická metoda

Fotografická analýza je stejně jako využitý diagnostický systém DTP-3 přenosnou a levnou variantou využitelnou v terénních podmínkách. U této metody se využívá reflexních značek přilepených na kůži. Jednotlivé pozice značek jsou pak zaznamenány kamerou a tato data dále vyhodnocována. Stejně jako u sběru dat systémem DTP-3 je měření pomocí této metody závislé na palpaci vyšetřujícího, umístění značek na kůži a popřípadě posuny kůže po měřených strukturách (de Oliveira Pezzan, João, Ribeiro, & Manfio, 2011).

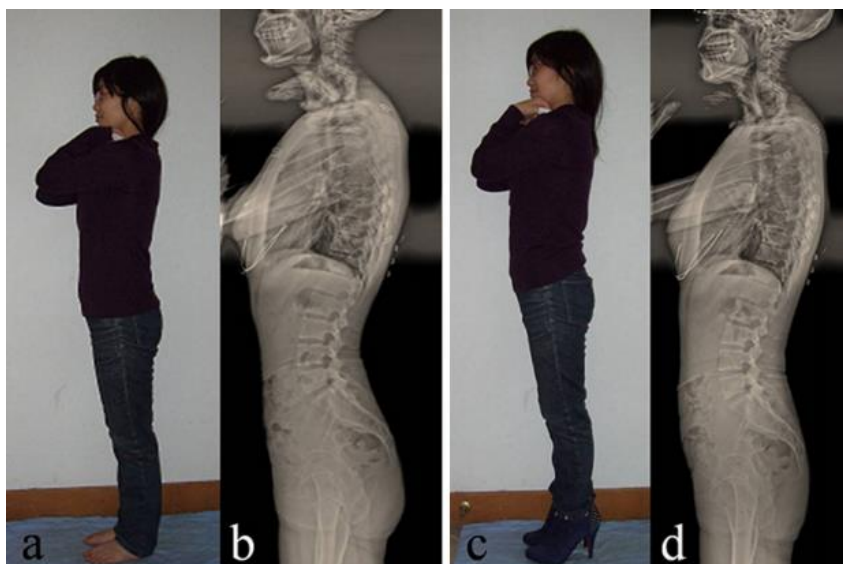


Obrázek 13. Měření fotografickou metodou
(de Oliveira Pezzan, João, Ribeiro, & Manfio, 2011)

Rentgenové vyšetření (RTG)

Rentgenografie je metoda je založena na principu různé absorpce svazku ionizujícího záření při jeho prostupu snímkováným objektem. Míra absorpce závisí na struktuře všech tkání, kterými paprsek prostupuje. Narůstá v závislosti na jejich hutnosti. Proto jsou kostní tkáně zobrazeny výrazně, a naopak měkké tkáně s nízkou absorpční schopností jsou standardními rentgenovými snímky znázorněny nedostatečně (Dungl, 2005).

Dai et al. (2015) zkoumal náklon pánve a tvar páteře v sagitální rovině za použití rentgenografie. Hodnotil celkem 21 mladých žen ve stoji na boso a ve stoji na podpatcích. Studie prokázala prohloubení bederní lordózy, zejména v segmentech L5/S1 a L4/L5, a s tím spojené neekonomické držení těla.



Obrázek 14. Boční snímkování ve stoji na boso [vlevo] a ve stoji na podpatcích [vpravo]
(Dai et al., 2015)

2.4. Pánevní dysfunkce

Dysfunkce v oblasti pánve vznikají poruchou řízení centrální nervové soustavy nebo vlivem strukturálních změn. Obě možnosti tak negativně ovlivňují posturální nastavení, v rámci kterého je třeba brát ohledy na dysfunkce v oblasti hrudního koše, nitrobřišního tlaku a dolních končetin. Při postižení pánevní oblasti je třeba si uvědomit možné příčiny a důsledky (Greenman, 1996).

2.4.1 Antevertze pánve

Při antevertzním postavením je pelvic incidence zvýšena nad 63°. Tento zvýšený sklon pánve způsobuje kompenzační bederní hyperlordózu a proto v této oblasti vznikají větší střížné síly. Kolář (2009) rozlišuje antevertzi na primární, kdy jsou příčinou zkrácené flexory kyčelního kloubu, a sekundární. V tom případě je příčina vzniku porucha předozadní stabilizace bederní páteře, kterou zajišťuje souhra břišních svalů s bránicí a svaly pánevního dna.

Tichý (2006) považuje za vznik antevertzního postavení pánve svalovou dysbalanci mezi tzv. antagonisty (dva svaly s opačnou funkcí), kdy jeden je zkrácen a druhý oslaben. Konkrétně pak m. rectus abdominis oslaben a m. erector spinae zkrácen nebo m. gluteus maximus oslaben a m. iliopsoas zkrácen.

2.4.2 Retrovertze pánve

Při retrovertzním postavením je pelvic incidence snížena pod 43°. Tento snížený sklon pánve způsobuje kompenzační vyhlazení a nestabilitu bederní lordózy. Může se však objevit i jako kompenzační mechanismus úzkého páteřního kanálu (Kolář, 2009).

Dle Véleho (1997) retrovertze pánve zvyšuje zátěž meziobratlových plotýnek bederní páteře, ale snižuje zatížení kyčelních kloubů.

2.4.3 Šikmá pánev

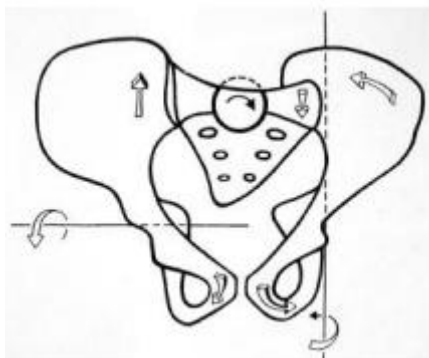
Šikmá pánev definuje stav, kdy je crista iliaca, přední a zadní horní spiny na jedné straně pánve výše než na straně druhé. Mezi časté příčiny patří primární skolióza páteře, svalové dysbalance či zkrat jedné dolní končetiny. V případě posledního jmenovaného vybočuje pánev na stranu delší končetiny. Dále se může objevit nestejná výška infraglutálních či podkolenních rýh nebo asymetrie v postavení kolen a kotníků. Pokud je přítomen zkrat jedné dolní končetiny, na páteři lze pozorovat kompenzační esovitou skoliózu.

Při sešikmení pánve vpravo níž, je dolní oblouk skoliózy vybočen doleva a horní doprava (Lewit, 2003).

V neposlední řadě může být šikmá pánev způsobena nestejným napětím mezi svaly na pravé a levé polovině těla. Jednostranně zkrácený m. quadratus lumborum povytáhne pánev kraniálně a způsobí tak obraz šikmé pánve (Tichý, 2006).

2.4.4 Sakroiliakální posun

Při sakroiliakálním posunu dochází k jednostranné nutaci kosti křížové, která rotuje mezi kyčelními kostmi. Následkem toho jedna pánevní kost rotuje okolo vertikální a druhá osy okolo horizontální osy (Obrázek 15). je pánev mírně vybočena, obvykle vpravo, a rotována ke straně druhé. Zadní spiný jsou uloženy asymetricky, častěji vpravo výš, ale hřebeny kostí kyčelních mohou být symetrické. Od obrazu šikmé pánve se tento jev odlišuje asymetrickým uložením předních spin, kdy pravá je v tomto případě níž. Pro ozřejmění SI posunu lze použít tzv. fenomén předbíhání, kdy při předklonu níže uložená SIPS předbíhá druhou a dostává se tak kraniálněji. Tato situace je pouze dočasná a do 10-20 sekund se spina posune kaudálněji na své původní místo nebo pouze na úroveň spinu druhostranné. Příčinou tak může být spasmus m. iliacus, který stáhne jednu SIAS kaudálně a asymetrická funkce hýžďových svalů. Sakroiliakální posun tak vždy vzniká jako sekundární jev jiné poruchy (Lewit, 2003).



Obrázek 15. Sakroiliakální posun dle Cramera (Lewit, 2003).

2.4.5 Sakroiliakální blokáda

Sakroiliakální blokáda je stejně jako ostatní kloubní blokády charakterizována nepřítomností kloubní hry (angl. „joint play“), která se vyšetřuje pasivním pružením v kloubu. Další zkouškou je příznak trnu (spine sign), kdy v případě blokády pravého SI kloubu se neprodlouží vzdálenost mezi trnem L5 a pravé SIPS po povelu pohov. Lze využít i fenomén předbíhání. Rozdíl od SI posunu je ten, že u blokády se stejnostranná SIPS

po kraniálním posunu už nevrací kaudálně. Méně citlivou zkouškou je pak vyšetření rozsahu pohybu v kyčelním kloubu do horizontální addukce, která může být na straně blokády omezena (Lewit, 2003).

Strukturální blokáda SI kloubu je způsobena kloubem samotným, kdy zde dochází k patologickým procesům ve smyslu zánětu či artrózy. Naopak funkční blokáda SI kloubu je vždy sekundární a její vyvolávací příčinou může být kostrčový syndrom nebo zkrácení stejnostranného m. psoas major (Tichý, 2006).

2.4.6 Rotace pánve

Rotace pánve pravděpodobně vzniká na podkladě složité regulační poruchy vyšších center, což bývá často vázáno na asymetrický motorický vývoj, který nemá vždy kauzální příčinu (Kolář, 2009).

2.4.7 Torze pánve

Pojem torze pánve souvisí se sakroiliakálním posunem (kapitola 2.4.4). Spíše než primární poruchou, je torze pánve následek již vzniklé poruchy. Je také vždy spojena s hypertonem zevních rotátorů kyčelního kloubu a m. iliacus (Kolář, 2009).

2.4.8 Inflare a outflare

Tuto vzácnou, avšak klinicky významnou změnu postavení pánve popsal Greenman r. 1986. Jedná se v první řadě o abnormální tvar artikulujících ploch SI kloubu, kdy ilium je konkávní a sakrum konvexní, a proto zde může docházet k rotacím okolo vertikální osy. Greenman tyto pohyby nazval inflare (vnitřní rotace) a outflare (zevní rotace). Klinickým projevem je abnormální postavení předních spin, které tak s pupkem vytvoří rovnoramenný trojúhelník. Na straně inflare je SIAS uložena mediálněji a ční ventrálně. Taktéž je zde hypertonus břišních svalů. Na straně outflare SIAS leží laterálněji a je oploštělá. Na této straně je naopak hypotonus podbřišku. Příčinou vzniku může být pád na hýždě (Lewit, 2003).

2.5. Vliv nošení bot na podpatku

Řešení této problematiky je důležité z hlediska globálního rozšíření bot s vyvýšenou patou. Dle Frey et al. (1993) polovina žen nosí boty na podpatku 1–8 hodin denně a minimálně třetina žen západních zemí je nosí denně.

Obuv s podpatkem vyšším než 5 cm vytváří nepřetržitý tlak na přední část chodidla a zhoršuje deformity nohou, jako jsou hallux valgus, kladivové prsty, puchýře atd. (Obrázek 16) (Baaklini, 2017). Puszczalowska-Lizis, Dąbrowiecki, Jandziś a Żak (2019) dodávají, že nohy žen nosících boty na podpatku se stávají příčně ploché.

Podložení paty snižuje rozsah pohybu kotníku a zvyšuje kontakt přední části chodidla s podložkou. Vysoký podpatek také omezuje pohyb v kotníku, koleni a kyčelním kloubu, kdy kotník je téměř znehybněn. Vyšší a užší podpatek maximalizuje napětí na hlavičkách metatarzálních kostí a minimalizuje stabilitu. Výška paty ovlivňuje jak mechaniku chodidla, tak celé dolní končetiny a páteře. Vyšší podpatky ulevují plantárním flexorům, ale naopak svaly v oblasti pánve a trupu jsou více namáhané (Barnish & Barnish, 2016).

Waqas, Amjad, Zulfiqar a Illyas (2021) dodávají, že pravidelné nošení bot na podpatku patologicky zvyšuje rozsah pohybu v kotníku do plantární flexe. Míra zvýšení rozsahu závisí na velikosti podpatku.



Obrázek 16. Vliv bot s vysokým podpatkem na posturu (Trebuňová, Danko, Bednarčíková, Michalíková a Živčák, 2020).

Weitkunat et al. (2016) zkoumal vliv podpatků na posturu člověka ve stoji. U všech účastníků vedlo nošení vysokých podpatků ke zvýšené flexe kolenních kloubů a k větší flexi kotníku. Zatímco někteří účastníci reagovali na vysoké podpatky primárně prostřednictvím dolních končetin, jiní používali zvýšenou krční lordózu k přizpůsobení se posunu těžiště těla. To by mohlo vysvětlit různé vzorce bolesti krku, dolní části zad a kolen, které se vyskytují u jedinců často nosících vysoké podpatky.

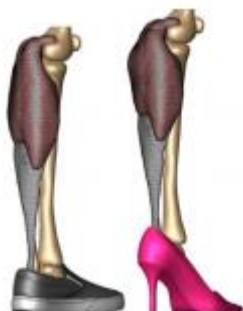
Yu, Wong, Zhang, Luo, a Zhang (2016) ukázali, že chůze v botách s podpatky vyššími než 10 cm významně zvyšuje aktivitu krčních svalů u zdravých žen. Chůze na vysokých podpatcích vyžaduje více metabolické energie než s podpatky nízkými. Změna segmentů těla také mění celkové těžiště těla, které se posune kraniálněji. Dále se zkracuje délka kroku,

a dochází k vyšší rotaci pánve. DiSipio et al. (2018) dodává, že při chůzi na podpatcích se oproti bosé chůzi snižuje rozsah pohybu v kolenním kloubu ve smyslu snížení maximální flexe. V kyčelním kloubu dochází ke zvýšení maximální flexe a snížení maximální extenze.

Wang & Baker (2018) zkoumali rozdíly v kinematice chodidel. Jejich referenční skupinou bylo patnáct zdravých žen ve věku 20–25 let, které byly měřeny při chůzi naboso a na vysokých podpatcích. Účastníci s vysokými podpatky prokázali větší dorziflexi palce při počátečním kontaktu krokového cyklu. Došlo také k větší addukci přední části chodidla a větší vnitřní rotaci dolní končetiny. Tato zjištění doplňují stávající kinematické důkazy o tom, že nošení vysokých podpatků může vést k deformacím chodidel a dalším zraněním.

Zraněním způsobeným vysokými podpatky se věnovali i Moore, Lambert, Jenkins a McGwin (2015), kteří mezi lety 2002 až 2012 sledovali epidemiologii úrazů při chůzi na vysokých podpatcích. V průměru se takto poraní 7,3 žen na 100 000 obyvatel ženského pohlaví. Nejčastěji jde o mladé ženy, u kterých hodnota stoupá až na 18,4.

Dle autorů Zöllner, Pok, McWalter, Gold, a Kuhl (2015) jsou vysoké podpatky hlavním zdrojem chronické bolesti dolních končetin. Přesto více než třetina všech žen ve vyspělých zemích ohrožuje zdraví kvůli vzhledu a nosí vysoké podpatky denně. Časté nošení obuvi s vysokými podpatky je spojeno s nepohodlím, únavou a sníženou absorpcí nárazů. Při stožení na podpatcích vysokých 13 cm je zkrácen celý m. gastrocnemius o 5 % s lokálním zkrácením až 22 % oproti stožení v botě bez podpatku. Pokud se nošení vyvýšených bot opakuje po více než 30 hodin týdně, tak dochází k chronickému zkrácování sarkomer a tudíž i ke zkrácování svalu jako takového.



Obrázek 17. Znárodnění zkrácení délky m. gastrocnemius při rozdílné obuvi (Zöllner, Pok, McWalter, Gold & Kuhl, 2015).

3. CÍLE

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit změny náklonu a posunu pánve a tvaru bederní lordózy v sagitální rovině mezi pozicemi stoj na rovné podložce (S0), stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° se stejnými značkami jako stoj S0 (S25a) a stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° s novými značkami (S25b).

Dílčí cíle

- 1) Zhodnotit rozdíly v náklonu a posunu pánve a tvaru bederní lordózy v sagitální rovině mezi stoji S0 a S25a.
- 2) Zhodnotit rozdíly v náklonu a posunu pánve a tvaru bederní lordózy v sagitální rovině mezi stoji S0 a S25b.
- 3) Zhodnotit rozdíly v náklonu a posunu pánve a tvaru bederní lordózy v sagitální rovině mezi stoji S25a a S25b.

4. HYPOTÉZY

4.1. Hypotézy pro náklon pánve v sagitální rovině

H_{01A}: Není rozdíl v náklonu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25a

H_{01B}: Není rozdíl v náklonu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25b

H_{01C}: Není rozdíl v náklonu pánve v sagitální rovině mezi S25a a S25b

4.2. Hypotézy pro posun pánve v sagitální rovině

H_{01A}: Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25a

H_{01B}: Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25b

H_{01C}: Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S25a a S25b

4.3. Hypotézy pro zakřivení bederní páteře v sagitální rovině

H_{02A}: Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S25a

H_{02B}: Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S25b

H_{02C}: Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S25a a S25b

5. METODIKA

5.1. Charakteristika výzkumného souboru

Skupinu vyšetřovaných osob tvořilo 24 žen ve věku 22 – 26 let. Jednalo se o současné studentky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Všechny účastnice výzkumu byly obeznámeny s cílem a průběhem vyšetření a případně s následným měřením. Jednotlivé osoby souhlasily s účastí na vyšetření a měření i s použitím získaných dat pro výzkumné účely a svůj souhlas potvrdily podpisem Informovaného souhlasu (Příloha 4). Žádná z účastnic se neléčila pro žádné akutní onemocnění ani neprodělala v poslední době úraz v oblasti páteře, pánve či dolních končetin. U všech žen, které byly měřeny, nebyla shledána žádná výrazná patologie ani deformita v oblasti páteře, pánve či dolních končetin, která by měření ovlivnila.

Tabulka 1

Statistická charakteristika výzkumného souboru

Proměnná	Průměr	Sm.odch.	Minimum	Maximum
Věk (roky)	23,7	1,6	20,8	27,9
Hmotnost (kg)	62,2	6,5	51,0	75,0
Výška (cm)	168,2	6,9	158,0	183,0
Velikost bot (EU)	38,4	2,7	28,0	43,0
Frekvence nošení bot na podpatku (x/rok)	12,8	22,2	0,0	104,0

Sm.odch - směrodatná odchylka

5.2. Vyšetřovací postup

Anamnéza

Každá osoba vyplnila krátký dotazník (Příloha 1) obsahující číslo, pod kterým je proband zařazen ve studii, informace o věku, váze a výšce. V dotazníku bylo dále zjišťováno, zda daná osoba neprodělala úraz či operaci v oblasti pánve, páteře, dolních končetin a břicha (gynekologické operace, operace kýly). Cílem dotazníku bylo také zjistit, zda dotyčná osoba používá boty na podpatku a jak často.

Aspekční a palpační vyšetření pánve

Aspekční a palpační vyšetření pánve a každé další vyšetření bylo zaznamenáno do Protokolu o měření (Příloha 2). Aspekční a palpační vyšetření bylo zaměřeno

na odhalení patologií ve smyslu rotace, torze či šikmé pánve nebo zátěžového či asimilačního typu pánve. Postup výše popsaných vyšetření byl popsán v kapitole 5.2. Při vyšetření stáli probandí ve vzpřímeném stoji ve spodním prádle.

Wyšetření délky a zatížení dolních končetin

Byla zjištěna funkční délka dolních končetin. Krejčovským metrem byla měřena na ležící vyšetřované osobě vzdálenost mezi SIAS a malleolus medialis fibulae (Haladová & Nechvátalová, 1996). Rozložení hmotnosti těla bylo vyšetřováno při vzpřímeném stoji na dvou kalibrových váhách. Dle Véleho (2006) je vzpřímený stoj vždy asymetrický, zátěž na jedné dolní končetině je větší než na druhé. Doporučený maximální rozdíl v zatížení dolních končetin se liší u různých autorů. Proto Dvořák, Krainová, Janura a Elfmark (2000) porovnávali stoj na dvou vahách s vyšetřením na tenzometrických plošinách u zdravých jedinců. Z výsledků vyplývá, že i u provedení jediného měření je vyšetření rozložení zatížení dolních končetin srovnatelné s vyšetřením na tenzometrických plošinách a průměrná diference byla přibližně 4 % tělesné hmotnosti. Vyšetřovaná osoba se postavila každou nohou na jednu váhu do jejich středu s horními končetinami volně podél těla a s pohledem před sebe.

Wyšetření zkrácených a oslabených svalů

Wyšetřením podle Jandy a kol. (2004) byla zjišťována míra zkrácení flexorů kolenního kloubu (ischiokrurální svaly), flexorů kyčelního kloubu (m. iliopsoas, m. tensor fasciae latae a m. rectus femoris), m. piriformis, m. quadratus lumborum a adduktorů kyčelního kloubu. Dále byla orientačně vyšetřena svalová síla gluteálního a břišního svalstva.

5.3. Sběr dat

Probandky byly ve spodním prádle, aby se dosáhlo co nejpřesnější palpce a bylo umožněno nalepení štítků na kůži. Vyšetřovaná osoba zaujala habituální vzpřímený stoj a hodnotitel palpoval a následně snímané body označil adhezivními samolepkami, na které zakreslil křížek pro nejpřesnější palpaci. Snímanými body bylo pravostranné páté metatarsofalangeální skloubení z laterální strany (nejvíce prominující bod), spina iliaca posterior superior (SIPS) a spina iliaca anterior superior (SIAS) na pravé straně a trn bederního obratle (Ltrn), který byl v nejhlubším místě bederní lordózy. Při palpaci se postupovalo podle doporučení Lewita (2003).

Poté se probandka postavila na již zaúhlenou plošinu o 25° simulující boty na podpatku ve vzpřímeném stoji tak, aby měla první a páté metatarsofalangeální skloubení obou nohou umístěné na vodorovné části plošiny těsně před přechodem na sešikmenou část plošiny, na které byly opřeny paty (Obrázek 10). Po této korekci byla probandka požádána, aby se od této chvíle snažila nehýbat předními částmi nohou, které spočívaly na přední části plošiny a zároveň, aby se z důvodu bezpečnosti při manipulaci se zadní částí plošiny pokaždé přidržela stolu jednou horní končetinou, protože při této manipulaci musí probandka stát pouze na přední části plošiny s plně odlehčenými patami. Tento úkon byl ihned procvičen při přesunu zadní části plošiny do vodorovné polohy, protože měření v této poloze začíná.

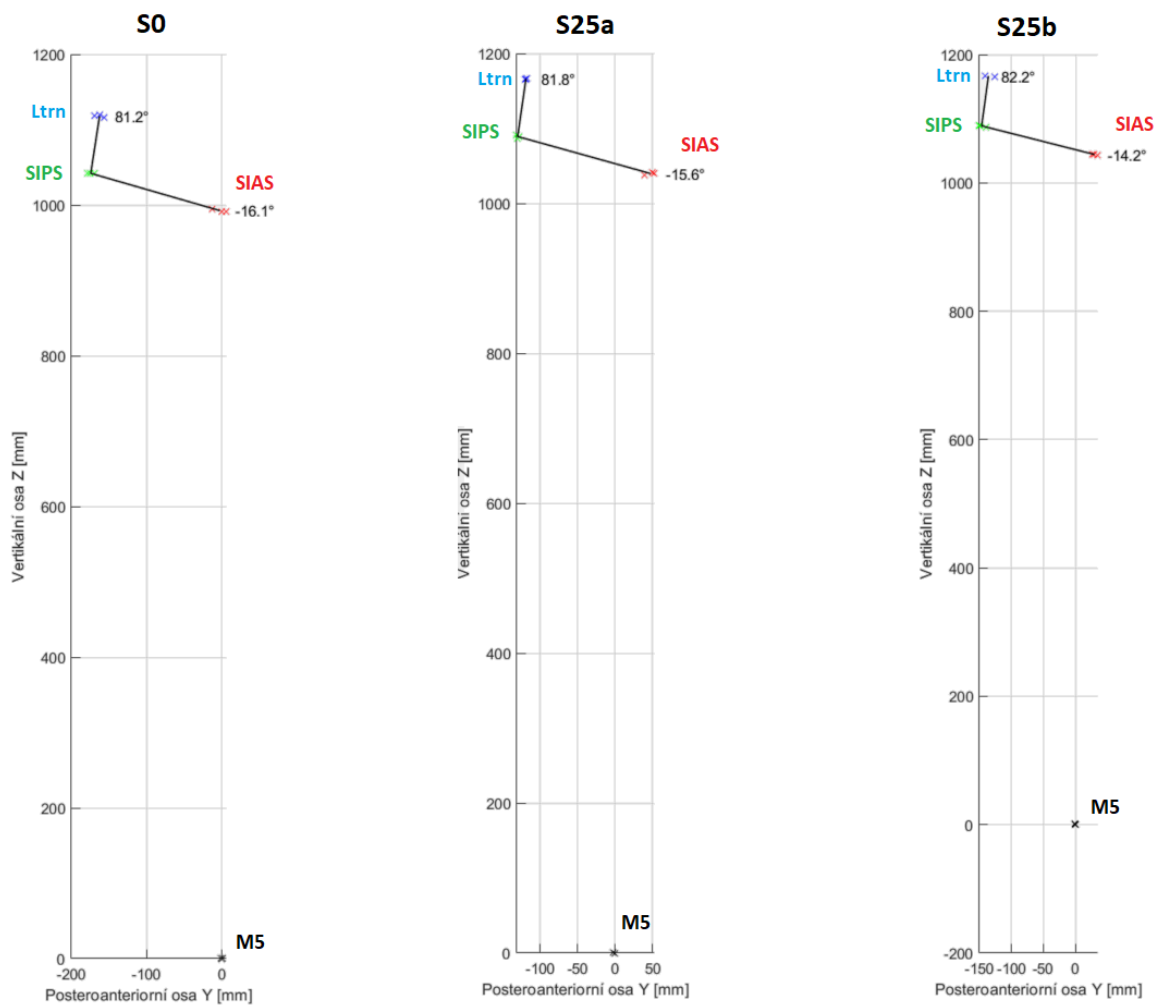
Před samotným měřením bylo pomocí vodováhy zkontrolováno postavení kalibrační plošiny a následně proběhla kalibrace přístroje přiložením jeho hrotu do tří definovaných jamek v přesném pořadí a tlačítkem byl potvrzen záznam. Probandka zaujímala již korigovaný stoj a hleděla přímo před sebe s volně spuštěnými horními končetinami podél těla. Nutno podotknout, že měřené osoby nebyly připevněny k žádnému přídatnému zařízení, které by zabraňovalo přirozeným titubacím.

První měření (bez podpatku – S0) provedl hodnotitel tak, že přiložil hrot polohového snímače nejprve do dvou jamek na přední části plošiny, které charakterizují frontální rovinu. Dále přiložil hrot na křížek na samolepce označující střed pátého metatarsofalangeální skloubení, poté na samolepku na SIAS. Totéž bylo provedeno u bodu na SIPS a trnu bederního obratle. Totéž se opakovalo ještě dvakrát ve stejném pořadí. Toto měření proběhlo v rámci několika vteřin, aby se minimalizovaly titubace vyšetřované osoby. Trojnásobné měření bylo zvoleno proto, aby z nich mohl být při zpracování výsledků vytvořen průměr a byly tak vyloučeny chyby příslušného hodnotitele při nepřesném přiložení hrotu na samolepku. Následně se probandka postavila na špičky a hodnotitel zvedl zadní část plošiny a podložil ji klínem o sklonu 25°. Tato manipulace probíhala podle návodu uvedeného výše. Poté probandka došlápla patami a zaujala opět přirozený stoj. Následovalo druhé měření (S25a). Postup byl totožný s měřením předcházejícím, tj. čtyři body třikrát za sebou ve stejném pořadí a při použití stejných značek. Před třetím měřením hodnotitel sejmul nálepky označující body na SIAS, SIPS a trnu bederního obratle a opět tyto body napalpoval a označil jako před prvním měřením. Nyní však při palpaci probandka stála na plošině simulující podpatky. Třetí měření (S25b) proběhlo stejně jako měření předcházející, tj. dva body na plošině a třikrát každý bod na těle v daném pořadí. Poté bylo měření ukončeno a probandka mohla opustit plošinu.

Hodnocena je změna velikosti úhlu mezi spojnicí přední a zadní spiny s horizontálou jako změna pánevního sklonu. Změna postavení bederní lordózy vyjadřuje změna velikosti úhlu mezi spojnicí přední a zadní spiny se spojnicí zadní spiny a trnu bederního obratle.

5.4. Zpracování záznamu

Označené body na těle testovaných osob (střed pátého metatarsofalangeální skloubení vpravo, trn bederního obratle Ltrn a pravostranná spina iliaca anterior superior a spina iliaca posterior superior) byly pomocí diagnostického systému DTP-2 přeneseny do počítače a vyhodnoceny softwarem WinPad3. U každé probandky byla vyhodnocena změna úhlu náklonu pánve, změna zakřivení bederní lordózy a posun pánve v sagitální rovině (Obrázek 18). Náklon pánve byl měřen jako úhel mezi horizontálou a spojnicí SIAS a SIPS. Posun pánve byl charakterizován anteroposteriorní vzdáleností středu spojnice SIAS – SIPS vůči pátému metatarzu. Postavení bederní lordózy bylo hodnoceno jako úhel mezi horizontálou a spojnicí SIPS a trnu nejhlubšího bederního obratle. Pro účely této práce bylo zpracováno celkem 216 záznamů (24 osob x 3 varianty stoje x 3 opakovaná měření). Software WinPad3 z každých třech opakovaných měření vypočítal průměr a z něj pak vycházel při zobrazování výsledných hodnot.



Obrázek 18. Grafický záznam měření systémem DTP-2 v sagitální rovině při stoji na rovné podložce (S0), stoji na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° se stejnými značkami jako stoj S0 (S25a) a stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° s novými značkami (S25b) s uvedením úhlových stupňů (SIAS – spina iliaca anterior superior, SIPS - spina iliaca posterior superior, Ltrn - trn bederního obratle v nejhlubším místě lordózy, M5 - páté metatarzofalangeální skloubení)

5.5. Statistické zpracování dat

Naměřená data byla zpracována pomocí aplikace Statistica. Z vypočtených charakteristik byl použit aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Pro hodnocení změn ve vybraných úhlových a metrických parametrech páteře a pánve mezi měřeními variantami stoje byl použit Kendallův koeficient shody a Friedmanova ANOVA. Pro výpočet statisticky významných změn ($p < 0,05$) byl použit Wilcoxonův párový test.

6. VÝSLEDKY

Hodnoty míry náklonu pánve a zakřivení bederní páteře jsou prezentovány jako aritmetický průměr \pm směrodatná odchylka v úhlových stupních [$^{\circ}$] nebo milimetrech [mm]. Podle konvence zavedené v software WinPat3 značí záporné hodnoty náklon pánve do anteverze oproti horizontální rovině. Zakřivení bederní páteře je udáváno v hodnotách kladných a jejich případné zvýšení znamená vyhlazování bederní lordózy. Posun pánve v sagitální rovině je charakterizován zápornými hodnotami, které značí vzdálenost středu spojnice SIPS – SIAS od frontální roviny procházející pátým metatarzofalangeálním skloubením. Záporné hodnoty je tak dosaženo proto, že tento bod se nacházel dorzálně od frontální roviny procházející pátým metatarzofalangeálním skloubením. Z tohoto důvodu posun ke kladným hodnotám znamená posun pánve anteriorním směrem. U všech vyšetřovaných osob byly měřeny pravostranné body kromě trnu bederního obratle. Pojmy „S0“, „S25a“ a „S25b“ v grafech označují různé varianty stoje, a to:

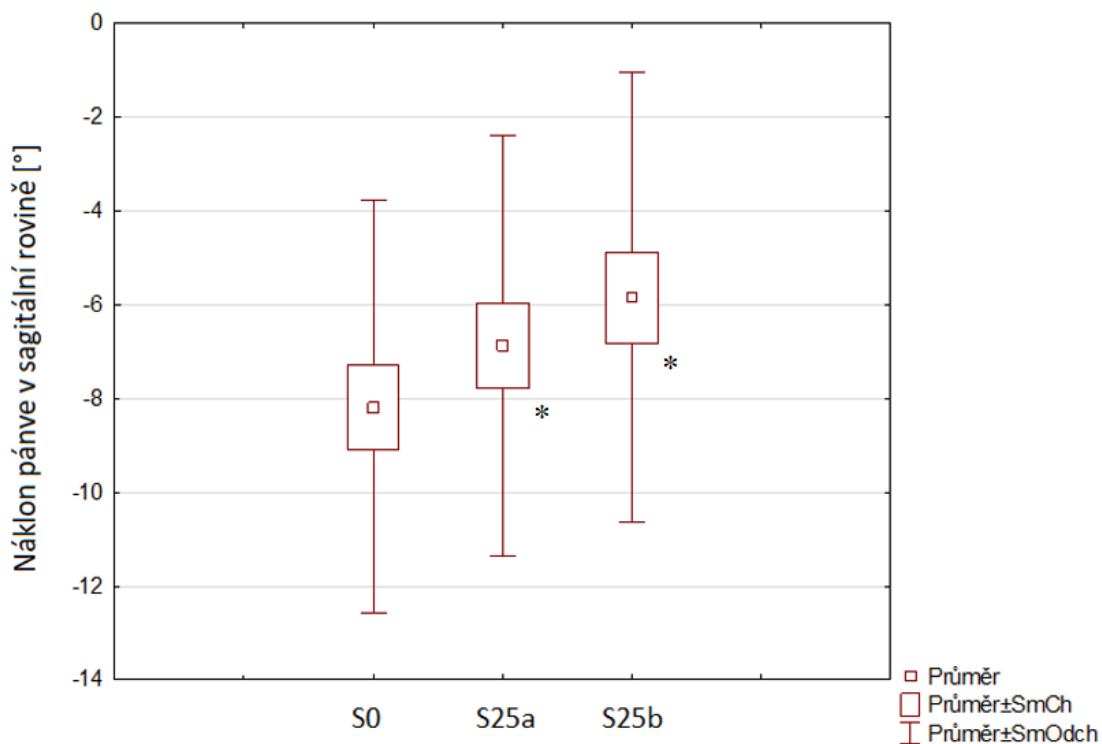
S0 = stoj na rovné podložce

S25a = stojí na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° se stejnými značkami jako stoj S0

S25b = stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° s novými značkami

6.1. Hodnocení náklonu pánve v sagitální rovině

Ve stoji S25a ($-6,9 \pm 4,5^\circ$) došlo ke statisticky významné změně náklonu pánve směrem do retroverze vůči stoji S0 ($-8,2 \pm 4,4^\circ$, $p < 0,05$). Ve stoji S25b ($-5,8 \pm 4,8^\circ$) také došlo ke statisticky významné změně náklonu pánve směrem do retroverze vůči stoji S0 ($-8,2 \pm 4,4^\circ$, $p < 0,05$). Rozdíl mezi stojem S25a a S25b nebyl statisticky významný.



Obrázek . Vliv plošiny simulující boty na podpatku na náklon pánve v sagitální rovině

* - statisticky významný rozdíl vůči stoji S0 ($p < 0,05$)

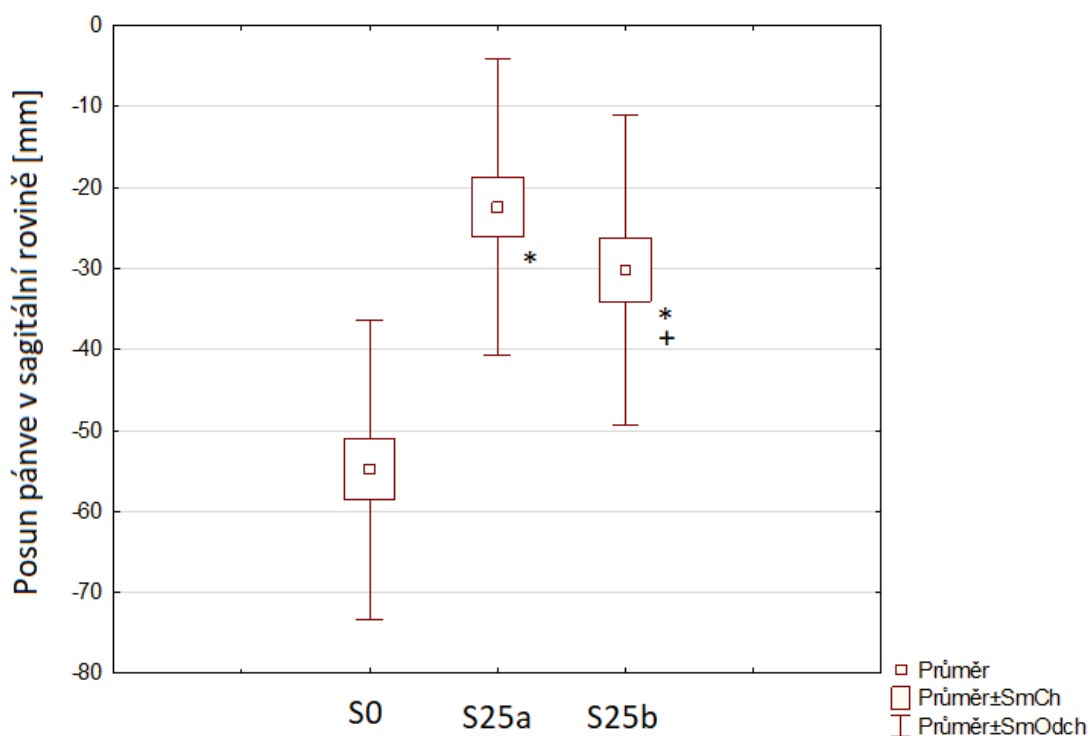
Hypotézu H_{01A} „Není rozdíl v náklonu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25a“, zamítáme.

Hypotézu H_{01B} „Není rozdíl v náklonu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25b“, zamítáme.

Hypotézu H_{01C} „Není rozdíl v náklonu pánve v sagitální rovině mezi S25a a S25b“, nelze zamítnout.

6.2. Hodnocení posunu pánve v sagitální rovině

Ve stojci S25a ($-22,4 \pm 18,3$ mm) došlo ke statisticky významné změně posunu pánve ventrálním směrem vůči stojci S0 ($-54,9 \pm 18,5$ mm, $p < 0,05$). Ve stojci S25b ($-30,2 \pm 19,1$ mm) také došlo ke statisticky významné změně posunu pánve ventrálním směrem vůči stojci S0 ($-54,9 \pm 18,5$ mm, $p < 0,05$). Rozdíl mezi stojcem S25a a S25b byl také statisticky významný.



Obrázek . Vliv plošiny simulující boty na podpatku na náklon pánve v sagitální rovině

* - statisticky významný rozdíl vůči stojci S0 ($p < 0,05$)

+ - statisticky významný rozdíl vůči stojci S25a ($p < 0,05$)

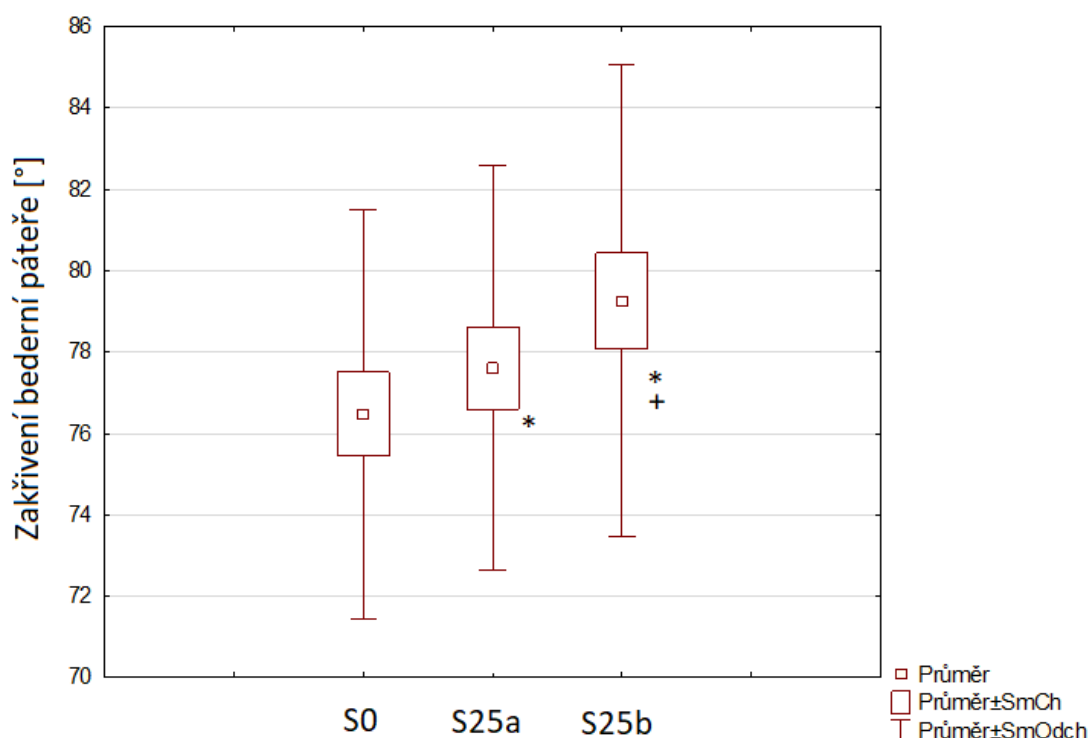
Hypotézu H_{01A} „Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25a“, zamítáme.

Hypotézu H_{01B} „Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25b“, zamítáme.

Hypotézu H_{01C} „Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S25a a S25b“, zamítáme.

6.3. Hodnocení zakřivení bederní páteře v sagitální rovině

Ve stoji S25a ($77,6 \pm 5,0^\circ$) došlo ke statisticky významné změně zakřivení bederní páteře vůči stoji S0 ($76,5 \pm 5,0^\circ$, $p < 0,05$). Ve stoji S25b ($79,3 \pm 8,8^\circ$) také došlo ke statisticky významné zakřivení bederní páteře vůči stoji S0 ($76,5 \pm 5,0^\circ$, $p < 0,05$). Dále byl statisticky významný rozdíl mezi stojem S25a a S25b.



Obrázek . Vliv plošiny simulující boty na podpatku na náklon pánve v sagitální rovině

* - statisticky významný rozdíl vůči stoji S0 ($p < 0,05$)

+ - statisticky významný rozdíl vůči stoji S25a ($p < 0,05$)

Hypotézu H_{01A} „Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25a“, zamítáme.

Hypotézu H_{01B} „Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S0 a S25b“, zamítáme.

Hypotézu H_{01C} „Není rozdíl v posunu pánve v sagitální rovině mezi S25a a S25b“, zamítáme.

7. DISKUZE

Tato diplomová práce, jako další v pořadí, navazuje na sérii již obhájených prací zabývajících se postavením pánve v prostoru při různých proměnných. Dalším sjednocujícím prvkem je hodnotící systém DTP-2. Lysáková (2011), Willmann (2011) a Lipowská (2012) zjišťovali sklon pánve dle modifikované Nelatonovy linie (SIAS – velký trochanter). Brach (2013) však došel k závěru, že nejvíce reliabilní v měření náklonu pánve pomocí DTP-2 je linie SIPS-SIAS v porovnání s modifikovanou Nelatonovou linií a linií SIPS – velký trochanter. Na toto zjištění navázala Zábojníková (2014), která zjišťovala změnu náklonu pánve po protažení ischiokrurálních svalů. Mimo jiné došla k závěru, že není rozdíl mezi prvním a druhým měřením jedním vyšetřujícím, a dále že není rozdíl mezi měřením jedním a druhým vyšetřujícím. Pavelková (2015) si pak kladla otázku, zda protažení zkráceného m. iliopsoas změní postavení pánve.

V rámci výzkumů zabývajících se postavením pánve je snaha vybírat metody neinvazivní. Proto jsme i v této práci zvolili přístroj DTP-2. Na druhou stranu některé z parametrů, které již byly zmíněny v kap. 2.2.4 nelze zjistit bez rentgenového vyšetření. Dai et al. (2015) a Weitkunat et al. (2016) dokonce v rámci studie dělali rentgenové snímky celého těla.

Cílem této studie bylo porovnat změny postavení pánve a bederní páteře ve stoji na rovné podložce (S0), při stoji na plošině simulující podpatky pod úhlem 25° (S25a) a při stoji na stejné plošině, ale po opětovné palpaci a označení měřených bodů už při stoji na plošině (S25b). Dvě varianty stoje na vyvýšené plošině byly zvoleny proto, aby se mohl porovnat vliv posunutí kůže po kostěných strukturách. Dalším rozdílem mezi stoji na vyvýšené plošině je i čas strávený na plošině.

Náklon pánve byl měřen jako úhel mezi horizontálou a spojnici SIAS a SIPS dle výsledků práce Bracha. Posun pánve byl charakterizován anteroposteriorní vzdáleností středu spojnice SIAS – SIPS vůči pátému metatarzu. Tyto parametry pro měření posunu pánve jsme vybrali proto, že spojnici SIAS – SIPS jsme už měli naměřenou a hlavička pátého metatarzu zůstala na stejném místě v průběhu všech tří měření. Střed jamky kyčelního kloubu, jako osa otáčení náklonu pánve v sagitální rovině, sice není přesně uprostřed spojnice SIAS – SIPS, ale pro zjednodušení jsme tento bod použili i s vědomím této chyby. Snaha měřit bod co nejbližší ose otáčení náklonu pánve v sagitální rovině byla z důvodu vyloučení chyby měření posunu pánve při změně náklonu pánve v sagitální rovině. Postavení bederní lordózy bylo hodnoceno jako úhel mezi horizontálou a spojnici

SIPS a trnu nejhlubšího bederního obratle. Vycházeli jsme ze zjednodušení, že postavení celé bederní páteře je závislá na postavení nejhlubšího bederního obratle. Tuto závislost lze vyjádřit úhlem mezi horizontálou a spojnicí SIPS a trnu nejhlubšího bederního obratle. Dalším důvodem tohoto měření bederní lordózy bylo relativně krátké rameno diagnostického přístroje, respektive uložení základní desky, kdy nebylo možné polohovým snímačem dosáhnout na trny kraniálnějších obratlů a současně na hlavičku pátého metatarzu. Pokud by se tento problém vyřešil a bylo by možné měřit i trny hrudních obratlů, bylo by přesnější měřit postavení bederní lordózy pomocí úhlu mezi tečnami inflexních bodů zakřivení páteře. V našem případě zmenšení měřeného úhlu znamená změnu postavení bederní lordózy směrem do hyperlordózy a opačně. Zároveň ale musíme počítat s určitou chybou měření, kdy změna měřeného úhlu může být ovlivněna i posunem lordózy kraniálně či kaudálně.

Součástí diagnostického systému DTP-2 je polohový snímač se střední chybou měření 0,5 mm (Krejčí, 2007). Tímto je myšlena chyba v mechanice kloubů ramena. Nepochybně další chybou měření je přesnost palpce nejvíce prominujícího bodu na kostěném výstupku. Zejména spina iliaca posterior superior je pro svůj tvar a uložení obtížněji hmatatelná. Tento problém se prohlubuje s přibývajícím podkožním tukem. Měření však prováděl stejný hodnotitel, proto by měla být chyba palpce u všech vyšetřovaných stejná. Navíc tato chyba palpce nehraje roli mezi stojem S0 a S25a, protože byly použity stejné značky. Další chybou měření diagnostickým systémem DTP-2 je přesnost přiložení hrotu polohového snímače k označenému bodu. Toto trefování do křížku hrotem ramene je určitě méně chybové než palpce a označení určených bodů a jejich možný posun při změně postury.

Vzhledem k pohlavním rozdílům v oblasti pánve, které by mohly zkreslit výsledky, byly do výzkumného souboru zařazeny pouze ženy mezi 20 do 30 lety, které studují Fakultu tělesné kultury nebo Lékařskou fakultu Univerzity Palackého v Olomouci za předpokladu dobré dostupnosti a vyhovujícímu zdravotnímu stavu. Probandky proto nesměly v minulosti prodělat operaci na kostěných strukturách dolních končetin a pánve a musely být bez akutního úrazu v této oblasti. Následovala otázka na frekvenci nošení bot na podpatku a velikost bot samotných viz Dotazník (Příloha 1). Dále bylo vyšetřeno funkční postavení pánve, zda není přítomna tzv. šikmá pánev, SI posun či SI blokáda, rotace a torze pánve, a bylo provedeno měření funkční délky dolních končetin, stoj na dvou vahách, zkrácení a síla určitých svalových skupin viz Protokol o měření (Příloha 2).

S vědomím takto podrobného vyšetření jsme předpokládali stranovou symetrii všech vyšetřovaných, a proto jsme mohli provádět měření pouze na pravostranných SIAS a SIPS.

Navrhováno bylo také měření na straně více zatížené dolní končetiny. To by ale znamenalo časté přemísťování stojné plošiny a nevýhodu pro vyšetřujícího, který by tak musel ovládat polohový snímač diagnostického přístroje nedominantní horní končetinou, což by mohlo způsobit diskrepance ve výsledcích. Otázkou také bylo, jak daleko, a do jaké výšky umístit základní desku diagnostického přístroje. Pro snadné dosažení všech měřených bodů jsme museli základní desku umístit níže, než je standardní. Základní desku jsme proto umístili na nášlapnou plošinu, která je součástí systému DTP-2. My ji ovšem nahradili plošinou nastavitelnou (Obrázek 9), kterou jsme umístili šikmo k otočnému rameni tak, aby k němu probandka stála šikmo pravým bokem a vyšetřující tak byl schopen změřit všechny označené body na těle.

Při konstrukci plošiny samotné jsme se inspirovali studií autorů Michoński, Witkowski, Glinkowska, Sitnik a Glinkowski (2019), kteří pod paty použili pouze klín, avšak vyvýšený pod úhlem 30° . To ale při velikosti boty 39 znamená vyvýšení paty o 7,5 cm. Proto jsme došli k závěru, že snížíme úhel na 25° . Stejnou patu tak podložíme pouze o 6,3 cm. Můžeme tak počítat s menším projevem tohoto podpatku na posturu, ale zase by naše výsledky měly být aplikovatelné na širší populaci. Hlavními výhodami takovéto plošiny je nastavení stejných úhlových podmínek sklonu a vztahení výšky podpatku k délce chodidla. Dále jsme tak vyloučili odlišnou stabilitu vlastních bot vyšetřovaných žen. Pro měření vznikl nulový bod, který charakterizuje páteř metatarzální skloubení, protože tato skloubení a prstce zůstaly po celou dobu měření na stejném místě. Nevýhodou naopak může být diskomfort oproti obuvi vlastní.

Na rozdíl od podložení pat klínem o stejném úhlu zakřivení použil Dai et al. (2015) vlastní obuv vyšetřovaných žen s podpatkem $5 \pm 1,4$ cm, stejně jako Schroeder a Hollander (2018), u kterých byl podpatek $8,7 \pm 1,4$ cm. Drzal-Grabiec a Snela (2013) zkoumal podložení pat o 4 a 10 cm. De Oliveira Pezzan, João, Ribeiro a Manfio (2011) použili boty dřevěné s vyvýšením paty o 8 cm oproti metatarzofalangeálním skloubením.

Dle výsledků naší práce došlo při vyvýšení obou pat (S25a, S25b) ke statisticky významné změně náklonu pánve směrem do retroverze vůči stojní na rovině (S0). Mezi stojní na vyvýšené plošině (S25a a S25b) se neprojevil statisticky významný rozdíl. Proto můžeme říci, že potenciální posun kůže po kostěných strukturách při očekávané posturální změně pánevního pletence a čas strávený na plošině je zanedbatelný vzhledem k náklonu pánve v sagitální rovině.

Ke stejnému výsledku došel i Franklin et al. (1995) a Michoński et al. (2019), který popisuje snížení pelvic incidence, tzn. náklonu pánve směrem do retroverze. Velká část prací

však došla k opačnému závěru. Dle autorů Schroeder a Hollander (2018), Di Sipio et al. (2018) a Dai et al. (2015) je se stojem na podpatcích spojen náklon pánve do anteverze. Weitkunat et al. (2016), který stejně jako Dai et al. (2015), zkoumal vliv podpatků na posturu žen pomocí rentgenových snímků celého těla, ale neshledal statisticky významnou změnu náklonu pánve v sagitální rovině mezi stojem na podpatcích a stojem na rovině. Takováto kontroverze si lze vyložit rozdílnostmi ve věku a četností nošení bot na podpatku.

Podle výsledků měření v rámci této diplomové práce existuje statisticky významná změna posunu pánve anteriorním směrem po podložení obou pat (S25a, S25b) vůči stoju na rovině (S0). Taktéž existuje statisticky významná změna posunu pánve mezi oběma stojy na vyvýšené plošině (S25a a S25b), který si vysvětlujeme zejména časem stráveným na plošině. I když se jednalo asi jen o pět minut mezi měřeními druhé a třetí pozice stoje, mohla vyšetřovaná osoba zaujmout jinou posturální strategii ve smyslu adaptace, kdy se pánev v sagitální rovině posunula mírně dorzálně, avšak nedosáhla výchozího postavení jako při stoju na rovině.

Trebuňová et al. (2020) porovnávala hodnocení postury dle Jaroše a Lomníčka s hodnocením postury dle siluety (the Silhouette Postural Analysis) u žen ve stoju na boso a ve stoju na podpatcích. U obou metod došli k závěru, že dojde k posunu těžiště, a tím pádem i pánve, anteriorním směrem. Jako hlavní příčinu uvádí zkrácení opěrné plochy v sagitální rovině, a proto v rámci udržení rovnováhy dojde k posunu pánve. Dle autorů Drzal-Grabiec a Snela (2013), kteří testovali relativně velký vzorek dobrovolníků (90) oproti ostatním autorům, se pánev v sagitální rovině neposune. Na druhou stranu dojde k většímu předklonu trupu ve stoju na podpatcích v porovnání se stojem na boso.

Simulací stoje na podpatcích (S25a a S25b) se v této práci podařilo prokázat statisticky významnou změnu zakřivení bederní páteře ve smyslu vyhlazení bederní lordózy vůči stoju na rovné podložce (S0). Také existuje statisticky významná změna zakřivení bederní páteře mezi oběma stojy na vyvýšené plošině (S25a a S25b). Tuto změnu připisujeme zejména času strávenému na plošině.

Russell, Muhlenkamp, Hoiriis a DeSimone (2012) se ve své studii snažili tento čas postupného přizpůsobování se postury vyšetřované osoby odstranit. Po změření zakřivení páteře ve stoju na boso zařízením spinal mouse nechali všech 41 účastníků alespoň 10 minut chodit a stát v botách s podpatky se zauhlením 23°. Až poté bylo provedeno druhé měření na vzorku skládající se z 32 žen a 12 mužů. Dle autorů nedošlo ke statisticky významné

změně zakřivení bederní páteře. Ke stejnému výsledku došel i Michoński et al. (2019), který na vzorku 53 osob zkoumal vliv podpatků na posturu ve stoji.

Schroeder a Hollander (2018) zkoumali pomocí moiré tomografie zakřivení páteře a sklon kosti křížové na vzorku 37 mladých žen. Každá z těchto žen musela nosit boty na podpatku průměrně dvě hodiny za týden po dobu tří let. Autoři neshledali žádnou statisticky významnou změnu zakřivení bederní páteře mezi stojem na rovině a stojem s podpatky.

V souladu s výsledky naší práce Franklin et al. (1995) uvádí oploštění bederní páteře ve stoji na podpatcích oproti stoji na rovné podložce stejně jako Opila et al. (1988) a Bendix et al. (1984). Baaklini et al. (2017) taktéž uvádí snížení zakřivení bederní a hrudní páteře. V této studii však byly charakteristiky sledovány při chůzi v podpatcích oproti chůzi na boso. Autor dodává, že nižší podpatky mají menší účinek na zakřivení páteře.

Dai et al. (2015) ve své studii na 21 dívkách uvádějí prohloubení bederní páteře z původních $54.3 \pm 6.4^\circ$ při stoji na rovině v porovnání s $65.2 \pm 5.1^\circ$ při stoji v botách na podpatcích. Z důvodu využití bočního rentgenového snímkování byli autoři schopni identifikovat změny postavení jednotlivých obratlů vůči sobě. K největším změnám došlo mezi segmenty L5/S1 a L4/L5. Prohloubení bederní páteře uvádí ve své studii i Silva, Siqueira a Silva (2013).

De Oliveira Pezzan (2011) zkoumal rozdíl mezi padesáti mladými ženami, které nenosí boty na podpatku, a dalšími padesáti mladými ženami, které boty na podpatku nosí. V první skupině došlo k vyhlazení bederní lordózy a retroverzi pánve a ve druhé skupině došlo k hyperlordóze a anteverti pánve.

Tyto výsledky jen potvrzují fakt, že existuje celá řada vlivů podílejících se na odlišných výsledcích řady autorů zjišťujících vliv podpatků na změnu postury. Mezi tyto vlivy řadíme velikost zkoumaného vzorku lidí, pohlaví, věk, zkušenosti s botami na podpatku a výška samotného podpatku či adaptaci na podpatky vlivem času, výhody a nevýhody zvoleného diagnostického systému a chybu hodnotitele.

8. ZÁVĚR

Z výsledků této diplomové práce vyplývá, že ve stoji S25a i S25b došlo ke statisticky významné změně náklonu pánve směrem do retroverze vůči stoji S0 ($p < 0,05$). Ke statisticky významné změně posunu pánve v sagitální rovině došlo mezi všemi variantami stoje ($p < 0,05$). Ve stoji S25a došlo ke statisticky významné změně zakřivení bederní páteře ve smyslu vyhlazení vůči stoji S0 a ve stoji S25b došlo ke statisticky významné zakřivení bederní páteře ve smyslu vyhlazení vůči stoji S25a. Tím pádem existuje statisticky významný rozdíl v zakřivení bederní páteře mezi stojem S0 a S25b ($p < 0,05$).

Z výsledků této práce nelze potvrdit jednoznačný vliv času stráveného stojem na plošině simulující stoj na podpatcích na posturu. Částečným řešením takového problému by mohla být změna pořadí vyšetřovaných stojů u poloviny probandů, což může sloužit jako inspirace pro další práce.

9. SOUHRN

Vzhled ženy v očích ostatních lidí významně závisí na typu obuvi, kterou nosí. K sociálnímu chování žen patří boty na vysokém podpatku, které zvyšují jejich přitažlivost, eleganci a sebevědomí. Nehledě na plesovou sezónu je tento typ dámské obuvi široce využíván v určitých profesích, kdy se například ve školství, poradenství či bankovníctví jedná o nepsané pravidlo. V populaci však existuje i povědomí o nepříznivých vlivech takto vyvýšených a zúžených bot, mezi které můžeme řadit vbočený palec nebo bolesti dolní části zad.

V této práci jsem se proto zaměřil na simulaci stoje na podpatcích pomocí podložení pat plošinou a hodnotil jsem, jak se tato pozice projeví na postavení pánve a bederní páteře. Porovnány byly tři varianty stoje a to: stoj na rovné podložce (S0), stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° se stejnými značkami jako stoj S0 (S25a) a stoj na plošině simulující stoj na podpatcích v úhlu 25° již po další palpaci a novém označení měřených bodů (S25b). Výzkumný soubor tvořilo 24 studentek Univerzity Palackého v Olomouci (věk $23,7 \pm 1,6$ let, hmotnost $62,2 \pm 6,5$ kg, výška $168,2 \pm 6,9$ cm). Měření bylo prováděno pomocí neinvazivního diagnostického systému DTP-2, který umožňuje zaznamenání polohy určitých bodů na těle do kartézské soustavy souřadnic. Získaná data byla přenesena do počítače a zpracována do numerického a grafického výsledku.

Výzkum ukázal, že v simulovaném stoji na podpatcích došlo ke statisticky významné změně náklonu pánve směrem do retroverze vůči stoji S0. Ke statisticky významné změně posunu pánve v sagitální rovině došlo mezi všemi variantami stoje. Ve stoji S25a došlo ke statisticky významné změně zakřivení bederní páteře ve smyslu vyhlazení vůči stoji S0 a ve stoji S25b došlo ke statisticky významné zakřivení bederní páteře ve smyslu vyhlazení vůči stoji S25a.

V žádné z nalezených studií však nebyl brán zřetel na možnost posunu kůže po kostěných strukturách. U neinvazivních diagnostických přístrojů, kde se měřené značky umísťují na kůži, by tak potenciálně mohla vznikat chyba měření. V této práci se podařilo prokázat, že tento rozdíl výsledků není statisticky významný.

10. SUMMARY

The woman's appearance significantly affects the type of shoes she wears in the eyes of other people. Women's social behavior includes high-heeled shoes that increase their attractiveness, elegance and self-confidence. Regardless of the ball season, this type of women's footwear is widely used in other professions, where, for example, in education, counseling or banking, this is an unwritten rule. However, there is also an awareness in the population of the adverse effects of such raised and narrowed shoes, among which we can include the arched thumb or lower back pain.

In this work, I focused on the simulation of standing on the heels using the heel platform and evaluated how this position affects the position of the pelvis and lumbar spine. Three variants of standing were compared, namely: stands on flat pads (S0), stands on a platform simulating stands on heels at an angle of 25° with the same marks as stands S0 (S25a) and stands on a platform simulating stands on a pad at an angle of 25° additional palpation and new designation of measured points (S25b). The research group consisted of 24 students from Palacký University in Olomouc (age 23.7 ± 1.6 years, weight 62.2 ± 6.5 kg, height 168.2 ± 6.9 cm). The measurement was performed using a non-invasive diagnostic system DTP-2, which allows tracking the positions of some points on the body in the Cartesian coordinate system. The obtained data were transferred to a computer and processed into numerical and graphical results.

The research showed that there was a statistically significant change in the pelvic inclination into retroversion in the simulated heel stand towards the S0 stand. There were statistically significant changes in pelvic displacement in the sagittal plane between all variants of standing. At stand S25a, there were statistically significant changes in the curvature of the lumbar spine in the sense of smoothing to stand S0, and at stand S25b, there were statistically significant curvatures of the lumbar spine in terms of smoothing to stand S25a.

However, none of the studies found considered the possibility of skin displacement along skeletal structures. For non-invasive diagnostic devices, where the mark is placed on the skin, a measurement error could potentially occur. In this work we prove that this difference in results is not statistically significant.

11. REFERENČNÍ SEZNAM

- Baaklini, E., Angst, M., Schellenberg, F., Hitz, M., Schmid, S., Tal, A., ... & Lorenzetti, S. (2017). High-heeled walking decreases lumbar lordosis. *Gait & posture*, 55, 12-14.
- Barnish, M. S., & Barnish, J. (2016). High-heeled shoes and musculoskeletal injuries: a narrative systematic review. *BMJ open*, 6(1).
- Bendix, T., Sørensen, S. S., & Klausen, K. L. A. U. S. (1984). Lumbar curve, trunk muscles, and line of gravity with different heel heights. *Spine*, 9(2), 223-227.
- Brach, M. (2013). *Reliabilita linií popisujících postavení pánve v sagitální rovině pomocí přístroje DTP-2*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Burch, J. (2002). Lordosis: Assessment and Care. Retrieved from the World Wide Web: <http://www.jeffreyburch.com/home/jb1/page/105/45>
- Čihák, R. (2011). *Anatomie 1*. Praha: Grada.
- Činčilová, P. (2021). *Hodnocení vlivu výšky nožní podložky na tvar páteře*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Dai, M., Li, X., Zhou, X., Hu, Y., Luo, Q., & Zhou, S. (2015). High-heeled-related alterations in the static sagittal profile of the spino-pelvic structure in young women. *European Spine Journal*, 24(6), 1274-1281.
- de Oliveira Pezzan, P. A., João, S. M. A., Ribeiro, A. P., & Manfio, E. F. (2011). Postural assessment of lumbar lordosis and pelvic alignment angles in adolescent users and nonusers of high-heeled shoes. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 34(9), 614-621.

- Di Sipio, E., Piccinini, G., Pecchioli, C., Germanotta, M., Iacovelli, C., Simbolotti, C., ... & Padua, L. (2018). Walking variations in healthy women wearing high-heeled shoes: Shoe size and heel height effects. *Gait & posture*, 63, 195-201.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing
- Drzal-Grabiec, J., & Snela, S. (2013). Effect of high-heeled shoes on the parameters of body posture. *Spine*, 38(20), 1785-1789.
- Dvořák, R. (2005). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 18 - 22
- Dvořák, R., Krainová, Z., Janura, M., & Elfmark, M. (2000). Standardizace metodiky klinického vyšetření stoje na dvou vahách. *Rehab Fyz Lek*, 3, 102-105.
- Dvořák, R. & Vařeka, I. (2000). Několik poznámek k názorům na držení těla. Retrieved 24. 3. 2021 from the world wide web:
file:///localhost/D:/FYZIO/SPKT,%20METODY%20KINT/RMVL/posture.htm
- Dvořák, T., Ťupa, F., & Tichý, M. (2000). Zafixovaná nutace pánve mění rozsahy rotačních pohybů kyčelních kloubů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7(3), 106-111.
- Dylevský, I. (2011). *Základy funkční anatomie*. Olomouc: Poznání.
- Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I., Druga, R., & Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing a. s. ISBN 80-7169-681-1.
- Franklin, M. E., Chenier, T. C., Brauninger, L., Cook, H., & Harris, S. (1995). Effect of positive heel inclination on posture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(2), 94-99.

- Frey, C., Thompson, F., Smith, J., Sanders, M., & Horstman, H. (1993). American Orthopaedic Foot and Ankle Society Women's Shoe Survey. *Foot & Ankle, 14*(2), 78–81.
- Furian, T. Ch., Rapp, W., Eckert, S., Wild, M., & Betsch, M. (2013). Spinal posture and pelvic position in three hundred forty-five elementary school children: a rasterstereographic pilot study. *Orthopedic Reviews, 5*, 29-33.
- Greenman, P. E. (2003). *Principles of manual medicine*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Haladová, E., Nechvátalová, L. (2003). *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.
- Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton
- Janda, V. & kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing.
- Kapandji, A. I. (2008). *The physiology of the joints. Volume three. The spinal column, pelvic girdle and head*. 6. vydání. Edinburgh: Elsevier.
- Kolář, P. (c2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Krejčí, J. (2007). *System for diagnosing spinal shape in humans*. Doctoral thesis, Palacký University, Faculty of Science, Olomouc.
- Krejčí, J., Gallo, J., Štěpaník, P. & Salinger, J. (2012). Optimization of the examination posture in spinal curvature assessment. *Scoliosis, 7*(1), 10-18. doi: 10.1186/1748-7161-7-10

- Krejčí, J., Salinger, J., Gallo, J., Kolisko, P., Štěpaník, P. (2008). Influence of selected examination postures on shape of the spine and postural stability in humans. *Biomedical Papers of the Medical Faculty of Palacky University in Olomouc*, 152(2), 275-281. doi: 10.5507/bp.2008.043
- Lánik, V. (1990). *Kineziológia*. Martin: Osveta. ISBN 80-217-0136-6.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, spol. s.r.o.
- Lipowská, H. (2012). *Možnost využití Nelatonovy linie pro posouzení pánevního sklonu u mužů diagnostickým systémem DTP-2*. Diplomová práce. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Livanelioglu, A., Kaya, F., Nabiyev, V., Demirkiran, G., & Fırat, T. (2016). The validity and reliability of “Spinal Mouse” assessment of spinal curvatures in the frontal plane in pediatric adolescent idiopathic thoraco-lumbar curves. *European Spine Journal*, 25(2), 476-482.
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., Belmonte, F., & Alacid, F. (2012). Acute effects of hamstring stretching on sagittal spinal curvatures and pelvic tilt. *Journal of human Kinetics*, 31, 69-78.
- Lysáková, K. (2011). *Možnosti využití diagnostického přístroje DTP-2 při stanovení pánevního sklonu u žen věkové kategorie 20 až 30 let pomocí Nelatonovy linie*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Magee, D. J. (2002). *Ortopedic physical assessment*. Philadelphia: Saunders
- Michoński, J., Witkowski, M., Glinkowska, B., Sitnik, R., & Glinkowski, W. (2019). Decreased Vertical Trunk Inclination Angle and Pelvic Inclination as the Result of Mid-High-Heeled Footwear on Static Posture Parameters in Asymptomatic Young Adult Women. *International journal of environmental research and public health*, 16(22), 4556.

- Moore, J. X., Lambert, B., Jenkins, G. P., & Mcgwin, G. (2015). Epidemiology of High-Heel Shoe Injuries in U.S. Women: 2002 to 2012. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 54(4), 615-619. doi:10.1053/j.jfas.2015.04.008
- Opila, K. A., Wagner, S. S., Schiowitz, S., & Chen, J. (1988). Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine*, 13(5), 542-547.
- Otáhal, J. (2010). 3D topografie trupu a zad člověka. Retrieved from World Wide Web: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/>
- Pavelková, M. (2015). *Zhodnocení vlivu protažení zkráceného m. iliopsoas na postavení pánve u mužů metodou DTP-2*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Perry, M., Smith, A., Straker, L., Coleman, J., & O'Sullivan, P. (2008). Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. *Advances in Physiotherapy*, 10(2), 66-75. doi: 10.1080/14038190701728251.
- Puszczalowska-Lizis, E., Dąbrowiecki, D., Jandziś, S., & Żak, M. (2019). Foot deformities in women are associated with wearing high-heeled shoes. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*, 25, 7746.
- Russell, B. S., Muhlenkamp, K. A., Hoiriis, K. T., & DeSimone, C. M. (2012). Measurement of lumbar lordosis in static standing posture with and without high-heeled shoes. *Journal of chiropractic medicine*, 11(3), 145-153.
- Trebuňová, M., Danko, M., Bednarčíková, L., Michalíková, M., & Živčák, J. (2020). The effect of footwear to the posture. *Lékař a technika-Clinician and Technology*, 50(2), 58-64.
- Tichý, M. (2006). *Dysfunkce kloubu II, Pánev*. Praha: Nakladatelství Miroslav Tichý.

- Tixa, S. (2003). Atlas of palpatory anatomy of limbs and trunk. Teterboro, N.J.: Icon Learning Systems.
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84 - 85
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (1995). Přehled klinických metod vyšetření stoje a funkčních testů páteře. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Grada.
- Véle, F. (2006). Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2. rozšířené a přepracované vydání). Praha: Triton.
- Vojta, V. (1993). Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie (Vyd. 1. čes., podle 5. něm, přeložil Miloš MÁČEK). Grada.
- Waqas, N., Amjad, F., Zulfiqar, F., & Illyas, S. (2021). Effects of Wearing High Heels on Ankle Plantarflexion. *Pakistan Journal of Physical Therapy (PJPT)*, 12-16.
- Wang, M., Gu, Y., & Baker, J. S. (2018). Analysis of foot kinematics wearing high heels using the Oxford foot model. *Technology and health care*, 26(5), 815-823.
- Weitkunat, T., Buck, F. M., Jentsch, T., Simmen, H. P., Werner, C. M., & Osterhoff, G. (2016). Influence of high-heeled shoes on the sagittal balance of the spine and the whole body. *European spine journal*, 25(11), 3658-3665.
- Willmann, J. (2011). *Možnosti využití Nelatonovy linie jako kritéria pro hodnocení pánevního sklonu diagnostickým systémem DTP-2*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Yu, J., Wong, D. W. C., Zhang, H., Luo, Z. P., & Zhang, M. (2016). The influence of high-heeled shoes on strain and tension force of the anterior talofibular ligament and plantar fascia during balanced standing and walking. *Medical engineering & physics*, 38(10), 1152-1156.

Zábojníková, P. (2014). *Využití diagnostického systému DTP-2 k posouzení vlivu protažení zkrácených ischiokrurálních svalů na pánevní sklon u žen*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Zöllner, A. M., Pok, J. M., McWalter, E. J., Gold, G. E., & Kuhl, E. (2015). On high heels and short muscles: a multiscale model for sarcomere loss in the gastrocnemius muscle. *Journal of theoretical biology*, 365, 301-310.

12. PŘÍLOHY

Příloha 1

DOTAZNÍK

Číslo účastníka ve studii:

Datum měření:

Pohlaví: žena

Věk: let

Výška cm

Váha: kg

Velikost bot:

Úrazy či operace v oblasti pánve, páteře, dolních končetin:

NE /ANO (jaké?)

.....
.....

Operace v oblasti břicha (gynekologické operace, operace kýly, slepého střeva, ...):

NE /ANO (jaké?)

.....
.....

Nosíte boty na podpatku?

NE / ANO

.....
.....

Pokud nosíte, jak často?

méně než 1x rok

1x rok

1x měsíc

1x týden

více než 1x týden

Příloha 2

PROTOKOL O MĚŘENÍ:

Palpační vyšetření pánve:

neutrální postavení – anteverze – retroverze – rotace – torze – šikmá pánev

Funkční délka DKK: LDK: cm PDK: cm

Stoj na dvou vahách: LDK: kg PDK: kg

Vyšetření zkrácených svalů:

	LDK	PDK
Ischiokrurální svaly	0 – 1 – 2	0 – 1 – 2
M. iliopsoas	0 – 1 – 2	0 – 1 – 2
M. tensor fasciae latae	0 – 1 – 2	0 – 1 – 2
M. rectus femoris	0 – 1 – 2	0 – 1 – 2
M. piriformis	0 – 1 – 2	0 – 1 – 2
Adduktory kyčelního kloubu	0 – 1 – 2	0 – 1 – 2
M. quadratus lumborum	0 – 1 – 2	0 – 1 – 2

není zkrácení (0) – malé zkrácení (1) – velké zkrácení (2)

Svalová síla:

	LDK	PDK
Gluteální svalstvo:	1 2 3 4 5	1 2 3 4 5
Břišní svalstvo:	1 2 3 4 5	

Příloha 3

Souhlas etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 17.3.2021 byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Filip Škorpík**

s názvem: **Využití diagnostického systému DTP-3 k posouzení vlivu plošiny simulující boty na podpatku na postavení pánve a bederní páteře u mladých žen**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **54/2021**
dne: **7. 4. 2021**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Příloha 4

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Využití diagnostického systému DTP-2 k posouzení vlivu plošiny simulující boty na podpatku na postavení pánve a bederní páteře u mladých žen

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí odměny.
6. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 5

Proband č.	Velikost bot	Frekvence	Stoj	Náklon pánve	Úhel lordózy	Posun pánve
1	38	1	S0	-12,5	76,4	-59,7
			S25a	-13,2	74,3	7,1
			S25b	-14,7	79,8	-13,5
2	38	12	S0	-12,4	71,2	-31,2
			S25a	-9,4	80,8	-18,7
			S25b	-5,6	79,5	-27
3	39	52	S0	-9,2	82	-28,4
			S25a	-9,6	75,9	-30,6
			S25b	-10,2	84,2	-18,2
4	41	12	S0	-9,0	76,3	-61,7
			S25a	-8,1	79,7	-50,5
			S25b	-8,5	79,5	-45,3
5	37	104	S0	-1,0	75,8	-67,1
			S25a	0,4	74,5	-19,4
			S25b	0,1	68,2	-24,5
6	39	12	S0	-2,0	78,8	-49,8
			S25a	-0,9	81,7	-28,2
			S25b	-1,8	83,2	-9,5
7	38	1	S0	-9,3	83,3	-58,7
			S25a	-8,6	85,7	-2,6
			S25b	-13,1	85,4	1,2
8	39	0	S0	-13,0	72,2	-49,3
			S25a	-10,1	73,2	-27,1
			S25b	-9,8	71,5	-15,0
9	39	12	S0	-11,4	78,6	-55,9
			S25a	-7,7	80,3	-17,4
			S25b	-8,1	83,6	-42,5
10	38	12	S0	-3,7	72,4	-52,3
			S25a	-3,4	75,0	-32,5
			S25b	-1,7	74,4	-39,5
11	36	12	S0	-11,4	67,3	-59,2
			S25a	-9,1	69,6	-35,2
			S25b	-6,9	70,9	-47,1
12	43	12	S0	-6,0	87,9	-69,1
			S25a	-5,4	91,2	-38,1
			S25b	-4,7	93,1	-39,3
13	39	12	S0	1,0	74,5	-62,7
			S25a	3,0	77,1	-31,3
			S25b	4,5	75,0	-50,8
14	39	0	S0	-3,7	72,1	-24,4
			S25a	-1,1	71,5	-8,9
			S25b	-1,5	71,2	-45,3
15	39	0	S0	-8,3	84,1	22,5
			S25a	-5,6	82,8	13,1
			S25b	-3,3	82,0	37,9

Proband č.	Velikost bot	Frekvence	Stoj	Náklon pánve	Úhel lordózy	Posun pánve
16	40	12	S0	-16,1	81,2	-88,3
			S25a	-15,6	81,8	-39,6
			S25b	-14,2	82,2	-57,7
17	39	0	S0	-6,5	80,6	-50,2
			S25a	-4,5	78,9	-21,1
			S25b	-0,8	82,1	-30,6
18	40	1	S0	-11,4	76,6	-32,5
			S25a	-9,8	75,9	5,5
			S25b	-9,4	75,8	-15,8
19	38	1	S0	-5,1	74	-97,1
			S25a	-6,0	79	-64,2
			S25b	-7,5	79,6	-71,1
20	38	1	S0	-8,7	79,5	72,5
			S25a	-4,9	78,8	-45,3
			S25b	-3,8	85,6	-50,9
21	37	12	S0	-5,2	71,5	-63,7
			S25a	-5,0	74,6	5,0
			S25b	-3,7	80,6	-0,7
22	38	12	S0	-13,2	72,7	-47,0
			S25a	-11,9	74,9	-2,8
			S25b	-2,2	78,4	-12,9
23	38	1	S0	-12,4	70,3	-47,9
			S25a	-11,9	70,2	-14,9
			S25b	-9,4	73,5	-19,1
24	41	12	S0	-6	76,1	-65,3
			S25a	-6,7	75,5	-14,3
			S25b	-4,2	82,6	-11,2

Frekvence – frekvence nošení bot na podpatku (xkrát za rok)

Náklon pánve – Úhel spojnice SIPS-SIAS vůči horizontále

Úhel lordózy – Úhel spojnice SIPS-Ltrn vůči horizontále

Posun pánve – Anteroposteriorní souřadnice středu SIPS-SIAS vůči pátému metatarzu