

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

RELIABILITA LINIÍ POPISUJÍCÍCH POSTAVENÍ PÁNVE V SAGITÁLNÍ ROVINĚ
POMOCÍ PŘÍSTROJE DTP-2
Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Martin Brach, fyzioterapie
Vedoucí práce: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.
Olomouc 2013

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Martin Brach

Název diplomové práce: Reliabilita linií popisujících postavení pánve v sagitální rovině pomocí přístroje DTP-2

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

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

Rok obhajoby: 2014

Abstrakt: Diplomová práce se skládá z teoretické a praktické části. Obsahem diplomové práce je výzkum provedený na skupince 48 zdravých probandek ve věkovém rozmezí 20-30 let. Teoretická část je zaměřena na anatomii, kineziologii a morfologickou charakteristiku pánevního pletence, dále na možnosti měření náklonu pánve. Cílem práce je porovnat reliabilitu měření u vybraných linií, Nelatonovy linie a linie spina iliaca anterior superior-spina iliaca posterior superior, při neutrálním postavení pánve a pánvi v maximální volní antevertzi. Za tímto účelem byl použit diagnostický systém DTP-2, který pomocí pohyblivého snímače zaznamená vybrané body do kartézské soustavy souřadnic a pomocí softwaru naměřená data vyhodnotí. Praktická část práce popisuje metodiku měření a statistické vyhodnocení dat.

Klíčová slova: pánev, hodnocení pánve, DTP-2, náklon pánve

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Martin Brach

Title of the master thesis: Reliability of lines describing pelvic position in sagittal plane using DTP-2 instrument

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc

Supervisor: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.

The year of presentation: 2014

Abstract: The present thesis is comprised of a theoretical and practical part. The thesis deals with a research study of a group of 48 healthy female probands aged 20 to 30 years. The theoretical part focuses on the anatomy, kinesiology and morphological characteristics of the pelvic girdle and on the possibilities of the pelvic tilt measurement. The aim of the thesis is to compare the reliability of measurement of selected lines; the Nelaton line and the anterior superior iliac spine-posterior superior iliac spine line with the pelvis in the neutral position and maximum volitional anteversion. This measurement was performed by means of the DTP-2 diagnostic system, which uses a movable sensor to record selected points into a Cartesian coordinate system and analyses the data using a software programme. The practical part of the thesis describes the measurement methodology and statistical data processing.

Keywords: pelvis, pelvic assessment, DTP-2, pelvic tilt

I agree the thesis 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 24. 11. 2013

.....

Děkuji MUDr. Radmilu Dvořákovi, Ph.D. za pomoc, cenné rady a návrhy při vedení diplomové práce, dále děkuji RNDr. Jakubovi Krejčímu, Ph.D. za cenné rady, pomoc při práci s přístrojem DTP-2, export a zpracování statistických výsledků.

Obsah

1 Úvod.....	8
2 Anatomický přehled.....	10
2.1 Páneve.....	10
2.2 Svaly v oblasti pánve.....	10
2.3 Vazivový aparát pánve.....	12
2.4 Kloubní spojení v oblasti pánve	12
2.5 Mobilita pánve	13
2.6 Pohlavní rozdíly v oblasti pánve	14
2.7 Morfologické varianty v oblasti pánve.....	15
2.8 Osifikace kostí	19
2.9 Evoluce pánve	20
3 Kineziologický přehled.....	23
3.1 Sklon pánve a zakřivení páteře během vývoje.....	23
3.2 Posturální funkce pánve	25
3.3 Náklon pánve, sklon pánve a pelvic tilt.....	26
3.4 Faktory ovlivňující náklon pánve	27
3.5 Statika pánve a páteře při stožení na nakloněné rovině	29
3.6 Klinický význam měření náklonu pánve	31
4 Způsoby měření náklonu pánve.....	33
4.1 Neinvazivní metody	33
4.2 Invazivní metody	39
5 Palpace	40
6 Cíle a hypotézy	42
6.1 Hlavní cíl.....	42
6.2 Dílčí cíle.....	42
6.3 Hypotézy.....	42
7 Metodika	43
8 Výsledky.....	48

9 Diskuse.....	54
10 Závěr	61
11 Souhrn	62
12 Summary	63
13 Referenční seznam	64
14 Přílohy.....	72
15 Seznam používaných zkratk	76

1 Úvod

Evolucí vznikaly v oblasti pánve mnohé změny, které umožnily dnešní vzpřímené držení těla a tím daly základ sociální bipední lokomoci. Pánev, útvar spojující dolní končetiny s páteří, je tak z biomechanického pohledu nezbytnou součástí pro naši lokomoci. Jednak se v této oblasti nachází promontorium - biomechanický střed těla, zároveň je pánev spojkou mezi dolními končetinami, axiálním skeletem, a tak i horními končetinami. Vlivem otevírání a uzavírání kinematických řetězců můžeme při pohybu kloubů v pánevní oblasti ovlivňovat nastavení ostatních segmentů a zároveň ostatní tělesné segmenty mohou působit na polohu pánve v prostoru.

Dnešní moderní způsob života vnáší do „nastavení těla“ mnoho proměnných faktorů ovlivňujících naši posturu. Z vnitřních faktorů to jsou například snížená pohybová aktivita, chybné pohybové vzory, dlouhodobě vynucené nesprávné polohy a jiné. K vnějším faktorům patří zejména současné moderní trendy, například nevhodně zvolená obuv.

Původním záměrem práce bylo zkoumat, jaký vliv na sklon pánve má nošení obuvi s podpatkem - respektive stoj na nakloněné rovině, zda se tato změna postavení nohy vykompenzuje klouby dolních končetin, nebo se promítne i do oblasti pánve. Tato problematika je již desítky let diskutována v řadě studií (de Lateur, Giaconi, Questad, Ko, & Lehmann 1991; de Oliveira Pezzan, João, Ribeiro, & Manfio, 2011; Lee, Jeong, & Freivalds, 2001; Mika, Oleksy, Mika, Marchewka, & Clark, 2012; Opila, Wagner, Chiowitz, & Chen, 1988), mnohdy však rozporuplně a to zejména proto, že náklon pánve je pro fyzioterapeuta (používajícího neinvazivní vyšetřovací metody) velmi obtížně měřitelný. Lépe řečeno - obtížně přesně měřitelný. Pro vyšetření postavení pánve se používá palpce a aspekce, které jsou závislé na vizuálním hodnocení a subjektivním vyjádření, proto nelze hodnoty při palpaci a aspekci blíže specifikovat či vyčíslit. Další proměnnou je zde velikost měřených bodů a vztah k vhodně použité metodě měření. Vliv má také palpační zkušenost fyzioterapeuta, která ovlivňuje přesnost daného měření a velikost chyb při palpaci.

Dnes však existuje řada metod, které se snaží sklon pánve přesněji číselně vyjádřit. Pro naši práci byl použit diagnostický systém DTP-2, který se díky předešlým pracím ověřil jako dostatečně validní pro tato zkoumání. Jedná se o přístroj, skládající se z pohyblivého ramene zakončeného hrotem a příslušného softwarového vybavení, který je schopen zaznamenat jednotlivé body v prostoru, zanést je do soustavy souřadnic a poté vyhodnotit. Prozatím je přístroj využíván pro měření křivky páteře a v rámci ostatních diplomových prací je snaha o verifikaci přesnosti měření a možnost uvedení do praxe. Jeho výhodou je, že nezatěžuje pacienta zářením (v porovnání s řadou jiných záznamových metod) - tudíž se

jedná o neinvazivní vyšetřovací metodu. Dále pak rychlost měření - při použití správného softwaru jsou výsledky ihned dostupné a z pohledu prostorového vytížení je přístroj velmi skladný.

Tato diplomová práce má navázat na práce předchozí týkající se problematiky náklonu pánve. U skupinky 48 zdravých žen bude pomocí přístroje DTP-2 porovnávána reliabilita Nelatonovy linie a linie spina iliaca anterior superior-spina iliaca posterior superior v neutrálním stoji a poté v maximální anteverzii pánve. Zjištěním by tedy mělo být, která z linií je vhodnější pro měření náklonu pánve v sagitální rovině. Předchozí studie zabývající se touto problematikou (Willmann, 2011) měřily náklon pánve pomocí sklonu Nelatonovy linie, ta se však, (zřejmě pro své krátké rameno) neověřila jako dostatečně validní.

2 Anatomický přehled

2.1 Pánev

Pánev (pelvis) jako kaudální segment osového orgánu je tvořen čtyřmi kostmi. Dvěma kostmi pánevními (ossae coxae), kostí křížovou (os sacrum) a kostrčí (os coccygis). Pánev plní kromě opěrné funkce i funkci kostěné schránky, ve které je uložena část orgánů břišní stěny a pánevní orgány. Pánev můžeme rozdělit na velkou pánev - horní část a malou pánev - dolní část, ta je důležitou porodní cestou (Dylevský, 2011).

Kost pánevní (os coxae) vzniká srůstem kosti kyčelní (os ilium), kosti sedací (os ischi) a kosti stydké (os pubis). V místě srůstu těchto tří kostí se díky pohybu hlavice stehenní kosti formuje kyčelní jamka (acetabulum). Pohyby hlavice kosti stehenní v kyčelní jamce mají formativní vliv nejen na acetabulum, ale také na uložení všech tří kostí do správného postavení (Tichý, 2006).

Kost křížová (os sacrum) je složena z pěti obratlů (S1-S5), které srůstají v jednu kost. Srůstem obratlových těl vzniká střední část kosti a srůstem obratlových oblouků vzniká canalis sacralis, který prochází podélně křížovou kostí a končí otvorem v dolní části kosti křížové (Tichý, 2006). Canalis sacralis je tak pokračováním páteřního kanálu. Díky srůstu obratlových těl a obratlových oblouků získává kost křížová zpravidla trojúhelníkovitý tvar s horní širší základnou a dolním užším koncem chrupavčitě spojeným s kostrčí. Z funkčního hlediska je pak kost křížová velmi důležitá, a to zejména při přenosu sil z osového orgánu na dolní končetiny a naopak. S pánví je spojena sakroiliakálním skloubením. V tomto skloubení plní funkci „klenáku“ - architektonického prvku, který uzavírá a svazuje oblouk (Dylevský, 2009b).

Kostrč (os coccygis) je malá trojúhelníkovitá kost, zakončující páteř, která se skládá ze tří až pěti obratlů (Dylevský, 2009b). Tichý (2006) uvádí, že ačkoli je tvořena zakrnělými ocasioními obratli, neměla by být označována jako rudiment. Tento výraz by mohl svádět k dojmu, že jde pouze o okrajovou a nevýznamnou část páteře, opak je však pravdou. Kostrč je místem úponu svalů pánevního dna a právě dysfunkce těchto svalů může vést k vážným problémům, v některých případech až ke kostrčovému syndromu. Stejně tak Dylevský (2009b) přikládá mobilitě kostrče a spojení mezi kostí křížovou a kostrčí vysoký význam, a to právě z hlediska dynamiky pánevního dna.

2.2 Svaly v oblasti pánve

Svalový a vazivový aparát pánve je velmi rozmanitý. V této diplomové práci proto budou zmíněny jen ty svalové a vazivové struktury, které jsou pro naši práci důležité.

M. rectus abdominis je sval uložený ventrálně při střední čáře trupu. Začíná od chrupavek 5. - 7. žebra a od processus xiphoideus, upíná se silnou šlachou na os pubis a je inervován cestou nn. intercostales. Jak dále Dylevský (2009a) uvádí, jedná se o výdechový sval, který však díky svým úponům zdvihá pánev při fixaci trupu a zmenšuje tak pánevní sklon a snižuje bederní lordózu.

M. iliopsoas je dlouhý sval vycházející z anterolaterální části bederní páteře, který dále sestupuje vnitřním okrajem pánve a upíná se na trochanter minor. V podstatě se jedná o sval kyčelního kloubu, jehož hlavním úkolem je flexe kyčle, avšak v horních segmentech bederní páteře má extenční účinek a v dolních pak účinek flekční. Vzhledem k jeho uložení nemá větší rotační účinek na bederní obratle. Nicméně při maximální kontrakci má velký kompresní vliv zejména na segment L5-S1, a to až 100 kg, čímž může výrazně ovlivnit posturální nastavení při degenerativních procesech a jiných patologických stavech. Inervován je cestou n. femoralis a plexus lumbalis (Twomey & Taylor, 2000).

Mm. glutei:

m. gluteus maximus, začínající od zevní plochy lopaty kyčelní, okraje kosti křížové, kosti kostrční a lig. sacrotuberale,

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

m. gluteus minimus, začínající od zevní plochy kyčelní kosti.

Mm. glutei se upínají do oblasti velkého trochanteru femuru. Inervovány jsou rozdílně, m. gluteus maximus je inervován cestou n. gluteus inferior a m. gluteus medius společně s m. gluteus minimus jsou inervovány cestou n. gluteus superior (Dylevský, 2009a).

Tyto svaly se zásadně podílejí na stabilitě pánve (m. gluteus medius a m. gluteus minimus na latero-laterální a při stožení na jedné dolní končetině), m. gluteus maximus navíc při fixované končetině udržuje rovnováhu v naklopení pánve a tím udržuje vzpřímené postavení (Dylevský, 2009b).

M. biceps femoris - jeho caput longum začíná na tuber ischiadicum, caput breve odstupuje od střední třetiny linea aspera, obě se pak spojují a upínají na caput fibulae. Sval je inervován cestou n. tibialis (caput longum) a n. peroneus communis (caput breve).

M. semitendinosus je rozepjat od tuber ischiadicum, až na vnitřní stranu tibie (pes anserinus). Inervován je cestou n. ischiadicus.

M. semimembranosus vychází z tuber ischiadicum a upíná se na mediální kondyl tibie, střední část pouzdra kolenního kloubu, zadní část přechází do fascie m. popliteus. Inervován je též cestou n. ischiadicus (Dylevský, 2009a).

Ačkoli jsou tyto svaly uváděny jako flexory s rotačním vlivem na kolenní kloub, díky svému úponu na tuber ischiadicum je jejich napětím ovlivněno postavení pánve. Se stoupající flexí pánve (předklonem těla) roste aktivita těchto svalů (Dylevský, 2009b).

2.3 Vazivový aparát pánve

Lig. sacrospinale se rozpíná jako vějíř od trnu sedací kosti ke kosti křížové a kostrči. Důležitý je vztah tohoto vazy ke svalu m. coccygeus, který je součástí pánevního dna. Oba útvary jsou spolu částečně srostlé.

Lig. sacrotuberale probíhá vertikálněji než lig. sacrospinale a upíná se jedním koncem ke kosti křížové, koncem druhým k sedacímu hrbole.

Oba vazy ohraničují velký a malý sedací otvor (foramen ischiadicum majus et minus) a mají také velmi úzký vztah k sakroiliakálnímu skloubení, kde omezují kývavé pohyby kosti křížové (Dylevský, 2009a).

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

Lig. iliofemorale (též ypsilofemorale, Berniti) je nejsilnějším vazem v těle. Uprostřed je poměrně tenký, avšak okrajové části jsou zesílené a mají nosnost až 250 kg. Vaz se rozbíhá od spina iliaca anterior inferior po přední straně pouzdra, až na linea intertrochanterica. Vaz je napjatý při pohodlném stoji (Borovanský, 1992). Dylevský (2009b) dále doplňuje, že trup na tomto vazy visí a je jím limitovaná extenze.

Lig. ischiofemorale začíná od os ischii a jde po zadní straně kloubního pouzdra, zatačí pak vpřed k hornímu okraji lig. iliofemorale. Napjato je při abdukci a vnitřní rotaci kyčle.

Lig. pubofemorale začíná od horního ramene os pubis a zanořuje se do dolní části kloubního pouzdra. Vaz je napjatý při abdukci a zevní rotaci kyčle (Borovanský, 1992).

2.4 Kloubní spojení v oblasti pánve

Spona stydká (symphysis pubica) je místem kontaktu stydkých kostí, mezi kterými je často vložena destička (discus interpubicus) o výšce 45 mm u žen a 50 mm u mužů. Je tvořena hyalinní a vazivovou chrupavkou. Na horním a dolním okraji spony se nachází velmi pevné vazivo, zejména pak dolní vaz je schopen toto spojení samostatně udržet. Přesto, že je pohyb v tomto kloubu malý, význam tohoto spojení nabývá důležitosti zejména u žen v těhotenství, kdy pod vlivem hormonálních změn nasává chrupavka více vody. Obvod pánevní úžiny se tak změní až o několik milimetrů (Dylevský, 2009b).

Sakroiliakální skloubení (acticulatio sacroiliaca) je skloubení mezi kostí křížovou a kostí pánevní. Jedná se o plochý kloub. Toto tvrzení však zcela platí jen u dětí. Postupem času se totiž v kloubu vytvářejí hrbolky a prohlubně, takže kosti obou stran do sebe začnou zapadat. V některých případech dokonce kloub i srůstá - je tomu tak častěji u mužů a bývá to součástí patologických stavů. Tento kloub je zvláštní v tom, že ačkoli nemá své svaly, které by jím pohybovaly, odehrávají se zde velmi důležité pohyby, které se zvyrazňují například při předklonu a záklonu. Pohyb se tak odehrává v horizontální ose, má kývavý charakter a je tedy umožněn díky silnému vazivu na přední a zadní straně kloubu (Tichý, 2006). Dylevský (2009b) dodává, že pohyby tohoto kloubu musí být vnímány jako komponenta pohybu celého pánevního kruhu. U žen je zde opět možnost rozšíření kloubní štěrbiny vlivem hormonálních změn při těhotenství a porodu (Tichý, 2006).

2.5 Mobilita pánve

Mobilitu pánve můžeme posuzovat z několika hledisek. Záleží na tom, zda ji zkoumáme v rámci pohybového vzoru, například chůze, nebo zkoumáme volní izolovaný pohyb zpravidla v jedné rovině.

K tomu, aby mohl být pohyb kvantifikován, je třeba vycházet z „normálního“ či ustáleného postavení pánve. Anatomové považují za normální postavení pánve takové, při němž je ve vzpřímeném stoji rovina vchodu pánevního (rovina proložena promontoriem, linea terminalis obou pánevních kostí a horním okrajem spony stydké) sklopena k horizontále pod úhlem 60 °. Tato definice je však z praktického hlediska pro fyzioterapeuta nepoužitelná. Promontorium nelze neinvazivně vyšetřit, proto je snazší použít spojnici přední a zadní horní spinu a tu poté porovnávat s horizontálou a stanovit tak „normální postavení pánve“ (Tichý, 2006). Podobného názoru je i Borovanský (1992), který udává jako alternativu měření náklonu pánve porovnání horizontály s linií proloženou SIPS a horním okrajem symphysis pubica. Tato hodnota „inclinatio coxae normalis“ by měla činit kolem 40 °.

Pohyby pánve stejně tak jako pohyby ostatních kloubů našeho těla posuzujeme arbitrálně dle rovin, v nichž probíhají. V sagitální rovině tak dochází k pohybu do anteverze a retroverze. Při anteverzi dochází k pohybu symphysis ossium pubis směrem dolů a ke zvýšení bederní lordózy, na pohybu se účastní m. iliopsoas. Při retroverzi dochází k pohybu symphysis ossium pubis směrem nahoru a oplošťování bederní lordózy za účasti břišního svalstva (Véle, 1997).

Ve frontální rovině dochází k zešíkmení pánve ve smyslu zvýšení, či snížení pánevního okraje. Svaly ovlivňující toto zešíkmení jsou zpravidla svaly gluteální a adduktory.

Vliv na toto postavení však může mít nejen svalová aktivita, ale i nestejná délka dolních končetin, či tvar nožní klenby (Véle, 2006).

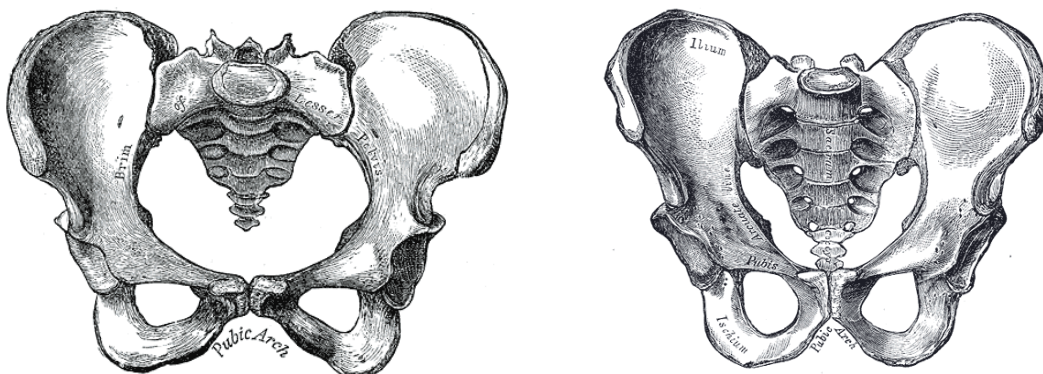
Rotace pánve kolem vertikální osy je pohyb v rovině horizontální. Tento pohyb bývá viditelný při chůzi, jako výsledek propojení dolních končetin, pánevního pletence a hrudního svalstva (Véle, 1997).

Tichý (2006) dále popisuje torzi a nutaci pánve. Jedná se o patologické stavy, které nelze posuzovat dle jedné roviny, jako ostatní pohyby pánve. Tyto stavy jsou dány změnou mobility pánve a asymetrickým postavením kostí pánevních.

Mobilita pánve a její koordinace s ostatními segmenty je tedy nezbytnou pro naši lokomoci. Při chůzi je tak řada odchylek nejvíce patrných a omezení některého z pohybů může být příčinou vertebrogenních obtíží, stejně tak jako vertebrogenní obtíže mohou ovlivnit mobilitu pánve. Proto je řada patologií aspekty odhalitelná.

2.6 Pohlavní rozdíly v oblasti pánve

Tvarové rozdíly pánve nám mohou pomoci k rozlišení pohlaví (dle kostry). Kromě transverzálních rozměrů - zpravidla větších u žen, jsou hlavní tvarové rozdíly pánve tyto: u žen je os sacrum kratší a širší, stejně tak jako os coccygeum, která je kratší a pohyblivější. Tubera ischiadica a acetabula jsou od sebe více vzdáleny a alae ossis ilii jsou více odkloněny, symphysis pubica je u žen nižší a dolní ramena ossis pubis se sbíhají v tupém a na vrcholu zaobleném úhlu. Promontorium méně vyčnívá, takže je vchod pánevní příčně oválný nebo ledvinovitý a všechny pánevní rozměry, zejména vnitřní příčné rozměry jsou u žen větší (Borovanský, 1992).



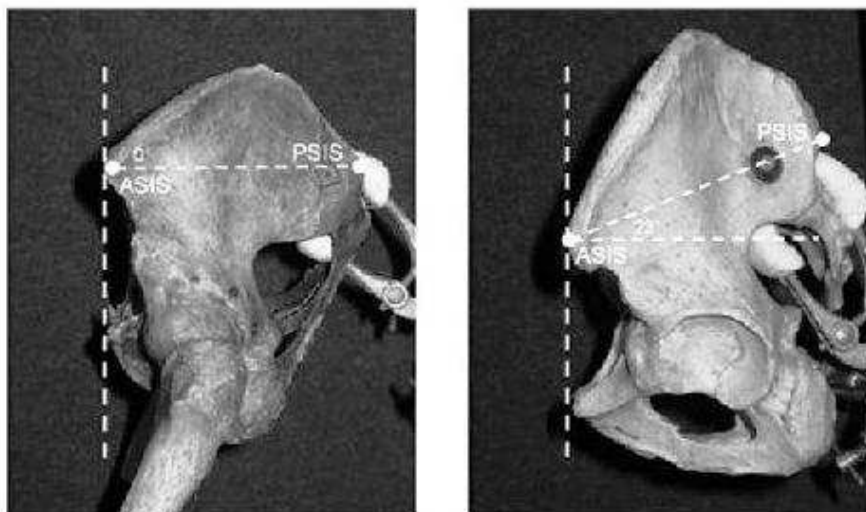
Obr.1a Ženská pánev (in Anonymous, 2012a) Obr.1b Mužská pánev (in Anonymous, 2012b)

Rozdíly ve vzdálenosti ze středu fossa acetabuli k hornímu okraji facies symphysialis a k dolnímu okraji tubera ischiadica jsou u žen nápadně větší a rozdílné, zatímco u mužů

téměř stejné (Čihák, 2006). Důležitý je také fakt, že pohlavní rozdíly na pánvi jsou již v době fetální slabě naznačeny a zřetelně se vytvářejí v době pohlavního dospívání (Borovanský, 1992). Stejně tak Kolesova a Větra (2011) udává, že pohlavní rozdílnost tvaru pánve je geneticky předurčena a hormonálně ovlivňována během vývoje. Nemalý vliv na tvar pánve má i časná fyzická aktivita a časné těhotenství.

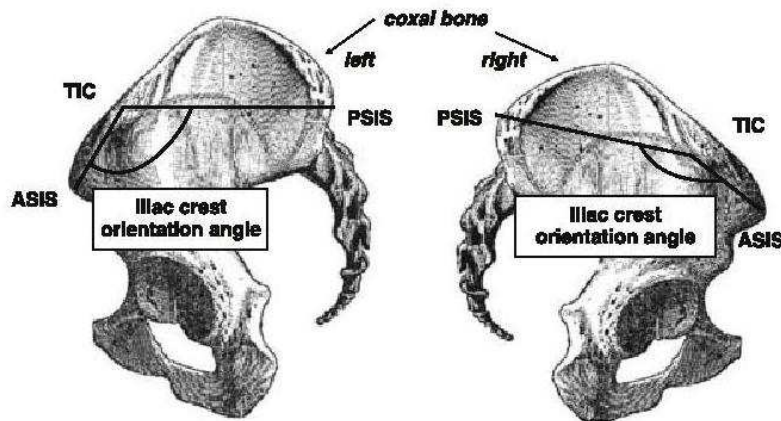
2.7 Morfologické varianty v oblasti pánve

Jak bylo zmíněno v kapitole 2.1 hlavice kosti stehenní má formativní vliv na acetabulum a stejně tak na vývoj kosti pánevní. Osifikační centra pánevní kosti se nacházejí právě uprostřed acetabula. Vývoj kosti je nadále podmíněn geneticky, typem aktivity (pohybovými vzory) a intenzitou zátěže. Stejně tak, jako je různorodost ve tvaru lebky, je různorodost popisována i na tvaru pánve. Preece et al. (2008) zveřejňuje výsledky zkoumané na 30 kadaverech, kde byl zkoumán náklon pánve užitím palmetru. Zde byla za pomoci fixačního aparátu spojnice SIAS a symphysis publicum zarovnána s vertikálou a náklon pánve byl posuzován jako vychýlení linie SIAS-SIPS od horizontály (Obr. 2). Měřená hodnota kolísala v rozmezí 23°, což poukazuje na značné morfologické odlišnosti ve tvaru pánve, stejně tak byly shledány rozdíly v předozadním rozměru měřených kostních výstupků.



Obr. 2 Pánev upevněná ve fixačním aparátu. Linie zobrazují krajní varianty sklonu vybraných rovin (in Preece et al., 2008) ASIS - spina iliaca anterior superior, PSIS - spina iliaca posterior superior

V další práci (Boulay et al., 2006) bylo hodnoceno 12 pánví, za účelem porovnání stranové asymetrie. Autor uvádí, že asymetrie není nic neobvyklého u patologických stavů dětského věku, které se nadále vyvíjejí, příkladem může být skolióza. Do jaké míry se však vyskytuje stranová asymetrie u ostatních jedinců se tak pokusili prokázat na kadaverech ve věkovém rozmezí 63 - 82 let s vyloučením předešlé patologie v oblasti pánve. Při sledování parametru „iliac crest orientation angle“ je názorně vidět, jak by mohla být palpace hřebenů kostí kyčelních v rámci jednoho probanda zavádějící (Obr. 3).

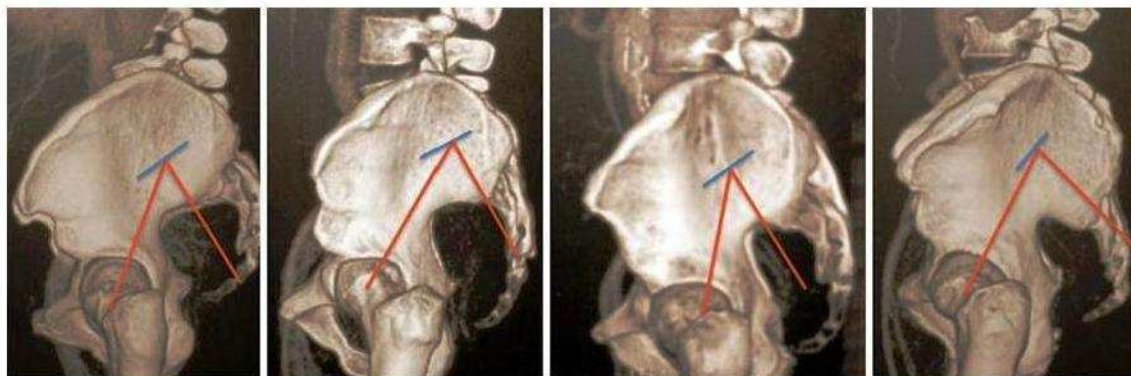


Obr. 3 Morfologická změna pravé a levé kosti pánevní zjištěna u jednoho z probandů (in Boulay et al., 2006) ASIS - spina iliaca anterior superior, PSIS - spina iliaca posterior superior, TIC - tuberculum iliacum

Pokud by se jednalo o asymptomatického probanda, mohly by být výsledky stranového porovnání pro studii značně zkresleny. Dále by bylo možné usuzovat na hrubou patologii, můžeme však vidět, že i taková změna je normální morfologie.

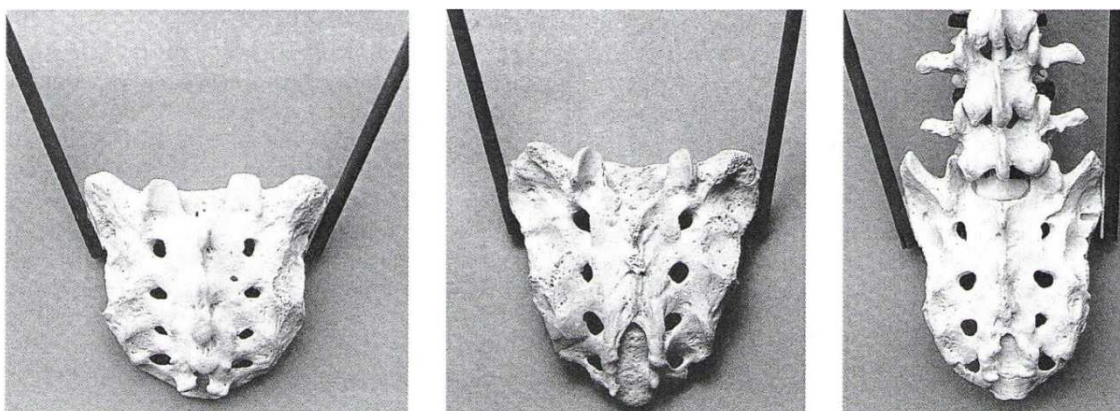
Ostatní studie se pak převážně zabývají morfologickými změnami tvaru pánve se zaměřením na gynekologii a porodnictví. V článku (Kolesova & Větra, 2012) se odkazuje na nejznámější klasifikaci pánví již z roku 1933 dle Caldwell and Moloy. Tato klasifikace je ale zaměřena na vnitřní rozměry pánve, které mají svůj význam při těhotenství a porodu. Handa et al. (2008) zkoumala antropologické rozdíly pánve mezi bílými a afroamerickými ženami. Výsledkem studie bylo zjištění, že bílé ženy mají širší vnitřní pánevní rozměry a mělčí anteroposteriorní rozměr v porovnání s afroamerickými ženami. Bezesporu i tyto typy pánví s sebou nesou jisté změny na ostatních kostěných strukturách pánve, takže i na vnějších a změna se tak může týkat i vzdáleností předních a zadních spin.

Z hlediska měření náklonu pánve by přední a zadní spiny mohly sloužit jako nejkonstantnější kostěné struktury, protože nejsou ovlivněny kloubními pohyby, ačkoli na Obr. 4 můžeme sledovat jejich různorodost a porovnat ji mezi zkoumanými probandy.

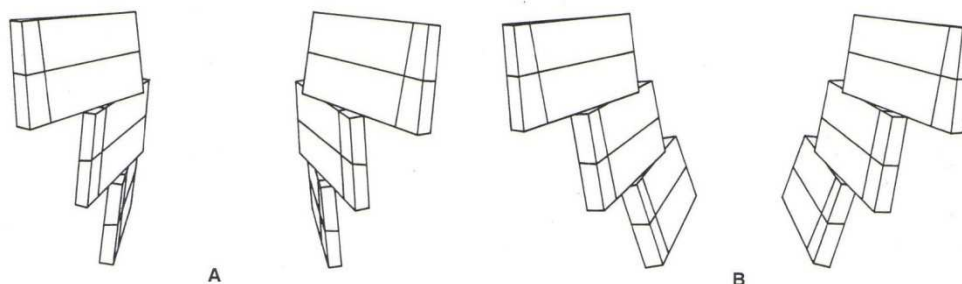


Obr. 4 CT 3-D rekonstrukce zkoumala sagitální parametry pánve, které mmj. ukazují i morfologické rozdílnosti sledovaných pánví. Porovnejme tvar a zakřivení předních a zadních spin, tvar a postavení trochanter major (in Le Heuec, Aunoble, Philippe & Nicolas, 2011).

Některé studie tak určovaly sklon pánve dle sklonu os sacrum, variabilita této kosti a jejího sakroiliakálního skloubení je však také zřejmá, viz. Obr. 5 a Obr. 6.



Obr. 5 Variace os sacrum (in Lee, 1999)



Obr. 6 Variace sakroiliakálního skloubení (in Lee, 1999)

Fryette (in Lee, 1999) zkoumal 23 kostí křížových a dle nich klasifikoval tuto kost do 3 typů. Typ A se vyznačuje zúžením v dolní části S1 a S2 a horní části S3 (Obr. 6 vlevo). Typ B se vyznačuje zúžením v horní porci S1 a horní kloubní plocha sakroiliakálního skloubení leží v sagitální rovině (Obr. 6 vpravo). Typ C pak je stranově asymetrický a skládá se tak z předešlých typů.

Lewit (2003) uvádí, že existuje v oblasti pánve velký počet anomálií a variant, které se týkají zejména posledního bederního obratle. Zde dochází buď k lumbalizaci, či sakralizaci, což může mít za následek změnu nastavení páteře při náklonu pánve a opačně. U kosti křížové dochází nejčastěji k asymetriím a zešíkmení, které vedou k poruše statiky. Je-li kost křížová symetrická, může mít různou délku a tvar, což má za následek například výchylku promontoria. Jednotlivé typy pánví publikované Gutmannem a Erdmannem jako jsou: vysoká asimilační pánev, normální typ pánve a pánev se sklonem k přetěžování, již byly v předchozích pracích dostatečně prodiskutovány, proto by bylo dobré nahlédnout do předešlých studií. U těchto typů pánve se však jedná spíše o typy, které mění svým odlišným mechanismem fyziologii a funkci pánve, než morfologii a strukturu.

K tomuto tématu dále Čihák (2006) uvádí variace pánevní kosti, popisuje však tvarové variace, které mají více vliv na úpony svalů, nebo se vztahují k oblasti acetabula, proto nemají k námi dané tématice nijak zvláštní význam, Borovanský (1992) tyto variace dokonce nepopisuje vůbec. Kolesova a Větra (2011) se zaměřují právě na míru morfologických variací u mužských a ženských pánví, názorově dochází k rozdílným výsledkům mezi jejich prací a pracemi předchozími, což je dáno použitím rozdílné metodiky jednotlivých autorů. Jako významný můžeme považovat fakt, který Kolesova a Větra (2012) zmiňují a to, že míra variací (udávaná vyšší u žen) může být způsobena kolísáním hladiny hormonů, zejména pak relaxinu.

Kurki (2011) se na otázku variací a dimorfismu dívá ještě z jiného pohledu. Dle jejího zjištění, je míra variací u primátů úměrná tělesné výšce, nebo-li mezi jedinci s větší tělesnou výškou by se měly vyskytovat větší kostní variace, a tak i variace v morfologii pánve. Když uvážíme, že tělesná výška žen je zpravidla menší než u mužů, měly by být variace u mužů častější, což je v rozporu s Kolesova a Větra (2011). Tato teorie se však nepotvrdila - mezi tělesnou výškou a mírou variací u člověka není přímá úměra. Stejně tak Kolesova a Větra (2012) uvádí, že velikost pánve je nezávislá na výšce ženy. Diskuse se někdy vede k otázce vztahu věku a anteroposteriornímu rozměru pánve, kde se zpravidla udává užší pánev v tomto rozměru u mladých žen.

Rozdíly v nastavení pánve mohou být zřetelné i mezi etniky, na což poukazuje práce autorů Zárate-Kalfópulos, Romero-Vargas, Otero-Cámara, Correa a Reyes-Sánchez (2012), kteří zkoumal parametry pánve jako pelvic tilt (PT), sacral slope (SS), lumbar lordosis (LL) a pelvic incidence (PI) u mexické, kavkazské a asijské populace. Došli k závěru, že rozdíly v měřených hodnotách se mezi etniky signifikantně lišily a domnívají se tedy, že za touto rozdílností stojí právě etnické rozdíly. Některá etnika se totiž vyznačují vysokou genetickou variabilitou a tudíž i morfológickou rozdílností. Nesmíme však zapomínat i na kulturní zvyklosti a tradice, tedy aktivity, které nemalou mírou ovlivňují postavení pánve vůči páteři. Proto se natolik liší měřené parametry této práce mezi etniky a je těžké posoudit, zda se jedná o ryze morfológickou rozdílnost. Nicméně i Endo et al. (2012) v limitách své práce zmiňuje, že měřené parametry pánve a páteře, stejné jako v práci Zárate-Kalfópulos et al. (2012) byly získány na homogenní skupince japonských probandů. Toto nepřímé svědčí i o jeho názoru na jistou etnickou rozdílnost v morfológických parametrech.

2.8 Osifikace kostí

Osifikační jádra tří hlavních kostí se objevují: v os ilium v 8. fetálním týdnu, v os ischii ve 4. fetálním měsíci a v os pubis ve 4. - 5. fetálním měsíci, z těchto center se pak šíří osifikace do každé kosti zvlášť.

Část přední strany kosti kyčelní, crista iliaca a pruh podél dolního okraje os coxae jsou při narození chrupavčité, stejně tak jako celá oblast acetabula - tato chrupavka ve tvaru písmene Y odděluje os ilium, os ischii a os pubis. Osifikující os pubis a os ischii srůstají v 7. - 8. roce života a rozsáhlá cartilago ypsiliformis osifikuje až kolem 12. - 13. roku. Tato oblast, cartilago ypsiliformis, je velmi významná, je totiž oblastí růstu celé krajiny acetabula.

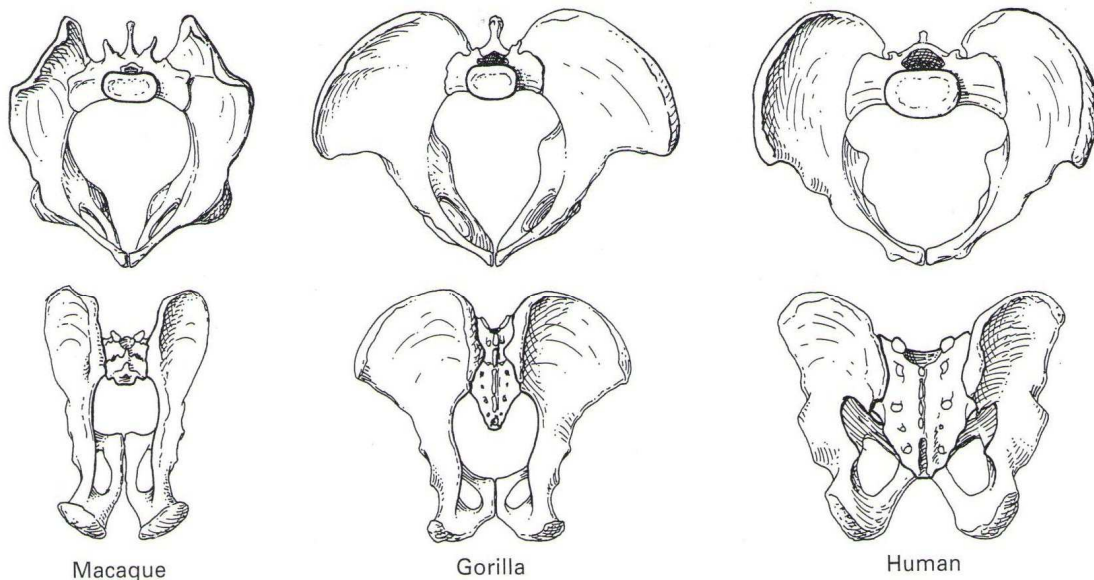
Mezi 15. a 18. rokem života začíná osifikovat chrupavčitý pruh podél dolního okraje os coxae nad tuber ischiadicum a současně s ním i okolí v chrupavčitém lemu crista iliaca. Až v 16. a 18. roce života splývají s okolím sekundární apofyzy v tuberculum publicum, spina iliaca anterior superior, spina ischiadica a na symphysovém okraji os pubis.

U os femoris mají trochantery samostatná osifikační jádra. V trochanter major se objevují ve 3. - 4. roce a v trochanter minor v roce 8. - 11., přičemž jejich osifikace probíhá u trochanter minor po 12. - 14. roce, u trochanter major po 13. - 16. roce. U dívek probíhá tvorba osifikačních jader a jejich splývání dříve (Čihák, 2006).

2.9 Evoluce pánve

Pánevní oblast se u člověka vyvíjela miliony let. Nejstarší nalezené pozůstatky jsou odhadovány na stáří 5 milionů let a nejdůležitější změnou pro nás zřejmě byla vertikalizace jedince a jeho přechod k bipední lokomoci. V této souvislosti muselo dojít k řadě změn nejen v morfologii kostěné pánve, ale také ke změně křivky páteře, svalovému uspořádání, přizpůsobení svalové funkce a změnám na končetinách. Všechny zmíněné strukturální záležitosti však musely být podmíněny současným rozvojem mozku a diferenciací jednotlivých center (Hogervorst, Bouma, & de Vos, 2009). Co však bylo prvotním podnětem pro vzpřímení člověka? Zda motivace k uvolnění horních končetin, větší výška a tím lepší rozhled, nebo jen evoluce jako přirozená forma vývoje metodou pokus-omyl. Tyto otázky nejsou dodnes jasně zodpovězeny. Jasně je jen to, že tato změna se udála jen u člověka a přispěla k jeho dnešní podobě. Všechny změny, které se v této souvislosti udály, však nemusí být vnímány jen pozitivně. Vertikalizace je totiž příčinou řady obtíží, zejména pak zvýšených posturálních nároků a větších kompresních sil působících na páteř a nosné klouby, na což poukazuje i Lapègue et al. (2011).

Nákres morfologických rozdílů můžeme vidět na obrázku 7 a podrobněji budou popsány dále v textu. Pro názornost je zobrazena pánev makaka, gorily a člověka.



Obr. 7 Srovnání kostěné pánve makaka, gorily a člověka (in Lee, 1999).

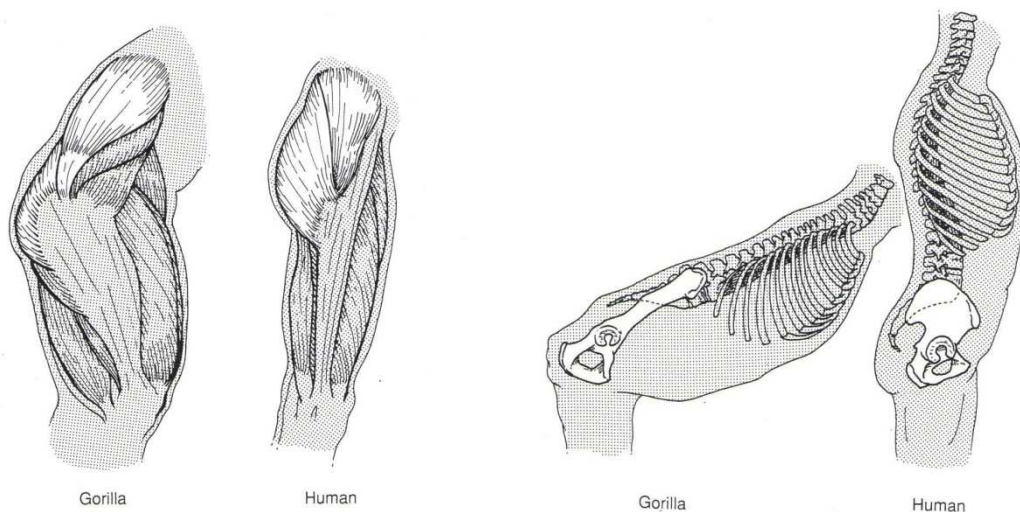
Zásadními změnami pro vertikalizaci tedy bylo: na kosti kyčelní se začala laterální část posunovat anteriorně, na což reagovaly m. gluteus medius a m. gluteus minimus, které se také posunuly anteriorně a z původní funkce extensorů se staly abduktory (testovány jsou při

Trendelenburgově zkoušce). Snížení svalové síly extensorů (zůstal jen m. gluteus maximus) tak přispělo k rozšíření fossa iliaca a tím i k rozvoji m. iliacus, který se stal důležitým svalem pro držení vzpřímené postury.

Vzhledem k tomu, že již nebylo třeba stálé aktivity hamstringů, došlo ke snížení délky a šířky sedacího hrbolu, stejně tak se snížila i výška kosti stydké, která umožnila efektivnější bipední chůzi.

V oblasti acetabula došlo k jeho prohloubení a anterolaterální reorientaci. Tato přispěla k posunu krčku kosti stehenní anteriorně, rozvoji adduktorů a tím se zajistilo, že při krokovém cyklu dopadá pata pod acetabulum. Se vzpřímenou posturou je také spjat rozvoj silných ligament (ligg. ilio-, pubo-, ischiofemorale), která se u opic nevyskytují.

Kost křížová se výrazně zvětšila, zadní plocha přispěla k rozšíření úponové části pro m. gluteus maximus, zvětšily se i kontaktní plochy s kostí kyčelní, takže sakroiliakální kloub je nyní schopen odolávat větším kompresním nárokům při vzpřímeném stoji (Lee, 1999).



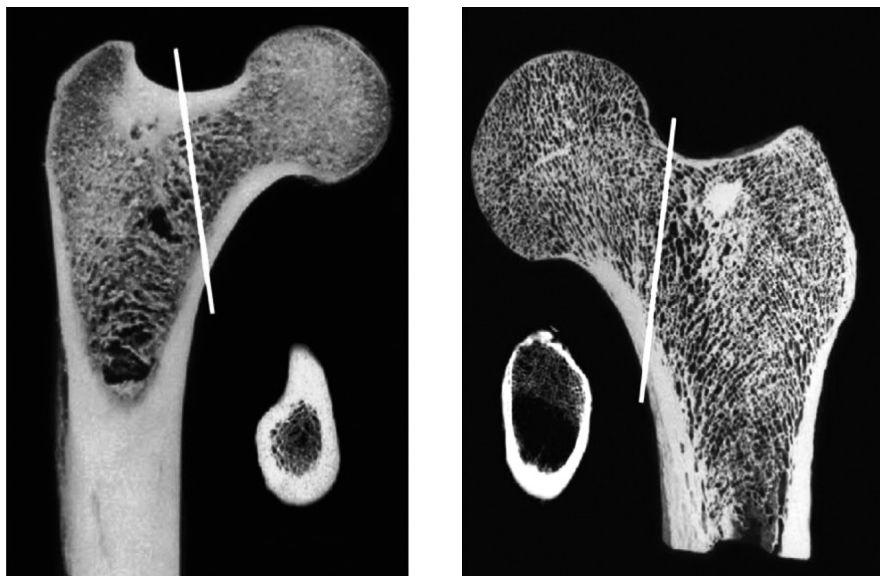
Obr. 8 Vizualizace gluteálních svalů gorily a člověka (vlevo), postavení pánve, kosti křížové a páteře (vpravo) (in Lee, 1999).

Ve vztahu ke vzpřímené postuře nastaly také zásadní změny. Pánev s kostí křížovou se pootočily o téměř 90 ° vzad, jak můžeme vidět na obrázku č. 8. Také sklon kosti křížové se vzhledem k pánvi změnil. Kost křížová je uložena více horizontálně, což v kombinaci se vzpřímením páteře způsobilo rozevření úhlu mezi kostí křížovou a pátým bederním obratlem. Tato změna vyvolala vytvoření bederní lordózy a kompenzační vytvoření hrudní kyfózy. Společně tyto změny umožnily vzpřímené držení hlavy (Lee, 1999). Been, Pessah, Peleg a Kramer (2013) zkoumaly sklon kosti křížové vzhledem k pánvi u dnešního člověka a porovnávaly je s pozůstatky hominidů. Došly tak k závěru, že sklon této kosti vzhledem

k pánvi je u dnešního člověka největší. S Hogervorstem et al. (2009) se shodují na tom, že toto zjištění je zřejmě jedním z nejdůležitějších parametrů k vytvoření křivky zad a tím vzniku vzpřímené postury.

Bipední chůze je ve své podstatě možná i u opic, nicméně vyžaduje vysokou aktivitu gluteálních svalů a hamstringů z důvodu chůze na flektovaných kyčlích, nezakřivenou páteř a těžištěm neustále směřujícím vpřed. U člověka je tato funkce daleko snazší, protože nároky na stabilitu jsou díky uložení těžiště těla nižší. Lidské těžiště směřuje lehce vzad od kyčelních kloubů a ideálním nastavením je, když spojnice sakroiliakálních kloubů leží přesně ve vertikále nad spojnici pravého a levého acetabula (Lee, 1999).

Na pánvi tak byly popsány zásadní morfologické změny, změny svalového uspořádání a vysvětlen důvod vytvoření dnešního zakřivení páteře. V kaudálním směru však měla vertikalizace vliv na formování kosti stehenní, Hogervorst et al. (2009) přidává pro porovnání RTG snímky krčku a hlavice kosti stehenní člověka a šimpanze, kde je viditelná změna architektiky kostní trámčiny při odlišném typu chůze (u šimpanze je tzv. Trendelenburgova chůze z důvodu „chybění“ abduktorů kyčle). U člověka pak funkce abduktorů působí kompresi na horní část krčku stehenní kosti a vyrovnává tak ostatní silové působení, proto u člověka není tak silná kortikális v jeho horní části.



Obr. 9 Vlevo RTG snímek proximálního femuru šimpanze, vpravo RTG snímek proximálního femuru člověka (in Hogervorst et al., 2009).

3 Kineziologický přehled

3.1 Sklon pánve a zakřivení páteře během vývoje

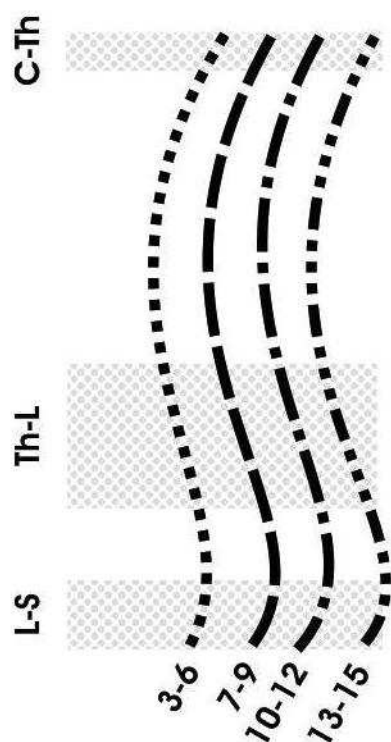
Náklon pánve se mění dle vývoje jedince, jak bylo řečeno v předchozích kapitolách. Tvar a křivka páteře, stejně tak i postavení pánve jsou dány typem zátěže. Bylo by však chybou považovat za zátěž jen jistý druh práce či aktivity. Touto může být i změna hmotnosti horní poloviny těla a zároveň tak větší vertikální zatížení na oblast pánve. Na tento jev poukazují Mac-Thiong, Berthonnaud, Dimar, Betz a Labelle (2004). Na 180 probandech ve věku 4 - 18 let sledovali postavení pánve a páteře v sagitální rovině. Právě náklonem pánve v sagitální rovině, tj. nastavením os sacrum vůči hlavici femuru se tělo snaží udržet rovnováhu a zabránit neadekvátnímu vychýlení těžiště těla (center of gravity) vpřed. Je však třeba poukázat na skutečnost, že zvyšující se trend dětské obezity je jedním z faktorů, který ovlivňuje právě křivku páteře a způsobuje již v době vývoje neadekvátní zakřivení, či vyšší statické nároky. Zvyšující se zakřivení páteře a tím i změna v náklonu pánve je běžnou součástí dospívání. Tělo se tak postupně adaptuje na zvýšení hmotnosti, což dokazují i výsledky studie (Furian, Rapp, Eckert, Wild, & Betsch, 2013), která provedla toto měření na dětech ve věku 6 - 11 let a v tabulce (Obr. 10) je názorně ukázána změna náklonu pánve během dospívání.

Sex	Age group (years)	Trunk parameters						Pelvic parameters					
		Inclination (mm)	SD	Imbalance (mm)	SD	Lateral deviation (mm)	SD	Tilt (mm)	SD	Inclination	SD	Torsion	SD
Girls	6-6.9	3.4	2.3	6.49	4.63	4.5	2.1	2.39	1.8	20.07°	6.48	1.39°	1.05
	7-7.9	2.9	2.3	5.09	3.8	4.7	2.3	2.59	2.34	18.31°	5.63	2.15°	1.53
	8-8.9	2.5	1.7	5.3	4.14	4.8	2.3	3.46	2.78	18.6°	6.22	1.35°	1.28
	9-9.9	1.7	1.6	6.77	4.47	4.7	2.3	2.6	1.94	20.81°	4.12	1.92°	1.55
	10-10.9	2.2	1.9	5.59	4.17	6.3	4.1	3.05	1.74	21.41°	3.36	1.07°	1.06
	Mean	2.6	2.1	5.68	4.16	4.9	2.6	2.79	2.19	19.68°	5.45	1.66°	1.38
	SD	0.66	-	0.74	-	0.74	-	0.43	-	1.35°	-	0.44°	-
Boys	6-6.9	2.7	2	8.79	4.99	4.1	2.4	2.51	2.22	19.23°	4.86	1.38°	1.25
	7-7.9	3.1	2.4	7.29	5.27	4.4	2.1	2.78	2	19.01°	7.19	1.71°	1.8
	8-8.9	2.9	2.2	7.63	5.52	5.2	2.8	2.48	1.69	19.22°	5.57	1.33°	1.25
	9-9.9	2.8	2.1	6.55	4.56	4.7	2	2.7	2.39	20.82°	7.54	0.72°	0.64
	10-10.9	3.3	2.1	7.12	4.5	4.6	2.2	3.58	1.65	24.3°	5.67	1.53°	1.38
	Mean	3	2.2	7.35	5.01	4.7	2.3	2.71	1.99	19.91°	6.08	1.39°	1.36
	SD	0.24	-	0.83	-	0.41	-	0.45	-	2.24°	-	0.38°	-

Obr. 10 Tabulka číselně zobrazuje vývoj sagitálního zakřivení v oblasti hrudníku a páteře. Autor porovnává různé věkové skupiny a pohlaví. Dále také uvádí, že rozdíly mezi pohlavími nejsou signifikantní. Náklon pánve v sagitální rovině je zde nazván pelvic inclination, nikoli pelvic tilt. (in Furian et al., 2013). Sex - pohlaví, Girl - dívky, Boys - chlapci, Age group - věková skupina, Trunk parameters - parametry trupu, Pelvic parameters - parametry pánve, Inclination - sklon, Imbalance - nerovnováha, Lateral deviation - laterální deviace, Tilt - náklon, Torsion - torze.

Studie (Cil et al., 2004) pak dle výsledku zpracovala vývoj sagitálního zakřivení páteře (Obr. 11). Právě tyto práce by mohly časem ukázat na optimální zatížení páteře během vývoje a případně včas předejít patologickým stavům v oblasti zad.

V období dospívání však do těchto parametrů vstupuje ještě jedna proměnná a tou jsou hormonální změny a tím způsobené dočasně disproporce mezi horní a dolní polovinou těla ve smyslu prudšího nárůstu svalové hmoty a tukové tkáně. S přihlédnutím k tomu, že u chlapců a dívek probíhají tyto změny v různých obdobích, je pozorování ztíženo a je nutné obě pohlaví sledovat a vyhodnocovat zvlášť. V uvedené tabulce (Obr. 10) se tyto rozdílnosti mezi pohlavími signifikantně neprojeví, což může být způsobeno právě sledovaným věkovým rozmezím.



Obr. 11 Názorná ukázka vývoje zakřivení páteře jednotlivých věkových skupin. Vertikálně popsány části páteře, horizontálně věková rozmezí.(in Cil et al., 2004).

Čihák (2006) k tomuto vývoji dodává, že krční lordóza se objevuje ve chvíli, kdy se dítě učí zdvihat hlavičku, tedy činností šijového svalstva a bederní lordóza vzniká v období, kdy se dítě učí stát a chodit. Tato zakřivení nejsou až do 6. roku fixována a mizí vleže. Hlavní formativní vliv na zakřivení páteře má činnost svalů. Důležitou roli ovšem hraje i váha krčních a břišních orgánů, které táhnou páteř dopředu a dolů. U dospělého člověka pak jsou

křivky páteře fixovány. To je však stále podmíněno svalovou aktivitou. Ve stáří můžeme sledovat ochabování svalstva a opětovnou změnu zakřivení páteře.

3.2 Posturální funkce pánve

Postura je klidová poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním pohybových segmentů (Véle, 2006). Z výše uvedeného by se dalo usoudit, že právě postavení, či nastavení pánve je tedy klíč k udržení správné postury. Už jsme však zmínili, že díky uzavřeným kinematickým řetězcům mohou ostatní segmenty na nastavení pánve volně působit.

Pánev si nemusíme představovat jen jako strukturu vzniklou srůstem několika kostí, ale tím, že se jedná o poměrně masivní kostěnou (resp. pevnou) strukturu, může nám v terapeutických metodách posloužit také jako pevný segment pro uchopení, či fixaci pacienta. Dalším hlediskem je její postavení - téměř střed těla, tím pádem místo mnoha svalových úponů. Jedná se o součást pletence dolních končetin, jako je na horních končetinách lopatka. Pánev je však díky kosti křížové propojena s páteří a tím navazuje také na horní končetiny a držení hlavy, což dělá z pánve jedinečnou strukturu.

Pánev je také převodníkem mechanické zátěže z páteře na dolní končetiny. Právě přes kost křížovou se zátěž vidlicovitě přenáší na kosti kyčelní a odtud přes acetabula na kyčelní klouby a dolní končetiny. Tyto síly však působí i opačně. Reakce dolních končetin se přenáší kraniálně přes kyčelní klouby. V pánvi se pak rozděluje ve dvou směrech, jeden směruje horizontálně k symfyse a druhý vertikálně ke kosti křížové (Véle, 1995).

Jak již bylo zmíněno, jednotlivé typy pánví různě reagují na vertikální zatížení, Véle (1995) ještě uvádí asymetrické postavení pánve, kdy nejsou v rovině spinae iliace anteriores superiores, což je znakem torze pánve a projevuje se poruchou převodu zátěže z hrudníku na pánev. Naše tělo má díky podvědomému řízení posturálním programem schopnost tyto dysbalance vědomě ovlivnit změnou nastavení napětí a aktivace svalstva. Jedná se však o krátkodobé strategie. Jakmile vstoupíme do běžných podmínek denního života, začneme opět používat původní pohybový program. Na tvorbě nového - „správného“ pohybového programu pracuje řada fyzioterapeutických konceptů, udržet však dlouhodobě toto nastavení je velmi obtížné (Véle, 1995).

Do jisté míry je naše posturální nastavení otázkou volních aktivit. Dnešní „moderní“ způsob života vnáší do tohoto kritéria řadu úskalí. Mnohá povolání nás nutí k vynuceným nesprávným polohám, stejně tak nošení nevhodné obuvi jen z důvodu „estetické normy“. Tato problematika je blíže uvedena autory (Iunes, Monte-Raso, Santos, Castro & Saldago, 2008), kteří se zaměřili na náklon pánve u probandek nosících denně obuv na podpatcích. Jsou zde

zmíněny následky na chodidle - změny v rozložení tlaku a svalovém zatížení, které se pak promítá i do ostatních segmentů a vede k výrazným změnám posturálního zajištění. Některá povolání, či zájmy „správné“ držení těla vyžadují, nebo dokonce nelze bez tohoto držení dosahovat patřičných výsledků. K těmto zjištěním se však docházelo již o staletí dříve, například u herců, či operních pěvců. A právě z těchto aktivit jsou odvozeny řady konceptů zaměřené na držení těla a celkové nastavení osového orgánu a pánve. Jako příklad by mohl být uveden Brügger koncept, či ostatní koncepty pracující na bázi obnovy kinestetického smyslu.

3.3 Náklon pánve, sklon pánve a pelvic tilt

S termíny náklon pánve, sklon pánve a pelvic tilt se setkáváme poměrně často v literatuře české, ale i zahraniční. Tyto pojmy si však řada autorů vykládá odlišně a může snadno dojít k omylu. Je nutno říci, že se zabýváme náklonem pánve v sagitální rovině, někdy také uváděné jako anteverzi (klopení pánve vpřed) a retroverzi (klopení pánve vzad). A právě Vařeka a Vařeková (1995) na tuto problematiku poukazují a uvádí, že v anatomické nomenklatuře *inclinatio pelvis normalis* znamená úhel, který svírá rovina proložena promontoriem, *linea terminalis* a horním okrajem symfýzy s rovinou horizontální, a lze jej změřit jen použitím rentgenového vyšetření. Jako alternativní způsoby pro odhadnutí sklonu pánve v sagitální rovině pro klinickou praxi uvádí ukazatele: hloubka bederní lordózy či sklon kosti křížové. Kendall a McCreary (1993) pak uvádí, že orientačně by mohl posloužit úhel svíraný mezi horizontálou a spojnicí předních horních spin a symfysou, který by měl být v klidovém postavení 90 °.

V zásadě se tak mohou lišit studie, ve kterých bylo použito invazivních a neinvazivních vyšetřovacích metod. Zatímco u neinvazivních metod využíváme pro měření náklonu pánve přední a zadní spiny, sacrum, nebo trochanter, uvedeno ve studiích (de Oliveira Pezzan et al., 2011; Iunes et al., 2008; Walker, Rothstein, Finucane, & Lamb, 1987; Youdas, Garrett, Harmsen, Suman, & Carey, 1996). Invazivní metody používají pro kvantifikaci například střed hlavice kosti stehenní, sklon krycí destičky sacra či jiného obratle a roviny na ně kolmé (Barrey, Jund, Nosedá, & Roussouly, 2007; Janssen, Drevelle, Humbert, Skalli, & Catelein, 2009; Vialle et al., 2005). Anglická literatura pak ještě uvádí termíny *pelvic tilt* a *pelvic inclination*, kde je většinou *pelvic tilt* považován za náklon pánve v sagitální rovině. Pro svoji práci však Furian et al. (2013) uvedl jako *pelvic tilt* odchylku roviny proložené spojnicí zadních spin od horizontály - dle Vařeky a Vařekové (1995) tedy pojem šikmá pánev. *Pelvic inclination* pak definoval jako náklon pánve v sagitální rovině.

Tyto odchylky, či vlastní definice by se v pracích vyskytovat neměly a měly by být ve shodě s většinou dostupné literatury.

Pro naši práci je náklon pánve brán jako úhlová změna mezi horizontálou a rovinou proloženou stejnostrannou přední a zadní spinou, což je ve shodě s prací (Gajdosik, Simpson, Smith, & DonTigny, 1985) nebo (Levine & Whittle, 1996), ti pro toto měření sice linii mírně modifikovali (posunuli ji do střední části těla) z důvodu použití jiné metody měření, nicméně posuzování výchytky daných rovin zůstalo nezměněno.

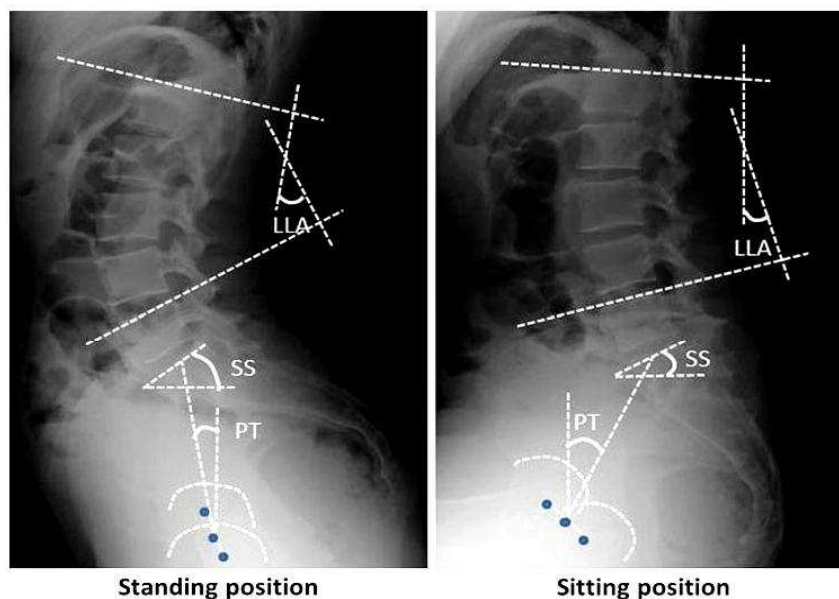
3.4 Faktory ovlivňující náklon pánve

Práce (Day, Smidt, & Lehmann, 1984) popisuje, jak se změna náklonu pánve promítá do ostatních segmentů. Během maximální antevertze dojde k prohloubení bederní lordózy. Retrovertze pak bedra oplošťuje a ovlivňuje postavení hlavy a krční páteře. Zajímavý zde je fakt, že nedochází ke změně křivky hrudní páteře ani k signifikantním změnám náklonu pánve při flexi kolen do 10 °. Walker et al. (1987) pak uvádí, že není přímý vztah mezi velikostí bederní lordózy a náklonem pánve. Toto tvrzení je však v rozporu s výsledky Levine a Whittle (1996), kteří u zdravých probandů měřili závislost mezi náklonem pánve a změnou bederní lordózy. Došli k závěru, že pánevní antevertze i retrovertze míru lordózy ovlivňují, nicméně se nejedná o maximální možné hodnoty. Dokonce i Twomey a Taylor (2000) se domnívají, že je nerozdílný vztah mezi náklonem pánve a mírou bederní lordózy. Odůvodňují tento názor spojením bederní páteře s pánví skrze os sacrum a relativně imobilní sakroiliakální skloubení.

Youdas et al. (1996) došel při zkoumání na 90 zdravých jedincích k závěru, že náklon pánve a velikost bederní lordózy se ovlivňují jen velmi málo. Důležitou roli však v tomto zjištění hrálo pohlaví probandů a svalová výkonnost. Zatímco u zkoumaných žen měla výkonnost břišních svalů vliv na náklon pánve ve stoje, u mužů se toto zjištění nepotvrdilo. Tato otázka tedy bude nejspíše multifaktoriální, protože náklon pánve není ovlivněn ani silou, ani napětím břišních a zádových svalů, jak by se mohlo zdát z čistě biomechanického hlediska. O čtyři roky později autor porovnal výsledky této studie se skupinou pacientů trpících chronickou bolestí bederního úseku zad. Došel k závěru, že ani u této skupiny pacientů se nepotvrdila závislost výkonnosti břišních svalů na náklonu pánve, či změně bederní lordózy v porovnání se zdravými jedinci. Rozdíly opět zůstaly jen mezi pohlavími, kde ženy vykazovaly větší bederní lordózu ve stoje v porovnání s muži (Youdas, Garrett, Egan, & Therneau, 2000). Velikost síly břišního svalstva a jeho vliv na náklon pánve zmiňuje i Walker et al. (1987), která měřila závislost břišních svalů na náklonu pánve a změně bederní

lordózy. Výsledky zde říkají, že posílení břišních svalů nemá vliv na náklon pánve a velikost bederní lordózy. Stejného názoru je i Twomey a Taylor (2000), který také uvádí, že síla břišních svalů nemá vliv na náklon pánve ani na bederní lordózu.

V práci (Vialle et al., 2005) provedené na 300 zdravých probandech (190 mužích a 110 ženách) se setkáváme s výsledkem měření, který dokazuje větší bederní lordózu u žen než u mužů. Není při tom signifikantní rozdíl v náklonu pánve mezi pohlavími ve stoje. Studie Janssen et al. (2009) také zmiňuje, že signifikantní rozdíl v náklonu pánve se ve stoje mezi pohlavími nevyskytuje. Tyto výsledky by se však daly více odůvodnit morfologickými změnami ve tvaru a velikosti pánve mezi muži a ženami. A právě studie posledních let Endo et al. (2012) se zabývala měřením náklonu pánve a sagitální křivky páteře ve stoje a v sedu u 50 probandů (25 mužů a 25 žen). Autor došel k závěru, že ve stoje nejsou rozdíly v náklonu pánve a zakřivení bederní lordózy mezi pohlavími, zatímco v sedu se rozdíly mezi pohlavími objevily. Odlišné hodnoty mezi těmito dvěma pozicemi autor vysvětluje právě morfologickou rozdílností mužské a ženské pánve. Pohlaví tedy má značný formativní vliv na náklon pánve a křivku páteře právě v sedu.



Obr. 12 Porovnání náklonu pánve (PT) a bederní lordózy (LLA), vlevo ve stoje, vpravo vsedě (in Endo et al., 2012).

Jednotlivé studie různých autorů dokládají, že je náklon pánve často řešenou problematikou a je spojován v souvislosti s postavením páteře v sagitální rovině a s aktivitou svalů, zejména pak břišních. Malá pozornost je v této rovině věnována vlivu hamstringům a m. iliopsoas, které mají bezesporu dopad na náklon pánve i změnu křivky páteře. Tyto svaly

by měly být považovány za velmi významné pro nastavení této oblasti, jak již bylo zmíněno v kapitole 2.2 Svaly v oblasti pánve. Výsledky uvedených studií se však občas liší i z důvodu použití rozdílné metodiky a volby měřícího systému.

3.5 Statika páteře a pánve při stoji na nakloněné rovině

Stoj, či chůze na nakloněné rovině je nedílnou součástí našich denních aktivit. Těmto situacím by se dala připodobnit například chůze z kopce, daleko nápadnější je však u žen chůze na podpatcích. Pokud se ohlédneme do historie, byl právě tento typ obuvi zaveden ve Francii již za vlády Ludvíka XIV., pro zvýšení atraktivity žen a podtržení krásy, jak uvádí Lee et al. (2001). Tento typ obuvi však skrývá řadu negativ. Vede k častým zraněním (nejčastěji podvrtnutí hlezna) a pro statiku těla je velmi náročný. Zejména pak z důvodu zvýšení těžiště těla v závislosti na výši podpatku, zkrácení předozadní plochy opěrné báze a nepřírozeného postavení nohy. Z ortopedického hlediska je velkým problémem často špatně formovaná obuv. Tato problematika byla již tématem řady prací. Proběhla měření jak statiky, tak dynamiky na tomto typu obuvi, výsledky jsou ale více než rozporuplné. Nejlépe je tento rozpor vysvětlen právě v článku (Russell, 2010), který poukazuje na rozdílné použití metodiky v jednotlivých studiích a také na malý počet probandů. Právě typ metodiky je klíčem k této otázce. Jednou z nejpřesnějších metod pro měření postavení pánve a páteře je metoda využívající RTG záření. Tu je však možné použít pro klinické vyšetření, které má vyšší diagnostický význam. Jedná se totiž o invazivní metodu a tak ji lze těžce obhajovat za účelem měření jen náklonu pánve, či změny statiky páteře při stoji na podpatcích. V této problematice se tedy dostávají do popředí neinvazivní metody - pro náš obor velmi významný fakt, protože se dostáváme do spektra metod, které může použít i fyzioterapeut.

Vzhledem k nekonzistenci výsledků jednotlivých studií budou tyto práce uvedeny chronologicky i s výsledky, aby bylo zřejmé, že existuje řada názorů a dohadů o vlivu nošení této obuvi na statiku těla, respektive na náklon pánve.

V práci (Opila et al., 1988) figurovalo 19 probandů (12 žen a 7 mužů), u kterých byly zkoumány posturální změny při stoji na podpatcích o výšce 7 cm. Došlo se zde k závěru, že stoj na této obuvi působí oproti stoji na rovné podložce oploštění bederní páteře, retroverzi pánve a lehkou semiflexi kolen (spíše pak u mužů). Ta způsobila vychýlení těžiště těla, zahrnující i vychýlení hlavy a paží vzad. Autorka však přiznává, že v práci nebyl brán ohled na to, jaké změny postury může vyvolat tento stoj při delší době trvání. Objevuje se zde domněnka, že vlivem svalové únavy dojde ke zvýšení bederní lordózy. K jinému názoru došla de Lateur et al. (1991), která při zkoumání na 16 probandech (9 mužích a 7 ženách) zjistila, že

k největší kompenzaci dochází v distálních segmentech - hlezenním a kolenním kloubu. Ke snížení bederní lordózy došlo jen u mužů při stoji na podpatcích o výšce 6 cm. V této studii byl zkoumán i stoj na „negativním podpatku“ s podloženou špičkou, žádný z typů stoje však nevedl k výraznější změně v náklonu pánve. Lee et al. (2001) se pak při měření více zaměřil na EMG aktivitu svalů a změnu těžiště. Uvádí, že právě zvýšení těžiště a zvýšená EMG aktivita v oblasti erector spinae L4-L5 může mít za následek řadu bolestivých stavů při nošení této obuvi, nehledě na to, že právě zvýšení těžiště působí vyšší tlak na obratlové ploténky. Dále pak byla změřena snížená aktivita m. tibialis anterior a m. vastus lateralis, což může v globálním pojetí přispět k výrazným změnám celého nastavení těla a ovlivnění správné funkce nosných kloubů, které mají bezesporu vliv na bederní úsek páteře.

Zajímavých výsledků se dosáhlo ve studii Iunes et al., (2008), která prováděla tato měření na 40 probandech, 20 z nich nosilo tuto obuv téměř denně a druhá polovina dotázaných jen sporadicky. Středem zájmu bylo kromě posturálního nastavení také zjištění, zda se u probandek nosících obuv na podpatcích denně projevila časem nějaká posturální abnormalita s tímto spojená. Prvním zjištěním bylo, že rozdíl mezi ženami nosícími obuv na podpatcích denně a sporadicky je v postavení hlavy - ženy nosící podpatky mají hlavu v menší protruzi. Časté nošení obuvi na podpatku má za následek zkrácení lýtkového svalstva a rovná obuv pak těmto osobám působí diskomfort. Následkem toho je pak pozměněn i stereotyp chůze. Zároveň dochází ke zvýšenému tlaku na metatarsy a přetěžování předonoží. Změny v náklonu pánve, ani v bederní lordóze zjištěny nebyly, a to ani u žen nosících boty na podpatku denně. Závěrečným konstatováním bylo, že oba typy obuvi použité při studii (výše podpatku 6,5 cm a 8 cm) vedly k významným změnám v tibiotarsálním úhlu, což by mohlo potvrzovat i názor de Lateur et al. (1991), která také tvrdila, že k největším kompenzačním mechanismům dochází v distálních segmentech. De Oliveira Pezzan et al. (2011) poté zkoumala 100 žen (50 žen nosících obuv na podpatku alespoň 4x týdně a 50 žen nosících obuv na podpatku méně než 2x týdně) a došla k závěru, že zásadním faktorem pro ovlivnění náklonu pánve a postavení páteře je adaptační proces. Zatímco u žen nosících podpatky častěji byla již ve stoji na rovném podkladu výraznější bederní lordóza i anteverze pánve, při nazutí podpatků se tyto parametry ještě zvýšily. U žen nosících podpatky zřídka byla ve stoji bederní lordóza i náklon pánve v porovnání nižší a při nazutí podpatků se bederní lordóza vyhladila a pánev se dostávala spíše do retrovezre. Diskuse byla směřována právě k adaptaci na zvýšení těžiště těla a jeho posunu vpřed. Zatímco ženy nosící často tuto obuv si vybudovaly kompenzační mechanismus ve zvýšení lordózy a většího náklonu pánve, ostatní ženy s touto situací více bojovaly a v rámci zachování stability zvolilo tělo strategii opačnou.

Práce autorky Mika et al. (2012), která zkoumala EMG aktivitu na svalech dolních končetin při nošení obuvi na podpatku podporuje názor de Oliveira et al. (2011) která tvrdí, že nošení obuvi na podpatku může vést k únavovým zlomeninám a vlivem změny rozsahu pohybu na dolních končetinách dochází postupně ke změnám statiky a pohybových stereotypů. Russell, Muhlenkamp, Hoiriis a DeSimone (2012) jsou pak názoru, že není rozdíl ve velikosti bederní lordózy při stoje na podpatcích či bez nich. Kladou ovšem důraz právě na délku doby stoje na podpatcích během měření a předchozí zkušenosti probanda s touto obuví.

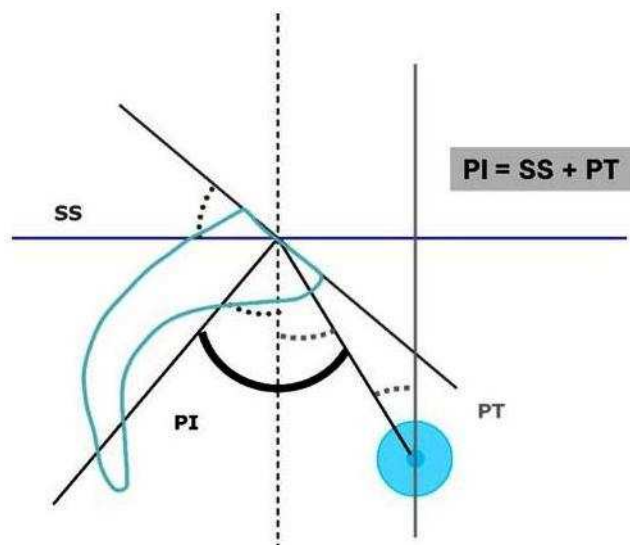
3.6 Klinický význam měření náklonu pánve

Jak bylo řečeno v předchozích kapitolách, statické, či dynamické pozice pracují s nastavením pánve a ostatních segmentů těla. Náklon pánve však je ovlivněn nejen naší vynucenou pozicí, ale jak uvádí Vařeka (1997) ovlivňujícími faktory jsou i věk, pohlaví a konstituce. Tedy biomechanické a antropometrické charakteristiky, které nám předurčují schopnost těla dlouhodobě odolávat danému zatížení. Proto by právě měření náklonu pánve mohlo přispět ke stanovení jisté normy, či typu vrozeného nastavení, které pak může být výhodou či limitou pro danou činnost. K termínu normy se však Janda (in Vařeka, 1997) staví velmi negativně a poukazuje právě na neexistenci normy pro určení „pevné“ hranice mezi fyziologickým a patologickým stavem. V dětském věku je pak stanovení normy o to obtížnější, protože vývojem teprve dochází k definitivnímu formativnímu uspořádání segmentů. Nicméně některé hrubé výchyly se dají předem diagnostikovat a je třeba určit, které z nich jsou vhodné k terapii a které s věkem vymizí.

Jistou normu však již zasadili Erdmann a Gutmann (Lewit, 2003) kteří právě stanovením typu pánve popsali jednotlivé typy a jejich potencionální patologie. Dalšími autory zabývajícími se touto problematikou jsou i Roussouly a Pinheiro-Franco (2011), kteří z naměřených výsledků určili 4 základní typy tvaru páteře a dle nich popsali možné vyskytující se patologie. Tyto typy páteře jsou dle nich podmíněny právě velikostí parametru pelvic incidence PI, který je konstantním morfologickým parametrem každého jedince. Pelvic incidence (Obr. 13) je součet dvou úhlů, jimiž jsou právě pelvic tilt (sklon pánve) a sacral slope (sklon os sacrum).

Barrey et al. (2007) zpracoval studii, kde skupinu 154 probandů podle měření rozdělil do 6 kategorií dle parametru pelvic incidence a vyvodil z toho závěr, že žádná „norma“ v populaci neexistuje. Mezi jedinci je velká variabilita. Každý má daný tvar pánve a dle něj se tělo snaží zajistit co nejekonomičtější držení rovnováhy. Nicméně znalost tohoto nastavení, nebo parametrů pro nás může být předurčujícím faktorem pro vznik patologie. Změna klopení

pánve, či parametr pelvic incidence se však nepromítá jen do oblasti páteře, jak by se mohlo na první pohled zdát. Změna nastavení pánve ovlivňuje také dolní končetiny a právě Yoshimoto et al., (2005) se zabýval touto problematikou přenosu zatížení na kyčelní klouby při různých změnách sagitálního zarovnání pánve. A právě morfologické parametry mohou být příčinou pozdějšího vzniku artrózy kyčelního kloubu.



Obr. 13 Zobrazení pánevních parametrů, pelvic incidence (PI), sacral slope (SS) a pelvic tilt (PT) s geometrickým popisem vzájemných vztahů (in Barrey et al., 2007).

Z těchto poznatků tak můžeme usoudit, že znalost pánevních parametrů a schopnost je kvantifikovat by nám mohla pomoci pro prevenci patologie. Dodnes je však v terapeutické praxi náklon pánve obtížně přesně měřitelným parametrem a možná dosti podceňovaným.

S využitím neinvazivních metod je jasné, že nelze přesně stanovit parametr pelvic incidence, sacral slope a jiné. Neinvazivní metoda by však mohla posloužit ke změření maximálního volního rozsahu náklonu pánve do anteverze a retroverze, a tím například určit momentální polohu segmentů vůči sobě v rámci pacienta. A s porovnáním rozsahu pohybu v kyčli vypracovat metodu, která by mohla alespoň přibližně dosahovat podobných výsledků jako metody invazivní. Pochopitelně musí být brány v potaz morfologické změny a ostatní faktory. Přes ovlivnění svalového napětí jsme schopni jistých posturálních změn docílit.

4 Způsoby měření náklonu pánve

Způsoby měření náklonu pánve můžeme v principu rozlišit na dva zásadní - invazivní a neinvazivní. Fyzioterapeut může ve své praxi použít metod neinvazivních, nicméně výsledky invazivních metod nám umožňují nahlédnout přesněji na strukturu měřených segmentů. Minimalizují se tak chyby při měření, jako jsou palpační iluze či, uložení a posun adhezivních značek na těle probanda při snímání pohybu. Pro neinvazivní metody se také výrazně zužuje spektrum měřitelných bodů (nejčastěji SIAS, SIPS, trochanter, sacrum a trn obratle L5). Na stranu druhou jsou však výsledky téměř okamžité, a měřicí systémy cenově dostupné. Neinvazivní metoda také nezatěžuje pacienta zářením a ostatními škodlivými vlivy.

4.1 Neinvazivní metody

Aspekce

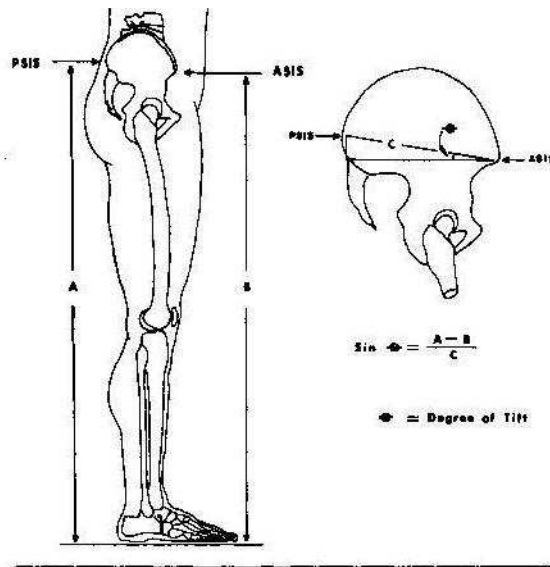
Jedná se o základní vyšetřovací metodu každého fyzioterapeuta, avšak metodu vysoce subjektivní. Při aspekci hodnotíme zrakem postavení segmentů těla vůči sobě. Můžeme si také pro ozřejmění kostěných struktur pomoci palpací, například pro ověření výše lopat kostí kyčelních. Výhodou je, že můžeme sledovat jak statiku, tak dynamiku pacienta a jednotlivé pozice modifikovat dle představy a potřeby k vyšetření. Velkou nevýhodou zůstává, že výsledky nemůžeme jakkoli kvantifikovat, pouze určíme přibližný náklon, posun, v rámci vlastní interpretace. Nejedná se o přesné číselné vyjádření, jak tomu bude u ostatních zmíněných metod. Dalším faktorem ovlivňujícím aspekci a palpaci je i zkušenost terapeuta.

Výpočetní metoda

Tato technicky nenáročná výpočetní metoda publikována v Sanders a Stavrakas (1981) určuje náklon pánve pomocí spojnice SIAS-SIPS a jejím úlovým rozdílem od horizontály. K provedení je třeba změřením vzdálenosti stranově stejné SIAS-SIPS pomocí kaliperu a poté změřením vzdálenosti SIAS a SIPS od země. Naměřené veličiny se pak dosazují do trigonometrické rovnice, náklon pánve je pak určen jako výškový rozdíl bodů. Tuto metodu můžeme považovat za obdobu dnešního systému DTP-2, který však body zaznamenává v prostoru a vypočítává hodnoty dle softwaru. Princip naměření vzdáleností a porovnání s horizontálou však zůstal stejný.

Princip metody spočívá v tom, že při náklonu pánve je vzdálenost SIAS-SIPS neměnná, pouze se mění výška SIAS a SIPS od země při antevertzi, či retrovertzi pánve. Výsledný celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině je vypočítáván jako rozdíl mezi maximální antevertzí a retrovertzí. Gajdosik et al. (1985) zkoumal právě reliabilitu tohoto

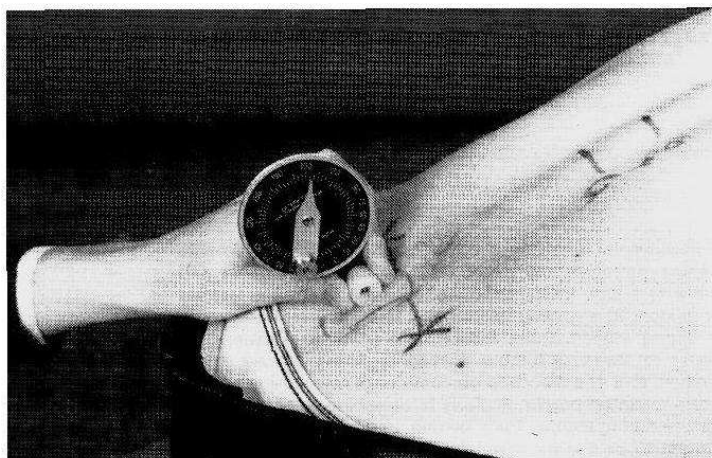
měření a antevertze i neutrální postavení pánve se ukázala jako reliabilní, retrovertze nikoli. Vysvětlení je možná právě ve zdlouhavosti měření pro zajištění větší přesnosti, což v krajní retrovertzi může působit větší poruchy statiky, a zároveň tak je nevýhodou měření. Výhodou metody je její technická nenáročnost, nicméně ji lze využít jen při statických polohách



Obr. 14 Názorná ukázka měření a výpočtu náklonu pánve dle této metody (in Sanders & Stavrakas, 1981).

Gravity goniometr

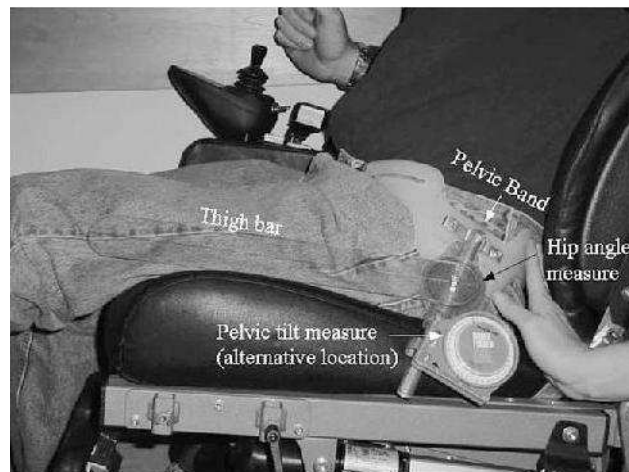
Burdett, Brown a Fall (1986) ve své práci publikovali gravity goniometr pro využití měření náklonu pánve. Původně se tento modifikovaný goniometr užíval k měření flexe a extenze páteře. Pro určení náklonu pánve zde byl použit sklon kosti křížové. Náklon pánve pak byl určen jako úhel svíraný mezi horizontálou a kolmicí vedenou na kost křížovou.



Obr. 15 Gravity goniometr měřící náklon pánve dle sklonu os sacrum (in Burdett et al., 1986)

Pánevní goniometr

Ne vždy je možné měření náklonu pánve ve stoje, a to zejména u osob odkázaných na invalidní vozík. Za tímto účelem byl sestrojen pánevní goniometr. Jedná se o dvě komponenty. Pás obepínající přední a zadní spiny pánevní, druhou komponentou je tyč uložená souběžně s kostí stehenní. Goniometr a inklinometr jsou zakomponovány právě mezi tyto dvě části, proto je možné souběžně měřit náklon pánve i úhel v kyčelním kloubu. V práci (Sprigle, Flinn, Wootten, & McCorry, 2003) se osvědčil jako dostatečně validní pro tato měření a zejména pak pro měření drobných odchylek při sedu. Z tohoto důvodu by našel své uplatnění také při tvorbě správné ergonomie pracovního prostředí a v praxi terapeuta při korekci sedu pro své snadné použití a okamžité výsledky.



Obr. 16 Komponenty a uložení pánevního goniometru s využitím měření náklonu pánve vsedě (in Sprigle et al., 2003)

Fotografická metoda

Tato metoda byla také zmíněna v (Burdett et al., 1986) pro měření náklonu pánve. Kolmo na sacrum probanda byl umístěn krátký měrný kolek, z boku pak byly pomocí aparátu pořizovány snímky zachycující vychýlení měřeného kolku při antevertzi či retrovertzi pánve. Porovnáván byl opět úhel svíraný mezi horizontálou a kolkem kolmým na sacrum. Práce (de Lateur et al., 1991; a de Oliveira Pezzan et al., 2011) už pro tento typ metody použilo adhezivních samolepek, případně více fotoaparátů, pro zaručení větší přesnosti a minimalizaci chyby měření. Progres v tomto typu metody je stále patrnější a zejména pak práce (Iunes et al., 2008) názorně ukazuje výrazně lepší počítačovou metodu pro zpracovávání a vyhodnocování výsledků. Nevýhodou však stále zůstává využití jen pro statické polohy. Není možné tuto metodu využít například pro zkoumání změn nastavení segmentů při chůzi.

Zobrazovací kinematický systém Vicon MX

Tento měřicí systém se řadí mezi tzv. optoelektrická zařízení. Tato zařízení jsou určena pro zaznamenávání a vyhodnocování jednotlivých segmentů lidského těla zejména při dynamických činnostech. Přesností a rychlostí měření převyšují předchozí kinematografická a videografická snímání. Systém se skládá z kamer, řídicí jednotky a počítače. Velmi důležitý je však snímáný prostor, proto se jedná o ryze laboratorní metodu (vnitřní parametry prostoru musí být minimálně 8x8m). Na tělo zkoumaného jedince jsou nalepeny adhezivní značky na přesně definované anatomické body, ty se pak během zkušebních měření zaznamenají do systému a software je pak schopen jednotlivé tělesné segmenty vyhodnotit. Značky jsou rozděleny na aktivní (vysílá signál) a pasivní (kontrastní vůči pozadí) a jejich záznam je prováděn pomocí kamer. Podle minimálního počtu použitých kamer pak získáváme buď 2D nebo 3D záznamy (Svoboda & Janura, 2010).

Výhodou metody je vysoká přesnost měření v porovnání s ostatními systémy své třídy, na kterou poukazuje Barker, Craik, Freedman, Herrmann a Hillstrom (2006). Dále jej můžeme využít jak pro statické tak, dynamické úkoly. Za předpokladu, že systém propojíme s dynamometrickou plošinou, jsme schopni během analýzy chůze vyhodnotit i momenty sil produkované ve snímáných kloubech. Tato metoda by byla vhodná i pro měření náklonu pánve a během analýzy chůze (kde se přístroj nejčastěji využívá) se postavení pánve v sagitální rovině také hodnotí. Avšak minimální laboratorní podmínky pro měření jsou natolik vysoké, že využití tohoto systému jen pro měření náklonu pánve by bylo zcela zbytečné. Nevýhodou také je, že se metoda nedá využít v terénních podmínkách. Obsluha a vyhodnocení musí být prováděna odborníkem s patřičným vzděláním. Problémem je také vysoká pořizovací cena zařízení v řádu milionů (Svoboda & Janura, 2010). Richards (1999) pak ve své práci uvádí přesnost měření a preciznost zaznamenávání snímáných předmětů u dalších komerčně využívaných optických a elektromagnetických systémů určených pro snímání lidského těla.

Palpation meter

Zde se jedná o tradiční kaliperovou metodu, dvě ramena kaliperu s připevněným tělem schopným určit náklon měřeného úseku díky bublinovému inklinometru. Stupnice pro náklon je kalibrována s rozsahem 30 ° na každou stranu (Krawiec, Denegar, Hertel, Salvaterra, & Buckley, 2003). Ve studii (Herrington, 2011) je udávána vysoká reliabilita měření ($r = 0.87$) a nejmenší zaznamenaná rozdílnost 2,5 °.



Obr. 17 Dvě ramena kaliperu umístěna na pravé SIAS a SIPS. Na měřícím panelu je přidán bublinový inklinometr (in Herrington, 2011).

Inklinometr

Tato metoda měření náklonu pánve byla publikována v (Prushansky, Ezra, Kurse, Man, & Schneiderman, 2008). Pro určení náklonu zde slouží sklon sakra měřený digitálním inklinometrem s přesností $\pm 0.1^\circ$ (jak můžeme porovnat s výše zmiňovaným bublinovým inklinometrem, jedná se o zásadní rozdílnost v přesnosti měření). Metoda je opět využitelná jen pro statické pozice. Stejně tak jako u ostatních metod, využívajících k určení náklonu pánve změnu náklonu os sacrum, je právě případná patologie v sakroiliakálním skloubení limitou, avšak autor tuto odchylku zmiňuje a označuje za zanedbatelnou. Výhodou metody je rychlost a relativní přesnost měření, technická nenáročnost a nízká pořizovací cena.

Rastrstereografie

Rastrstereografie je další ze škály neinvazivních metod. Principem metody je, že je na tělo nasvícená mřížka a díky nerovnostem povrchu těla vznikají různě pokřivené tvary, původně pravoúhlé mřížky. Počítač pak tyto tvary zanesse do grafu a vyhodnotí. Za pomoci vrstevnic je schopen zrekonstruovat konvexitu, konkavitu, či sedlovitý tvar snímaného objektu (Furian et al., 2013; Zubairi, 2002) Díky tomu, že se jedná o neinvazivní metodu, mohla být v práci Furian et al., měřena křivka páteře u dětí. Nepřímo tak byl měřen i náklon pánve, avšak nešlo o sagitální projekci, ale frontální, a tak byl náklon určen pomocí „dolíčků“ v úrovni SIPSs. Právě pro snímání pouhé kontury zad by mohla být tato metoda označena za nejméně validní pro tato měření. Různé svalové dysbalance se sice promítnou do povrchové kontury, nicméně pokud jde o měření náklonu kostěné struktury, nemělo by být měření odvozováno od kontury povrchu. Na stranu druhou se toto měření vyznačuje vysokou

přesností snímání díky počítačovému vyhodnocení. Autor uvádí odchylku měření $\pm 0,1$ mm. Jistou analogií této metody je i Moiré-topografie.

DTP-2

Diagnostický systém DTP-2 je neinvazivní metodou pro zaznamenávání polohy jednotlivých bodů těla v prostoru. Systém se skládá z polohového snímače, elektronické vyhodnocovací jednotky, nastavovací desky a otočné plošiny.

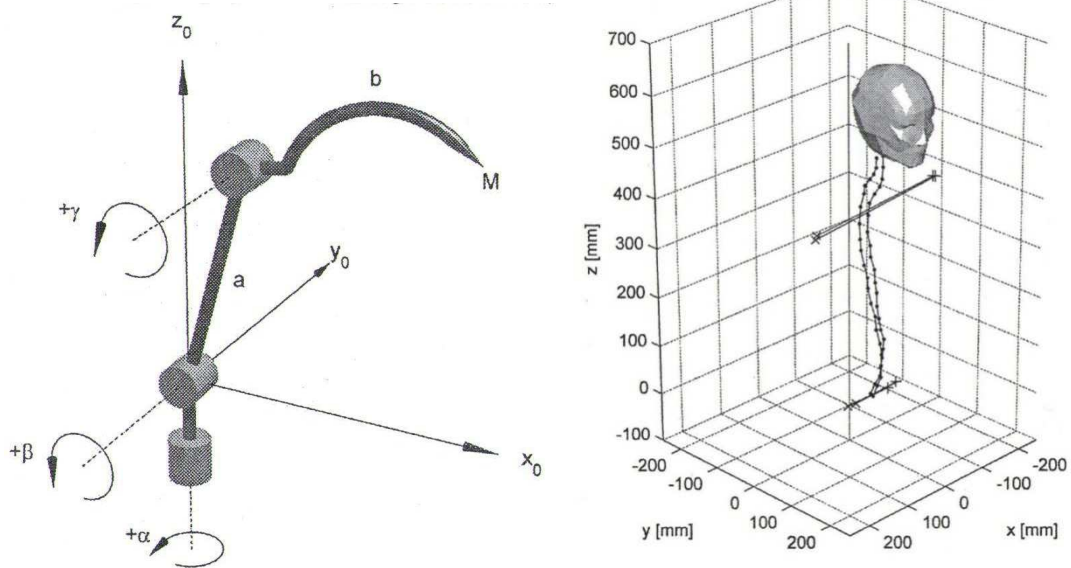
Polohový snímač (Obr. 18) se skládá z pantografického mechanismu se dvěma rameny a má 3 rotační stupně volnosti. Druhé rameno je zakončeno hrotem, který tvoří čidlo polohového snímače.

Elektronická vyhodnocovací deska zpracovává signály z inkrementálních snímačů pomocí mikroprocesorových obvodů.

Nastavovací deska slouží k upevnění polohového snímače ke stolu. Před začátkem se nastaví do vodorovné polohy a probíhá díky ní kalibrace přístroje.

Otočná plošina, na které proband stojí, slouží k určení polohy probanda a jeho otočení vůči snímači.

Pro měření se na těle probanda označí adhezivními samolepkami předem vybraná místa, například pro měření náklonu pánve to jsou přední a zadní horní spina kyčelní a velký trochanter. Tyto body jsou pak dotykem hrotu pohyblivého ramene snímány a přenášeny do počítače. Program WinPat3 souřadnice bodů přijímá, detekuje a zaznamenává je do třírozměrné kartézské soustavy souřadnic. Grafické znázornění bodu je možné buď ve 2D nebo perspektivní 3D projekci. Pro statické zpracování výsledků byla přesnost ověřována opakovaným měřením se zjištěnou hodnotou přesnosti $SD = 1,5$ mm. Výhodou přístroje je jeho skladnost, nízká hmotnost a snadná manipulace. Lze jej použít i v terénních podmínkách, ovšem jen pro statické pozice měření. Stejně jako předešlé zmíněné metody, ani DTP-2 nezatěžuje pacienta škodlivým zářením (Krejčí, Salinger, Kolisko, Štěpaník, & Novotný, 2004).



Obr. 18 Vlevo polohový snímač se dvěma rameny a hrotem tvořícím čidlo, vpravo křivka páteře zobrazená v kartouzské soustavě souřadnic v 3D projekci (in Krejčí et al., 2004).

4.2 Invazivní metody

Do této skupiny metod patří zejména rentgenové vyšetření a CT. Jedná se o prosté snímky skeletu, které nám nabízejí precizní expozici a zachycují nejjemnější odchylky kostních struktur. Můžeme si vybrat z řady projekcí, ve které chceme patřičný objekt snímat, v rámci CT se pak nabízí náhled na jednotlivé řezy snímanou strukturou. Nevýhodou těchto metod však je, že pacienta vystavujeme rentgenovému záření (i když se v dnešní době tyto hodnoty snižují téměř na minimum), proto je třeba jasné indikace k této zobrazovací metodě. Superimpozice kostěných struktur nám občas zakrývá struktury v pozadí a způsobuje nepřehlednost. Dále se pak jedná o snímky pouze ve statické pozici z důvodu ostrosti obrazu, snímky jsou tak často pořizovány vleže (Koudela, K. & kol., 2004).

5 Palpace

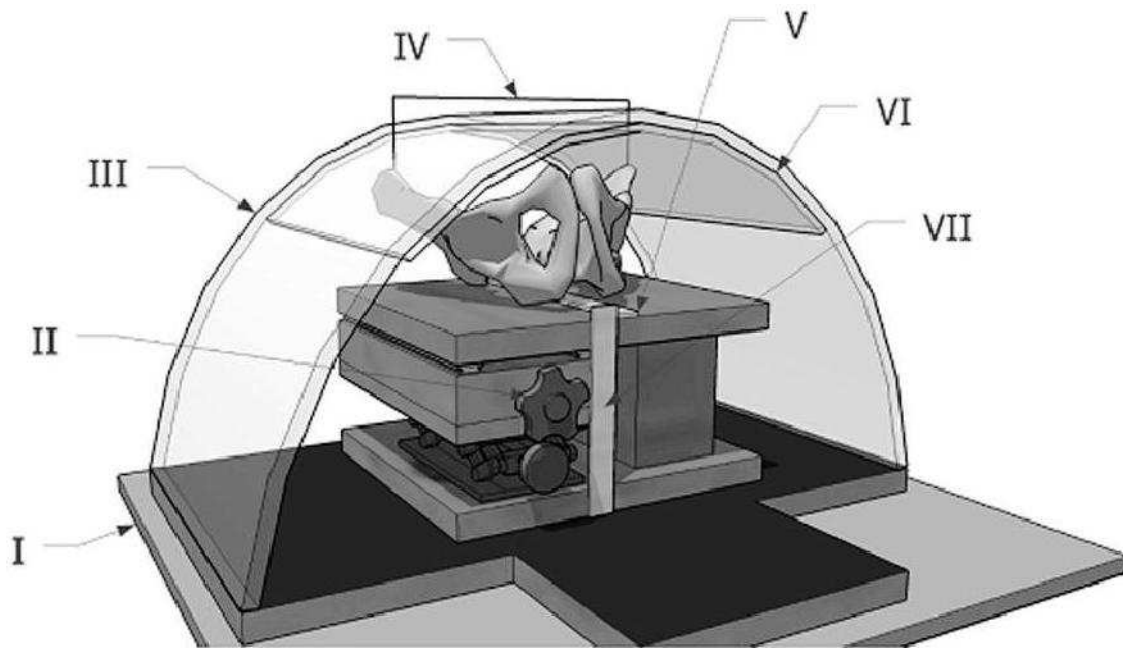
Palpaci můžeme brát jako velmi subjektivní vyšetřovací metodu, nicméně se jedná o metodu neinvazivní a pro fyzioterapeuta zásadní. Jedná se o vnímání předmětu, či struktury vlastním pohmatem a vjemem. Ostatní vyšetřovací metody na základě zraku, sluchu, měřitelných hodnot se dají alespoň přibližně číselně vyjádřit a často se dva terapeuti mohou soustředit současně na stejnou věc ve stejném časovém úseku. Ve chvíli, kdy však položíme svoje prsty, či dlaně na pacienta, můžeme cítit originální vjem, který se neustále mění. Cítíme teplotu, hladkost, vlhkost, poddajnost tkání a tyto informace okamžitě vyhodnocujeme. Ve chvíli, kdy se terapeutova ruka vymění, může být pocit zcela jiný, protože i na palpané tkáni dojde ke změně informace. Tudíž můžeme říci, že jde o velmi intimní a citově založenou vyšetřovací techniku v případě, že mluvíme o palpaci na živé osobě.

Právě oblast pánve nám nabízí velké množství struktur k palpaci, ať již kostěných, vazivových, či svalových. Pro naši práci bude správná palpance jedním ze základních předpokladů úspěchu. Každý z měřených probandů má totiž palpačně jinou tuhost a poddajnost kůže, měkkých tkání a často v malých nuancích rozdílné kostní struktury. Tyto mohou být ovlivněny předchozí patologií, typem zátěže a aktivitou, ale také různorodou dynamikou vývoje a fyzickými předpoklady.

Pro naši práci bude stěžejní palpance kostěných struktur - předních a zadních horních spin a velkého trochanteru. Pokud porovnáme velikost palce, kterým strukturu palpujeme a poté reálnou velikost kostěného výběžku, je již na první pohled jasné, že velikostní nepoměr zmíněných nám ztěžuje určit jediné místo jako bod. Dalo by se tedy říci, že už toto může být první a zásadní chybou naší práce. Avšak musíme si být vědomi, že při každém měření bude palpat stejný fyzioterapeut, tudíž chyba by měla být vždy stejná. Záleží tedy na palpační technice, která by se neměla měnit a měla by popisem vycházet buď z literatury, nebo být přesně popsána dle slov terapeuta. Poté můžeme říct, že sice pracujeme s chybou, zato vždy stejnou (Lewit, 2003).

Je také těžké porovnávat práce, ve kterých hraje palpance důležitou roli, a vyšetřující mají rozdílné zkušenosti z praxe. Výhodou diplomových prací tedy je, že je vytváří studenti stejného ročníku, tedy tento faktor by se mohl zdát zanedbatelným. Na problematiku palpační zkušenosti poukazují i Stovall, Bae a Kumar (2010) ve své studii, kde srovnávali při palpaci modelu pánve studenty a zkušené terapeuty. Aby byl vyloučen jakýkoli vliv probanda, případné titubace při stoji a jiné faktory, byl pro tuto práci sestaven přístroj se zafixovanou pávní (Obr. 19). Kostěná pánev byla zafixována do aparátu, který umožnil s přesností na milimetry posunovat jednotlivými pánevními kostmi. Povrch kostí byl pokryt latexem, aby co

nejlépe imitoval kůži pacienta. Obě skupiny palpowały přední horní spiny. Zatímco na začátku měření byly značné rozdíly mezi oběma skupinami, po několikadenním tréninku se tyto rozdíly výrazně snížily. Výsledky ze začátku studie tedy potvrzují, že palpační zkušenost je jedním z ovlivňujících faktorů, dalším by však mohl být i počet probandů při tvorbě práce, tím se palpační zkušenost také zvyšuje.



Obr. 19 Pánev umístěná ve fixačním aparátu. I – vyšetřovací stůl, II – nastavovací šroub, III - krycí vrstva, IV – vzdálenost spin, V a VII – měřicí škály, VI – pěnová vrstva (in Stovall et al., 2010)

6 Cíle a hypotézy

6.1 Hlavní cíl

1. Zjistit, zda je linie SIAS-SIPS více reliabilní než Nelatonova linie pro určení náklonu pánve za pomoci diagnostického systému DTP-2.

6.2 Dílčí cíle

1. Prokázat, zda je vyšší korelační koeficient měření náklonu pánve u linie SIAS-SIPS než u Nelatonovy linie při prvním a opakovaném měření v neutrálním postavení pánve.

2. Prokázat, zda je vyšší korelační koeficient měření náklonu pánve u linie SIAS-SIPS než u Nelatonovy linie při prvním a opakovaném měření v maximální antevertzi pánve.

3. Prokázat, zda je vyšší korelační koeficient měření náklonu pánve u linie SIAS-SIPS než u linie SIPS-trochanter při prvním a opakovaném měření v neutrálním postavení pánve.

4. Prokázat, zda je vyšší korelační koeficient měření náklonu pánve u linie SIAS-SIPS než u linie SIPS-trochanter při prvním a opakovaném měření v maximální antevertzi pánve.

6.3 Hypotézy

H1 Numerická hodnota Pearsonova korelačního koeficientu v neutrálním postavení pánve je větší pro linii SIAS-SIPS než pro Nelatonovu linii.

H2 Numerická hodnota Pearsonova korelačního koeficientu v maximální antevertzi pánve je větší pro linii SIAS-SIPS než pro Nelatonovu linii.

7 Metodika

Charakteristika souboru

Vybraný soubor pro měření byl tvořen 48 ženami ve věku 18 - 30 let. Osoby byly převážně studentky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci s výjimkou několika externích osob. Všechny byly seznámeny s požadavky na výzkum a podepsaly informovaný souhlas nutný k měření. Stejně tak byla u všech probandek řádně odebrána anamnéza a bylo provedeno kineziologické vyšetření, jehož účelem bylo potvrdit, zda se probandka může výzkumu zúčastnit.

Anamnestické dotazy byly směřovány na případné předchozí úrazy zejména dolních končetin a oblasti pánve, vrozené a vývojové vady a patologie v oblasti bederního úseku páteře a jiné stavy, které by mohly zapříčinit změnu přirozeného náklonu pánve, či poruchu „klidového“ stoje.

Ačkoli bylo navrženo, vybrat probandky v určitém rozsahu BMI, což by mohlo zaručovat přibližně stejnou tloušťku kožní řasy a tím pádem téměř totožnou odchylku při měření v případě posunu kůže - kost, bylo nakonec od této myšlenky ustoupeno. Zejména pak z etických důvodů. Všechny probandky během vyšetření stály ve volném prostoru bez využití jakýchkoli fixačních, či závěsných aparátů.

Aspekčně-palpační vyšetření

Aspekčně-palpační vyšetření bylo provedeno v korigovaném stoji, za účelem odhalení patologie, která by mohla znehodnotit výsledky měření (šikmá pánev, torze nebo rotace).

Aspekce začínala ze zadní strany, kde byla při korigovaném stoji pozorována konfigurace pacienta - postavení pánve, výše ramen, (a)symetrické postavení hlavy a postavení dolních končetin. Stejně tak byl pacient zhlédnut z přední strany, při čemž se aspekce zaměřila i na postavení pupku (případná stranová deviace). Z boku pak bylo zkoumáno, zda se nacházejí tragus, acromion, trochanter femuru a laterální malleolus v jedné rovině (Greenman, 1996).

Zevní hrany ukazováku byly vloženy shora pod dolní okraj žeber a poté se jimi s patřičným přitlakem sjelo níže, až narazily na horní okraj - hřeben pánevní kosti. Poté bylo aspekčně zhlédnuto, zda jsou oba hřebeny ve stejné výšce. Palpace spinae iliacaе posteriores superiores (zadních horních spin) byla provedena zdola přiloženými palci, které se za příslušného přitlaku sunou kranio-laterálním směrem od interglutální rýhy. Stejně tak byly z přední strany napalповány spinae iliacaе anteriores superiores (přední horní spiny), které se palpují směrem kranialním od hmatného výstupku na přední části kosti kyčelní.

V případě nestejně výše horních okrajů kostí kyčelních a stejně tak předních a zadních stejnostranných spin, byla pánev diagnostikována jako šikmá. V případě, že byla zadní spina výše a stejně tak kontralaterální přední spina, dalo se hovořit o torzi pánve. Rotací pánve bylo označeno pootočení pánve jako celku kolem vertikální osy.

Vyšetření délky dolních končetin

Za pomoci krejčovského metru byla změřena „anatomická délka dolních končetin“. Dle antropometrických parametrů se měřila vleže na zádech vzdálenost od trochanter major k malleolus lateralis fibulae. Stejně tak byla změřena i funkční délka dolních končetin, která se měří od spina iliaca anterior superior po malleolus medialis fibulae.

Vyšetření stoje na dvou vahách

Rozložení tělesné hmotnosti bylo měřeno na dvou kalibrovaných vahách. Pacient byl ve spodním prádle vyzván, aby se postavil každou nohou na nášlapnou plochu vah s rukama podél těla tak, aby pohled směřoval vpřed (s odůvodněním vědomého ovlivňování výsledku). Za těchto podmínek byl požadavek na udržení vzpřímeného stoje a terapeut sledoval rozdílnosti v zatížení končetin. Dá se říci, že naprosto symetrické zatížení obou vah bylo výjimkou, proto byl za patologii považován rozdíl hmotnosti na jedné končetině převyšující 10 % hmotnosti těla (Véle, 2006).

Pomocná vyšetření

U pacientů byla též měřena dle Jandy a kol. (2004) svalová síla gluteálního svalstva odporovanou extenzí kyčelního kloubu vleže na břiše a břišního svalstva flexí trupu vleže na zádech s flektovanými dolními končetinami. Variantu testování břišního svalstva s flektovanými dolními končetinami shledávají i Kendall a McCreary (1993) jako výhodnější, protože osoby s výraznějším zkrácením flexorů kyčle se tak při pokusu o sed nevystavují nadměrným kompresním silám v bederním úseku páteře.

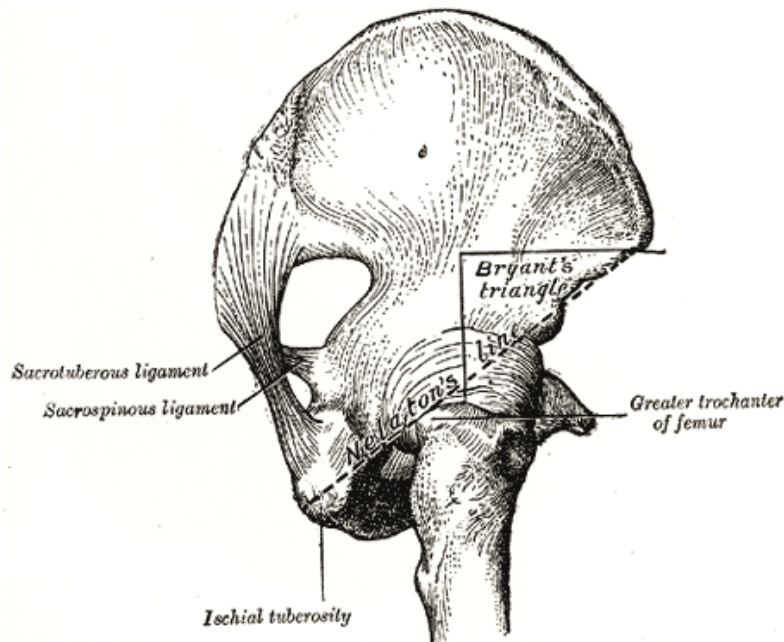
Vzhledem k tomu, že měření zaznamenávalo polohu měřených bodů v klidovém stoji, bylo provedeno testování stoje Rombergovou zkouškou I, II i III jak popisuje Opavský (2003).

Výběr měřených bodů

Pro měření v rámci práce bylo rozhodnuto porovnat reliabilitu měření Nelatonovy linie a linie SIAS-SIPS. Linie SIAS-SIPS má výhodu, že zmíněné body leží na stejné kosti

a nejsou závislé na kloubním spojení, a tak ovlivnitelné případnou patologií, zároveň jsou body velikostně úměrné palpujícímu prstu. V práci (Prushansky et al., 2008) byl měřen náklon pánve v sagitální rovině, například dle sklonu os sacrum. Toto místo pak může být zatíženo patologií a pro určení přesného náklonu pánve může skýtat jisté limity, přesto se toto měření ověřilo jako dostatečně reliabilní. Pro práci tak byla vybrána linie spojující SIAS-trochanter, aby se i zde z výsledků dalo usuzovat, zda skýtat tato linie (respektive tyto body - zejména pak velikost trochanter major a jeho pokrytí měkkými tkáněmi) nějaké limity. Ano, v předchozích kapitolách bylo zmíněno, že také na pánevní kosti existuje řada morfologických variant, nicméně při měření náklonu pánve právě s využitím linie SIAS-SIPS by se dalo prozatím uvažovat jako o metodice s minimalizací přirozených anatomických odchylek pro měření neinvazivní metodou.

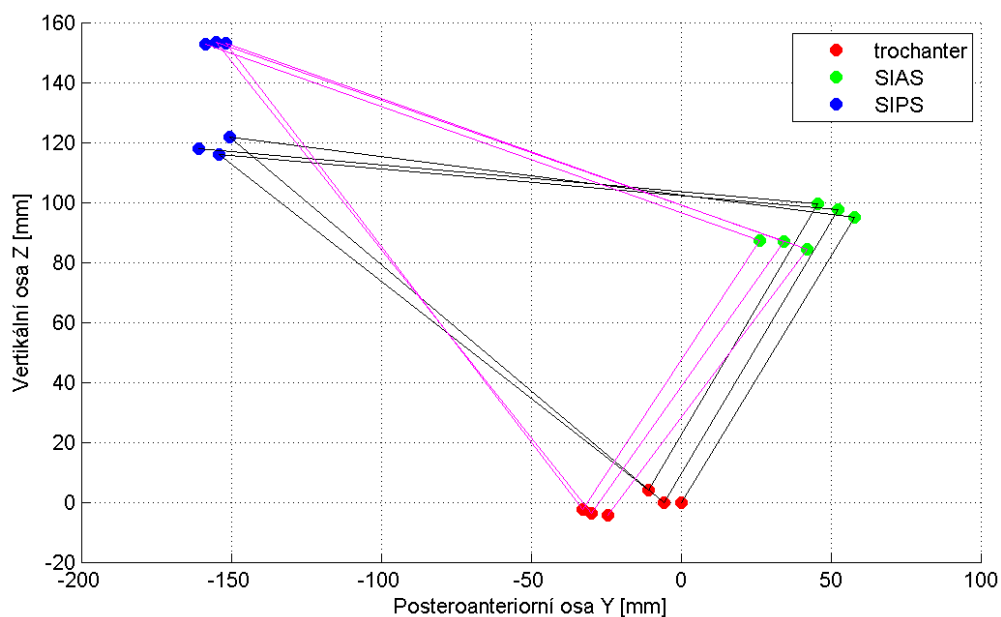
Je také třeba upřesnit, že v práci je často zmíněna Nelatonova linie. Tento termín je zde použit ve shodě s prací Willmanna (2011). Nicméně Nelatonova linie (původně Roser-Nélaton line) je spojnicí SIAS a tuber ischiadicum (Obr. 20) a v ortopedii je využívána k diagnostice fraktur a patologií kyčelního kloubu a pánevního regionu. Za standardních podmínek by měl trochanter major touto linií procházet (Anonymous, 2013). Pro naši práci se tedy jedná o modifikovanou Nelatonovu linii a je třeba i tento fakt uvést na pravou míru.



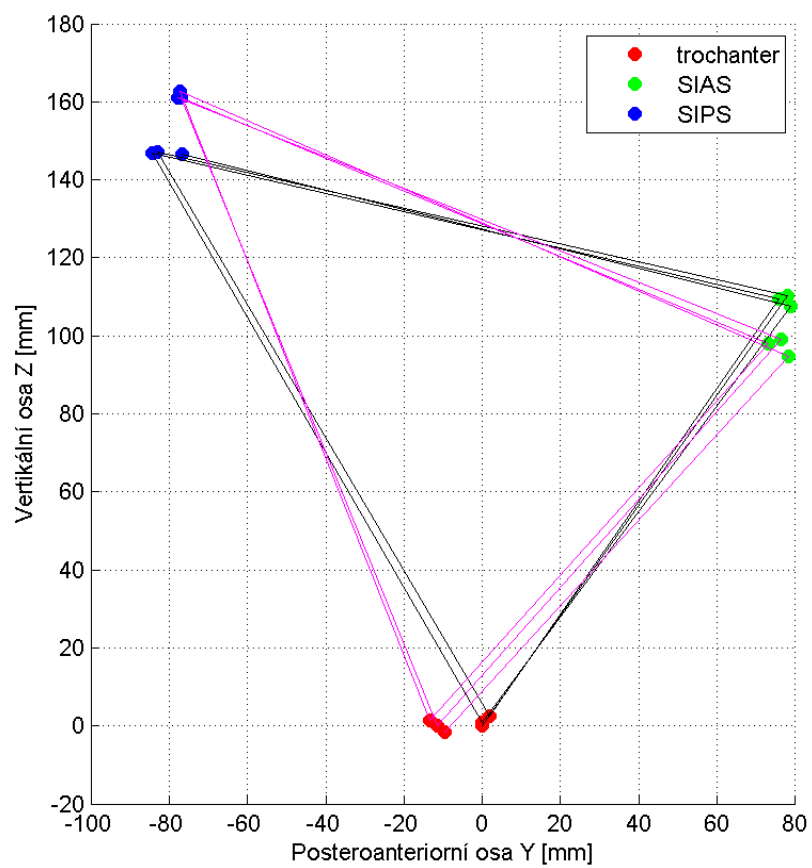
Obr. 20 Nelatonova linie (in Anonymous, 2013)

Měření přístrojem DTP-2

Vyšetřovaná osoba se postavila na vodorovnou měřicí plošinu a v klidovém stoji byly na probandovi napalповány body: trochanter major, spina iliaca anterior superior a spina iliaca posterior superior a na tyto byla umístěna bezprostředně po palpaci adhezivní značka. Po umístění všech tří značek byla určená místa ještě jednou přepalповána a fixem byl zaznamenán nejvíce prominující bod, na který se přikládá hrot ramene DTP-2. Body byly palповány a snímány vždy pouze z pravé strany. Poté byly probandovi zarovány paty k aretační zarážce a proband byl vyzván, aby zaujal přirozený stoj s nataženými dolními končetinami, horními končetinami zkříženými na hrudníku a díval se vpřed. Následně byla provedena kalibrace přístroje a měření zmíněných bodů. Body byly zaznamenány v pořadí trochanter major - spina iliaca anterior superior - spina iliaca posterior superior a takto třikrát za sebou. Měření trvalo v řádu několika sekund. Proband byl dále vyzván, aby maximálně naklopil pánev vpřed a měření bodů ve stejném pořadí se opakovalo - opět třikrát (při naklopení pánve vpřed byl kladen důraz na to, aby proband neflektoval kolenní klouby). Poté proband sestoupil z plošiny, adhezivní známky byly sejmuty a proband se prošel po vyšetřovací místnosti cca 10 m. Následoval opětovný nástup na vodorovnou měřicí plošinu, palpáce zprava, nalepení adhezivních známek a stejné měření pánve v neutrálním a antevertzním postavení. Poté bylo měření ukončeno.



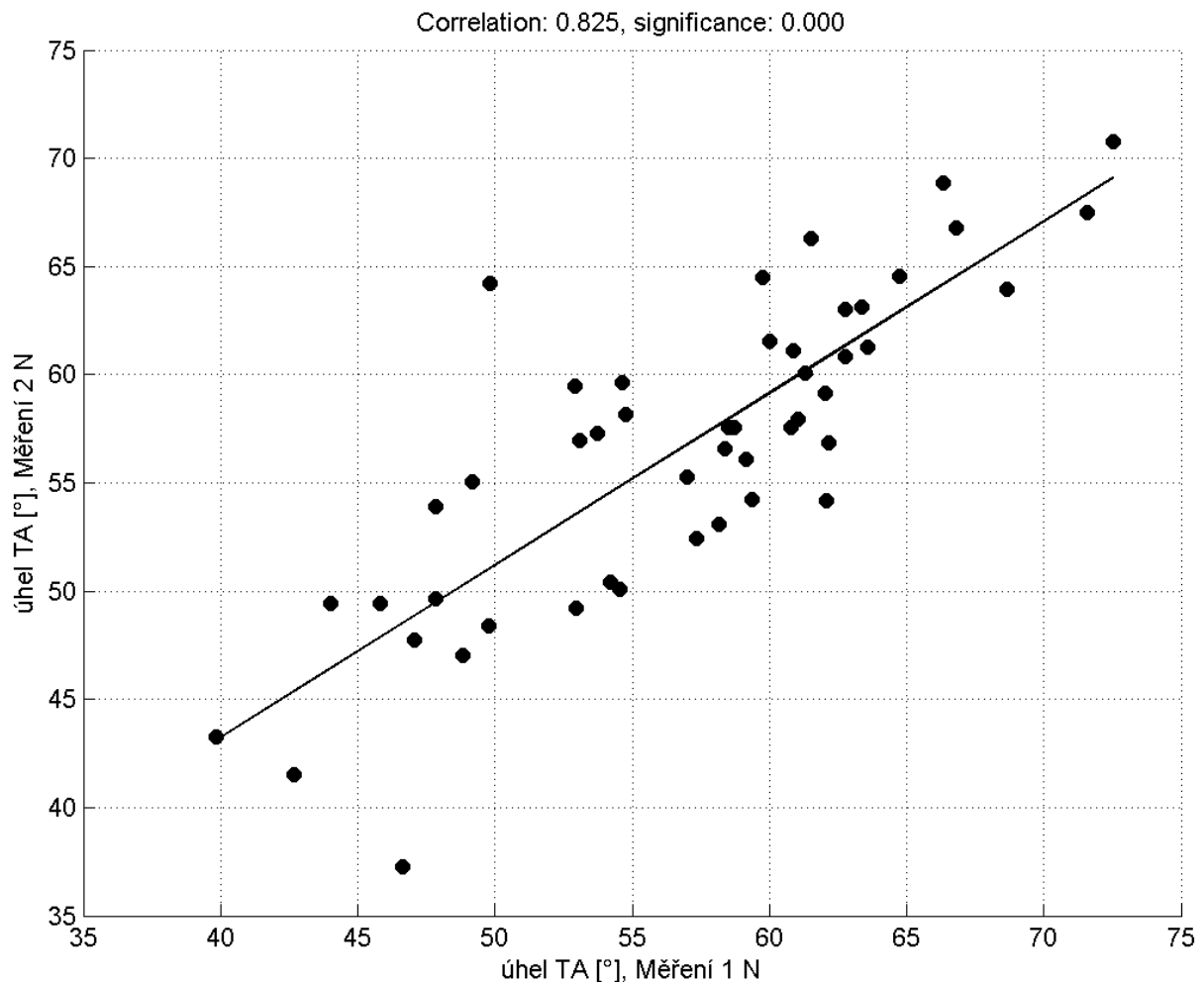
Obr. 21 Výsledek měření pánve pomocí DTP-2. Trojice černých linií zobrazují měření pánve v neutrální pozici, růžové linie zobrazují záznam pánve v maximální volní antevertzi.



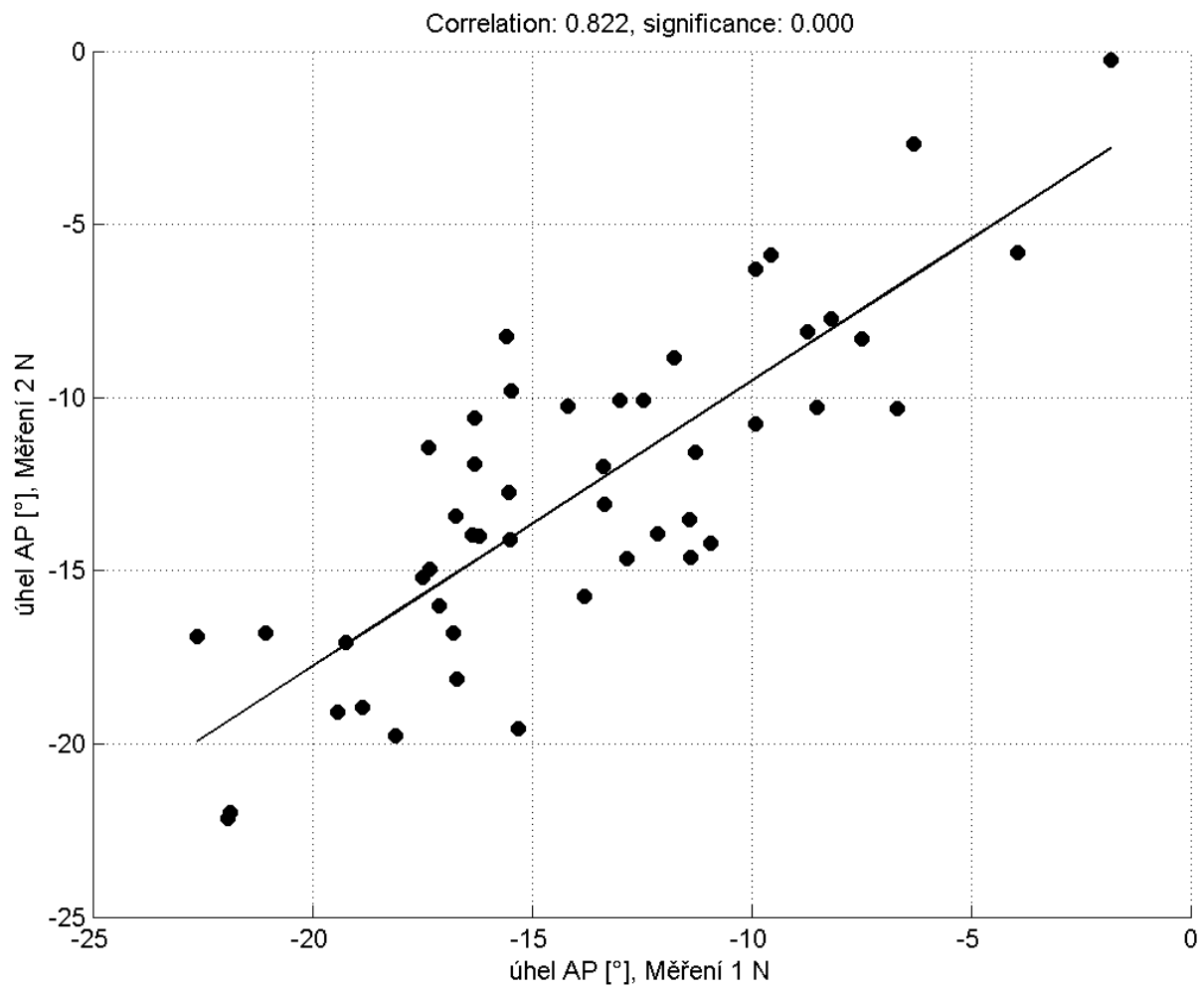
Obr. 22 Názorná ukázka různých typů pánve a přesnosti měření. Porovnejme přesnost záznamu bodů s předchozím obrázkem.

8 Výsledky

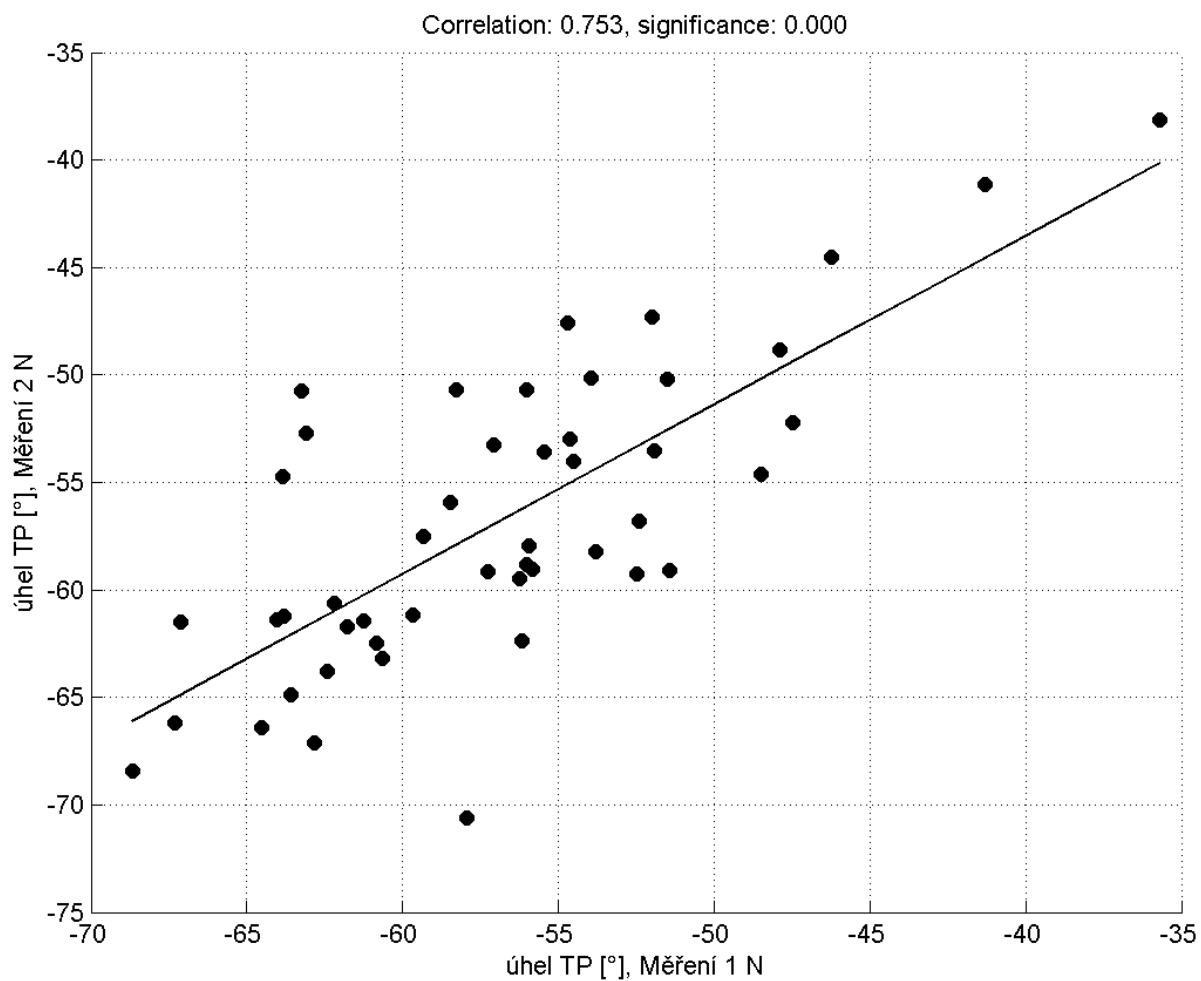
Reliabilita měření náklonu pánve za pomoci linie SIAS-SIPS, Nelatonovy linie, či linie SIPS-trochanter byla stanovena jako reliabilita opakovatelnosti měření s nejmenší odchylkou mezi prvním a opakovaným měřením (test-retest metoda). Zvláště bylo vyhodnoceno neutrální postavení pánve a měření v maximální volní antevertzi. Reliabilita měření byla posuzována dle numerické hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu. Hladina statistické významnosti, p-hodnota, byla pod 0,05 považována za statisticky významnou, tyto hodnoty jsou dále označeny symbolem (*).



Obr. 23 Korelační graf pro opakovatelnost měření náklonu pánve dle Nelatonovy linie (SIAS-trochanter) v neutrálním postavení pánve (na vodorovné ose první měření, na svislé ose druhá měření). Korelační koeficient $r = 0,825$; ($p < 0,001^*$).



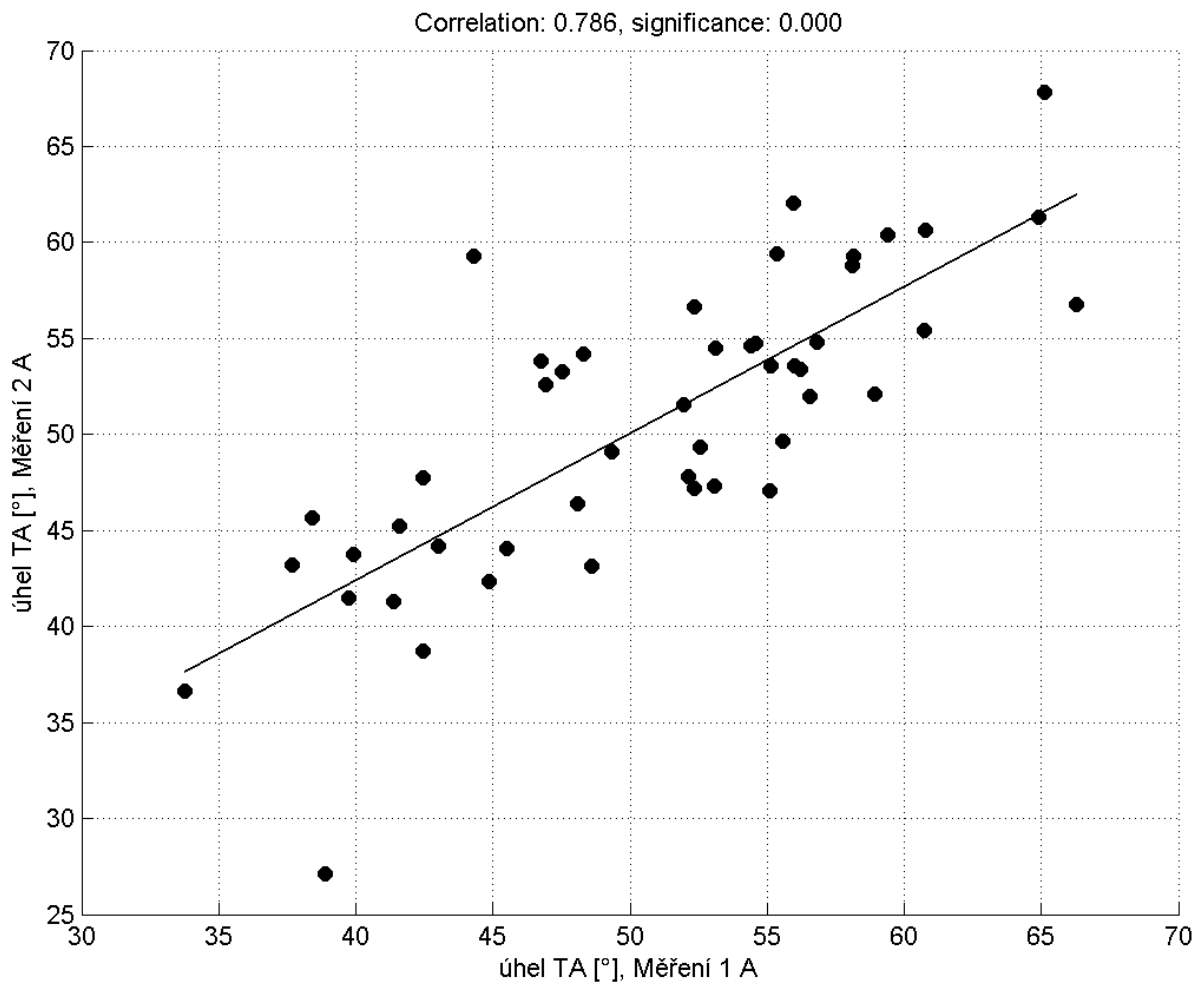
Obr. 24 Korelační graf pro opakovatelnost měření náklon pánve dle linie SIAS-SIPS v neutrálním postavení pánve (na vodorovné ose první měření, na svislé ose druhá měření). Korelační koeficient $r = 0,822$; ($p < 0,001^*$).



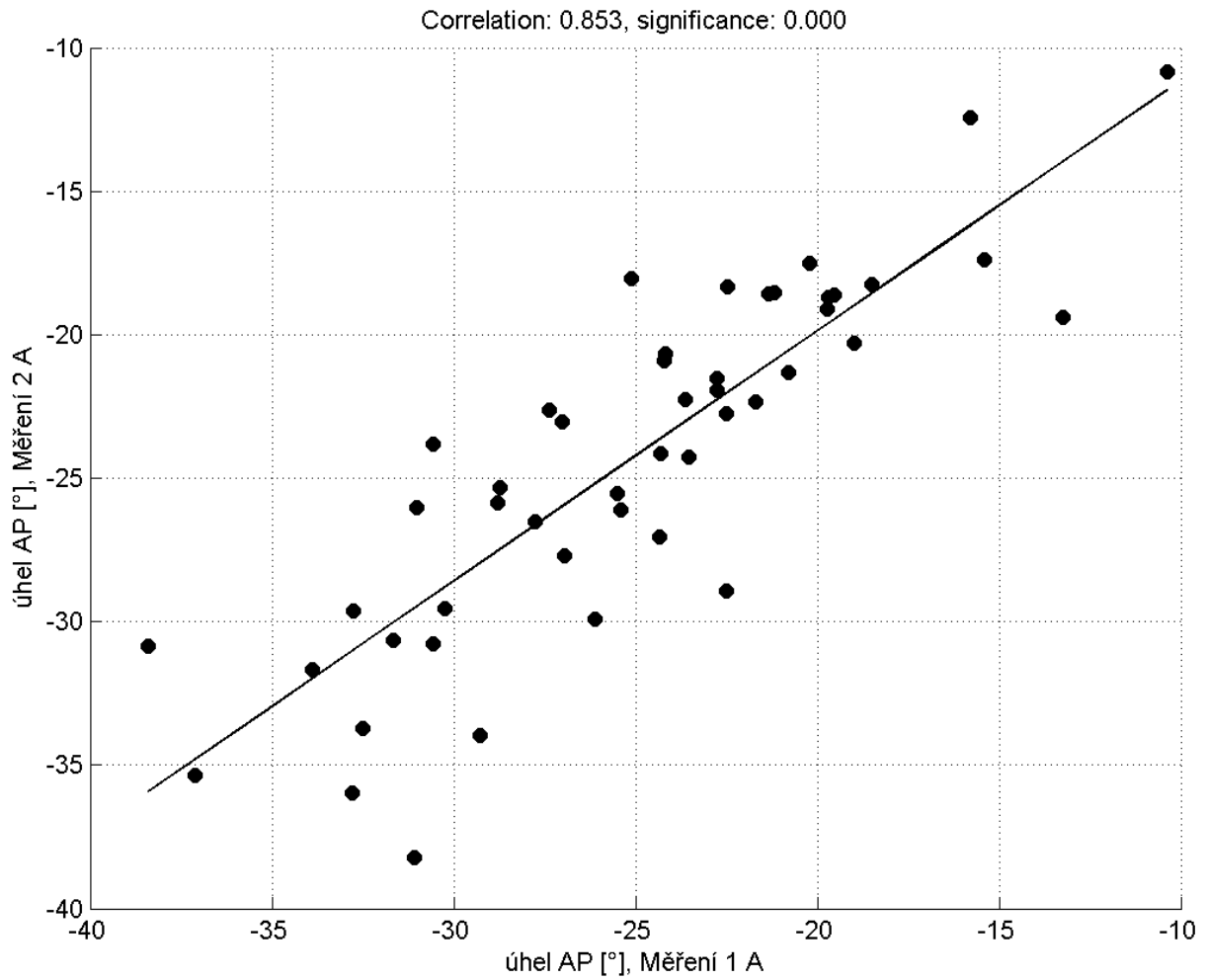
Obr. 25 Korelační graf pro opakovatelnost měření náklon pánve dle linie SIPS-trochanter v neutrálním postavení pánve (na vodorovné ose první měření, na svislé ose druhá měření). Korelační koeficient $r = 0,753$; ($p < 0,001^*$).

Námi vypočítané korelační koeficienty linií popisujících pánev v neutrálním postavení dosáhly hodnot: $r = 0.825$ pro Nelatonovu linii, $r = 0.822$ pro linii SIAS-SIPS a $r = 0.753$ pro linii SIPS-trochanter.

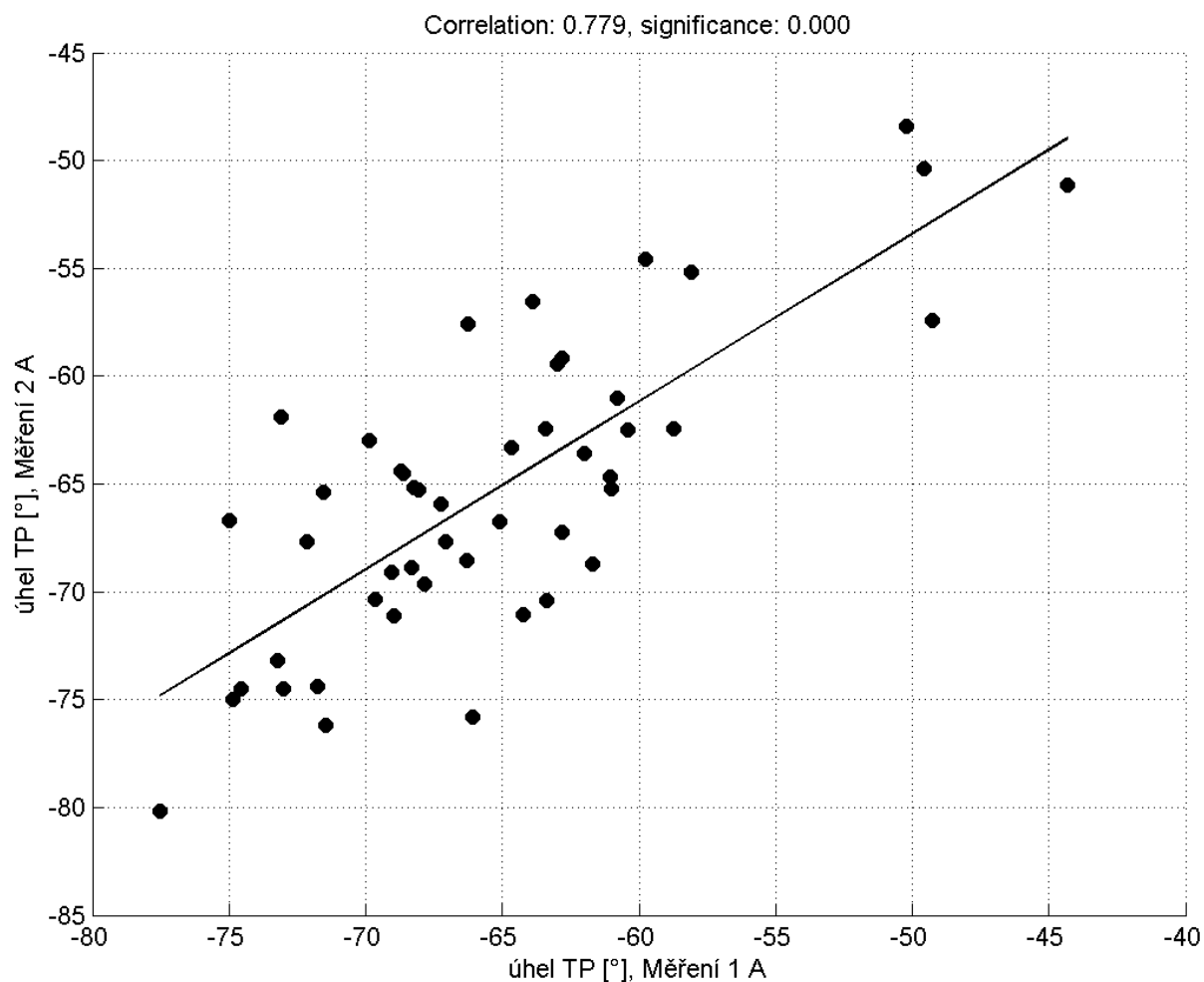
Hypotéza „Numerická hodnota Pearsonova korelačního koeficientu v neutrálním postavení pánve je větší pro linii SIAS-SIPS než pro Nelatonovu linii“ tedy neplatí.



Obr. 26 Korelační graf pro opakovatelnost měření náklon pánve dle Nelatonovy linie (SIAS-trochanter) v anteverzním postavení pánve (na vodorovné ose první měření, na svislé ose druhá měření). Korelační koeficient $r = 0,786$; ($p < 0,001^*$).



Obr. 27 Korelační graf pro opakovatelnost měření náklon pánve dle linie SIAS-SIPS v anteverzním postavení pánve (na vodorovné ose první měření, na svislé ose druhá měření). Korelační koeficient $r = 0,853$; ($p < 0,001^*$).



Obr. 28 Korelační graf pro opakovatelnost měření náklonu pánve dle linie SIPS-trochanter v anteverzním postavení pánve (na vodorovné ose první měření, na svislé ose druhá měření). Korelační koeficient $r = 0,779$; ($p < 0,001^*$).

Námi vypočítané korelační koeficienty linií popisujících postavení pánve v maximální anteverzi dosáhly hodnot: $r = 0.853$ pro linii SIAS-SIPS, $r = 0.786$ pro linii Nelatonovu a $r = 0.779$ pro linii SIPS-trochanter.

Hypotéza „Numerická hodnota Pearsonova korelačního koeficientu v maximální anteverzi pánve je větší pro linii SIAS-SIPS než pro Nelatonovu linii“ tedy platí.

9 Diskuse

Cílem diplomové práce bylo zjistit, která ze zvolených linií (Nelatonova linie, linie SIAS-SIPS a linie SIPS-trochanter) je více reliabilní pro určení náklonu pánve pomocí diagnostického systému DTP-2.

Termín reliabilita je označován jako spolehlivost či hodnověrnost, a lze tak reliabilitu považovat za relativní nepřítomnost chyby, tedy jistý stupeň shody. Pro tuto práci byla reliabilita zvolena jako relativní nepřítomnost chyby mezi prvním a opakovaným měřením pánve metodou test-retest reliabilita (Hendl, 2009). Postavení pánve v neutrální pozici a v maximální volní antevertzi bylo vyhodnoceno zvlášť a byly vypočítány korelační koeficienty pro každou z posuzovaných linií. Tyto pak byly číselně porovnány mezi sebou a vyhodnoceny.

Námi naměřené korelační koeficienty dosáhly v neutrálním postavení pánve hodnot $r = 0.825$ pro Nelatonovu linii, $r = 0.822$ pro linii SIAS-SIPS a $r = 0.753$ pro linii SIPS-trochanter. Nelatonova linie se zde jeví jako nejvíce reliabilní, blízké hodnoty dosahuje linie SIAS-SIPS, nejméně reliabilní je linie SIPS-trochanter.

Pro měření pánve v maximální volní antevertzi jsou korelační koeficienty $r = 0.853$ pro linii SIAS-SIPS, $r = 0.786$ pro linii Nelatonovu a $r = 0.779$ pro linii SIPS-trochanter. V této pozici je tedy nejvíce reliabilní linie SIAS-SIPS a opět nejméně reliabilní linie SIPS-trochanter.

Ve studii (Gajdosik et al., 1985) se měřil sklon pánve za pomoci trigonometrických výpočtů, posuzován zde byl sklon linie SIAS-SIPS a měření byla prováděna v neutrálním postavení pánve, v maximální antevertzi a v maximální retrovertzi pánve. Měření byla zdlouhavější, byla provedena na 20 mužích v průměrném věku 25 let a prováděl je jeden terapeut. Po vstupním odběru anamnézy a vyloučení jiných patologií proběhlo první měření. Proband se poté položil na lůžko, kde zůstal v klidu, po 30 minutách následovalo měření druhé. V neutrálním postavení pánve byl zjištěn korelační koeficient s hodnotou 0.88 mezi prvním a opakovaným měřením, v maximální volní antevertzi pánve pak dokonce 0.92 a v maximální retrovertzi 0.86. Vzhledem k tomu, že si práce dala za úkol změřit reliabilitu v obou krajních pozicích, tedy antevertzi i retrovertzi, je v závěru práce podotknuto, že je třeba probandů, kteří jsou schopni udržet postavení pánve v krajní pozici delší dobu, což může být zatíženo jak patologií, tak náročností stoje. Retrovertze se ukázala jako staticky náročnější pozice a korelační koeficient pro měření rozsahu pohybu zde činil 0.62, zatímco reliabilita měření rozsahu pohybu do antevertze byla 0.92.

V práci (Crowell, Cummings, Walker & Tillman, 1994) se již měřilo inklinometrem (opět linie SIAS-SIPS). Měření bylo provedeno třemi terapeuty s minimálně pětiletou praxí a měření na 20 probandech (mužích) probíhala třikrát za sebou pouze v neutrálním postavení pánve (v našem případě byly použity výsledky 2 měření). Stejně tak v této studii nebylo použito chůze nebo jiné aktivity, která by mohla způsobit posturální změnu mezi záznamy, jako například 30-ti minutový leh na lůžku (in Gajdosik et al., 1985) nebo krátká chůze v našem případě. Korelační koeficienty pro jednotlivé terapeuty tak vyšly 0.92, 0.95 a 0.96, což jsou výborné hodnoty. Nutno ale podotknout, že probandi byli po celou dobu měření zapřeni stehny o desku stolu pro snížení titubací při stoji. Dále průměrný věk probandů byl 45 let a zde použitý inklinometr měl na ramenou kaliperu (ke kterému byl připevněn) umístěné kroužky, kterými terapeut při měření provlékl ukazováky, a ověřil si tak palpační přesnost spin. I tato maličkost mohla přispět ke zvýšení (již tak dostatečné) stability stoje. Velmi podobných výsledků pak dosáhla i studie (Gilliam, Brunt, MacMillan, Kinard, & Montgomery, 1994), ve které figurovalo 23 probandů (18 žen a 5 mužů) ve věku 20 - 44 let. Vyšetřující osoby byly opět 3 a každý vyšetřující prováděl dvě měření, dle kterých byl vypočten korelační koeficient. Opět byla použita fixace probanda při stoji. Měřenou linií byla linie SIAS-SIPS za použití kaliperu s přídatným inklinometrem. Korelační koeficienty jednotlivých vyšetřujících mezi prvním a opakovaným měřením nabyly hodnot 0.93, 0.96 a 0.96. Levine & Whittle (1996) pak při zkoumání vztahu mezi sklonem pánve a mírou bederní lordózy použili Vicon 3D kinematic system, a ačkoli linii SIAS-SIPS mírně modifikovali (místo značky nalepené na SIPS, byla značka na os sacrum - na spojnici SIPSs), bylo dosaženo korelačního koeficientu 0.95 u měření pánve v neutrální pozici a 0.85 v maximální volní antevertzi. Studie byla provedena na 20 ženách ve věku 20 - 32 let.

Studie autora Herrington (2011) by se tak mohla více blížit naší studii. Měřil se opět náklon pánve za použití palmetru na 120 probandech (65 mužích a 55 ženách s průměrným věkem 23,8 let), avšak korelační koeficient měřitele byl vypočten jen pro pánev v neutrálním postavení na 10 probandech s odstupem jednoho týdne mezi prvním a opakovaným měřením. Zde již metodika udává, že probandi stáli volně v prostoru bez užití fixace. Také korelační koeficient je nižší v porovnání s předchozími studiemi, zde činí 0.87 pro měření linie SIAS-SIPS, což se již blíží našim výsledkům. Další studie autora Azevedo, Santos, Carneiro a Andrade (2013) pak zkoumala náklon pánve ve čtyřech pozicích - volný stoj, stoj s dolní končetinou flektovanou 45 ° v kyčelním kloubu, stoj s dolní končetinou flektovanou 90 ° v kyčelním kloubu a měření v sedu. Měření prováděl student s nízkou klinickou praxí za pomoci palmetru, se kterým neměl předchozí zkušenost. Studie se účastnilo 20 zdravých

probandů (10 mužů a 10 žen v průměrném věku 25.3 let). V prvním měření obsahovalo 3 záznamy, ze kterých se hodnota zprůměrovala (stejně jako v našem případě). Opakované měření proběhlo po 48 hodinách, opět se 3 záznamy ve všech zmíněných pozicích (opět byl vypočten průměr). Výsledky zde ukázaly excelentní korelační koeficient 0.92 pro pozici ve stoje. Zajímavostí zde může být, že ve stoje nebylo použito fixace pacienta, a přesto vykazovalo lepší (0.92) korelační koeficient než v sedu, kde byl vypočten na hodnotu 0.90.

Výborných korelačních koeficientů dosahovala také metoda s použitím digitálního inklinometru a měření dle sklonu os sacrum. Na 15 mužích a 15 ženách v průměrném věku 25 let se uskutečnila tato studie. Byla prováděna dvěma nezávislými pozorovateli a korelační koeficienty byly vyhodnoceny zvlášť pro měření na ženách a mužích. Měření opět proběhla dvakrát s odstupem několika dní. V případě prvního vyšetřovatele a měření prováděném na ženách činil korelační koeficient 0.88 pro neutrální postavení pánve a 0.93 pro maximální volní antevertzi. V případě druhého vyšetřujícího pak činil 0.94 pro neutrální postavení pánve a 0.92 pro maximální volní antevertzi (Prushansky et al., 2008).

Jak můžeme vidět, pro práce byly použity různé metody měření, metodiky, různý počet probandů a některé studie měřily současně muže a ženy. Dalším vyhodnocovacím faktem tak může být použitá vyhodnocovací metoda. Pro práci Azevedo et al., (2013) bylo použito Fleiss klasifikace, dle které je korelační koeficient s hodnotou nad 0.75 považován za excelentní, hodnoty mezi 0.75 a 0.40 za dobré a pod 0.40 za velmi špatné. Herrington (2011) pak v práci nazývá excelentní hodnotu nad 0.75, dobrou v rozmezí 0.75 - 0.50 a pod 0.50 za velmi špatnou. Jiné práce (Gajdosik et al., 1985; Gilliam et al., 1994) však pro statistiku použily Pearsonův korelační koeficient (tedy stejný jako byl použit pro naši práci) a hodnoty r zde byly klasifikovány: koeficient v rozmezí 0.90 - 0.99 byl shledán jako excelentní, 0.80 - 0.89 jako vysoký, 0.70 - 0.79 jako nízký a hodnota koeficientu pod $r < 0.69$ byla označena jako velmi nízká. Studie Burdett et al., (1986) pak stanovila pevnou hranici uznání koeficientu nad 0.80 (šlo však o intertester reliabilitu). Ačkoli si naše práce přesný numerický cíl předem nestanovila, (což by se dalo považovat za přednost tohoto měření, že nám nešlo primárně o dosažení „vysokých čísel“, ale o porovnání námi naměřených numerických hodnot), můžeme i přesto naznat, že všechny námi naměřené hodnoty překročily hranici 0.75 a linie SIAS-SIPS přesáhla hranici 0.80 v obou pozicích měření.

Hendl (2009) také poukazuje na výhody a nevýhody Pearsonova korelačního koeficientu. Ačkoli je citlivý například k náhodné chybě a rozmezí měření, neodhalíme jeho pomocí proporcionální chybu ani chybu konstantní. Pro tuto práci však byl použit ve shodě se studii výše jmenovanými, které jej použily pro vzájemné porovnání, srovnáváme tak

čistě numerickou hodnotu koeficientu. Navíc se námi naměřené hodnoty ukázaly jako statisticky významné. Pro tvorbu dalších prací je tedy na zvážení, zda použít stejnou metodu. V případně zjišťování reliability měření mezi vyšetřovateli by bylo třeba porovnání výsledků s užitím *t*-testu.

Diagnostický systém DPT-2 přináší pro tyto práce výhodu zejména v rychlosti poskytnutí výsledků, snadné opakovatelnosti měření a při použití stejné metodiky vyšetřujících výbornou porovnatelnost výsledků. Dále se jedná o neinvazivní vyšetřovací metodu, tudíž proband není vystaven negativním vlivům jako u radiodiagnostických metod. Ačkoli jsou dnešní systémy velmi vyspělé a je snaha o minimalizaci škodlivého záření, nelze tyto účinky zcela pominout.

V případě nukleární magnetické rezonance se dá také hovořit o neinvazivní metodě, není nám však umožněno zaznamenat polohu SIAS a SIPS v rovině a poloze, kterou potřebujeme pro správné vyhodnocení (R. Dvořák, osobní komunikace, 22. 11. 2013). Systém DTP-2 by tedy mohl být později zařazen mezi standardní vyšetřovací metody fyzioterapeuta, nejen pro svoji skladnost a použitelnost v terénních podmínkách, ale také proto, že jim lze snímat a vyhodnocovat osový orgán a pánev – tedy segmenty, jejichž postavení se přesně velmi problematicky vyjadřuje. Z předchozích zmíněných výsledků můžeme naznat, že jistou „konkurencí“ pro DTP-2 mohou být i jiné systémy, díky kterým lze měřit náklon pánve, například palmeter zmíněný v práci Herrington (2011), kaliper s přídatným digitálním inklinometrem (in Crowell, et al., 1994), pánevní goniometr (in Sprigle et al., 2003) nebo digitální inklinometr (in Prushansky et al., 2008). Tyto zmíněné metody jsou zřejmě cenově dostupnější, skladnější a nevyžadují větší technické nároky. Na druhou stranu jimi nelze v praxi měřit osový orgán a nejsou propojeny s počítačem, tudíž jsou kladeny jiné nároky na záznam a vyhodnocení výsledků. Další měřicí systémy, například optoelektrické, jsou pak cenově nedostupné pro osobní praxi a vyžadují vysoké technické nároky, jejich přesnost je však velmi vysoká, stejně tak možnosti měření sahají nad standardní rámec využitelnosti.

Přesné změření náklonu pánve za použití systému DTP-2 by v klinické praxi jistě našlo své uplatnění. Například v oblasti ergonomie, kde by měl záznam snímaného měření jistě cennou hodnotu, a v porovnání s ostatními systémy by se nemuselo jednat jen o měření sklonu pánve, ale mohl by být do měření zahrnut i osový orgán. Dále pak Hertel, Dorfman, & Braham (2004) udávají, že změna náklonu pánve se projevuje i v patologických situacích a mohlo by se tak měření náklonu pánve využít i pro prevenci zranění. V této studii bylo porovnáváno 20 lidí (10 mužů a 10 žen) bez patologie na dolních končetinách s 20 lidmi (10 mužů a 10 žen) po ruptuře LCA. Mezi skupinami bylo sledováno několik parametrů - pokles

os naviculare, změna náklonu pánve, nestejná délka dolních končetin, zevní a vnitřní rotace kyčelních kloubů a právě jako signifikantní rozdíl mezi skupinami se projevila změna v náklonu pánve a poklesu os naviculare. Autor uvádí, že není jasné, zda šlo o náhodu a pacienti s rupturou LCA měli větší sklon pánve již dříve či jaká je myoskeletální provázanost mezi těmito stavy. Možností přesného měření sklonu pánve by se však časem mohly i tyto nejasnosti ozřejmit. Pokud opustíme rovinu patologie, mohl by být náklon pánve neinvazivní metodou úspěšně zkoumán i u žen v období těhotenství, kde dosud neznáme přesné hodnoty změny náklonu pánve a použití invazivní metody je zde kontraindikováno.

Z hlediska námi měřeného vzorku populace se jednalo o zdravé ženy ve věkovém rozmezí 18 - 30 let, převážně studentky Fakulty tělesné kultury, vyjma několika externích osob. Na tyto parametry vybraných osob lze pohlížet z více hledisek. Pokud zmíníme jako první anatomické hledisko, můžeme považovat za správné, že pro výzkum porovnáváme osoby stejného pohlaví. Na stranu druhou - výběr žen se může zdát lehce limitující z důvodu periodických změn, a tedy možnosti ovlivnění posunu kůže, laxicity vaziva, dále vnímání pocitu bolesti v krajních polohách (maximální volní antevertze). Jak bylo zmíněno v kapitole 2.7 Morfologické varianty v oblasti pánve, ve které jsou popisovány antropometrické změny na pánvi v rámci etnických skupin, lze výběr žen ze stejné etnické skupiny také považovat za správný metodický krok (zejména k dnešnímu nárůstu multikulturalismu). Na tento fakt poukazuje i Endo et al., (2012), který provedl měření na skupince japonských žen.

Měření probíhala pouze z pravé strany a žádná z probandek se před měřením cíleně nezúčastnila rentgenografického vyšetření, tedy nelze vyloučit možnou morfologickou odchylku na pravé straně. Bylo však provedeno pečlivé palpační vyšetření a tím, že prováděná měření proběhla pouze zprava, faktor možné stranové asymetrie můžeme vyloučit. Ostatní morfologické rozdílnosti mezi probandkami by tak měly odrážet klasický vzorek populace. Pokud bychom chtěli morfologické parametry mezi jedinci úplně eliminovat, museli bychom měřit reliabilitu na jednom probandovi a porovnávat výsledky více terapeutů. Tím se však dostáváme do jiné oblasti měření, v anglické literatuře nazývané intertester reliability. Námi zkoumaná však byla intratester reliability.

Výběr snímaných bodů může být další otázkou k diskusi. Jak je uvedeno v metodice, v oblasti trochanter major bylo snímáno nejvíce prominující místo a na něj byl přiložen hrot pohyblivého ramene - už k velikostním nepoměřům hrotu a trochanter major by měl být tento fakt uznán jako limita práce. Jako více reliabilní se tak osvědčila linie SIAS-SIPS v maximální volní antevertzi a v neutrálním postavení vykazovala reliabilitu lehce nižší než Nelatonova linie. Jak si však vysvětlit tak velký rozdíl v reliabilitě Nelatonovy linie a linie

SIPS-trochanter v obou případech měření? Willmann (2011) se ve své práci domníval, že Nelatonova linie se nejeví dostatečně reliabilní díky krátkému rameni, a tedy možné větší odchylce při měření. Linie SIPS-trochanter (v průměru 16,8 cm) se ukázala jako delší v porovnání s Nelatonovou linií (v průměru 12,1 cm) pro porovnání linie SIAS-SIPS (v průměru 16,2 cm), proto by tento faktor neměl být příčinou. Lze tedy uvažovat mezi chybami v palpaci, různé posunlivosti kůže v porovnání SIAS a SIPS (SIAS více prominuje a zpravidla je lépe palpovatelná) nebo možném chybném záznamu SIPS při snímání bodu z boku pacienta (SIPS je uložena více mediálně než SIAS). Na druhou stranu SIPS je jeden z bodů linie SIAS-SIPS a ta vykazovala výbornou reliabilitu v obou záznamech měření. Případným chybným zaznamenáním bodu by tak nízká reliabilita být způsobena nemusela. Mohlo by tedy vše nasvědčovat rozdílným biomechanickým podmínkám ve vztahu vybraných bodů. Nelatonova linie a linie SIPS-trochanter může být ovlivněna případnou patologií kyčelního kloubu. Dále se palповaný trochanter major nenachází přesně ve středu otáčení při maximální antevertzi, nelze tedy jednoznačně popsat, jak se jednotlivé body vůči sobě chovají při změně polohy. V tomto biomechanickém uvažování má linie SIAS-SIPS bezesporu výhodu. Stejně tak uložení linií v prostoru - linie SIAS-SIPS je uložena nejvíce horizontálně, a proto případné titubace při nefixovaném stoju na ni nejméně působí, pokud uvažíme, že největší titubace jsou ve ventro-dorzálním směru.

Ačkoli bylo původně navrženo vybrat pro měření ženy v jistém rozsahu BMI, bylo od tohoto názoru upuštěno, a to zejména z etických důvodů. Pro vědeckou činnost by to sice přínos mělo - mohl by se tím lehce eliminovat další faktor, a to obtížnost palpce, která může být u osob s větší podkožní vrstvou ztížená. Na druhou stranu nelze potvrdit stejné prominování kostních struktur u osob s podobnou podkožní vrstvou, tedy palpce bude opět zkreslena. Výsledky se nám sice lehce rozostří, ale poukážou na aplikovatelnost metody v praxi, nehledě na myofasciální problematiku, která může být klinicky němá a při maximální volní antevertzi nelze zaručit stejnou posunlivost měkkých tkání u všech osob. Na tuto problematiku je poukázáno ve studii (Kuo, Tully, & Galea, 2008), která udává, že rozdílnost v posunlivosti kůže byla shledána mezi sledovanými věkovými kategoriemi, a to 18 a 70 let, což můžeme považovat za výrazný věkový rozdíl. Stejně tak průměrná hodnota BMI zde byla změřena, nebyla však vylučovacím kritériem pro účast ve studii.

Jistou výhodou pro palpaci je také fakt zmíněný v kapitole 5 Palpce. Diplomová práce je zpracovávána studenty stejného ročníku by neměl být významný rozdíl v palpačních zkušenostech mezi vyšetřujícími. Rozhodujícím by pak byl intraindividuální vjem, kvalita povrchového cití palpující ruky vyšetřujícího, třes, stres (psychické faktory), případná jiná

onemocnění (např. neuropatie,...) která mohou tyto vjemy ovlivnit. Jistou roli může hrát i počet vyšetřovaných probandů. Jak nastínila studie (Stovall et al., 2010) palpační zkušenosti se opakováním zlepšují, proto se může palpační vjem projevit v porovnání studií s větším a menším počtem probandů. Tyto všechny faktory nám poté napomáhají k tomu, aby v dalších pracích s podobnou tématikou mohly být výsledky jednotlivých prací mezi sebou lépe srovnány, případně z nich vyvozeny konkrétnější závěry (za předpokladu zachování stejné metodiky).

10 Závěr

Dle vypracované metodiky byla změřena a porovnána reliabilita Nelatonovy linie a linie SIAS-SIPS. V neutrálním postavení pánve vykazuje vyšší reliabilitu linie Nelatonova s hodnotou Pearsonova korelačního koeficientu $r = 0.825$, linie SIAS-SIPS pak vykazuje koeficient $r = 0.822$. V maximální volní anteverzi je situace opačná a více zřetelná. Linie SIAS-SIPS vykazuje vyšší korelační koeficient při hodnotě $r = 0.853$, Nelatonova linie pak vykazuje koeficient nízký, pouze $r = 0.786$. V hodnocení by se tedy Pearsonovy korelační koeficienty pro linii SIAS-SIPS daly vyhodnotit jako výborné v obou pozicích měření, což se nedá tvrdit o linii Nelatonově, stejně tak přidaná linie SIPS-trochanter vychází s nízkými korelačními koeficienty. Při práci byly také změřeny průměrné délky jednotlivých linií, z nichž můžeme usuzovat, že rozdíly námi naměřených délek zřejmě neovlivňují reliabilitu měření náklonu pánve pomocí diagnostického systému DTP-2, jak naznačil Willmann (2011). Rozdílnosti reliability jednotlivých linií tedy mohou být zapříčiněny například biomechanickými vlastnostmi zvolených linií, problematikou palpce a nestabilitou stoje. Některé ze zmíněných faktorů by se daly eliminovat fixací probanda při měření. Musíme si však být vědomi, že užití fixace zkresluje reálné hodnoty a jedná se spíše o laboratorní formu zkoumání.

Linie SIAS-SIPS se tedy osvědčila jako více reliabilní pro měření náklonu pánve pomocí diagnostického systému DTP-2. Pro následující využití přístroje v praxi nám nyní chybí přímé srovnání s ostatními dostupnými měřicími systémy a měření v jiném posturálním nastavení pánve. Další práce, které by chtěly navázat na měření náklonu pánve pomocí DTP-2 by měly zvolit stejnou metodiku, aby byly výsledky studií lépe porovnatelné a dala se z nich vyvodit určitá fakta.

11 Souhrn

Cílem práce bylo zjistit, která z vybraných linií (linie SIAS-SIPS a Nelatonova linie) je více reliabilní pro určení náklonu pánve pomocí diagnostického systému DTP-2. V průběhu měření byla do hodnocení zahrnuta navíc i linie SIPS-trochanter, která vyplývá jako doplňková ze snímaných bodů. Měření proběhlo na skupince 48 zdravých žen, převážně studentek ve věku 18-30 let. Pánev byla snímána pouze zprava, aby se vyloučila možná stranová asymetrie. Následně byly mezi sebou porovnány korelační koeficienty jednotlivých linií z prvního a opakovaného měření. Zvláště bylo vyhodnoceno neutrální postavení pánve a pánev v maximální volní antevertzi.

Z naměřených hodnot vyplynulo, že linie SIAS-SIPS se jeví více reliabilní pro určení náklonu pánve, Pearsonovy korelační koeficienty jsou $r = 0.822$ pro neutrální postavení pánve a $r = 0.853$ pro pánev v maximální antevertzi. Obě hodnoty jsou tedy shledány jako výborné. Nelatonova linie vykazala koeficient $r = 0.825$ v neutrálním postavení pánve a $r = 0.786$ při maximální antevertzi. Hodnota v neutrálním postavení se jeví jako výborná, hodnota v maximální antevertzi nikoli. Doplňková linie SIPS-trochanter pak vyšla jako nejméně reliabilní s hodnotami $r = 0.753$ v neutrálním postavení pánve a $r = 0.779$ v maximální antevertzi, což jsou hodnoty nízké. Výsledky dále naznačily, že délka zvolených linií zřejmě není faktorem ovlivňujícím reliabilitu měření. Spíše můžeme usuzovat na vlivy palpce, nestabilitu stoje a biomechanické faktory zvolených linií. Bylo by tedy vhodné porovnání reliability s jinou linií, například SIAS-symphysis pubicum, která by mohl mít stejné biomechanické vlastnosti jako linie SIAS-SIPS. Všechny měřené by pak ležely na kosti pánevní a nebyly by ovlivněny pohyby kyčelního kloubu. Ozřejmil by se i vliv titubace stoje a případná nutnost užití fixačního aparátu, protože linie SIAS-SIPS je uložena více horizontálně, zatímco linie SIAS-symphysis pubicum leží téměř vertikálně.

Výsledky práce tak naznačují využitelnost přístroje DTP-2 pro měření náklonu pánve s využitím linie SIAS-SIPS. Dále by mohla být provedena její verifikace při oboustranném měření a porovnání výsledků s dalšími dostupnými měřicími přístroji.

12 Summary

The aim of the thesis was to find out which line (ASIS-PSIS or Nelaton line) is more reliable in determining the pelvic tilt using the DTP-2 diagnostic system. During the measurement the assessment also included the PSIS-trochanter line, which is an additional line based on the monitored points. The measurement was performed on a group of 48 healthy females, mainly students aged 18 to 30 years. The pelvis was measured only from the right hand side to exclude possible side asymmetry. After that the correlation coefficients of the lines from the first and repeated measurements were compared. The position of the pelvis in the neutral position and maximum volitional anteversion was subject to a separate assessment.

The measured values indicate that the ASIS-PSIS line is more reliable for the determination of the pelvic tilt; Pearson's correlation coefficients are $r = 0.822$ for the neutral pelvic position and $r = 0.853$ for maximum anteversion, i.e. both values are considered excellent. The coefficient of the Nelaton line was $r = 0.825$ for the neutral pelvic position and $r = 0.786$ for maximum anteversion. The value for the neutral pelvic position is considered excellent, the value for maximum anteversion is not. The additional PSIS-trochanter line was found to be the least reliable with values of $r = 0.753$ for the neutral pelvic position and $r = 0.779$ for maximum anteversion, i.e. very low values. The results further indicated that the length of the selected lines is probably not a factor influencing the reliability of measurement. This can rather be attributed to the effects of palpation, standing instability and biomechanical factors of the selected lines. It is therefore desirable to compare the reliability with a different line, e.g. the ASIS-symphysis pubicum line that could have identical biomechanical properties compared with the ASIS-PSIS line. All points of measurement would then lie on the pelvic bone and would not be influenced by the movement of the hip joint. This would also clarify the effect of standing titubation and a possible need to use a fixation apparatus because the ASIS-PSIS line is positioned more horizontally while the ASIS-symphysis pubicum line is almost vertical.

The results of the thesis indicate that the DTP-2 instrument is suitable for the pelvic tilt measurement using the ASIS-PSIS line. Further research should verify this line for two-sided measurement and compare the results with other available measuring instruments.

13 Referenční seznam

Anonymous (2012a). *Ženská pánev*. Retrieved 5.10.2012 from the World Wide Web:
<http://l.yimg.com/a/i/edu/ref/ga/l/242.gif>

Anonymous (2012b). *Mužská pánev*. Retrieved 5.10.2012 from the World Wide Web:
<http://l.yimg.com/a/i/edu/ref/ga/l/241.gif>

Anonymous (2013). *Nelaton's linie*. Retrieved 7.10.2013 from the World Wide Web:
http://en.wikipedia.org/wiki/Nelaton%27s_line

Azevedo, D. C., Santos, H., Carneiro, R. L., & Andrade, G. T. (2013, in press). Reliability of sagittal pelvic position assessments in standing, sitting and during hip flexion using palpation meter. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 1-5.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.05.017>

Barker, S., Craik, R., Freedman, W., Herrmann, N., & Hillstrom, H. (2006). Accuracy, reliability, and validity of a spatiotemporal gait analysis system. *Medical Engineering & Physics*, 28, 460–467.

Barrey, C., Jund, J., Nosedá, O., & Roussouly, P. (2007). Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *European Spine Journal*, 16, 1459-1467.

Been, E., Pessah, H., Peleg, S., & Kramer, P. A. (2013). Sacral Orientation in Hominin Evolution. *Advances in Anthropology*, 3(3), 133-141.

Borovanský, L. (1992). *Anatomie, soustava kosterní*. Praha: Triton.

Boulay, Ch., Tardieu, Ch., Bénaim, Ch., Hecquet, J., Marty, C., Prat-Pradal, D., Legaye, J., Duval-Beaupère, G., & Pélissier, J. (2006). Three-dimensional study of pelvic asymmetry on anatomical specimens and its clinical perspectives. *Journal of Anatomy*, 208, 21-33.

Burdett, R. G., Brown, K. E., & Fall, M. P. (1986). Reliability and Validity of Four Instruments for Measuring Lumbar Spine and Pelvic Positions. *Physical Therapy*, 66(5), 677-684.

Cil, A., Yazici, M., Uzumcugil, A., Kandemir, U., Alanay, A., Alanay, Y., Acaroglu, E., & Surat, A. (2004). The Evolution of Sagittal Segmental Alignment of the Spine During Childhood. *SPINE*, 30(1), 93-100.

Crowell, R. T., Cummings, S. G., Walker, J. R., & Tillman, L. J. (1994). Intratester and Intertester Reliability and Validity of Measures of Innominate Bone Inclination. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, 20(2), 88-97.

Čihák, R. (2006). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.

Day, J. W., Smidt, G. L., & Lehmann, T. (1984). Effect of pelvic tilt on standing posture, *Physical Therapy*, 64(4), 510-516.

de Lateur, B. J., Giaconi, R. M., Questad, K., Ko, M., & Lehmann, J. F. (1991). Footwear and posture, Compensatory strategies for Heel Height. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 70(5), 246-254.

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.

Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.

Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.

Dylevský, I. (2011). *Základy funkční anatomie*. Olomouc: Václav Lukeš - Poznání.

Endo, K., Suzuki, H., Nishimura, H., Tanaka, H., Shishido, T., & Yamamoto, K. (2012). Sagittal lumbar and pelvic alignment in the standing and sitting positions. *Journal of Orthopaedics Science*, *17*, 682-686.

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.

Gajdosik, R., Simpson, R., Smith, R., & DonTigny, R. L. (1985). Pelvic Tilt: Intratester Reliability of Measuring the Standing Position and Range of Motion. *Physical Therapy*, *65*(2), 169-174.

Gilliam, J., Brunt, D., MacMillan, M., Kinard, R. E., & Montgomery, W. J. (1994). Relationship of the Pelvic Angle to the Sacral Angle: Measurement of Clinical Reliability and Validity. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, *20*(4), 193-199.

Greenman, P. E. (1996). *Principles of manual medicine* (2nd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.

Handa, V. L., Lockhart, M. E., Fielding, J. R., Bradley, C.S., Brubakery, L. Cundiffy, G. W., Ye, W., & Richter, H. E. (2008). Racial Differences in Pelvic Anatomy by Magnetic Resonance Imaging. *Obstetrics & Gynecology*, *111*(4), 914-920.

Hendl, J. (2009). *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál.

Herrington, L. (2011). Assessment of the degree of pelvic tilt within a normal asymptomatic population. *Manual Therapy*, *16*, 646-648.

Hertel, J., Dorfman, J. H., & Braham, R. A. (2004). Lower Extremity Malalignments and Anterior Cruciate Ligament Injury History. *Journal of Sports Science and Medicine*, *3*, 220-225.

Hogervorst, T., Bouma, H. W., & de Vos, J. (2009). Evolution of the hip and pelvis. *Acta Orthopaedica*, *80*(336), 1-39.

Iunes, D. H., Monte-Raso, V. V., Santos, C. B. A., Castro, F. A., & Salgado, H. S. (2008). Postural influence of high heels among adult women: analysis by computerized photogrammetry. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12(6), 454-459.

Janda, V. & kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing.

Janssen, M. M. A., Drevelle, X., Humbert, L., Skalli, W., & Catelein, R. M. (2009). Differences in male and female spino-pelvic alignment in asymptomatic young adults. *SPINE*, 34(23), 826-832.

Kendall, F. P., & McCreary, E. (1993). *Muscles testing and function* (4th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Kolesova, O., & Větra, J. (2012). Female pelvic types and age differences in their distribution. *Papers on Anthropology*, 21, 147-154.

Kolesova, O., & Větra, J. (2011). Sexual dimorphism of pelvic morphology variation in live humans. *Papers on Anthropology*, 20, 209-217.

Koudela, K. & kol. (2004). *Ortopedie*. Praha: Nakladatelství Karolinum.

Krawiec, C. J., Denegar, C. R., Hertel, J., Salvaterra, G. F., & Buckley, W. E. (2003). Static innominate asymmetry and leg length discrepancy in asymptomatic collegiate athletes. *Manual Therapy*, 8(4), 207-213.

Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Štěpaník, P., & Novotný, J. (2004). Využití diagnostického systému DTP-2 v kinantropologii, *Tělesná kultura*, 29(1), 98-106.

Kuo, Y.-L. Tully, E. A., & Galea, M. P. (2008). Skin movement errors in measurement of sagittal lumbar and hip angles in young and elderly subjects. *Gait & Posture*, 27, 264-270.

Kurki, H. K. (2011). Pelvic dimorphism in relation to body size and body size dimorphism in humans. *Journal of Human Evolution*, 61, 631-643.

Lapègue, F., Jirari, M., Sethoum, S., Faruch, M., Barcelo, C., Moskovitch, G., Ponsot, A., Rabat, M.-C., Labarre, D., Vial, J., Chiavassa, H., Baunin, C., Railhac, J.-J., & Sans, N. (2011). Évolution du bassin et de la hanche « à travers les âges » : des primates à l'homme moderne. *Journal de radiologie*, 92, 543-556.

Lee, D. (1999). *The pelvic girdle: an approach to the examination and treatment of the lumbo-pelvic-hip region* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.

Lee, C. - M., Jeong, E. - H., & Freivalds, A. (2001). Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28, 321–326.

Le Huec, J. C., Aunoble, S., Philippe, L., & Nicolas, P. (2011). Pelvic parameters: origin and significance. *European Spine Journal*, 20(5), 564-571.

Levine, D., & Whittle, M. W. (1996). The Effects of Pelvic Movement on Lumbar Lordosis in the Standing Position. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, 24(3), 130-135.

Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, spol. s.r.o.

Mac-Thiong, J.-M., Berthonnaud, É., Dimar, J. R., Betz, R. R., & Labelle, H. (2004). Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. *SPINE*, 29(15), 1642-1647.

Mika, A., Oleksy, Ł., Mika, P., Marchewka, A., & Clark, B. C. (2012). The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait & Posture*, 35, 675-680.

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Opila, K. A., Wagner, S. S., Schiowitz, S., & Chen, J. (1988). Postural Alignment in Barefoot and High Heeled Stance. *SPINE*, 13(5), 542-547.

Preece, S. J., Willan, P., Nester, Ch. J., Graham-Smith, P., Herrington, L., & Bowker, P. (2008). Variation in pelvic morphology may prevent the identification of anterior pelvic tilt. *The journal of manual & manipulative therapy, 16*(2), 113-117.

Prushansky, T., Ezra, N., Kurse, N., Man, L., & Schneiderman, Y. (2008). Reproducibility of sagittal pelvic tilt measurements in normal subjects using digital inclinometry. *Gait & Posture, 28*, 513-516.

Richards, J. G. (1999). The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science, 18*, 589-602.

Roussouly, P., & Pinheiro-Franco, J. L. (2011). Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal, 20*(5), 609-618.

Russell, B. S. (2010). The effect of high-heeled shoes on lumbar lordosis: a narrative review and discussion of the disconnect between Internet content and peer-reviewed literature. *Journal of Chiropractic Medicine, 9*, 166-173.

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*, 145-153.

Sanders, G., & Stavrakas, P. (1981). A Technique For Measuring Pelvic Tilt. *Physical Therapy, 61*(1), 49-50.

Sprigle, S., Flinn, N., Wootten, M., & McCorry, S. (2003). Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. *Clinical Biomechanics, 18*, 462-465.

Stovall, B. A., Bae, S., & Kumar, S. (2010). Anterior Superior Iliac Spine Asymmetry Assessment on a Novel, Pelvic Model: an Investigation of Accuracy and Reliability. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 33*(5), 378-385.

Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace - systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1*, 26-31.

Tichý, M. (2006). *Dysfunkce kloubu II, Pánev*. Praha: Nakladatelství Miroslav Tichý.

Twomey, L. T., & Taylor, J. R. (2000). *Physical therapy of the low back* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone.

Vařeka, I. (1997). *Vyšetření pohybového systému*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (1995). *Přehled klinických metod vyšetření stoje a funkčních testů páteře*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci.

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

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

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

Vialle, R., Levassor, N., Rillardon, L., Templier, A., Skalli, W., & Guigui, P. (2005). Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery, 87*, 260-267.

Walker, M. L., Rothstein, J. M., Finucane, S. D., & Lamb, R. L. (1987). Relationships Between Lumbar Lordosis, Pelvic Tilt, and Abdominal Muscle Performance. *Physical Therapy, 67*(4), 512-516.

Willmann, J. (2011). *Možnosti využití Nelatonovy linie jako kritéria pro hodnocení náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Yoshimoto, H., Sato, S., Masuda, T., Kanno, T., Shundo, M., Hyakumachi, T., & Yanagibashi, Y. (2005). Spinopelvic Alignment in Patients With Osteoarthritis of the Hip. A Radiographic Comparison to Patients with Low Back Pain. *SPINE*, *30(14)*, 1650-1657.

Youdas, J. W., Garrett, T. R., Harmsen, S., Suman, V. J., & Carey, J. R. (1996). Lumbar Lordosis and Pelvic Inclination of Asymptomatic Adults. *Physical Therapy*, *76(10)*, 1066-1081.

Youdas, J. W., Garrett, T. R., Egan, K. S., & Therneau, T. M. (2000). Lumbar Lordosis and Pelvic Inclination in Adults With Chronic Low Back Pain. *Physical Therapy*, *80(3)*, 261-275.

Zárate-Kalfópulos, B., Romero-Vargas, S., Otero-Cámara, E., Correa, V. C., & Reyes-Sánchez, A. (2012). Differences in pelvic parameters among Mexican, Caucasian, and Asian populations. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *16*, 516-519.

Zubairi, J. A. (2002). Applications of computer-aided rasterstereography in spinal deformity detection. *Image and Vision Computing*, *20*, 319-324.

14 Přílohy

Informovaný souhlas

Měření náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2

Jméno:

Datum narození:

Účastník je 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 cílu studie, o postupu měření a použitých metodách, porozuměl jsem všem informacím a také tomu, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Byl (a) jsem seznámen (a) se skutečností, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či mohu odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrností 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 data poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl (a) 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 fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

DOTAZNÍK

Obecné informace

Číslo probanda ve studii:

Datum měření:

Pohlaví: žena

Věk: let

Výška: cm

Váha: kg Stoj na dvou vahách:(L):(P).....

Dominance DK:

Kterou nohu máte jako odrazovou při výskoku? P – L

Kterou nohou většinou kopete do míče? P – L

Kterou nohu nohou vystupujete jako první na schod? P – L

Kvalita stoje:

Rombergův stoj I

Rombergův stoj II

Rombergův stoj III

Osobní anamnéza:

Předchozí úrazy a operace pánve, páteře a DK Ano - Ne

.....

Gynekologické operace Ano – Ne

.....

PROTOKOL O MĚŘENÍ:

Palpační vyšetření pánve:

anteverze – rotace – torze – šikmá pánev

SI posun – SI blokáda

Délka DK:

Anatomická délka: LDK: cm PDK: cm

Funkční délka: LDK: cm PDK: cm

Svalové zkrácení:

	LDK	PDK
m. iliopsoas	Ano – Ne (0-1-2)	Ano – Ne (0-1-2)
m. rectus femoris	Ano – Ne (0-1-2)	Ano – Ne (0-1-2)
m. tensor fasciae latae	Ano – Ne (0-1-2)	Ano – Ne (0-1-2)
hamstringy	Ano – Ne (0-1-2)	Ano – Ne (0-1-2)

Svalová síla:

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



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 7.1.2012 byl projekt diplomové práce autora **Bc. Martina Bracha**

s názvem

Porovnání reliability Nelatonovy linie a linie spina iliaca anterior superior-spina iliaca posterior superior pro určení náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 8/2012
dne: 10.1.2012.

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

razítko fakulty

15 Seznam používaných zkratek

LCA	ligamentum cruciatum anterius
lig.	ligamentum (sing.)
ligg.	ligamenta (plur.)
LL	lumbar lordosis
m.	musculus (sing.)
mm.	musculi (plur.)
n.	nervus (sing.)
nn.	nervi (plur.)
PI	pelvic incidence
PT	pelvic tilt
SIAS	spina iliaca anterior superior
SIASs	spinae iliacae anteriores superiores
SIPS	spina iliaca posterior superior
SIPSs	spinae iliacae posteriores superiores
SS	sacral slope