

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**Možnosti využití Nelatonovy linie jako kritéria pro hodnocení
náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Jiří Willmann, fyzioterapie
Vedoucí práce: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D
Olomouc 2011

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Jiří Willmann

Název diplomové práce: Možnosti využití Nelatonovy linie jako kritéria pro hodnocení náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury UP v Olomouci

Vedoucí: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D

Rok obhajoby: 2011

Abstrakt: Cílem této práce bylo stanovit reliabilitu měření náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2 a ověřit tak jeho využitelnost pro praxi fyzioterapie. Základem přístroje je polohový snímač skládající se z pantografického mechanismu a přesných inkrementálních snímačů. Přidružený software je pak schopen prostorového snímání bodů a jejich záznamu. Kritériem pro hodnocení náklonu pánve byla Nelatonova linie. Výzkum byl realizován na skupině 51 zdravých osob ve věkovém rozmezí 20-30 let. Na základě bilaterálně získaných dat v neutrálním postavení pánve, v maximální volní antevertzi a maximální volní retrovertzi jsme objektivizovali palpační vyšetření převodem do roviny přesných čísel. Závěrem bylo statistické a grafické srovnání naměřených hodnot včetně jejich srovnatelnosti v čase.

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

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Jiří Willmann

Title of the master thesis: Possibilities of using the Nelaton's line as criterion in pelvic tilt assessment with the diagnostic device DTP-2

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

Supervisor: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D

The year of presentation: 2011

Abstract: The aim of this thesis was to establish the reliability of the measuring of the pelvis lean with the diagnostic system DTP-2 and hence to check its utility for the physiotherapy practice. The device basis is a positional sensor consisting of a pantographic mechanism and accurate incremental sensors. The affiliated software is then capable of spatial scanning of points and their recording. A criterion for the pelvis lean evaluation was the Nelaton's line. The research was carried out with a group of 51 healthy people aged 20-30 years. On the basis of bilaterally obtained data in a neutral pelvis position, a maximally voluntary anteversion and a maximally voluntary retroversion we objectivised a palpation examination by conversion into exact numbers. The conclusion was a statistical and graphical comparison of the measured results including their comparability in time.

Keywords: pelvis, pelvic tilt, assessing the pelvis, DTP-2

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně s odbornou pomocí MUDr. Radmila Dvořáka, Ph.D, uvedl všechny použité literární zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci 15.7.2011

.....

Děkuji MUDr. Radmilu Dvořákovi, Ph.D, RNDr. Milanu Elfmarkovi a RNDr. Jakubovi Krejčímu, Ph.D za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování diplomové práce.

Obsah

1 Úvod.....	8
2 Přehled poznatků.....	10
2.1 Anatomický přehled.....	10
2.1.1 Vývojová anatomie pletence pánevního.....	10
2.1.2 Funkční anatomie pánevní oblasti.....	11
2.1.3 Pohlavní a morfologické rozdíly na pánvi.....	13
2.2 Kineziologický přehled.....	15
2.2.1 Pletenec pánevní z biomechanického hlediska.....	15
2.2.2 Řízení polohy těžiště těla.....	16
2.2.3 Ontogeneze lidské motoriky.....	17
2.3 Orientace pánve v sagitální rovině.....	19
2.3.1 Možnosti klinického hodnocení.....	19
2.3.2 Náklon pánve ve vztahu k přiléhajícím strukturám.....	21
2.3.3 Typy pánve.....	24
3. Metody vyšetření pánevní oblasti.....	27
3.1 Klinické, „paraklinické“ a laboratorní vyšetřovací metody.....	27
3.2 Rentgenování.....	27
3.3 Výpočetní tomografie.....	29
3.4 Magnetická rezonance.....	30
3.5 Diagnostické systémy snímající povrch těla.....	31
3.5.1 3D scanner.....	31
3.5.2 Moire a rasterstereografie.....	31
3.5.3 Digitální inklinometrie.....	32
3.5.4 Fotografická metoda.....	33
3.5.5 DTP.....	34
3.6 Klinické vyšetření pánve.....	36
4 Cíle a hypotézy.....	40
4.1 Cíl práce.....	40
4.1.1 Hlavní cíle.....	40
4.1.2 Dílčí cíle.....	40
4.2 Hypotézy.....	41

5 Metodika.....	42
5.1 Charakteristika souboru.....	42
5.2 Vyšetřovací postup.....	42
5.2.1 Anamnéza.....	42
5.2.2 Aspekčně - palpační vyšetření pánve.....	42
5.2.3 Vyšetření délky dolních končetin.....	43
5.2.4 Vyšetření stoje na dvou vahách.....	43
5.2.5 Diagnostika náklonu pánve přístrojem DTP-2.....	43
5.2.6 Doplnková vyšetření.....	45
5.3 Statistické vyhodnocení.....	45
6. Výsledky.....	46
6.1 Testování hypotézy H_01	46
6.2 Testování hypotézy H_02	47
6.3 Testování hypotézy H_03	48
6.4 Testování hypotézy H_04	49
6.5 Testování hypotézy H_05	50
6.6 Testování hypotézy H_06	51
7 Diskuze.....	52
8 Závěr.....	58
9 Souhrn.....	59
10 Summary.....	60
11 Referenční seznam.....	61
12 Tabulky.....	66
13 Přílohy.....	67

1 Úvod

Pánev tvoří společně s páteří funkční jednotku, ve které je pánev bází spojující trup s dolními končetinami. Z hlediska převodu posturálně - lokomočních aktivit dolních končetin na trup působí jako tlumič nárazů a představuje důležitý článek pohybového systému. Typ a postavení, respektive držení pánve při realizaci pohybových úkonů má rozhodující vliv při posuzování kvality postury. Hodnocení pánve při klidovém stoji ve frontální rovině většinou nečiní větší problémy. Klinické určení postavení pánve, které v našem pojetí budeme označovat jako náklon pánve, je v sagitální rovině záležitostí spíše hrubého odhadu, kterému chybí přesnější interpretace. A to zejména v situacích, kdy předpokládáme přímou závislost mezi klinickým nálezem v oblasti pletence pánevního a obtížemi v pohybovém systému.

V klinické praxi fyzioterapeuta mají zásadní význam aspekční a palpační vyšetřovací metody, které jsou však zatíženy subjektivní chybou a neumožňují tak dostatečně objektivní srovnání výsledků. Spolupráce katedry fyzioterapie s katedrou biomechaniky a technické kybernetiky přináší využitím biomechanických a biofyzikálních metod reálnou možnost kvantifikace a objektivizace. Tato skutečnost ověřuje vyšetřovací metodu a přispívá k řešení kineziologických a neurofyzilogických otázek.

Diagnostický systém DTP-2 je zkonstruován a vyvíjen v laboratoři lidské motoriky naší fakulty pro neinvazivní diagnostiku držení těla. Z našeho pohledu se jedná o možnou alternativu rentgenogramu, který je ve dvou na sebe kolmých rovinách v rámci vyšetřování doposud nejvyužívanější a nejspolehlivější metodou. Jestliže však chceme směřovat k trendu, ve kterém pacienti nebudou zbytečně zatěžováni rentgenovým zářením, časovými a finančními nároky, je systém DTP-2 potenciálním řešením. Doposud byl využíván především pro záznam křivek páteře a jejich změn. Tímto výzkumem chceme ověřit jeho využití v oblasti pánve. Základem přístroje je polohový snímač skládající se z pantografického mechanismu a přesných inkrementálních snímačů. Přidružený software je pak schopen prostorového snímání bodů a jejich záznamu.

Předmětem této práce je vyšetřování pánve diagnostickým systémem DTP-2 k posouzení jeho praktického využití ve fyzioterapii. Cíle práce jsou realizovány na skupině osob, zahrnující muže i ženy, vybraných ze zdravé populace ve věkovém rozmezí 20-30 let. Pomocí Nelatonovy linie (linie znázorňující prostorový vztah předních spin, sedacích hrbolů a velkého trochanteru stehenní kosti) byl hodnocen náklon pánve v neutrálním postavení, tj. při běžném stoji specifickém pro každého jedince, při

maximální volní antevertzi (pohyb ve směru postero-anteriorním) a při maximální volní retrovertzi (pohyb ve směru antero-posteriorním). Z výsledných hodnot získaných měření určených bodů zprava i zleva byla stanovena reliabilita měření. Od metodiky kombinující vyšetření aspekčně - palpační a funkční vyšetření přístrojové předpokládáme celkové zvýšení výpovědní hodnoty a následně lepší možnosti při volbě vhodné terapie či posuzování jejího efektu.

2 Přehled poznatků

2.1 Anatomický přehled

2.1.1 Vývojová anatomie pletence pánevního

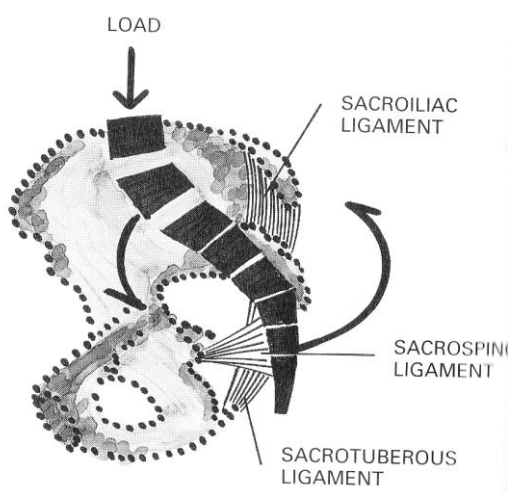
Spojením pánevních kostí a kosti křížové vzniká kostěný kruh, který je nosnou strukturou pro osový orgán a současně převodníkem sil působících na dolní končetiny. Osifikační jádra v os ilium se objevují v 8. fetálním týdnu (nad incisura ischiadica major), v os ischii (corpus ossis ischii) ve 4. fetálním měsíci a v os pubis (v blízkosti acetabula) ve 4. - 5. fetálním měsíci. Z těchto tří center se osifikace šíří do každé z kostí samostatně. Po narození je zcela chrupavčitá celá oblast acetabula, část přední strany kosti kyčelní, crista iliaca a pruh podél dolního okraje os coxae. Chrupavka na zevní straně acetabula prochází na vnitřní plochu kosti, zužuje se do tvaru písmene „Y“ a odděluje os ilium, os ischii a os pubis. Chrupavka jdoucí podél dolního okraje os coxae vytváří povrch počínaje tuber ischii až po facies symphysialis. Při osifikaci srůstají kosti sedací a stydká svými rameny v 7. - 8. roce života. Osifikace cartilago ypsiliformis začíná ze dvou sekundárních osifikačních center vyskytujících se v acetabulu kolem 12. - 13. roku. Jedno z těchto center osifikace je dočasně nápadněji samostatné a nazývá se os acetabuli. Tento osifikační proces je důsledkem růstu celé krajiny acetabula. Chrupavčitý pruh podél dolního okraje os coxae začíná osifikovat nad tuber ischiadicum a odtud se osifikace šíří směrem dopředu. Souběžně s ní splývá osifikace s okolní kostí. Tento proces probíhá mezi 15. - 18. rokem života. Ve stejném čase probíhá i osifikace a následné splnutí s okolím v chrupavčitém lemu crista iliaca. Samostatné sekundární apofyzy se mohou objevit přibližně v 15. - 16. roku života v tuberculum pubicum, ve spina iliaca anterior superior, ve spina ischiadica a při okraji symfýsy v os pubis. S okolím splývají po 16. - 18. roce života. Femur, kost stehenní, je největší a nejsilnější kost těla. Rozlišujeme na ní čtyři hlavní části - caput femoris, collum femoris, corpus femoris a condyli femoris. Femur osifikuje z diafýsy a ze dvou epifýs. Růstově aktivnější je epifýsa distální, ze které vychází hlavní délkový růst femuru. Trochanter major (velký chocholík) se nachází laterokraniálně na corpus femoris. U astenického typu člověka prominuje na povrch těla, u obézních bývá zpravidla vkleslý v jamce. Co se týče procesu osifikace, objevuje se u něj samostatné osifikační jádro ve 3. - 4. roce. Epifysové a apofysové ploténky osifikují u velkého trochanteru po 13. - 16. roce a u hlavice stehenní kosti po 17. roce života (Čihák, 2001; Dylevský, 2009).

2.1.2 Funkční anatomie pánevní oblasti

Jako celek se pánev podobá trychtýři s širší základnou směřující vzhůru a tvoří jakousi hranici mezi pánevní a břišní dutinou. Představuje funkci mezičlánku mezi páteří a dolními končetinami, ke kterým je z hlediska didaktiky přiřazována. Pánev má podobný vztah ke kyčelnímu kloubu jako lopatka ke kloubu ramennímu. Dále je protektivním a podpůrným systémem, tj. kostěnou schránkou orgánů a nakonec úponovým místem pro řadu svalů. Pánevní kosti jsou spojeny dorzálně s kostí křížovou v kloubech křížokyčelních a vpředu je spojuje spona stydká. Rozvoj pánve do šířky souvisí u člověka s napřímeným držením těla a bipední lokomocí. Ligamentum sacrotuberale jde od okrajů kosti křížové a kostrče na tuber ischiadicum a prodlužuje se podél dolního okraje sedací kosti. Ligamentum sacrospinale začíná na spina ischiadica a rozšiřuje se na okraj kosti křížové. Je uloženo na vnitřní straně předchozího vazy. Oba vazy doplňují incisurae ischiadicae ve dva otvory. Jedná se o foramen ischiadicum majus, jímž vystupuje z pánve m. piriformis a foramen ischiadicum minus, kterým vychází z pánve m. obturatorius internus. Vedle svalů prostupují oběma uvedenými otvory cévy a nervy. Foramen obturatum je uzavřeno pomocí membrana obturatoria. Skládá se ze šikmých a křížících se snopců a slouží jako úponové místo svalů. Na vnitřní straně na ní začíná m. obturatorius internus, na straně zevní m. obturatorius externus. Při horním okraji, pod sulcus obturatorius, je v membráně otvor ohraničující canalis obturatorius pro stejnojmenné cévy a nerv. Articulatio sacroiliaca, kloub křížokyčelní, je kloubem tuhým (amphiartrósis). Styčné plochy představují facies auriculares. Na kosti kyčelní jsou spíše konvexní, na kosti křížové nepatrně konkávní. Kloubní plochy jsou nerovné podobně jako chrupavky je pokrývající. V hlubších částech jsou hyalinní, při povrchu vazivové. Kloubní pouzdro je krátké a je téměř přímým pokračováním periostu. Kloubní štěrbina je v proximální části orientována tak, že kost křížová je širší anteriorně. V dolní části se křížová kost naopak rozšiřuje dorzálně. Kloubní pouzdro je vpředu zesíleno pomocí ligg. sacroiliaca ventralia. Na dorzální straně zesilují pouzdro ligg. sacroiliaca interossea, ligg. sacroiliaca dorsalia a lig. iliolumbale, které jde od zadního okraje hřebene kosti kyčelní k proc. costarii 4. a 5. bederního obratle. Pánevní vazy jsou velmi silné pruhy kolagenního vaziva, nejsou součástí kloubních pouzder a jako „lana“ zpevňují pánevní prstenec. Pohyby v kloubu křížokyčelním jsou kývavé (nutační). Tento pohyb probíhá kolem osy horizontální frontální přibližně ve výši S2. Při nutaci se promontorium přemístí anteriorně a inferiorně, zatímco hrot kosti křížové a kostrč putují dozadu. Tento kývavý pohyb je brzděn

lig. sacrospinusum a lig. sacrotuberosum. Kontranutační pohyb probíhá přesně naopak, tedy promontorium se pohybuje posteriorně a hrot kosti křížové s kostrčí anteriorně.

Rozsah pohyblivosti v sakroilickém kloubu je velmi malý, namáhání je však velké. To je příčina častých obtíží a velkých bolestí v oblasti tohoto kloubu, zejména v pozdějším věku. Sponu stydkou tvoří chrupavka, vertikálně uložený discus interpubicus. Dorzálně přechází chrupavka úroveň stydkých kostí a tvoří útvar nazývaný jako eminentia retropubica, která je u ženy při vyšetření per vaginam hmatná. Spona stydká je z chrupavky vazivové, pouze laterální okraj přiléhající ke kostem je z chrupavky hyalinní. Symfýzu zpevňuje na horním okraji lig. pubicum superius, dolní okraj je zesílen pomocí lig. pubicum inferius, které dokáže udržet při sobě kosti stydké i po protěti spony. Symfýza je spojení velmi pevné, odolává převážně tahovým složkám sil, zčásti také tlakovým. Pohyblivost křížokyčelních kloubů, stydké spony a pánevních vazů je sice minimální, ale přesto má značný význam pro postavení pánve a optimální funkci bederní a dolní hrudní páteře. Spojení křížové kosti s kostrčí, articulatio sacrococcygea je velmi různorodé. Spojení je vazivové, chrupavčité nebo kostěné. Nejčastěji se jedná o vazivovou chrupavku, tedy jakýsi přechod mezi syndesmózou a synchodrózou. Kloub je zesílen vazy ze všech stran. Pohyby v kloubu jsou prováděny svaly pánevního dna, které se ke kostrči upínají. Kostrč společně se svými svaly a spojením se sakrem patří k nejvýznamnějším místům osového orgánu (Borovanský, 1992; Dylevský, 2009; Véle, 2006; Magee, 2002; Tichý, 2006).



Obrázek 1. Pletenec pánevní na sagitálním řezu (in Vleeming, 1997)

Na pánvi rozeznáváme pánev velkou, pelvis major a pánev malou, pelvis minor. Hranici mezi nimi vytváří linea terminalis, která začíná na promontoriu a jde z kosti

křížové obloukovitě po os ilium jako tzv. linea arcuata a odtud směrem na horní rameno kostí stydkých. Pelvis major představuje lopaty kostí kyčelních. Pelvis minor je vzadu ohraničena konkávně orientovanou kostí křížovou a kostí kostrční. Po stranách a vpředu ji vymezují dolní části kostí kyčelních, kosti sedací a stydká. Střední lopaty kyčelních kostí, horní a dolní okraje foramen obturatum a dna kloubních jamek kyčelních kloubů jsou nejtenčími místy na pánevní kosti. Kostěný podklad je zde tvořen pouze slabou ploténkou kompakty, spongióza se nevyskytuje. V těchto nepříliš pevných místech je nedostatečně fixován periost. Proto většina pánevních zlomenin je typická právě průběhem lomných linií, které procházejí kostěnými okraji foramen obturatum, dnem acetabula a foramina sacralia. (Čihák, 2001; Borovanský, 1992; Žák et al., 2006).

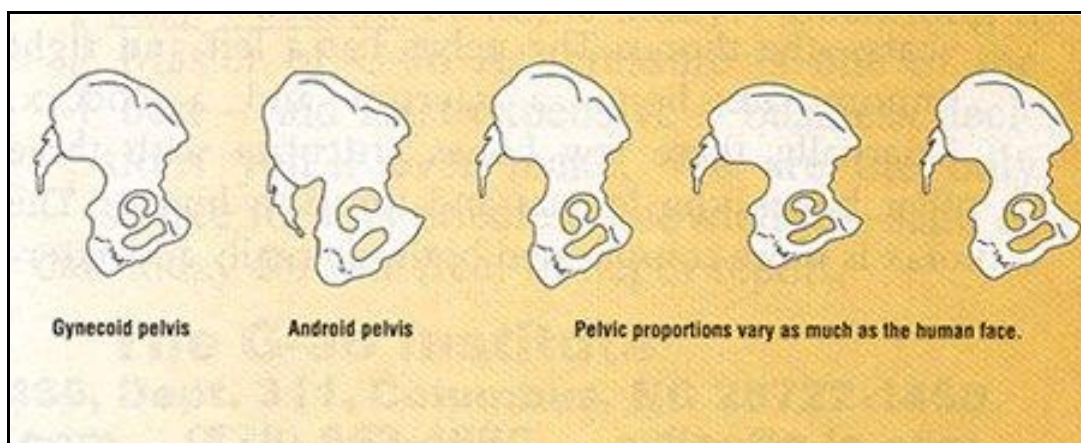
Pánev je „zavěšena“ na hlavicích stehenní kosti, přes které jsou prováděny pohyby v předozadním směru. Fyziologicky je pánev ve vzpřímeném stojí mírně rotována dopředu a dolů. Anatomové definují normální postavení pánve - „sklon pánve“ jako takové, při kterém je ve vzpřímeném stojí rovina vchodu pánevního, tj. rovina proložená promontoriem, linea terminalis a horním okrajem spony stydké, sklopena vzhledem k horizontální rovině pod úhlem 60 ° (podrobněji v kapitole orientace pánve v sagitální rovině - možnosti klinického hodnocení). Hlavní podpěrou hmotnosti pánevních orgánů je svalové dno pánevní. Svalovina pánevního dna se výrazně angažuje v celkovém držení těla, stává se oporou trupu a pánve spolu se svalstvem tzv. hlubokého stabilizačního systému. Úponová místa pro svaly na pletenci pánevním jsou rozsáhlá. Abdominální svalstvo se upíná na horní okraj pánve a posteriorně se spojuje s m. quadratus lumborum, lumbodorzální fascií a svaly povrchového vzpřimovače trupu m. erector trunci. Na pánev a dolní končetinu se upínají odlišné funkční skupiny kyčelních a stehenních svalů (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Skalka, 2002; Greenman, 1996).

2.1.3 Pohlavní a morfologické rozdíly na pánvi

Pánevní kosti se poměrně liší v závislosti na pohlaví. Kost křížová je u ženy širší a kratší. Promontorium u ženy méně vyčnívá, vchod do malé pánve je příčně oválný nebo ledvinovitý, u muže spíše srdčitý. Kostrč ženy je kratší a pohyblivější. Lopaty kostí kyčelních jsou u ženy většinou od sebe více odkloněny (není zcela spolehlivý znak). Symphysis pubica je u ženy nižší dosahující výšky u ženy asi 4,5 cm a u muže 5 cm. Dolní ramena kostí stydkých (ramus inferior) se sbíhají u ženy v tupém úhlu (arcus pubicus), u muže spíše v úhlu ostrém (angulus pubicus) (důležitý a spolehlivý znak). Foramen

obturatorum je u ženy zaobleně trojhranné, u muže spíše vejčité. Tuber ischiadicum a acetabulum jsou u ženy od sebe více vzdáleny. Incisura ischiadica minor je u ženy širší a mělčí. Pánevní rozměry všeobecně, zejména však rozměry vnitřní a z nich zvláště rozměry příčné, jsou u ženy větší. Z rozměrů samotných však nelze bezpečně usoudit na pohlaví jedince, důležitější jsou znaky tvarové. Pohlavní rozdíly jsou na pánvi slabě odečitatelné již v době fetální, evidentně se však vytvářejí až v období pohlavního dospívání (Borovanský, 1992; Kapandji, 1992; Čihák, 2001; Magee, 2002).

Ve studii, kterou uskutečnil Preece et al. (2008) byl prokázán vliv morfologických variací na pánvi při hodnocení jejího náklonu. Měření proběhlo na 30 kadaverech. Každá pánev byla fixována v anatomicky neutrální poloze. Úhel náklonu pánve (vypočítaný jako průměr změřením z obou stran) se lišil od 0 ° do 23 °. Rozdíl v úhlových hodnotách při posuzování zprava a zleva se pohyboval v rozsahu od - 6 ° (levá strana větší antevertze) do + 5 ° (pravá strana větší antevertze). Stranová asymetrie tak někdy činila více než 11 ° (16 mm na výšku). Upozorňuje tak na fakt, že morfologická variabilita je schopna zkreslovat skutečné poměry na pánvi. Tuto skutečnost je třeba brát v potaz při jakémkoli hodnocení pánve. Burch (2002) uvádí, že morfologické interindividuální rozdíly na pánvi podléhají podobné variabilitě jako výrazy lidské tváře.

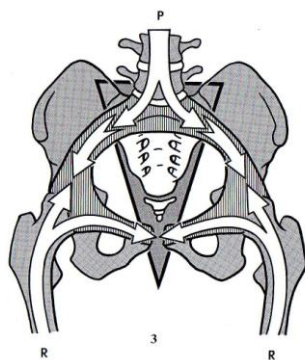


Obrázek 2. morfologická variabilita na pánvi (in Burch, 2002)

2.2 Kineziologický přehled

2.2.1 Pletenec pánevní z biomechanického hlediska

Pánev převádí síly z trupu na dolní končetiny a současně absorbuje ascendentní reakční síly vznikající při kontaktu chodidla se zemí. Hmotnost podepřená segmentem L5 je rovnoměrně distribuována mezi křížokyčelní skloubení, kyčelní kosti a přes sedací kosti směrem k acetabulu. Část síly vznikající po kontaktu těla se zemí (reakční síla) je přenášena do acetabula přes krček a hlavici femuru. Zbytek silového vektoru je převáděn bilaterálně přes ramus pubis a střetává se v oblasti symfýzy s protichůdnou silou působící z druhé strany. Tím, že je sakrum širší nahoře než dole, plní v podstatě funkci klínu vestavěného vertikálně mezi obě ilické kosti. Sakrum je v nich zavěšeno ligamenty, a je tím víc zaklesnuto, čím větší hmotnost nese. Jedná se tedy o jakýsi „samopojistný“ systém. Z hlediska uložení sakra v transverzální rovině představuje každá ilická kost rameno páky s osou otáčení v sakroilickém kloubu. Mechanický odpor spočívá posteriorně v sakroilických ligamentech, zatímco síla je vyvíjena anteriorně v symfýze, kde působí dvě aproximační síly. Separace pubických kostí zapříčiní dosažení širšího prostoru mezi ilickými kostmi, takže nyní méně pevně sevřené sakrum se může pohybovat vpřed. Z výše uvedeného vyplývá, že jednotlivé elementy pletence pánevního jsou na sobě vzájemně závislé. Jakákoli porucha v jedné části pánve ovlivní pletenec jako celek a sníží jeho mechanickou odolnost (Kapandji, 1992; Vleeming et al., 1997).



Obrázek 3. Převod sil přes oblast pánve (in Kapandji, 1992)

Dle Dylevského (2009) nemůže být pánevní prstenec z hlediska statiky v sagitální rovině uložen přímo v horizontále, jelikož křížová kost by se dostala ve vztahu ke kyčelním kloubům do excentrické polohy a těžnice jednotlivých segmentů trupu by se posunula před středy kyčelních kloubů. Výsledkem by bylo působení hmotnosti segmentů

trupu na neurčitým rameni síly a udržet trvale takové postavení by znamenalo přetěžování všech vzpřimovačů trupu. U člověka je pánev nakloněna přední částí dolů a dozadu. Křížová kost je vysunuta šikmo dopředu. V oblasti promontoria se tak náhle, v rozsahu jediného meziobratlového prostoru, mění zakřivení páteře z kyfotické křížové kosti na bederní lordózu. Tímto zalomením se těžiště těla posouvá nad kyčelní klouby. Jak popisuje Véle (1995), funkce lumbosakrálního přechodu tvoří „locus minoris resistentiae“ bederní páteře. Vzhledem k inklinaci křížové kosti dopředu se zde uplatní síly, které mají tendenci ke sklouznutí L5 (smykové namáhání v místě tzv. isthmu) dopředu a dolů. Klinický nález, kdy je patrná fraktura isthmus nebo nevyvinutí spojení isthmus se nazývá spondylolistéza. Nedokonalá pohybová koordinace vznikající na základě nekvalitního motorického vývoje nebo vlivem únavy zvyšuje zátěž v této oblasti a vede k jejímu přetížení, zejména je-li lumbální lordóza snižena nebo zcela vymizelá. Zátěž se tak přenáší přes úpony svalů a ligament na kostěné struktury a posléze na meziobratlové ploténky, jejichž predilekčním místem poškození je především oblast dolního úseku bederní páteře.

Dle Tichého (2006) je pánev je při pohybech do stran mnohem stabilnější než při pohybu ve směru předozadním. Zatímco při pohybech do stran se může pánev opřít o kostru dolních končetin, při pohybech předozadních je stabilizována převážně svalovou aktivitou. Dvořák (2005) a Vařeka (2002) ve svých tezích používají pojem „stupeň volnosti pohybu“ (degree of freedom, DOF), kdy je charakter pohybu určen způsobem obstrukce v daných segmentech. A právě volnost pohybu dolních končetin i trupu do stran je podstatně více omezená než ve směru předozadním. Horší stabilita v rovině sagitální dále souvisí se skutečností, že v této rovině probíhá převážně přirozená lokomoce.

2.2.2 Řízení polohy těžiště těla

V biomechanickém modelu je možno si představit lidské tělo jako systém segmentů spojených pomocí skloubení. Potřebné tuhosti jednotlivých spojení je docíleno koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů a dalších svalových skupin. Relativní volnost spojení segmentů umožní jejich vzájemný pohyb, na druhou stranu znesnadňuje dosažení vzpřímeného držení či celkové lokomoce těla. Základem stability ve statické poloze těla je průmět těžiště do opěrné báze (celá plocha ohraničená nejbližšími hranicemi opěrné plochy), a to v každém okamžiku. Podmínkou však není promítání těžiště do opěrné plochy (část podložky v přímém kontaktu s tělem). Jiné pravidlo platí pro lokomoci, kdy do opěrné báze nemusí směřovat vektor tíhové síly, ale výslednice sil

zevních (reakční síla, třecí síla, setrvačnost atd.). Vzpřímená poloha představuje držení tohoto systému segmentů proti gravitaci. Jde o aktivní polohu a výrazem pro ni je pojem postura stejně jako u kterékoli jiné aktivní polohy a především každého pohybu, kde je základní podmínkou. Postura je zajištěna vnitřními silami, kde má stěžejní vliv koordinovaná svalová aktivita řízená CNS (Vařeka & Dvořák 1999; Véle, 2006; Kolář, 2009). Tento fakt potvrzuje komparativní studie vypracovaná Geiger et al. (2007) mezi skupinou zdravých osob a jedinci s vážným strukturálním nálezem v pelvispinální oblasti. Byly prováděny rentgenové laterální snímky v kombinaci se stojem na tenzometrické plošině. Výsledky prokazují, že u obou skupin bylo „COP“ (působíště vektoru reakční síly podložky) situované ve velmi podobném místě s minimální odchylkou navzdory tomu, že anatomické poměry v této oblasti byly individuálně velmi odlišné. Lidský organismus si snaží zajistit i v biomechanicky nevýhodných podmínkách (spondylolistéza, zlomenina obratle, spinální stenóza apod.), co možná nejlepší stabilitu patřičnou distribucí svalového tonu řízeného CNS. Děje se tomu tak s větším úsilím, horší ekonomikou pohybu a kompenzačním přetěžováním jiných struktur.

Řízení posturální funkce je iniciováno z postavení očních bulbů, z polohy hlavy dané postavením horní krční páteře. Při korektivních mechanismech však proces probíhá ve směru disto-proximálním, kdy k řízení posturální funkce přispívají receptory registrující rozložení tlaku na planta pedis. Ty informují o různém rozložení zátěže na plantách při vychylování průmětu těžiště a vznikající nestabilitě, které je nutno předcházet, aby nedošlo k pádu. Korekce distálními svaly je pozorovatelná na akrech dolních končetin jako „hra šlach“. Dojde-li k desekvilibraci, musí se korekčních mechanismů účastnit muskulatura flexorů a extenzorů kolenního a kyčelního kloubu, která má na náklon pánve zásadní vliv (Véle, 1995; Véle, 2006).

2.2.3 Ontogeneze lidské motoriky

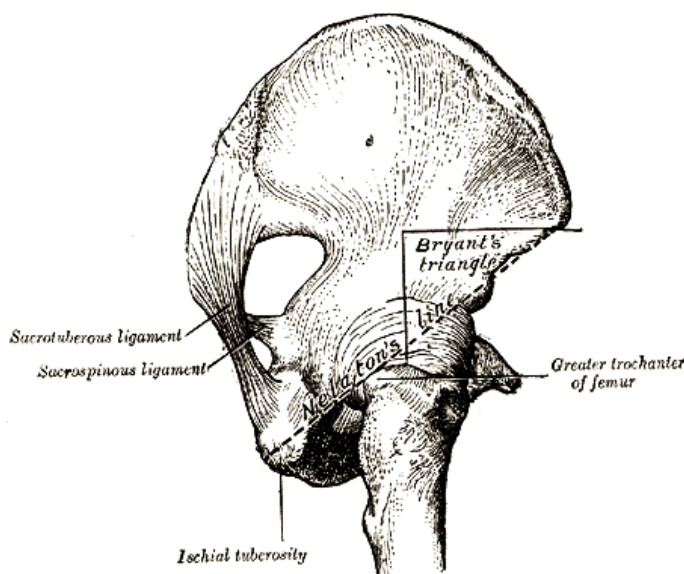
Na začátku extrauterinního života není novorozenec schopen funkčně spojit několik segmentů dohromady. Není schopen zpevnit trup, tudíž nemá společné těžiště segmentů trupu a mluvíme pouze o „úložné ploše“, nikoli o ploše opěrné a tedy ani o opěrné bázi. Tzv. „vzor 3. měsíce“ charakterizuje období, kdy je dítě již schopno napřímít trup a „zacentrovat“ kořenové klouby končetin, tj. stáhnout lopatky dorzokaudálně a vyhladit anteflexi pánve. To dítěti umožní v budoucnu dosáhnout optimální způsobu vzpřímeného držení a lokomoci (Vařeka & Dvořák, 1999). Otázkou však stále zůstává, jestli svalové

synergie odpovídající postupné centraci vstupují do posturálního vývoje v průběhu zrání CNS automaticky, jak prezentuje Kolář (2001) nebo jestli jde zpočátku o učení způsobem „pokus - omyl“ a následné ukládání výhodnějšího programu k dalšímu, již automatickému využití, jak naopak popisuje Dvořák (2005). Dokončení vývoje v koaktivaci mezi tonickým a fázickým svalovým systémem nedosáhne dle literárních zdrojů 30 % dětí. Vojta tuto poruchu ve vývoji nazývá „centrální koordinační porucha“. Takto postižené děti realizují vertikalizaci na modelu držení, ve kterém převažuje v koaktivitě tonický svalový systém. Tímto způsobem se buduje základ pro „vadné držení těla“ (in Kolář, 1998). Na kvalitě „vzoru třetího měsíce“, jako rozhodujícího činitele pro následující vývoj dítěte a determinujícího kvalitu lokomoce během celého života, se shoduje řada autorů (Vojta, Kolář, Kováčiková, Vařeka, Dvořák atd.). Nesoulad mezi pohybem a posturální motorikou vzniklý nepřesným či nevhodným nastavením výchozí polohy (atitudy) vede ke zhoršení pohybového efektu, případně k selhávání pohybového záměru (funkční porucha motoriky). Dochází k přetěžování podpůrného aparátu a k poruše struktury v podobě traumatu nebo poranění (Véle, 2006). Snaha o kvalitně napřímenou páteř s optimálním náklonem pánve je společným rysem většiny terapeutických metod (technika Alexandrova, Brunkowové, Mensendieckové či Mézières atd.). Jejich záměrem je posturální korekce uvědoměním si svého tělesného schématu. Děje se tak s určitým podílem účasti terapeuta, prvky práce s psychikou i využitím prvků estetiky a ladnosti. To lze však v případech, kde je toho organismus primárně schopen. V opačném případě to musí být reflexní zásah na neurofyziologickém principu řízení pohybového systému (Vojtova metoda reflexní lokomoce ad.) (Vařeka & Dvořák, 1999; Dvořák & Vařeka, 2000). Oblast pánve je metodikou dle Mensendieckové považována dokonce za „centrálu posturálních funkcí“, tj. za místo, ze kterého vycházejí všechny pohyby. A to z toho důvodu, že její náklon působí nejen na držení a funkci osového orgánu, ale i dolních končetin (Dvořák, osobní sdělení, 2008).

2.3 Orientace pánve v sagitální rovině

2.3.1 Možnosti klinického hodnocení

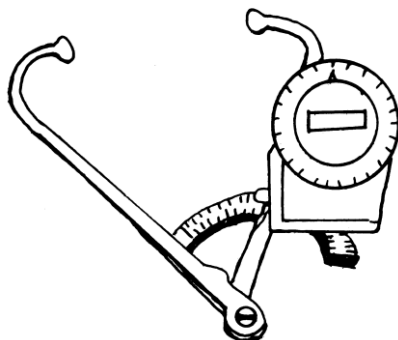
Jak již bylo zmíněno v kapitole funkční anatomie, hodnota *inclinatio pelvis normalis* činí asi 60 ° (Čihák, 2001; Anonymus, 2011). Tento údaj je však pro nás z praktického hlediska nepoužitelný, jelikož jsme ho schopni odečíst pouze z rentgenového snímku. Nelatonova linie, „Nelaton’s line“ (in Magee, 2002; Hertling & Kessler, 2006), „Roser - Nélaton line“ (in Anonymus, 2010) je pomyslná spojnice mezi *spina iliaca anterior superior* a *tuber ischii* stejné strany. Původní uplatnění nacházela především v chirurgických oborech. Hertling a Kessler (2006) uvádí, že pomocí této linie lze posoudit stupeň *coxa vara* nebo hodnotit asymetrie různé etiologie v oblasti kyčelního kloubu. Za normálních okolností, které pro naše účely interpretujeme jako náklon pánve, prochází Nelatonova linie vrcholem *trochanter major femoris*. Antevertzní postavení tedy popisujeme v případě, kdy linie prochází anteriorně a retrovertzní, jestliže linie prochází posteriorně vzhledem k velkému trochanteru stehenní kosti.



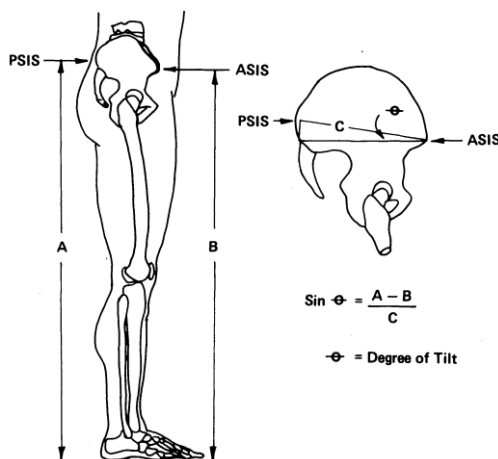
Obrázek 4. Nelaton’s line (in Anonymus, 2010)

Náklon pánve je taktéž možno zhodnotit pomocí spojnice přední a zadní horní ilické spiny vzhledem k horizontále. Levine a Whittle (in Magee, 2002) uvádí normální rozmezí úhlu mezi přímkou spojující obě spiny a horizontální rovinou 7 - 15 °. V klinickém vyšetření se orientačně posuzují změny ve smyslu antevertze (přední spina je v nižším postavení než spina zadní) nebo retrovertze (přední spina je ve vyšším postavení

než spina zadní). Tímto způsobem postupovalo několik autorů dříve realizovaných prací při zjišťování vlivu náklonu pánve (v anglické literatuře často užívaný pojem „pelvic tilt“) na další proměnné. Dělo se tak odečtením hodnoty úhlu přímo z pánevního inklinometru (Levine, 1996; Walker, 1987; Levine, 1997; Youdas, 1996; Youdas 2000) nebo výpočtem pomocí trigonometrického vztahu (Gajdosik, 1985). Dle Tichého (2006) může výškový rozdíl mezi předními a zadními horními ilickými spinami v případě anteverzní pánve dosahovat až pěti centimetrů.



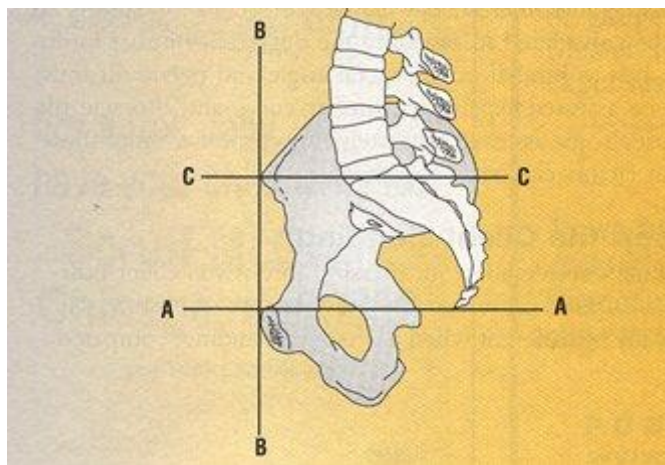
Obrázek 5. Model inklinometru pro výpočet „pelvic tilt“ přiložením na přední a zadní horní ilickou spinu (in Walker, 1987)



Obrázek 6. Trigonometrický vztah pro výpočet úhlu „pelvic tilt“ (in Gajdošík, 1985)

Kendall & McCreary (1993) definují normální náklon pánve jako takový, kdy přední horní ilické spinu leží v horizontální rovině a rovina proložená těmito spinami a pubickou symfýzou je na rovinu předchozí kolmá. Anteverzní postavení se v tomto případě hodnocení vyskytuje tehdy, když rovina proložená předními ilickými spinami a symfýzou

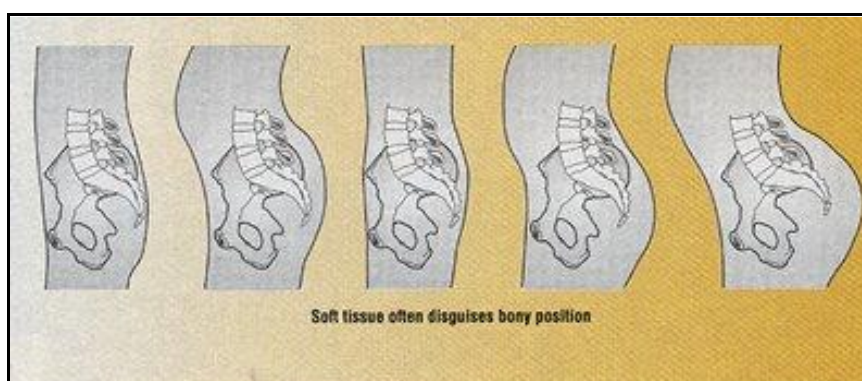
leží anteriorně od vertikály. Retroverzní postavení popisujeme, jestliže rovina proložená předními ilickými spinami a symfýzou leží posteriorně od vertikály.



Obrázek 6. Normální náklon dle Kendall & McCreary proložením rovin orientačními body na pánvi (in Burch, 2002)

2.3.2 Náklon pánve ve vztahu k přiléhajícím strukturám

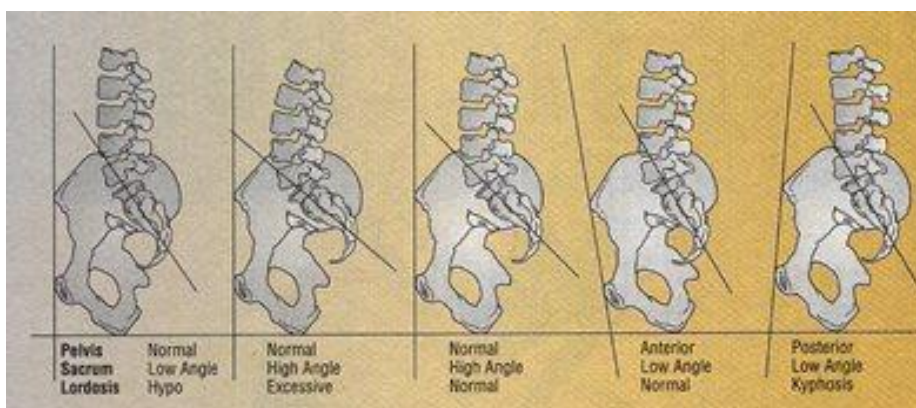
K pánvi přiléhají měkké tkáně, které jsou především dvojího typu, a to svalové a tukové. Množství a distribuce jednotlivých složek měkkých tkání se interindividálně podstatně liší. Složení měkkých tkání je podmíněno geneticky, mírou fyzické aktivity, stravovacími návyky atd. Na první pohled může způsobit nepřesnou představu o skutečných poměrech v oblasti pánve. Burch (2002) zdůrazňuje nutnost palpace kostěných struktur za účelem spolehlivějšího zhodnocení náklonu pánve.



Obrázek 7. Role měkkých tkání při aspekčním hodnocení náklonu pánve (in Burch, 2002)

Anatomické a kineziologické poznatky mezi stupněm náklonu pánve a hloubkou bederní lordózy jsou v odborných publikacích většinou všeobecně uznávány. Každá změna

v náklonu pánve, respektive křížové kosti mezi ilickými kostmi (stupeň inklinace křížové kosti v sagitální rovině označuje často termín „sacral slope“), se projevuje změnou tvaru bederní lordózy s dopadem i na vyšší segmenty páteře. Antevertze (anteflexe) fyziologickou lordózu prohlubuje (lordotizace bederní páteře), retrovertze (retroflexe) naopak lumbální křivku vyhlazuje (kyfotizace bederní páteře) (Véle, 2006; Kapandji, 1992; Vleeming, 1997). V některých případech nepanují mezi těmito dvěma proměnnými optimální poměry (viz obr. 8). Vyskytují se bederní páteře se zvýrazněnou lordotickou křivkou a nízkým „sacral slope“ a naopak kyfotizovaná bederní páteř s vysokým stupněm „sacral slope“. Taková kombinace není z mechanického hlediska efektivní a je jednou z možných příčin bolestí dolní části zad („low back pain“) (Vaz et al., 2002). Zároveň tento fakt řadí hodnocení náklonu pánve pomocí hloubky bederní lordózy do kategorie spíše orientační.



Obrázek 8. Nezávislost mezi tvarem bederní lordózy a náklonem pánve, respektive inklinací křížové kosti (in Burch, 2002)

Levine a Whittle (1996) ve své práci na 20 zdravých jedincích uvádějí, že maximální volní pohyb do antevertze změni úhel náklonu pánve v průměru o $11,4^\circ$ a zvýší bederní lordózu v průměru o $10,8^\circ$. Při maximálním volním pohybu do retrovertze nastane úhlová změna v průměru o $8,7^\circ$ a bederní lordóza se sníží průměrně o $9,0^\circ$. Z toho vyplývá, že změna v náklonu pánve, ať už ve směru postero - anteriorním nebo antero - posteriorním, způsobuje téměř stejnou úhlovou změnu lumbální lordózy. Normální náklon pánve se pak nachází někde mezi těmito dvěma krajními hodnotami. Kendall & McCreary (1993) doplňuje, že antevertze způsobující hyperextenzi bederní páteře je spojena s flexí kyčelních kloubů, zatímco retrovertze a flexe bederní páteře je spojena s extenzí v kyčelních kloubech. Podobně však míra náklonu pánve závisí na poloze femuru a poněkud se mění při abdukci a rotaci dolních končetin.

Dle poznatků Véleho (2006), Dylevského (2009) a Kapandjiho (1992) participuje na zvyšování náklonu pánve z hlediska svalového systému m. iliopsoas, m. adductor longus et brevis a m. rectus femoris. Naopak jej zmenšují caput longum m. biceps femoris (přechod svalových vláken do lig. sacrotuberosum), m. semitendinosus, semimembranosus, m. gluteus maximus a část m. gluteus medius. Aktivitou přímých a šikmých břišních svalů se pánev retrovertuje (přiblížení symfýzy ke sternu) a tím se bederní lordóza oplošťuje. Činností dlouhých zádových extenzorů trupu se anteverze zvětšuje (prodloužení vzdálenosti sternum - symfýza). Tímto způsobem se taktéž podepisuje svalová aktivita na tvar páteře. Kim et al. (2006) potvrzuje anteverzení tendenci pánve aktivací sakrospinálního svalového systému pomocí radiografických snímků. Probandi byli ve stoji fixováni v zařízení se záznamem silových momentů (izometrická svalová kontrakce) při vynakládání úsilí ve smyslu flexe/extenze trupu. Určitou korelaci vykazovala hodnota mezi zvýšeným „sacral slope“ a aktivitou m. erector spinae. Tuto spojitost autoři zaznamenali pouze u mužů a naznačují tak možnou funkční změnu v postavení křížové kosti na základě svalové kontrakce m. erector spinae.

Poměrně diskutabilní se zdá být funkce břišního svalstva na pánevní náklon a tvar bederní lordózy během klidového stoje. Levine et al. (1997) prováděli kontrolní studii na sílu břišního svalstva s klinickým dopadem na další dvě proměnné u skupiny dvaceti zdravých jedinců. Abdominální svalová síla byla testována pomocí Kendallova „leg lowering test“ (in Kendall & McCreary, 1993). Testuje se převážně schopnost „dolní“, hypogastrické části břišního svalstva flektovat bederní páteř. Děje se tak oploštěním dolní části zad na podložce a udržením této polohy proti postupně se zvyšujícímu odporu během pohybu, při němž se pokládají dolní končetiny z 90 ° flexe kyčelních kloubů a za stálé extenze v kloubech kolenních. Za těchto podmínek je na dosažení určitého úhlového postavení dolními končetinami od původní vertikály založeno odstupňování svalové síly. Test je zaměřen zejména na m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis. Po osmi týdnech posilovacího programu byla svalová síla u experimentální skupiny větší než u kontrolní skupiny neúčastníci se tohoto výzkumu. Nicméně, co se týče náklonu pánve a tvaru bederní lordózy, nebyl nalezen skupinový rozdíl mezi prvním a druhým měřením. Dle Youdas et al. (1996) nemůže schopnost svalu vyvinout určitou tenzi sama o sobě dostatečně vysvětlit klinický význam posturální. Véle (2006) podotýká, že nelze posilovat pouze jednotlivé svaly, ale je lépe posilovat pohyby, na kterých se účastní vždy několik svalů a do jisté míry i celý posturální systém, zajišťující nutnou stabilizaci těla pro pohyb. Přesto však může mít izolované testování pouze jednoho svalu jako samostatné

komponenty značný informativní význam. Kolář (2007) popisuje, jak koordinovaná aktivita bránice, břišních svalů, zejména m. transversus abdominis a pánevního dna během dechového cyklu stabilizuje páteř v bederní oblasti a brání vzniku instability v pelvispinálním spojení. Stabilizační funkci svalu nelze ovlivnit způsobem cvičení do flexe nebo extenze podle jeho anatomicky definovaného začátku a úponu, ale že se jedná o proces edukační. Hlavním terapeutickým cílem je zapojit stabilizační svalovou aktivitu v obdobné kvalitě, kterou spatřujeme u fyziologicky vyvíjejícího se dítěte tak, aby došlo k optimálnímu biomechanickému zatížení kloubů. To se podepíše ve vývoji anatomických systémů včetně zkoumaného náklonu pánve.

Véle (1995) uvádí, že náklon pánve je podvědomě řízen posturálním programem, který se vytváří v procesu motorické ontogeneze. Tento program se fixuje v podvědomí. Náklon pánve je možné měnit, podaří se to však pouze na krátkou chvíli při neustálé vědomé kontrole. Jakmile do vědomí vstoupí v běžných denních podmínkách něco jiného, zapojí se automaticky původní podvědomý program. Výsledky studie, kterou provedli Levine et al. (1996) se dokázalo, že dostatečný trénink ve smyslu naklopení (anteverze) a podsazení (retroverze) pánve má vliv na zvětšení, respektive zmenšení křivky bederní lordózy. Netvrdí, že takový kinezioterapeutický postup zaručí trvalou změnu v náklonu pánve. Nabízí se však možnost, že cvičení tohoto typu povede k posturálně výhodnější situaci, kterou si je jedinec schopen osvojit procesem motorického učení.

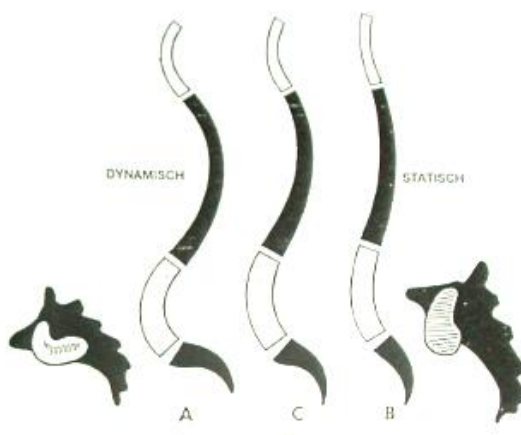
Výsledný náklon pánve je vždy projevem souhry mezi svaly jdoucími k pánvi od páteře, hrudníku i z dolních končetin. Tato souhra ovlivňuje držení jak pánve a páteře, tak i celkové držení těla (Véle, 1995). Na to je vždy třeba nahlížet komplexně, s ohledem i na vliv dosti vzdálených struktur. Lippold et al. (2006) například analyzovaly vzájemný vztah mezi tvarem páteře včetně náklonu pánve a kraniofaciální morfologií. Závěry naznačují existenci klinické provázanosti mezi morfologickými odchylkami kraniofaciální oblasti a celkovým držením těla.

2.3.3 Typy pánve

Poznatky o typu pánve a jejím vlivu na funkci pánve a statiku těla jsou připisovány především Erdmannovi a Gutmannovi. Z anatomického hlediska podléhá pelvispinální oblast fylogenetické neustálosti, čemuž odpovídá velký počet anomálií a variací. Poslední bederní obratel, označovaný jako „přechodný“, odpovídá skutečnosti, že lze těžko hovořit o „normě“ (in Lewitt, 2003). Rozdíly mezi „normou“ a „patologií“ osového orgánu

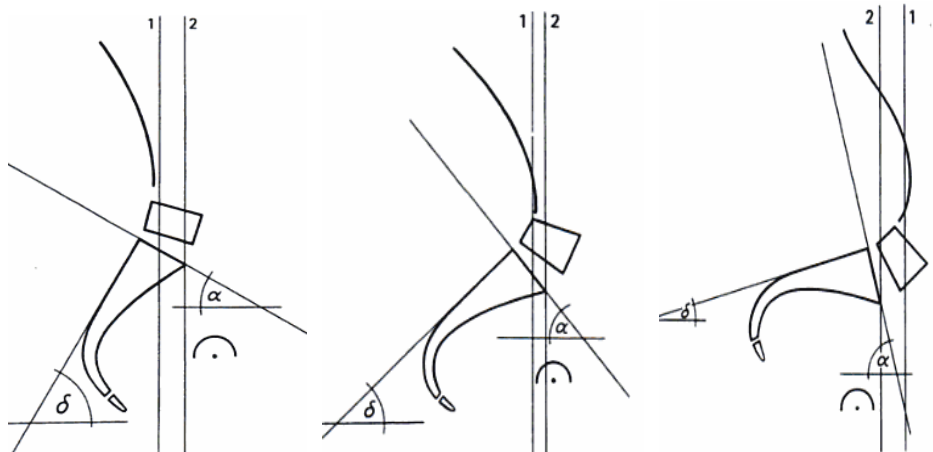
v sagitální rovině jsou ve srovnání s frontální rovinou obtížně interpretovatelné. Roussouly et al. (2005) uvádí, že u skupiny 160 zdravých jedinců se na rentgenových snímcích hodnota „sacral slope“ pohybovala od 20 ° do 65 ° a úhel celkové bederní lordózy, měřený metodou dle Cobba, se lišil od 41 ° do 82 °. Počet obratlů orientovaných do lordotického zakřivení byl od 1 do 8 obratlů. Všeobecně akceptovatelné tvrzení, že páteř je lordotická od L1 do L5, se tak zdá být příliš zjednodušující.

Gutmann a Erdmann (in Lewit, 2003) rozlišují tři typy pánve, které mají dopad na odlišný mechanismus její funkce. Pánev s dlouhou křížovou kostí a vysoko uloženým promontoriem, „asimilační“ pánev, má tendenci k hypermobilitě (Lockerungstyp), sklon kosti křížové 50 - 70 °, sklon krycí destičky S1 15 - 30 °. U průměrného nebo „normálního“ typu pánve s tendencí k blokádám (Blockierungstyp) je sklon kosti křížové 35 -50 °, sklon krycí destičky S1 30 - 50 °. Třetím typem je pánev přetěžovaná (Überlastungsbecken) s nízko uloženým promontoriem a se značným sklonem křížové kosti 15 - 30 °, sklon krycí destičky S1 50 - 70 °. Typ pánve má vliv na zakřivení bederní páteře a výška meziobratlové ploténky v segmentu určuje jeho pohyblivost. Kapandji (1992) popisuje, že důsledkem velké strukturální variability této oblasti je typ kloubní plochy na sakru (facies auricularis). Při zvýrazněných křivkách na osovém orgánu, tj. u dynamického typu páteře, leží sakrum téměř horizontálně, kloubní plocha na sakru je výrazně zahnutá a hluboká. Sakroilický kloub je vysoce pohyblivý a je známkou nadměrné adaptace na bipední lokomoci. U aplanovaných zad, tj. statického typu páteře, leží sakrum téměř vertikálně a kloubní plocha pro spojení s kyčelní kostí je minimálně zahnutá a téměř neprohloubená. Sakroilický kloub má menší pohyblivost. To má blízký vztah k nálezu u primátů.



Obrázek 9. Závislost mezi tvarem páteře, křížovou kostí a její artikulační plochou pro spojení s kostí kyčelní (in Kapandji, 1992)

Jak vyplývá z obrázků níže, je sklon krycí destičky S1 vyjádřen úhlem, který formuje horizontála a linie jdoucí horní plochou obratlového S1. V zahraniční literatuře pro něj existuje několik druhů označení - „sacral slope“ (Vaz et al., 2002), „sacral angle“ (Vleeming et al., 1997), „sacral horizontal angle“ (Evcik et. al, 2003), „the angle of sacrum“ (Kapandji, 1992). Jeho hodnota se podle různých autorů liší, což souvisí s výše zmíněným problémem stanovení normativu v této oblasti. Ferguson (in Vleeming, 1997) popisuje normální hodnotu 30 - 40 ° zjištěnou u kadaverů radiografickými snímky z bočního pohledu. Greenman (in Vleeming, 1997) pozoroval u živých objektů snímkaných ve vzpřímeném stoji normální hodnoty 40 ± 2 °. Kolář (2006, 2009) ve svých publikacích uvádí číselné hodnoty 41 ± 8 °



Obrázek 10. Typy pánve dle Gutmanna a Erdmann (in Lewitt, 2003)

3 Metody vyšetření pánevní oblasti

3.1 Klinické, paraklinické a laboratorní vyšetřovací metody

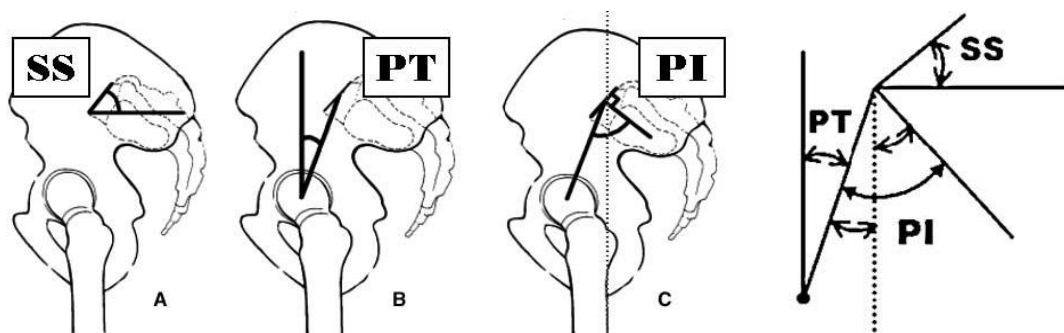
Vyšetřovací metody v pohybovém systému jsou postupy, kterými se zjišťuje stav struktury a funkce tkání, orgánů a dalších částí pohybového aparátu. Na začátek je třeba si uvědomit, že jakákoli funkce v organismu se odehrává na základě nějaké struktury. Funkce bez struktury neexistuje. Strukturální změny (zánět, degenerativní onemocnění, výhřez meziobratlové destičky apod.) se projevují poruchami funkce a pokud žádnou funkci neporušují, bývají zpravidla klinicky němé. Oproti minulosti převažuje v dnešní době názor, že ve většině případů je podkladem bolesti tzv. funkční porucha, tedy „pouze“ porucha funkce bez prokazatelných strukturálních změn. Co se týče jednotlivých vyšetřovacích metod, je v medicíně uznáváno základní rozdělení na metody klinické, přístrojové (paraklinické) a laboratorní. Jiným způsobem můžeme rozlišovat například na metody analytické (svalový test, goniometrie a syntetické (vyšetřování pohybových stereotypů). Podle použití výsledků lze nakonec vyšetření rozdělit na „terapeutické“, kdy je účelem získání informací k zahájení nebo úpravě terapie a „výzkumné“ pro co nejpřesnější kvalifikaci a kvantifikaci poruchy. Výhodou všech přístrojových vyšetřovacích metod je skutečnost, že jsou poměrně nezávislé na schopnostech a zkušenostech vyšetřujícího, jsou opakovatelné díky relativní jednoduchosti v metodice a poskytují „přesná“ čísla (otázka chyby měření). Nicméně, jakkoli jsou přístrojová nebo laboratorní vyšetření přesná, poskytují pouze dílčí výsledky a často nevysvětlují obtíže pacienta nebo jejich příčiny. Pocit jednoduchosti (mnohdy falešný) diagnózy často svádí k léčení nálezu, nikoli k léčení obtíží pacienta nebo jejich příčiny. Dále je třeba si uvědomit, že pro terapeutickou praxi mají výsledky obvykle pouze malý význam, zejména v případě funkčních poruch. Mnohem větší význam má využití přístrojových a laboratorních metod v chirurgických oborech (strukturální poruchy). Zobrazovací radiodiagnostické metody poskytují zásadní informace o makroskopickém vzhledu kostí a jejich struktuře (Lewit, 2000; Vařeka, 1999; Dungl, 2005).

3.2 Rentgenování (RTG)

Metoda je založena na principu různě diferencované absorpce svazku ionizujícího záření při jeho prostupu snímkaným objektem. Míra absorpce závisí na struktuře všech tkání, kterými paprsek prostupuje. Narůstá v závislosti na jejich hutnosti, zvláště

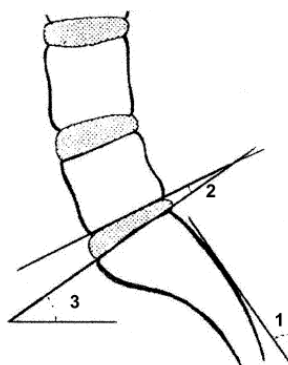
na rostoucím atomovém čísle prvků daných tkání. Zviditelnění diferencovaně oslabeného rentgenového svazku za objektem je umožněno zachycením na průmětnu. Obraz tak vzniká dopadem výsledného rentgenového svazku buď na rentgenový film a výsledkem je rentgenový snímek (skiagram) nebo na detekční část skiaskopického přístroje a výsledkem je pak skiaskopický obraz, který dovoluje sledovat dynamické jevy. Světlým až bílým místům na záznamu odpovídají tkáně s vysokým atomovým číslem, jako jsou kosti, kovové předměty nebo vysoce hutné orgány. Místům tmavým až černým odpovídají oblasti těla méně absorbující záření, jako např. plyn. Měkké tkáně mají nízkou absorpční schopnost a jejich rozlišení standardními rentgenovými snímky je obtížné a nedostatečné (Dungl, 2005; Rozkydal & Chaloupka, 2001). Pro funkční diagnostiku statiky páteře slouží především dlouhé snímky ve stoji. Z této pozice pak získáme (na rozdíl od klinického vyšetření) informace o postavení a sklonu křížové kosti a posledních bederních obratlů, tj. o skutečné bázi páteře. I přes negativní vliv spojený s radiační zátěží jde o nejčastěji využívanou zobrazovací a vyhodnocovací metodu postavení pánve a regionálních pánevních parametrů společně s diagnostikou postavení páteře, což potvrzují i mnohé studie. Regionální anatomické parametry jsou vymezeny prvním lumbálním obratlem a hlavicemi stehenních kostí. „Pelvic tilt“ je dán úhlem mezi přímkou vedenou ze středu kraniiální desky S1 do středu hlavic obou femurů a vertikálou. Za normu je považováno $12 \pm 6^\circ$. „Sacral slope“ popisuje úhel mezi kraniiální lištou S1 a horizontálou, normu uvádí různí autoři odlišně (viz kapitola typy pánve). „Pelvic tilt“ a „sacral slope“ jsou poziční parametry, které mohou být ovlivněny změnou v postavení dolních končetin (Vaz et al., 2002). „Overhang“, šířka pánve, představuje vzdálenost mezi vertikálami vedenými středem hlavic femurů a středem kraniiální desky S1, za normu je považováno 23 ± 14 mm v dorzálním směru. Jackson (in Kolář, 2006, 2009) doplnil předchozí veličiny o spojnicí mezi středy hlavic femurů (hip axis) a zadní horní hranou S1. Vzdálenost mezi „hip axis“ a S1 je definována jako „pelvic length“, která je závislá na poloze pánve v prostoru. Tuto linii úhlově vztahoval k různým rovinám, tak například při proložení přímkou procházející horní krycí deskou S1 dostáváme „pelvic radius angle“. „Pelvisacral angle“ je úhel mezi spojnicí středu sakrální lišty a středu hlavic femurů s přímkou proloženou koncovou lištou S1. Jedná se o pozičně nezávislý parametr, podobně jako je tomu u „pelvic incidence“, která představuje úhel mezi hlavicemi femurů a kolmicí vedenou středem sakrální lišty S1. Některými autory je popisována jako „anatomický podpis individua“. Norma je stanovena na $53 \pm 10^\circ$, v jeho hodnotách však existují velké variace, od 33° do 85° . Pokud je úhel větší, náklon pánve je větší a dají se předpokládat i výraznější střížné síly v dolních

segmentech bederní páteře. Příkré postavení (nad 63°) způsobuje i kompenzační bederní hyperlordózu. Pokud je však úhel menší než 43°, jedná se také o nestabilní situaci vyvolávající oploštění bederní lordózy (flat back) s příslušnými negativními následky. Při užití standardizovaného stoje pro zobrazení je „pelvic incidence“ součtem hodnot „pelvic tilt“ a „sacral slope“. (Kolář, 2006, 2009; Vaz et al., 2002).



Obrázek 11. „Sacral slope“ (A), „pelvic tilt“ (B), „pelvic incidence“ (C) a matematický vztah mezi jednotlivými parametry (in Vaz et al., 2002)

„Lumbosacral angle“ nazval Boxal (in Kolář, 2006) jako „slip angle“, svírá jej rovina procházející spodní plochou L5 a sakrální lištou S1 a za normu stanovil jeho hodnotu na 20 - 30 °. Evcik et al. (2003) uvádí, že obecně je „lumbosacral angle“ větší u žen než u mužů.



Obrázek 12. Lumbar angle (2) (in Evcik et al., 2003)

3.3 Výpočetní tomografie (CT)

Jedná se o rentgenovou digitální modalitu, která umožňuje zobrazení částí těla v mnoha tenkých vrstvách, obvykle příčných na podélnou osu snímané oblasti (šíře je 1-10 mm). Digitálním zpracováním lze vytvořit 3D obrazy pro lepší prostorovou orientaci. Výhodou této diagnostické metody je eliminace sumace absorpce veškerých

tkání, jako je tomu na klasických rentgenových snímcích a taky velmi přesné zobrazení absorpční schopnosti jednotlivých tkání odpovídající hodnotám atomových čísel. Dynamický rozvoj této metody dospěl do stadia tzv. spirálního (helikálního) CT a mnohvrstevného (multislice) zobrazení ve značně krátkém čase. CT je preciznější v hodnocení kalcifikací a kortikalis kosti (Dunzl, 2005; Sosna et al., 2001).

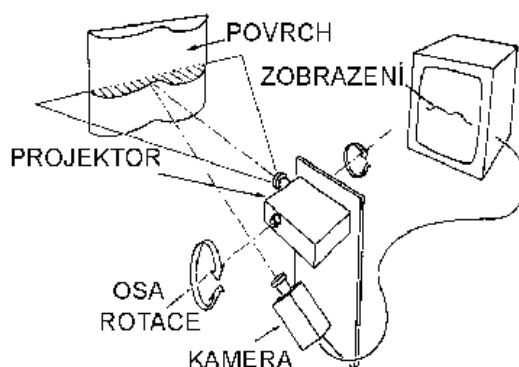
3.4 Magnetická rezonance (MRI)

Zobrazení magnetickou rezonancí je založeno na principu změn magnetických momentů atomových jader, protonů v silném statickém poli po aplikaci radiofrekvenčních pulzů. Aplikací pulzu o frekvenci, která je shodná s frekvencí precese protonů vznikne rezonance, vychýlení magnetického momentu o určitý úhel a synchronizace precese všech protonů. Po skončení pulzu se navrácí do původního stavu. Čas potřebný k návratu vychýleného magnetického momentu se nazývá relaxační čas T1. Relaxační čas T2 je čas rozsynchronizování precese. Signál je získán po sérii různých radiofrekvenčních pulzů, které se nazývají sekvence. Stejně místo vyšetřovaného objektu má rozdílnou intenzitu signálu při různých typech sekvencí. Z toho důvodu se zhotovuje větší počet různých typů sekvencí. Při vyšetření se zhotovují vrstevové obrazy pomocí různých typů sekvencí, které podávají informaci o rozdílech v relaxačních časech T1, T2 vážené (zdůrazněné, poměřované) sekvence, T2 vážené sekvence nebo množství protonů (sekvence vážená podle protonové denzity - PD vážený obraz). T2 hypersignální bývá bílá, T1 hyposignální tmavá a PD mívá signál střenění. Nejčastěji se magnetické rezonance využívá v neuroradiologii při zobrazení mozku a páteřní míchy. S úspěchem se taktéž využívá při vyšetření muskuloskeletálního systému (vazy, šlachy, tekutiny, kostní dřev), pro zobrazení měkkých tkání má MRI větší citlivost. Výhodou MRI je možnost zobrazení v libovolné rovině (vyšetření páteře) a že nedochází k radiační zátěži. Nevýhodou a současně kontraindikací je aplikace za přítomnosti kovových materiálů v těle. Vyšetření trvá delší dobu a je dražší (Dunzl, 2005). Magnetická rezonance je neobvyklý, nicméně možný neinvazivní způsob pro hodnocení funkčních změn. Ve studii Bendové et al. (2005) se začali zabývat prostřednictvím MRI o přesnou identifikaci intraindividuálních změn tvaru pánve jako důsledku změn mechanického chování svalů a ostatních měkkých tkání pánevního a kostrčového komplexu.

3.5 Diagnostické systémy snímající povrch těla

3.5.1 3D scanner

Umožňuje získat prostorovou informaci o tvaru. Jde o řádkový snímač se čtecím paprskem usměrněným soustavou zrcadel, který se pohybuje po snímané předloze. Množství světla snímaným předmětem prostoupivší nebo od něj odražené, se měří a digitalizuje. Při snímání velkoplošných předloh se využívá mechanický princip, kdy se snímací zařízení pohybuje nad předmětem a místo bodového čidla je využita maticová CCD kamera. 3D scanner může pracovat na principu projekce plošného světelného pruhu na povrch sledovaného objektu. Mimo osu tohoto světelného zdroje je umístěna kamera, která detekuje povrch s deformovaným světelným proužkem. Rovinný světelný laserový pruh může být horizontální nebo vertikální. Na základě znalosti vzájemné polohy kamery a roviny světla a předpokládané polohy každého obrazového bodu, je možné určit 3D souřadnice jednotlivých bodů na povrchu sledovaného tělesa (in Ryba, 2009).

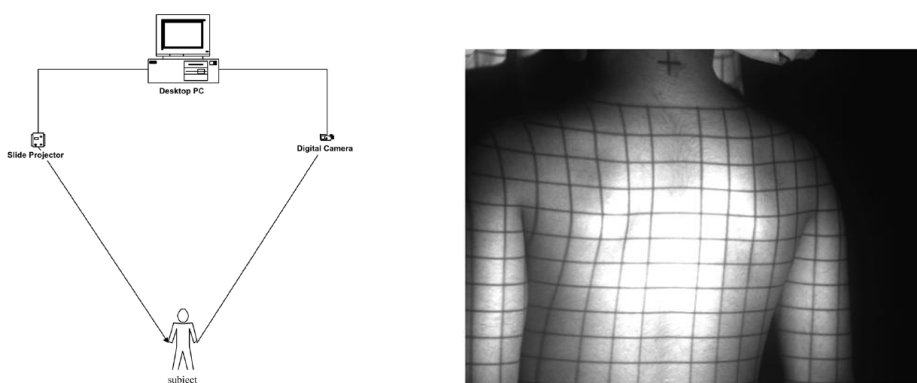


Obrázek 13. Princip snímání 3D scanneru dle Turner et Smith (in Ryba, 2009)

3.5.2 Moire a rasterstereografie

Moire topografie je metoda založená na interferenci světla a stínu, kdy pomocí viditelné části světelného spektra přenáší záření na povrch těla obraz lineární mřížky. V diagnostickém setu je obsažen světelný zdroj a fotografická kamera, které jsou uloženy v jedné rovině. Rovnoběžně s touto rovinou je mezi snímacím zařízením a vyšetřovaným pacientem umístěna mřížka. Tím se dosáhne toho, že se stínový obraz na těle deformuje a vznikají tzv. moire proužky. Z proužků se na nerovném povrchu těla vytvoří vrstevnice. Ty pak charakterizují výsledný obraz sledovaného povrchu, ze kterého je možné hodnotit asymetrie na trupu a postavení pánve. Celý proces probíhá v temné místnosti, aby okolní

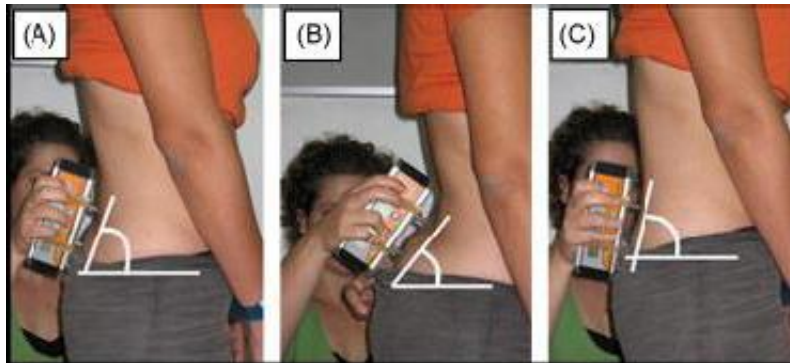
světlo nenarušovalo vznik požadovaného efektu. Rasterstereografie je noninvasivní metoda založená na fotometrických principech zabývajících se rekonstrukcí tvarů, měřením rozměrů a určováním polohy předmětů zobrazených na fotografických snímcích a vytvářejících tak 3D analýzu. Součástí zařízení je projektor, který promítá rastry (sít, mřížka) situované ve stejné vzdálenosti na zkoumaném objektu. Vzniklé „linky“ jsou zprohýbané v důsledku nerovného reliéfu snímaného objektu. Kamerový systém digitalizuje obrazy s následným transferem do počítačové podoby (Zubairi, 2002; Ryba, 2009).



Obrázek 14. Rasterstereografie (in Zubairi, 2002)

3.5.3 Digitální inklinometrie

Jedná se o neinvazivní metodu pro měření rozsahu pohybu v kloubech. Lze s ní však taktéž hodnotit náklon pánve. Ezra et al. (2008) uskutečnili studii zabývající se opakovatelností měření náklonu pánve. Výzkumný soubor osahoval 15 mužů a 15 žen subtilní postavy. Rozlišení digitálního inklinometru činilo $\pm 0,1^\circ$. Byl složen ze dvou ramen s výsuvnými čepy na jeho spodní straně. Vyšetřující přistupoval k probandovi z boku tak s přiložením přístroje na sakrum tak, že se spodní strana dotýkala sakrococygeálního skloubení. Po naměření náklonu pánve v neutrálním postavení pánve, v antevertzi a retrovertzi jedním vyšetřujícím následovala 30-ti minutová pauza. V mužské i ženské skupině měřili dva různí vyšetřující. Z výsledků vyplynulo, že ve skupině žen nebyly statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými vyšetřujícími. Statistické významnosti dosáhly rozdíly u mužů v antevertzním a retrovertzním postavení, v celkovém rozsahu pohybu pánví mezi těmito dvěma krajními polohami však byly výsledky podobné.



Obrázek 15. Měření náklonu pánve digitálním inklinometrem v neutrálním postavení (A), v anteverzii (B) a retroverzii (C) (in Ezra et al., 2008)

3.5.4 Fotografická metoda

Fotografická analýza s použitím reflexních značek umístěných na definovaných anatomických bodech lidského těla je další metodou vhodnou pro nám podobné studie. Vyžaduje kameru, reflexní značky a lepicí pásku. Coleman et al. (2008) prováděli studii, jejímž dílčím cílem bylo i hodnocení náklonu pánve ve vzpřímeném stoji, vsedě a vsedě s flektovaným trupem. Ten byl měřen jako linie mezi velkým trochanterem - SIAS vzhledem k vertikále. Dále byla měřena flexe hlavy a krku, kraniocervikální a cervikotorakální úhel, úhel bederní lordózy a další. Podobně jako v našem případě je reliabilita této metody závislá na palpaci vyšetřujícího a umístění značek na povrch těla, definování vzdáleností a úhlů a schopnost opakování.



Obrázek 16. Měření náklonu pánve vsedě (in Coleman et al., 2008)

3.5.5 DTP

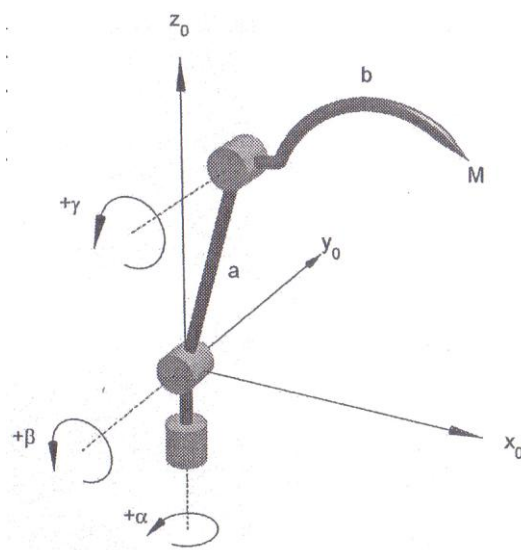
Jedná se o diagnostický systém původně vyvíjený laboratoří lidské motoriky naší fakulty pro neinvazivní diagnostiku deformit páteře. Fyzikálním principem je prostorové snímání bodů pomocí mechanického polohového snímače složeného z pantografického mechanismu a přesných inkrementálních snímačů. Poloha držení těla je určována tím způsobem, že na povrchu těla jsou označeny body, které jsou postupně snímány dotykem hrotu polohového snímače a prostřednictvím elektronické vyhodnocovací jednotky přenášeny do osobního počítače. Obslužný program WinPat3 přijímá a dekoduje přijímaná data, realizuje výpočet polohy bodů v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic vzhledem k ideální horizontále (vertikále) a předkládá naměřená data prostřednictvím výstupních protokolů. Protokoly zahrnují v tabulce vyjádřené číselné body a jejich názorné grafické zobrazení buď ve frontální a sagitální rovině (2D graf) nebo v perspektivní projekci (3D graf). Přesnost systému byla ověřena opakovaným měřením množiny kalibračních bodů přesně rozmístěných na kalibrační desce. Po statistickém zpracování výsledků byla zjištěná hodnota přesnosti $SD = 1,5$ mm (Krejčí et al., 2004; Kolisko et al., 2005).

Součásti diagnostického systému DTP-2

- Polohový snímač tvořený pantografickým mechanismem se dvěma rameny, jejichž vzájemná poloha v prostoru je snímána třemi úhlovými inkrementálními snímači.
- Elektronická vyhodnocovací jednotka (EVJ) předzpracovává signály z inkrementálních snímačů pomocí mikroprocesorových obvodů a posílá údaj o poloze snímačů po sériové lince RS 232 (COM) do osobního počítače.
- Základní deska s třemi nastavovacími body slouží k upevnění polohového snímače ke stolu a k definici tří nastavovacích bodů Z1, Z2, Z3 pro počáteční nastavení snímače polohy. Před zahájením měření je nutné tyto body nastavit do vodorovné polohy libelou. Sejmutím těchto bodů se nastavuje polohový snímač do počátečního stavu a současně je proveden výpočet směrnice vertikální osy, k níž jsou v prostoru vztahovány všechny měřené body.
- Otočná plošina, na které proband stojí, slouží k určení polohy a otočení probanda vůči polohovému snímači. Náslapnou plochu plošiny lze šroubovacími nožkami nastavit do vodorovné polohy. Aretační zařízení přišroubované na plošinu definuje po nastavení další tři nastavovací body X1, X2 a V. Spojnice bodů X1 a X2 je

rovnoběžná se spojnicí středů patních kostí. Bod V se před měřením nastaví do středu spojnice středů patních kostí.

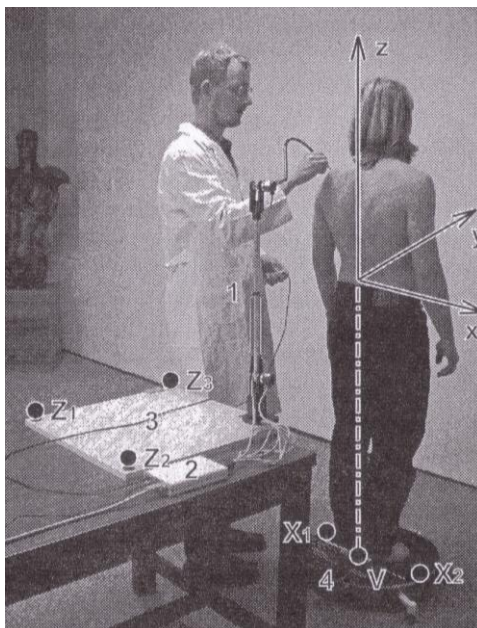
- Spínač - jeho stisknutím je podnětem pro EVJ k vyslání okamžité polohy hrotu polohového snímače.
- Síťový adaptér slouží k napájení ovládací jednotky a snímače polohy
- Kabelová redukce s konektory (Canon 9 a Canon 25) slouží k propojení ovládací jednotky se snímačem polohy. Propojovací kabel slouží k propojení ovládací jednotky s počítačem.
- Libela slouží k vyvážení nastavovacích bodů na základní desce do vodorovné polohy
- Softwarové vybavení zahrnuje program WinPat3 pro operační systémy Windows 95, 98, Me, 2000 a XP. Program přijímá a dekoduje data z EVJ, provádí výpočet bodů v kartézské soustavě souřadnic, zobrazuje naměřené body do výstupních protokolů a ukládá naměřená data do databáze.



Obrázek 17. Geometrický model polohového snímače. Široké válce znázorňují klouby se svými osami rotace. Úhly natočení α , β , γ jsou měřeny rotačními inkrementálními snímači (in Krejčí et al., 2004)

Tzv. nulová vertikála je vztyčena v bodě V analýzou bodů Z1, Z2, Z3. Osa z je totožná s nulovou vertikálou, výška počátku osy z je shodná s výškou nejnižšího snímaného bodu. Osa x je rovnoběžná se spojnicí bodů X1, X2 a je kolmá na osu z.

Osa y je dána pravidlem pravotočivé kartézské soustavy souřadnic. Tedy rovina xz je frontální rovinou a rovina yz je sagitální rovinou (Krejčí et al., 2004).



Obrázek 18. Snímání levého akromionu při diagnostice tvaru páteře (in Krejčí et al., 2004)

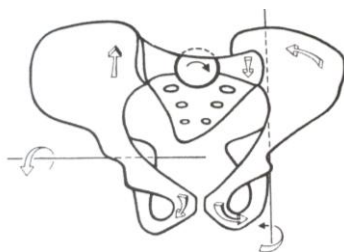
3.6 Klinické vyšetření pánve

Klinické vyšetření obecně neposkytuje přesná čísla, jako paraklinické metody vyšetřování, ale i přesto poskytuje důležité informace o stavu nejen pohybového aparátu vyšetřované osoby. Největší předností těchto vyšetřovacích metod (aspekce, palpce, auskultace) je zjištění kvality. Není náhodou, že je klinickému vyšetřování v klasických oborech přisuzováno 70 až 80% z výsledku vedoucímu ke korektnímu stanovení diagnózy (anamnéza 50%, fyzikální vyšetření 20-30%). Zbývajících 20-30% připadá na paraklinická vyšetření a případy, kdy se správnou diagnózu stanovit nepodaří. V případě postižení pohybového aparátu, zvláště u funkčních poruch, je význam klinických metod, především palpce a aspekce ještě vyšší (in Vařeka, 1999).

Tak jako u kterékoli oblasti, začínáme důsledně odebranou anamnézou, která nám poskytne hypotézy do dalšího vyšetřovacího postupu. Aspekci jsme schopni ze zadu zhodnotit zkreslení Michaelisovy routy (baze sakra, foveae lumbales, trn L5), stranové vybočení pánve, asymetrii v průběhu infragluteálních nebo intergluteální rýhy, jejíž vychýlení značí odchylku v postavení hrotu křížové kosti a kostrče k jedné straně. Palpační vyšetření začínáme laterálně na nejvyšším bodě pánevních hřebenů shora přiloženými prsty. Tichý (2006) pracuje při palpačním hodnocení postavení pánve s „prstovým

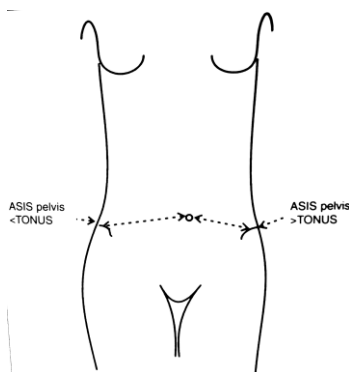
modelem“, u kterého špičky ukazováků představují přední trny kyčelních kostí a špičky palců trny zadní. Při normálním postavení by tedy měly být špičky všech prstů stejně vysoko. Gross et al. (1996) uvádí, že výšce ilických crist odpovídá segment L4/L5. Pak pokračujeme palpací směrem dorzálním a porovnááme výši paravertebrálně uložených částí kosti pánevní. Šikmou pánev definujeme jako postavení, při kterém jsou obě horní spinny jedné strany výše (níže), než je tomu na straně druhé. Podle Lewita (2003) se jedná o nejspolehlivější klinické kritérium rozdílné délky dolních končetin. Greenmanna (1996) doporučuje začít s vyšetřením pánve vždy ve stoji, poté v sedu a na závěr vleže na zádech a vleže na břiše. Vyšetření ve stoji a v sedu slouží diferenciatně diagnosticky. Během testování v sedu je vyloučen vliv dolních končetin a předpokládáme dysfunkci nad pletencem pánevním, naopak nález ve stoji nevylučuje problém v oblasti dolních končetin. K vyloučení rozdílu v délce dolních končetin vlivem odlišné délky bérků se využívá test flexe kolen vleže na břiše. Lewit (2003) a Hoppenfeld (1976) postupují při palpaci spinae iliacae posteriores superiores, zadních spin (SIPS) tak, že jsou vyhmatány zdola pohybem směrem nahoru a vně, protože spinny jsou směrem dolů zahroceny. Podobným způsobem se řídíme i u palpce předních spin. Stojí-li přední a zadní spinny stejně vysoko, je postavení pánve pravděpodobně normální a také dolní končetiny jsou nejspíše stejně dlouhé. Pouze horizontální vybočení pánve k jedné straně není způsobeno funkční poruchou pánve, nýbrž páteře. Náklon pánve (viz kapitola orientace pánve v sagitální rovině - možnosti klinického hodnocení) jsme schopni posuzovat dle Nelatonovy linie, tj. prostorového vztahu SIAS - trochanter major - tuber ischii. Další možnosti hodnocení je pomocí postavení přední a zadní horní ilické spinny nebo posouzením hloubky bederní lordózy. Levine a Whittle (in Magee, 2002) uvádí normální rozmezí úhlu mezi přímkou spojující obě spinny a horizontální rovinou 7 - 15 °. Pro zhodnocení „normálního“ náklonu pánve apečně - palpačním vyšetřením by měly přední i zadní spinny ležet přibližně v horizontále. Oblast sakroiliakálního (SI) skloubení není přístupná přímé palpaci, kloubní štěrbina je uložena v hloubce pod kyčelní kostí přibližně v úrovni S2 (in Gross, 1996). Tzv. sakroiliakální posun dle Cramera (in Lewit, 2003) je sekundární záležitostí při jiné poruše. Při pohledu zezadu bývá pánev lehce vybočena, většinou k pravé straně a jakoby lehce rotována, většinou nalevo. Hřeben pánevní jsou většinou symetrické, ale jedna zadní spina je uložena výše, obvykle pravá. Ze předu je pak situace opačná, tj. pravá přední spina leží níž než levá. Důležitým znakem sakroiliakálního posunu poukazující na poruchu funkce, je „fenomén předbíhání“. Během předklonu níže uložena zadní spina předbíhá druhou a dostává se výš, ovšem jen přechodně (asi 10 - 20 sekund), potom se jejich postavení

v předklonu vyrovná (Lewit, 2003; Gross et al., 1996). Jestliže fenomén předbílání přetrvává, hovoříme o sakroiliakální blokádě. Dle Dejunga (in Lewit, 2003) lze ozřejmit příznakem „spine sign“, kdy palcem jedné ruky nahmátneme trn L5 a palcem druhé ruky zadní horní spinu kosti kyčelní a vyzveme pacienta, aby pokrčil dolní končetinu, aniž by nadzvednul patu. Za normálního stavu spina na vyšetřované straně klesá, a tak se vzdaluje od trnu L5, při blokádě vzdálenost zůstává konstantní.



Obrázek 19. Schéma SI posunu dle Cramera (in Lewit, 2003)

Palpačně se u vyšetření pánve přesvědčujeme o postavení a bolestivosti symfýzy a sedacích hrbolů. Greenman (1996) popsal „shear dysfunction“ neboli „upslip“ a „downslip“, kdy jsou tuber ossis ischii a stydká kost při symfýze na jedné straně uloženy výš (níž). Jde pouze o palpační iluzi způsobenou různým napětím měkkých tkání přes které palpujeme kostěné struktury. Skutečnou diskretní změnu v postavení pánve Greenman s Taitem (in Lewit & Olšanská, 2005) popsal a označil jako „inflare a outflare“. Jedna SIAS stojí mediálněji a vyčnívá (inflare) a druhá laterálněji a je oploštělá (outflare). Na straně inflare je hypertonie v oblasti podbříšku, na straně druhé naopak hypotonie. Bylo také zjištěno, že na straně „inflare“ je omezena vnitřní rotace v kyčelním kloubu.



Obrázek 20. Schéma outflare-inflare (in Lewit & Olšanská, 2005)

Další změnu na pánvi popsal Silverstolpe (in Lewit, 1999) jako „pelvic dysfunction“. Jde o fenomén vyvolaný přebíhnutím hrudního vzpřimovače trupu,

při němž dochází k stahu bederního vzpřimovače, působícím dorzální flexi pánve „S reflex“. U tohoto klinického syndromu se nachází bolestivý bod laterálně v hýždí ve výši horního konce anální rýhy a další bolestivá palpace je v oblasti lig. sacrotuberosum. Podle Lewitta (1999) pochází takto palpovaný spoušťový bod z m. coccygeus. Léčí se tlakem na spoušťový bod pod lig. sacrotuberalae. Upravuje se tím nejen spoušťový bod ve vzpřimovači trupu, ale například i bolesti kostrče nebo křížové kosti. Lewit (2003) uvádí, že bolestivá kostrč je mnohem častější příčinou bolesti v kříži než vlastní kokcygodynie, jež je mnohem vzácnější. Bolestivý bod je lokalizovaný na ventrální ploše ohnutého konce a u pravé bolestivé kostrče se tento bod nachází přesně ve střední čáře. Při bolestivosti kostrče z jedné strany se jedná o přenesenou bolest, nejčastěji ze svalstva pánevního dna nebo sakroiliakálního skloubení. Lze často vidět hyperalgičnou kožní zónu na křížové kosti podobající se tukovému polštářku s velmi hladkou a napjatou kůží. V souvislosti s bolestivou kostrčí nebo lézí sakroiliakálního skloubení zjišťujeme ligamentovou bolest. Typická je převážně při statickém zatížení, zejména u hypermobilních jedinců. Jedná se o ligg. sacroiliacalia, iliolumbalia a lig. sacrotuberalia. Bolest vyvoláváme technikou, kdy uchopíme pokrčenou vzdálenější končetinu na zádech ležícího nemocného za koleno, flektujeme ji v kyčli a addukujeme. Při flexi v kyčli v pravém úhlu vyšetřujeme především iliolumbální a při flexi 60-70° sakroiliakální vaz. Testování sacrotuberálních ligament maximální flexí v kyčli i kolenou současně neposkytuje až tak diagnosticky hodnotitelné výsledky, spolehlivější je palpace bolestivého hrbolu sedací kosti. Důležité je zvyšovat tlak na koleno v podélné ose stehna. Jakmile dosáhneme vazivové bariéry, tak vyvolané napětí držíme několik sekund (20 s). Při bolestivosti iliolumbálního vazů nemocný pocítuje bolest v třísle. Pokud bolest vychází ze sakroiliakálního ligamenta, vyzraňuje v segmentu S1 (Lewit, 2003).

4 Cíle a hypotézy

4.1 Cíl práce

4.1.1 Hlavní cíle

1. Ověřit využitelnost diagnostického přístroje DTP-2 hodnotícího náklon pánve v klinické praxi
2. Stanovení reliability metody bilaterálním srovnáním dat ve dvou po sobě jdoucích měřeních
3. Posoudit metodický postup pro zjišťování náklonu pánve v neutrálním postavení, v maximální volní antevertzi a maximální volní retrovertzi.

4.1.2 Dílčí cíle

1. Zjistit, zda je rozdíl mezi pravou a levou stranou při prvním měření v neutrálním postavení pánve
2. Zjistit, zda je rozdíl mezi pravou a levou stranou při druhém měření v neutrálním postavení pánve
3. Zjistit, zda je rozdíl mezi prvním a druhým měřením zprava v neutrálním postavení pánve
4. Zjistit, zda je rozdíl mezi prvním a druhým měřením zleva v neutrálním postavení pánve
5. Zjistit, zda je rozdíl v rozsahu pohybu do maximální volní antevertze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava
6. Zjistit, zda je rozdíl v rozsahu pohybu do maximální volní retrovertze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava

4.2 Hypotézy

H₀₁: Není rozdíl mezi pravou a levou stranou při prvním měření v neutrálním postavení pánve

H₀₂: Není rozdíl mezi pravou a levou stranou při druhém měření v neutrálním postavení pánve

H₀₃: Není rozdíl mezi prvním a druhým měřením zprava v neutrálním postavení pánve

H₀₄: Není rozdíl mezi prvním a druhým měřením zleva v neutrálním postavení pánve

H₀₅: Není rozdíl v rozsahu pohybu do maximální volní antevertze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava

H₀₆: Není rozdíl v rozsahu pohybu do maximální volní retrovertze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava

5 Metodika

5.1 Charakteristika souboru

Soubor probandů byl tvořen skupinou mužů i žen ve věku 20 - 30 let. Jednalo se převážně o studenty fyzioterapie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v kombinaci se studenty z ostatních fakult stejnojmenné univerzity doplněných o několik „externích“ osob. Jednotlivým zúčastněným byla odebrána anamnestická data, po kterých následovalo orientační klinické vyšetření.

Všechny vyšetřované osoby byly srozumitelně seznámeny s cílem a metodikou měření. Souhlasily s účastí na měření i s použitím získaných dat a výsledků pro výzkumné účely. Probandi byli osoby bez výrazné, měření ovlivňující patologie a deformit v oblasti pánve a dolních končetin. Nikdo z probandů se neléčil pro onemocnění ani úraz, který by mohl být považován za aktuální příčinu změny v náklonu pánve či asymetrie v této oblasti a případně tím tak ovlivňoval výsledky měření.

Během vyšetřování a při vlastním měření nebyla brána v úvahu tloušťka kožní vrstvy (vzhledem k promítání bodů do roviny sagitální) a její možné, byť zanedbatelné posuny během pohybů do maximální volní antevertze a retrovertze. Probandi nebyli během stoje stabilizováni v žádném zařízení, které by zabráňovalo jakýmkoli titubacím. V úvahu nebyly brány ani potenciální morfologické změny na pánvi.

5.2 Vyšetřovací postup

5.2.1 Anamnéza

Anamnestické údaje byly odebírány pomocí dotazníku (viz přílohy).

5.2.2 Aspekčně - palpační vyšetření pánve

Palpační vyšetření bylo prováděno v korigovaném postoji s cílem stanovit odchylku na pánvi ve smyslu šikmá pánev, rotace, torze, antevertze, retrovertze. Vyšetřování začínalo ze zadu laterálně na nejvyšším bodě pánevních hřebenů, a to vždy shora, tak jak ve své publikaci popisuje například Gross et al. (1996). Posunutím rukou laterálně nad pasem umístěných směrem dolů s potřebným přitlakem se vyhmatal hřeben kyčelní kosti. Palpace spinae iliaca posterior superior (zadních horních spin) byla provedena palci zdola s přitlakem ve směru kraniálním, jelikož jsou zahroceny dolů. Podobným způsobem byly

nahmatány i spinae iliacae anteriores superiores (přední horní spiny). Jako šikmá pánev byla posouzena ta, u které hřeben kosti kyčelní, přední i zadní spina stejné strany byly níže (výše) než na straně druhé. Jestliže byla asymetrie v oblasti předních spin opačná než asymetrie spin zadních, šlo o torzi pánve. Rotace by znamenala pootočení pánve jako celku kolem vertikální osy. Z hlediska hodnocení náklonu pánve v sagitální rovině bylo považováno za normu, když spojnice předních a zadních spiny byly přibližně stejně vysoko. Pokud bychom se chtěli řídit dle přesných čísel, které uvádí Levine a Whittle (1996) (in Magee, 2002), jednalo by se o antevertzní postavení při snížení přední spiny vůči zadní o více než 15° (rozmezí normálního sklonu pánve 7 - 15°). Z toho vyplývá, že při úhlovém poklesu přední spiny vzhledem k zadní pod 7 °, už bychom hovořili o retrovertzi pánve. K tak přesné diagnostice je však zapotřebí některého ze zobrazovacích zařízení.

5.2.3 Vyšetření délky dolních končetin

Pomocí krejčovského metru bylo provedeno měření dle antropometrických parametrů od trochanter major femoris k malleolus lateralis fibulae vleže na zádech. Distance je nazývána jako „anatomická délka dolní končetiny“

5.2.4 Vyšetření stoje na dvou vahách

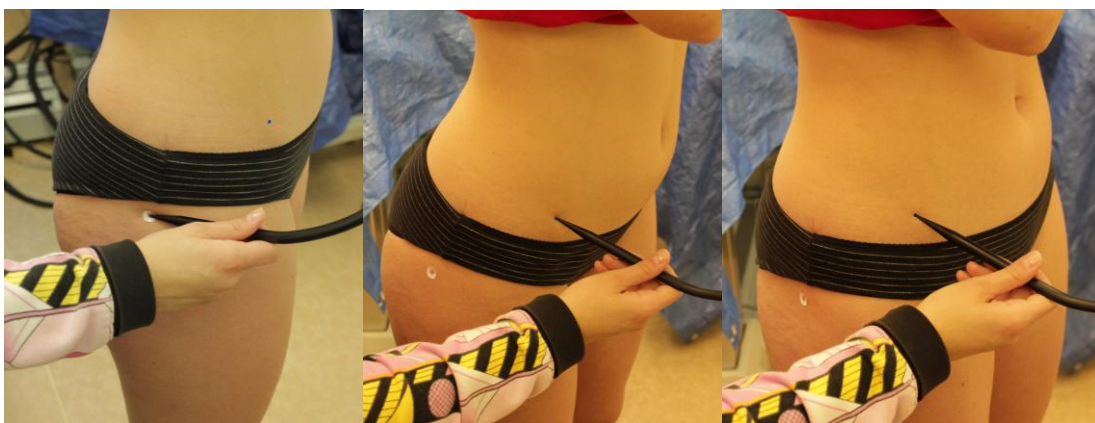
Rozložení hmotnosti těla bylo zjišťováno vážením na dvou kalibrovaných vahách současně. Naprosto symetrická zátěž obou dolních končetin je spíše výjimkou než pravidlem. Normální vzpřímený stoj „v pohovu“, tj. bez instrukcí, je zpravidla vždy asymetrický. Dle Véleho (2006) je na jedné dolní končetině vždy větší zátěž než na druhé, nicméně stranový rozdíl by neměl převyšovat 10-15 % celkové hmotnosti. Naším kritériem pro stanovení nálezu asymetrie byl rozdíl hmotnosti o více než 10 % hmotnosti probanda. Při měření stál proband ve spodním prádle klidně ve vzpřímeném stoji tak, že každá noha zatěžovala jednu váhu. Instrukce k probandovi zněly: postavit se na středy nášlapných ploch vah, horní končetiny podél těla, pohled očí směřovat dopředu v horizontální rovině, udržet klidový stoj.

5.2.5 Diagnostika náklonu pánve přístrojem DTP-2

V korigovaném stoji byly prvně palpovány a následně označeny snímané body bilaterálně. Při palpaci se postupovalo podle doporučení Hoppenfelda (1976) a Lewita (2003). Snímanými body byly místa na kůži označená adhezivní samolepkou přímo nad

zevním horním okrajem trochanter major femoris vpravo i vlevo a nad spina iliaca anterior superior vpravo i vlevo. Vyšetřovaná osoba byla měřena ve spodním prádle v neutrálním, tj. individuálně podmíněném návykovém vzpřímeném stoji tak, aby byly viditelné a přiložení hrotu obloukovitého ramene přístroje dobře přístupné všechny orientační body.

Obrázek 21. Snímání bodů na pánvi hrotem obloukovitého ramene DTP-2



Legenda:

Na prvním obrázku zleva vyšetřující snímá samolepkou označený trochanter major femoris v neutrálním (návykovém) postavení, na prostředním probíhá snímání podobně označené spina iliaca anterior superior na konci volního pohybu do maximální antevertze, u třetího obrázku jde vidět přiložení hrotu ramene na spina iliaca anterior orientovanou pod adhezivní samolepkou při dokončení volního pohybu do maximální retrovertze.

Vyšetřovaná osoba se postavila svým přirozeným způsobem na vodorovnou plošinu s patami opřenými o zarážku aretačního zařízení a rukama zkříženými na hrudníku. Měla zaujmout stoj se subjektivním vnímáním rovnoměrného rozložení hmotnosti na obě dolní končetiny, šířka stoje se neměnila. Při měřeních náklonu pánve v neutrálním (návykovém) postavení, maximální volní antevertzi a maximální volní retrovertzi měnil proband postavení pánve pouze na povel: „Naklop pánev maximálně dopředu dolů nebo podsad pánev maximálně nahoru a dozadu“. Ještě než došlo k vlastnímu měření, nacvičil si proband podle našich instrukcí tyto diferencované pohyby, přičemž nesměl flektovat kolenní klouby nebo výrazně pohybovat pánví v předozadním směru. Hlavní důraz byl kladen na co největší průběh pohybu v oblasti pánve. Snímání bodů probíhalo rychle, řádově v sekundových intervalech, s maximální snahou o přesnost. Výsledkem bylo numerické i grafické znázornění naměřených hodnot úhlů. K tomu aby bylo možno statisticky vyhodnocovat reliabilitu této metody, bylo měření realizováno bilaterálně a navíc ve dvou měřeních po sobě. Po prvním měření měl proband za úkol ujít po rovné

chodbě cca 40 metrů za účelem změny pohybového stereotypu. Následovala nová palpáce s označením snímaných bodů a druhé bilaterální měření.

V rámci této pilotní studie bylo měření na týchž probandech prováděno ještě dalšími dvěma vyšetřujícími. Ti však použili odlišný metodický postup nebo pracovali pouze s určitou skupinou osob a nebyli tak začleněni do společného statistického zpracování dat. Přesto však je pro zajímavost graficky znázorněno (viz přílohy) rozdělení naměřených náklonů pánve mezi jednotlivými vyšetřujícími.

5.2.6 Doplnková vyšetření

Byla testována svalová síla flexe trupu prováděním svalového testu dle Jandy (2004), tj. obloukovitou flexí za současně podložených kolen. Taktéž byla hodnocena svalová síla gluteálního svalstva odporovanou extenzí v kyčelním kloubu vleže na břiše za současné flexe kolenního kloubu. U vyšetření zkrácených svalů jsme se zaměřili na zkrácení flexorů kyčelního kloubu a hamstringů dle instrukcí Jandy (2004) (viz přílohy)

5.3 Statistické vyhodnocení

Statistické zpracování naměřených hodnot bylo provedeno v programu Microsoft Office Excel 2003 a následně vyhodnoceno programem STATISTICA 8.0. Pro zpracování výsledků bylo zprvu použito uspořádání hodnot do tabulkového formátu v programu Microsoft Excel, dále hodnocení metodami deskriptivní statistiky a nakonec určení statistické významnosti naměřených dat. Pro zhodnocení statistické významnosti při srovnávání dat z pravé a levé strany nebo z jedné strany ve dvou po sobě jdoucích měřeních se použilo t-testu pro závislé vzorky. Tímto způsobem byly porovnány průměry naměřených úhlů. Pokud vypočtená p-hodnota byla menší než hladina významnosti 0,05, byly rozdíly úhlů považovány za statisticky významné (Hendl, 2004).

6 Výsledky

6.1 Testování hypotézy H_01

H_01 : Není rozdíl mezi pravou a levou stranou při prvním měření v neutrálním postavení pánve.

Tabulka 1. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve.

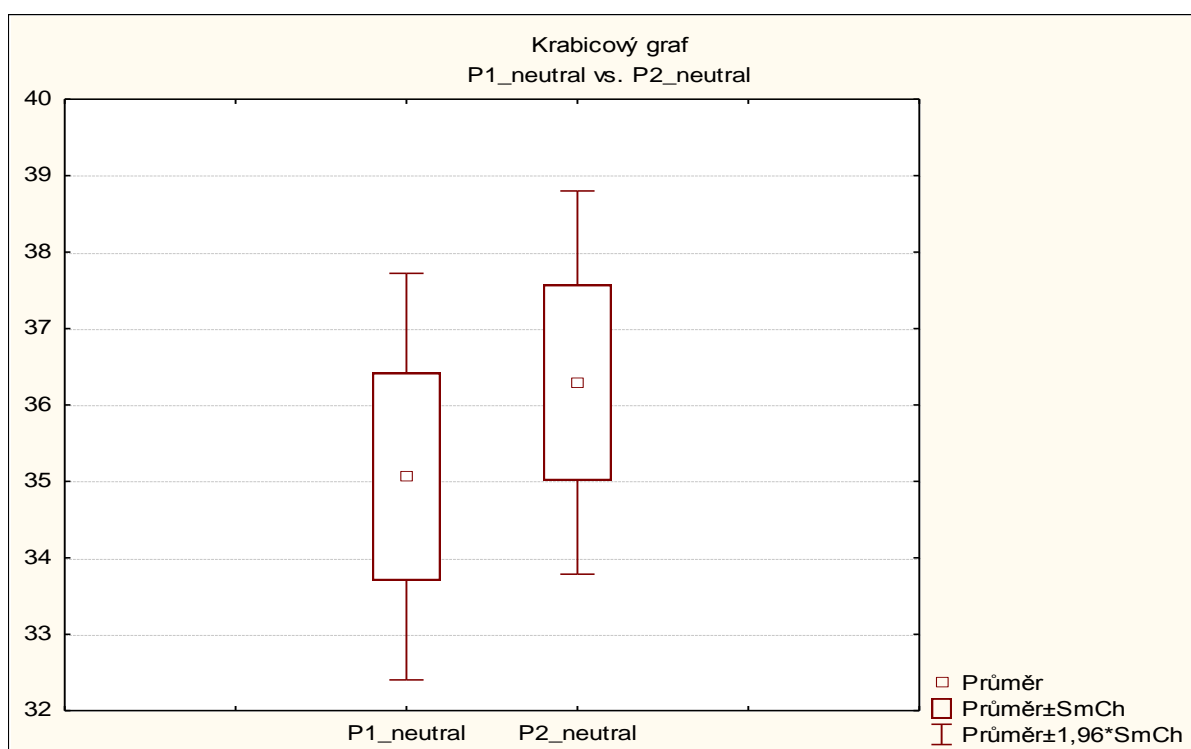
proměnná	t-test pro závislé vzorky, označené rozdíly jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	průměr	Sm.odch.	N	rozdíl	Sm.odch.rozdílu	p
P1neutral	35,06261	9,691912				
P2neutral	36,29294	9,132697	51	-1,23033	5,969045	0,147292

Legenda:

P1neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve poprvé zprava

P2neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve poprvé zleva

Obrázek 22. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve



Legenda:

P1neutral - skupina probandů změřených poprvé zprava

P2neutral - skupina probandů změřených poprvé zleva

Statistickým zpracováním výsledků se hypotéza H_01 potvrdila, není statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou stranou při prvním měření v neutrálním postavení pánve.

6.2 Testování hypotézy H_02

H_02 : Není rozdíl mezi pravou a levou stranou při druhém měření v neutrálním postavení pánve

Tabulka 2. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve.

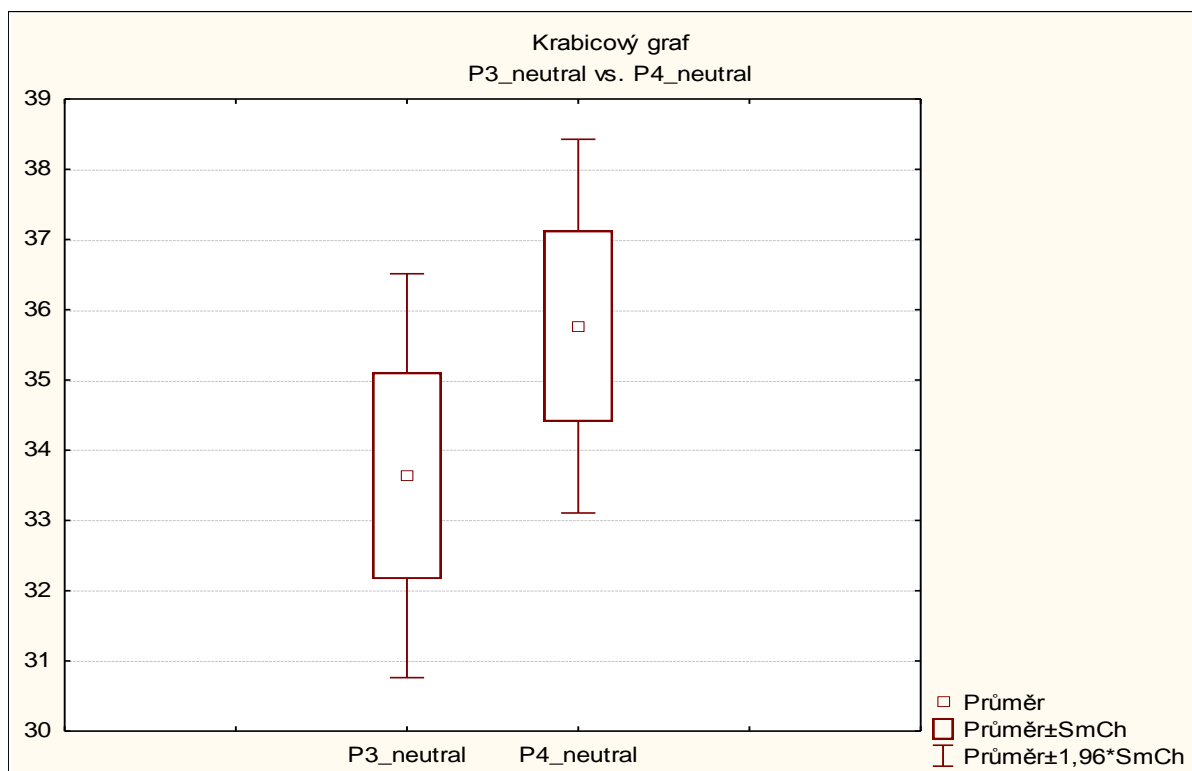
proměnná	t-test pro závislé vzorky, označené rozdíly jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	průměr	Sm.odch.	N	rozdíl	Sm.odch.rozdílu	p
P3neutral	33,63759	10,47389				
P4neutral	35,76694	9,69129	51	-2,12935	5,341417	0,006387

Legenda:

P3neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve podruhé zprava

P4neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve podruhé zleva

Obrázek 23. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve



Legenda:

P3neutral - skupina probandů změřených podruhé zprava

P4neutral - skupina probandů změřených podruhé zleva

Statistickým zpracováním výsledků je hypotéza H_02 zamítnuta, existuje statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou stranou při druhém měření v neutrálním postavení pánve.

6.3 Testování hypotézy H_03

H_03 : Není rozdíl mezi prvním a druhým měřením zprava v neutrálním postavení pánve

Tabulka 3. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve.

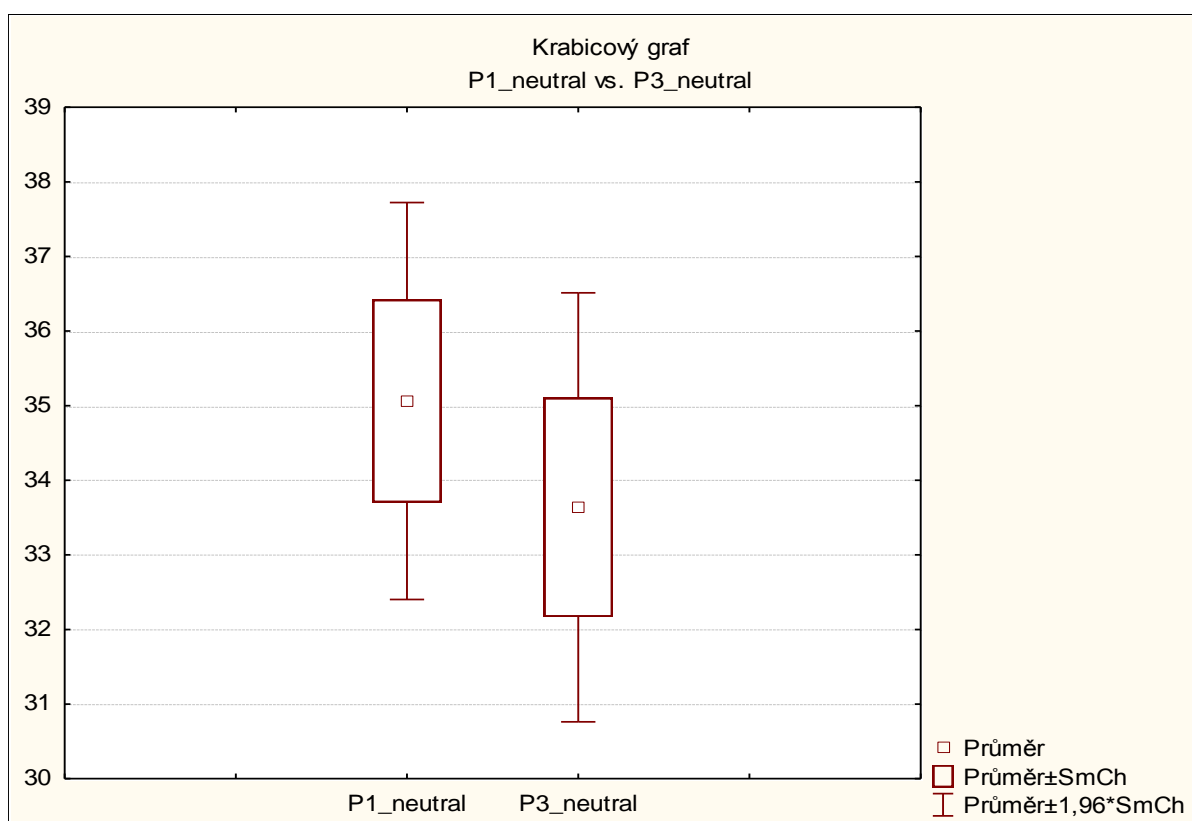
proměnná	t-test pro závislé vzorky, označené rozdíly jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	průměr	Sm.odch.	N	rozdíl	Sm.odch.rozdílu	p
P1neutral	35,0621	9,69191				
P3neutral	33,63759	10,47389	51	1,425020	4,164385	0,018108

Legenda:

P1neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve poprvé zprava

P3neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve podruhé zprava

Obrázek 24. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve



Legenda:

P1neutral - skupina probandů změřených poprvé zprava

P3neutral - skupina probandů změřených podruhé zprava

Statistickým zpracováním výsledků je hypotéza H_03 zamítnuta, existuje statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením zprava v neutrálním postavení pánve.

6.4 Testování hypotézy H_04

H_04 : Není rozdíl mezi prvním a druhým měřením zleva v neutrálním postavení pánve

Tabulka 4. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve.

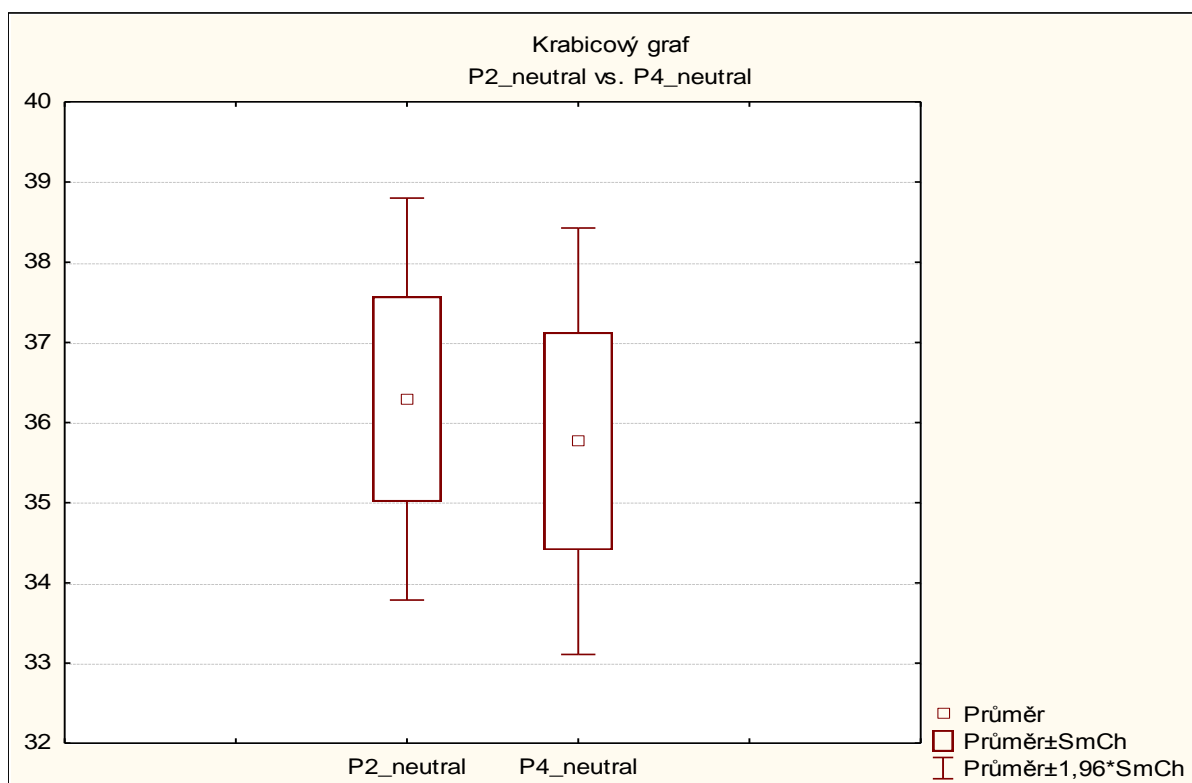
proměnná	t-test pro závislé vzorky, označené rozdíly jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	průměr	Sm.odch.	N	rozdíl	Sm.odch.rozdílu	p
P2neutral	36,29294	9,132697				
P4neutral	35,76694	9,691288	51	0,526000	4,247142	0,380686

Legenda:

P2neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve poprvé zleva

P4neutral - hodnota úhlu naměřeného v neutrálním postavení pánve podruhé zleva

Obrázek 25. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním postavení pánve



Legenda:

P2neutral - skupina probandů změřených poprvé zleva

P4neutral - skupina probandů změřených podruhé zleva

Statistickým zpracováním výsledků se hypotéza H_04 potvrdila, není statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením zleva v neutrálním postavení pánve.

6.5 Testování hypotézy H_05

H_05 : Není rozdíl v rozsahu pohybu do maximální volní anteverze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava

Tabulka 5. Statisticky zpracované hodnoty úhlových přírůstků naměřených na konci pohybu do maximální volní anteverze

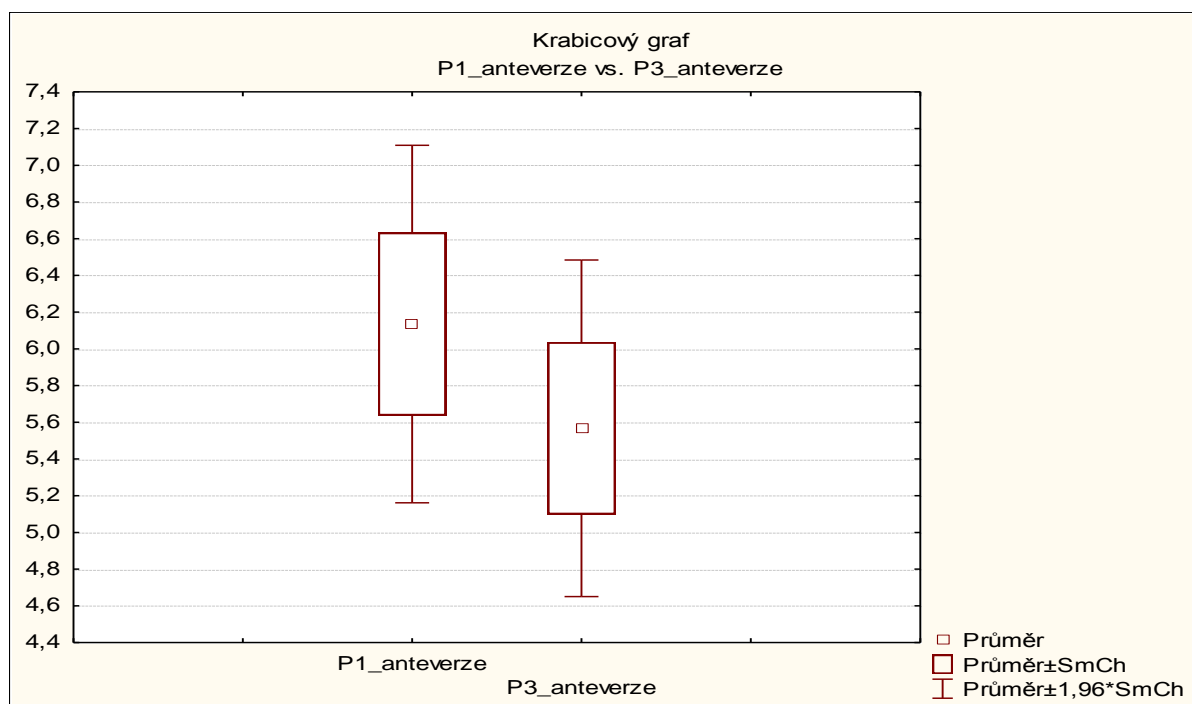
proměnná	t-test pro závislé vzorky, označené rozdíly jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	průměr	Sm.odch.	N	rozdíl	Sm.odch.rozdílu	p
P1anteverze	6,135157	3,548096				
P3anteverze	5,567412	3,340769	51	0,567745	1,313532	0,194999

Legenda:

P1anteverze - úhlový přírůstek na konci max. volní anteverze poprvé zprava

P3anteverze - úhlový přírůstek na konci max. volní anteverze podruhé zprava

Obrázek 26. Statisticky zpracované hodnoty úhlů na konci max. volní anteverze



Legenda:

P1anteverze - skupina probandů změřených poprvé zprava

P3anteverze - skupina probandů změřených podruhé zprava

Statistickým zpracováním výsledků se hypotéza H_05 potvrdila, není statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu (úhlovém přírůstku) do maximální volní anteverze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava.

6.6 Testování hypotézy H_06

H_06 : Není rozdíl v rozsahu pohybu do maximální volní retroverze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava

Tabulka 6. Statisticky zpracované hodnoty úhlových přírůstků naměřených na konci pohybu do maximální volní retroverze

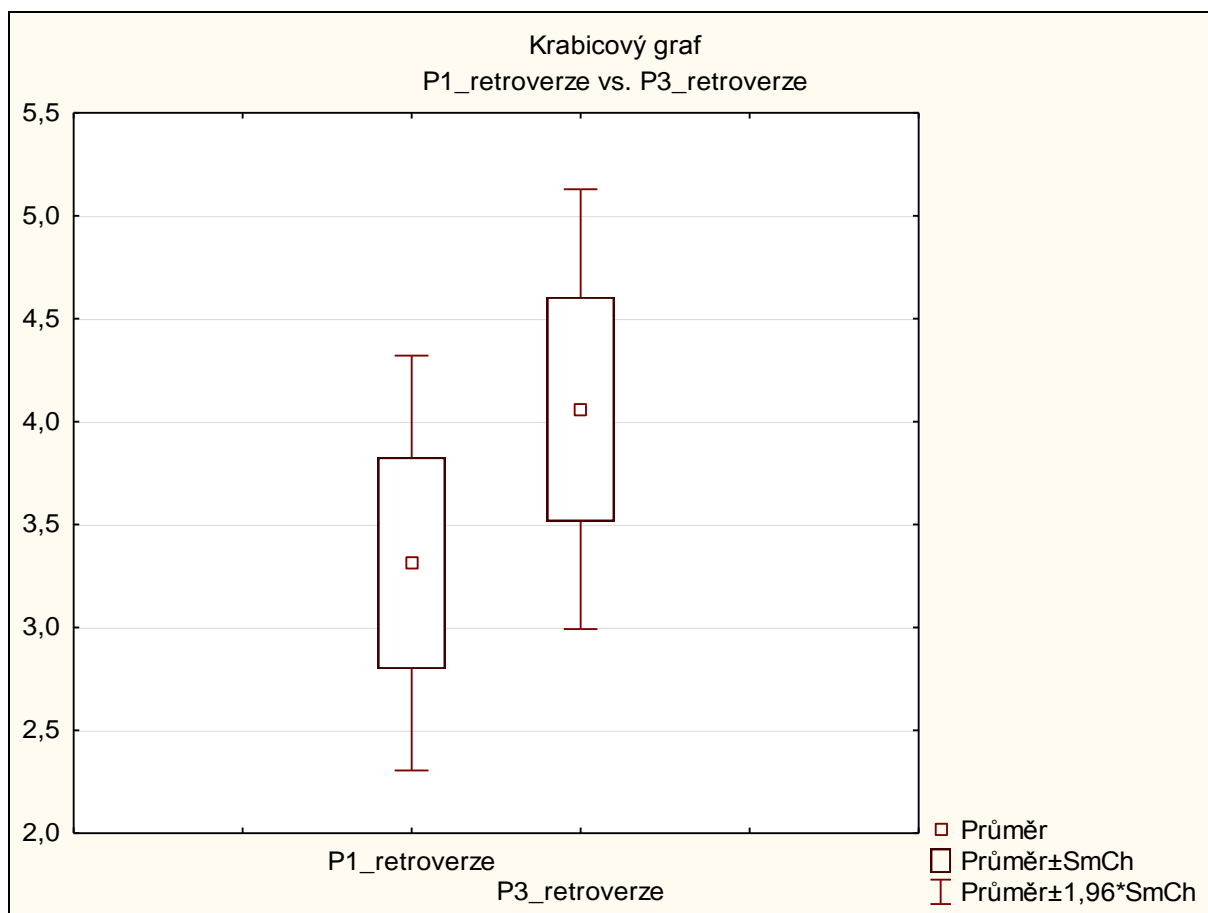
proměnná	t-test pro závislé vzorky, označené rozdíly jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	průměr	Sm.odch.	N	rozdíl	Sm.odch.rozdílu	p
P1retroverze	3,312686	3,672566				
P3retroverze	4,060333	3,892570	51	-0,747647	3,344374	0,116681

Legenda:

P1retroverze - úhlový přírůstek na konci max. volní retroverze poprvé zprava

P3retroverze - úhlový přírůstek na konci max. volní retroverze podruhé zprava

Obrázek 27. Statisticky zpracované hodnoty úhlů na konci max. volní retroverze



Legenda:

P1retroverze - skupina probandů změřených poprvé zprava

P3retroverze - skupina probandů změřených podruhé zprava

Statistickým zpracováním výsledků se hypotéza H_06 potvrdila, není statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu (úhlovém přírůstku) do maximální volní retroverze z neutrálního postavení pánve mezi prvním a druhým měřením zprava.

7 Diskuze

Naším výzkumným záměrem bylo ověřit využitelnost získaných dat pomocí diagnostického systému DTP-2 pro klinickou praxi fyzioterapeuta. Chtěli jsme zjistit reliabilitu měřicí metody a posoudit metodický postup při zjišťování náklonu pánve v neutrálním postavení, v maximální volní antevezi a maximální volní retroverzi. Jak podotýkají Sípalová a Janura (2000) ve vědecké práci existuje reálné riziko vzniku fenoménu „věda pro vědu“. Z toho důvodu by byla optimální možnost aplikovat dostupné poznatky do praktického života. Postupy vedoucí ke zpřesnění diagnostického procesu by měly mít pozitivní dopad na volbu nejvhodnějšího způsobu terapie.

Velkou výhodou zařízení DTP-2 je opakovatelnost a srovnatelnost výsledků měření poskytující okamžitou zpětnou vazbu například po terapeutické intervenci. Pro svou nízkou hmotnost, prostorovou nenáročnost a snadnou obsluhu je vhodný k využití nejen ambulantně, ale i v terénních podmínkách. Vyšetřovaná osoba není vystavena negativním vlivům zevního prostředí spojených s ozářením jako je tomu při radiodiagnostických metodách. Po naměření přibližně první desítky probandů se obsluha přístroje stala poměrně rutinní. Metoda je rovněž časově nenáročná, vyšetřovanou osobu po vyslečení do spodního prádla nezatěžuje déle než pár minut.

Metodika měření byla vytvořena na základě poznatků předešlých diplomových prací (Ryba, 2009). Po teoretickém a praktickém seznámení s jednotlivými částmi diagnostického systému DTP-2 byly provedeny prvně zkušební měření v jednotlivých variantách stoje. Aby bylo dosaženo co nejpohodlnější obsluhy přístroje, byla stojná plošina umístěna do přiměřené vzdálenosti od základní desky. Postavení probanda bylo čelem k přístroji, tak aby byly sejmuté bodů na pánvi dobře přístupné obě strany. Probandovi bylo umožněno stát po celou dobu vyšetření na jednom místě bez změny polohy. Vyšetřujícímu nečinilo větší obtíže po naměření pravé strany plynule přejít na stranu levou. Pozitivem je rychlost měření, kterou přístroj snímá body a převádí signály do elektronické podoby. Čas, který proband potřeboval k vyslečení, k tomu aby byl naměřen a k oblečení, zpravidla nepřesahoval 5 minut.

Analýzou dat náklonu pánve v neutrálním postavení zprava i zleva při prvním měření jsme dospěli k závěru, že neexistuje statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,147). Po prvním bilaterálním měření měl proband za úkol ujít po rovné chodbě cca 40 metrů za účelem změny pohybového stereotypu. Následovala nová palpáce s označením snímaných bodů a druhé, opakované měření zprava

i zleva. Posouzením hodnot náklonu pánve v neutrálním postavení v opakovaném měření se však ukázal být rozdíl statisticky významný na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,0064). Při srovnání mezi prvním a opakovaným měřením byl zjištěn statisticky významný rozdíl měření v přístupu z pravé strany na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,0181). Rozdíl mezi prvním a opakovaným měřením zleva v neutrálním postavení statisticky významný nebyl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,381). Možnost, že by mohla krátkodobá chůze po rovném povrchu významně ovlivnit hodnoty opakovaného měření, považuji spíše za zanedbatelnou. Zamítnout však nelze fakt, že při opakovaném měření se již obeznámený proband nepostavil zcela identicky. Jelikož se jednalo o poměrně homogenní skupinu osob, z nichž většina byla studenty fakulty tělesné kultury, nepředpokládám dopad větší únavy.

Příčinu nepřesnosti měření lze spatřit v náhodné chybě u přilepování adhezivní samolepky na kůži přímo nad palповanou kostní markantou v návaznosti na palpačním vyšetření. Po prvním měření byly samolepky odstraněny, aby opětovné označení bodů na pánvi bylo individuální záležitostí a výsledkem palpačních zkušeností. Ačkoli zdůrazňujeme výhody objektivizace, tak základ přístrojového měření tvoří subjektivně zatížená palpační vyšetřovací metoda. Ta má pro diagnostiku poruch v pohybovém systému zásadní význam, nicméně informace z ruky mají nesémantickou povahu a objektivně dokumentovat je nelze. Zatímco označení předních ilických spin nečinilo větší obtíže, oblast velkého trochanteru se tvarově vyznačuje interindividuálně poměrně vysokým stupněm variability. Naší snahou bylo palповat a označit horní zadní a zevní část této k povrchu těla prominující kostní struktury. To však bylo zvláště obtížné v případech u lidí se silnější podkožní tukovou vrstvou, kdy bývá velký trochanter spíše vkleslý v jamce. Naopak při bilaterální palpacii velkého trochanteru ze zadu byla vyšetřujícím subjektivně vnímána u poměrně velké části probandů stranová asymetrie, zejména ve smyslu výraznější prominence k jedné straně. Morfologické změny na pánvi nebyly zohledňovány. K tomuto faktu je však třeba přihlížet. Preece et al. (2008) popisuje u kadaverů s pánví fixovanou v anatomicky neutrální poloze variabilitu v náklonu pánve od 0° do 23° . Rozdíl mezi pravou a levou stranou se pohyboval v rozsahu od -6° (levá strana větší antevertze) do $+5^\circ$ (pravá strana větší antevertze). Stranová asymetrie tak činila někdy i více než 11° (16 mm na výšku). Taková morfologická odchylka by měla pravděpodobně vliv na hodnocení náklonu pánve v daleko větší míře, než svalové vektory sil působící mezi pánví a okolními segmenty. V naší studii jsme nehodnotili ani pohlavní rozdíly v náklonu pánve. Pracovali jsme se všemi probandy jako se stejnorodou skupinou, na které jsme

chtěli v první řadě posoudit reliabilitu měřící metody. Při diferencování mezi muži a ženami bychom mohli porovnat naše hodnoty s výsledky studie, kterou provedli Ezra et al. (2008). V jejich pojetí zjišťování náklonu pánve digitálním inklinometrem sejevily některé pohlavní rozdíly jako statisticky významné.

Nám velmi podobný metodický postup zvolil v dříve uskutečněné studii Gajdošík et al. (1985). Zjišťoval reliabilitu měření náklonu pánve v klidovém postoji, při provádění aktivní antevertze a retrovertze, a celkového rozsahu pohybu při provádění náklonů v oblasti pánve. Výzkumný soubor obsahoval dvacet zdravých mužů ve věkovém rozmezí 19-34 let. Mezi testem a re-testem byla 30-ti minutová pauza (relaxovaná poloha na zádech). Pro účely měření byla palpována a označena přední a zadní horní ilická spina vpravo (viz kapitola orientace pánve v sagitální rovině - možnosti klinického hodnocení). Měření prováděné pouze jedním vyšetřujícím vykazovalo velký stupeň reliability. Nebyly pozorovány zásadní rozdíly v hodnotách náklonu pánve, ani v rozsazích pohybu mezi testem a re-testem, až na vyšetřování rozsahu pohybu do retrovertze. Youdas et al. (1996) zjišťoval korelaci mezi náklonem pánve a tvarem bederní lordózy ve vzpřímeném postoji. Měření proběhlo na 90 zdravých dospělých osobách dvakrát po sobě. Náklon pánve byl určen pomocí inklinometru odečtením úhlových hodnot opět mezi spojnicí přední a zadní horní ilické spiny vůči horizontální rovině. Tímto způsobem provedené měření náklonu pánve jedním vyšetřujícím mělo velmi dobrou reliabilitu. Ve srovnání s našimi méně přesvědčivými výsledky považuji za rozhodující faktor právě zvolený metodický postup. Disponovali jsme sofistikovaným diagnostickým přístrojem umožňujícím okamžitý záznam dat, nicméně jako problémové se zdají být zvolené body na pánvi pro snímání přístrojem. Spina iliaca anterior superior a trochanter major femoris leží na velmi krátkém společném rameni. I zdánlivě malá změna v přiložení hrotu přístroje tak může způsobit velkou úhlovou změnu a statisticky významný rozdíl. Z toho vyvozujeme, že jiná varianta orientačních bodů jakou je například přední a zadní horní ilická spina, by byla pro vyhodnocování náklonu pánve pravděpodobně vhodnější. A to zejména z důvodu lepšího přístupu palpaci, kterou nám znesnadňovala variabilní plocha velkého trochanteru. Ryba (2009) ve své diplomové práci zjistil statisticky významný rozdíl při stranovém srovnání levé a pravé strany u skupiny hokejistů. V jeho případě to je však vysvětlováno dlouhodobým specifickým jednostranným zatěžováním spojeným s vedením kotouče a střelbou. Naš soubor probandů tvořili mladí zdraví jedinci, kteří neprovozovali sporty s jednostrannou zátěží a nebyla u nich nalezena žádná výraznější patologie v oblasti osového orgánu či dolních končetin potenciálně zkreslující výsledky měření.

Schopnost vyšetřovaného provést žádaný pohyb ve smyslu anteverze a retroverze je výsledkem svalové aktivace a zároveň relaxace. Je otázkou do jaké míry znalost lidského těla studenty fyzioterapie či tělesné výchovy ovlivňuje rozsahy výše uvedených pohybů. Podle některých názorů je náklon pánve, tvar bederní lordózy a funkce břišního svalstva založen na mechanickém principu, který je zásadní a nezávislý na motorickém učení. Vliv učení by měl být v našem případě eliminován dostatečnou instrukcí a nácvikem žádaných pohybů ještě před vlastním měřením. Slovní příkaz pak měl zajistit, aby pohyby byly vykonávány přesně. Přesto však byl předpokládán určitý vliv motorického učení mezi prvním a opakovaným měřením (test - retest). K přesnějšímu posouzení převahy spíše mechanického principu nebo zautomatizování pohybu, by stálo za pokus zrealizovat měření mezi skupinou sportovců a nespportovců, respektive pohybově méně nadaných jedinců. U lidí hůře vnímajících své tělové schéma, tj. jednotlivé části těla v prostoru by tak po určité době nácviku teoreticky mělo dojít k výraznější progresi. Descartes (in Véle, 2006) položil rovnítko mezi pohyb člověka a stroje. Strojové pojetí lidského účelově orientovaného pohybu je však nevyhovující. Zatímco stroj provádí opakované pohyby zcela přesně, u člověka není opakovaný pohyb nikdy identický, jelikož se průběžně adaptuje na aktuální stav zevního i vnitřního prostředí včetně psychiky. Adaptabilita účelového pohybu na prostředí tak do opakovaného měření zavádí neurčitost. S touto skutečností jsme kalkulovali při očekávaných hodnotách rozsahu pohybu do anteverze a retroverze mezi prvním a druhým pokusem. Statistickým zpracováním dat se ukázalo, že rozdíly v rozsazích pohybů, tj. úhlových přírůstcích mezi prvním a opakovaným měřením z téže strany nejsou statisticky významné na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,195; 0,117). To lze přisuzovat přesné instruktáži včetně dostatečného nácviku pohybů před vlastním měřením. Větší změna v rozsahu pohybu (rozdíl v hodnotách náklonu na konci pohybu mezi prvním a opakovaným měřením) však byl zaznamenán při pohybu do maximální volní retroverze, tj. pohybu ve směru antero - posteriorním. V tomto případě se shodujeme se studií Gajdošík et al. (1985), která nám může sloužit jako vhodné měřítko z důvodu sledování stejných proměnných. V jejich podání mělo opakované měření rozsahu pohybu do retroverze nejnižší reliabilitu. Vysvětlením je zřejmě fakt, že správně prováděný pohyb do retroverze je svým způsobem nejkompexnější a vyžaduje největší nácvik. V souvislosti s retroverzí je taktéž patrné, že hodnoty stupňových přírůstků v některých případech dosahovaly záporných čísel (viz tabulky). Vysvětlení lze nalézt v tom, že jde o specifický pohyb o velmi malém rozsahu, přibližně 2/3 rozsahu pohybu do anteverze (odvozeno z našich dat stupňových přírůstků). Pro účely této studie bylo

zapotřebí, aby proband vydržel v konečné pozici maximálně 3 - 5 sekund. Vzhledem k tak krátké době jsme nepředpokládali nutnost fixačního zařízení k prevenci titubací. U několika probandů se však zdálo být dokonce až nemožné pohyb do retroverze vykonat, potažmo v něm žádanou dobu setrvat.

Odborná literatura většinou neuvádí přesné kritérium toho, co je ještě normální náklon pánve a kdy už se jedná o postavení anteverzní. Levine a Whittle (1996) (in Magee 2002) uvádějí jako průměrný náklon pánve úhel tvořený horizontálou a spojnici přední a zadní spiny s hodnotou $11 \pm 4^\circ$. Anteverzní postavení pánve tak nastává, jestliže se přední spiny nacházejí více než 15° níže oproti spinám zadním, za současného zvětšení bederní lordózy. Takto definovaný úhel pouze pomocí aspekce a palpce v podstatě přesně zjistit nelze.

V našem přístupu jsme se rozhodli posuzovat náklon pánve podle Nelatonovy linie, nazývané taktéž jako „Roser - Nélaton line“ podle názvu chirurgů, kteří ji zavedli do praxe. Původní klinický význam spočíval v diagnostice luxace hlavice stehenní kosti nebo zlomeniny krčku stehenní kosti, pokud se velký trochanter nachází nad úrovní pomyslné spojnice přední horní ilické spiny a hrbolu sedací kosti. Pro stanovení normálního náklonu pánve by tedy velký trochanter měl ležet přímo na této spojnici. Z hodnot úhlů náklonu pánve dosažených touto metodou u 51 probandů v neutrálním, návykovém držení bylo provedeno grafické zpracování (viz přílohy). Nezávisle na reliabilitě měření spadá nadpoloviční většina vyšetřovaných do úhlového rozmezí $30 - 40^\circ$ vzhledem k horizontální rovině, a to v obou případech měření zprava. Metodami radiologické diagnostiky lze posuzovat úhel, který formuje horizontála a linie jdoucí horní plochou krycí destičky obratle S1. V zahraniční literatuře pro něj existuje několik druhů označení -, „sacral slope“ (Vaz et al., 2002), „sacral angle“ (Vleeming et al., 1997), „sacral horizontal angle“ (Evcik et. al, 2003), „the angle of sacrum“ (Kapandji, 1992). Jeho hodnota se podle různých autorů liší, což souvisí s již výše zmiňovaným problémem stanovení normativu v této oblasti. Greenman (in Vleeming, 1997) pozoroval u živých objektů snímkaných ve vzpřímeném stoji normální hodnoty $40 \pm 2^\circ$. Kolář (2006, 2009) uvádí jako normu hodnoty $41 \pm 8^\circ$. Ferguson (in Vleeming, 1997) popisuje normální zjištěnou hodnotu $30 - 40^\circ$ bočním snímkaním u kadaverů. Gutmann a Erdmann (in Lewit, 2003) rozlišují základní tři typy pánve, které mají dopad na její odlišný mechanismus funkce (viz kapitola typy pánve). První typ „asimilační“ pánev s hodnotou „sacral slope“ $15 - 30^\circ$. U průměrného nebo „normálního“ $30 - 50^\circ$. Posledním typem je pánev „přetěžovaná“ s hodnotou $50 - 70^\circ$. Tyto poznatky tedy poměrně dobře korelují

s našimi hodnotami náklonu pánve pomocí Nelatonovy linie. Největší počet probandů lze zařadit právě do skupiny normálního typu pánve v rozmezí 30 - 40 °. Druhá necelá polovina probandů by se dala přibližně rovnoměrně rozdělit do spektra asimilačních a přetěžovaných pánví. Hodnota náklonu pánve nemusí nutně poskytovat bližší informace o dalších proměnných. Tuto skutečnost podávají výsledky studie o poměrné nezávislosti mezi náklonem pánve, inklinací křížové kosti a křivkou bederní páteře, kterou uskutečnil Vaz et al. (2002). Nicméně data získaná pomocí diagnostického přístroje DTP-2 by se již dala využít jako objektivně podložený důkaz při podezření na klíčovou úlohu právě náklonu pánve u potíží v pohybovém systému. Časovým srovnáním dat bychom mohli zaznamenávat případné změny, které nastaly po vhodné terapii či tréninku.

Co se týče doporučení k inovacím funkce přístroje, lze souhlasit s Rybou (2009) na návrh změny grafického zobrazení. Pro lepší přehlednost by bylo vhodné zobrazovat výsledky v jediném okně. Vyšetřující by tak měl k dispozici okamžité srovnání pravé a levé strany. Pokud bychom považovali za normu hodnotu úhlu náklonu 30 - 40 ° v neutrálním postavení pánve, tak by se dala též aktuálně vyhodnocovat případná odchylka.

Určit validitu měřicí metody diagnostickým přístrojem DTP-2 znemožňuje absence komparativní vyšetřovací metody. Nabízí se srovnání s dalšími systémy pro snímání povrchu těla. Pro bližší poznání a stanovení vyšší stability měření vyplývá potřeba pokračovat v dalších výzkumných záměrech, hledat jiné varianty v metodickém postupu, zkoumat objektivitu metody zainteresováním více vyšetřujících osob atd. Vzhledem k současné suverénnosti radiologických metod by bylo nejpřínosnější srovnání výsledků s bočními rentgenogramy ve vzpřímeném stoji.

8 Závěr

Metodika splnila naše představy pouze v dílčích ohledech testování reliability náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2. Jednalo se o stranové srovnání hodnot náklonu pánve v neutrálním postavení zprava a zleva při prvním měření. Dále pak v rozsazích pohybu do maximální volní antevertze a maximální volní retrovertze při opakovaném měření zprava. Statisticky významný rozdíl byl při opakovaném měření srovnávajícím hodnoty náklonu pánve v neutrálním postavení zprava a zleva. Při posuzování prvního a opakovaného měření se ukázal být jako statisticky významný rozdíl v přístupu k měření zprava. Příčiny nepřesnosti měření lze shledat v palpaci velkého trochanteru stehenní kosti. Dle našeho názoru leží spojnice přední horní ilické spiny a právě velkého trochanteru na velmi krátkém rameni, kdy malá změna v označení snímaného bodu je schopna způsobit velkou, statisticky významnou úhlovou změnu.

Nezávisle na reliabilitě měření spadá v námi zvoleném hodnocení podle Nelatonovy linie v obou případech měření zprava více než polovina probandů se svým náklonem pánve v neutrálním postavení do úhlového rozmezí 30 - 40 °. Tento údaj poměrně dobře koreluje s uváděnými normotypy náklonu pánve, přesněji inklinací křížové kosti v sagitální rovině.

Diagnostický systém DTP-2 by při potvrzení validity, která se doposud nestala předmětem žádné práce, byl užitečný nejen v diagnostice, ale i v možném srovnání nálezů v průběhu terapie či tréninku. V blízké budoucnosti by měl být předurčen k dalšímu zkoumání.

9 Souhrn

Cílem práce bylo zjistit reliabilitu měření diagnostickým systémem DTP-2 zhodnocením náklonu pánve pomocí Nelatonovy linie. Základem přístroje je polohový snímač skládající se z pantografického mechanismu a přesných inkrementálních snímačů. Přidružený software je pak schopen prostorového snímání bodů a jejich záznamu. Výzkumem, který byl realizován na skupině zdravých osob ve věkovém rozmezí 20-30 let, jsme chtěli kvantifikovat a objektivně srovnat výsledky subjektivního palpačního vjemu. Na základě zjištěných hodnot náklonu pánve v neutrálním postavení, v maximální volní antevertzi a maximální volní retrovertzi jsme posuzovali různé aspekty metodického postupu.

Změřením určených bodů zprava i zleva se došlo k závěru, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou stranou při prvním měření v neutrálním postavení pánve na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,147). Statisticky významný rozdíl nebyl nalezen mezi prvním a opakovaným měřením zleva v neutrálním postavení pánve na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,381). Ve variantách stoje typu maximální volní antevertze a maximální volní retrovertze nebyl rovněž zaznamenán statisticky významný rozdíl ve stupňových přírůstcích mezi prvním a opakovaným měřením z pravé strany na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,195; 0,117). Jako statisticky významný se ukázal být rozdíl mezi pravou a levou stranou při druhém, opakovaném měření v neutrálním postavení pánve na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,0064). Při srovnání mezi prvním a opakovaným měřením byl zjištěn statisticky významný rozdíl v přístupu k měření z pravé strany na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (0,0181).

Výsledky této práce naznačují využitelnost přístroje pro praxi fyzioterapie. Na prvním místě by však v současné době měla být stále snaha o vytvoření uceleného metodického postupu a zajištění větší stability měření.

10 Summary

The aim of this thesis was to establish the reliability of the measuring with the diagnostic system DTP-2 by the pelvis lean evaluation using the Nelaton's line. The device basis is a positional sensor consisting of a pantographic mechanism and accurate incremental sensors. The affiliated software is then capable of spatial scanning of points and their recording. By means of the research that was carried out with a group of 51 healthy people aged 20-30 years we wanted to quantify and compare the results of a subjective palpation perception objectively. On the basis of the established readings of the pelvis lean in a neutral position, in a maximally voluntary anteversion and a maximally voluntary retroversion we considered various aspects of the methodological procedure. By measuring of the determined points both from the right and the left side we came to the conclusion that there is not a statistically significant difference between the right and the left side during the first measuring in a neutral pelvis position on the statistical significance level $p < 0,05$ (0,147). No statistically significant difference was found between the first and the repeated measuring from the left side in a neutral pelvis position on the statistical significance level $p < 0,05$ (0,381). Neither in the stand variants such as a maximal voluntary anteversion and a maximal voluntary retroversion was found a statistically significant difference in the step increases between the first and the repeated measuring from the right side in a neutral pelvis position on the statistical significance level $p < 0,05$ (0,195; 0,117). The difference between the right and the left side during the second, repeated measuring in a neutral pelvis position showed to be statistically significant on the statistical significance level $p < 0,05$ (0,0064). In comparison between the first and the repeated measuring a statistically significant difference was found out in the approach to the measuring from the right side on the statistical significance level $p < 0,05$ (0,0181).

The results of this thesis suggest the utility of this device for the physiotherapy practice. However, first and foremost should nowadays still be the effort to create a coherent methodical procedure and to provide a bigger measuring stability.

11 Referenční seznam

Anonymous (2010). *Nelaton's line*. Retrieved 19. 11. 2010 from the World Wide Web: http://en.wikipedia.org/wiki/Nelaton's_line

Anonymous (2011). *Pánev - transmisní systém*. Retrieved 6.5.2011 from the World Wide Web: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/dk_fcnipletenece_transmisni.php

Bendová, P., Fričová, M., Tichý, M., Seidl, Z., Špringrová, I., Horáčková, Š. & Pánek, D. (2005). MRI - identifikace změn tvaru pánve. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 86 - 90

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

Burch, J. (2002). *Lordosis: assessment and care*. Retrieved 10. 6. 2011 from the world wide web: <http://www.jeffreyburch.com/home/jb1/page/105/45>

Coleman, J., O'Sullivan, P., Perry, M., Smith, A. & Straker, L. (2008). Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. *Advances in physiotherapy*, 10, 66-75. Retrieved 11. 4. 2011 from EBSCOhost database on the World Wide Web

Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing

Dunzl, P. & al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada publishing

Dvořák, R. (2005). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 18 - 22

Dvořák, R. & Vařeka, I. (2000). *Několik poznámek k názorům na držení těla*. Retrieved 24. 3. 2009 from the world wide web: <file://localhost/D:/FYZIO/SPKT,%20METODY%20KINT/RMVL/posture.htm>

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

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

Evcik, D. & Yucel, A. (2003). *Lumbar lordosis in acute and chronic low back pain patients*. Retrieved 6. 2. 2011 from the world wide web: <http://www.springerlink.com/content/w8urfwab3u6vln5m/fulltext.pdf>

Ezra, N., Kurse, N., Man, L., Prushansky, T. & Schneiderman, Y. (2008). Reproducibility of sagittal pelvic tilt measurements in normal subjects using digital inclinometry. *Gait & Posture*, 28, 513 - 516. Retrieved 18. 3. 2011 from the ScienceDirect Database on the World Wide Web

Gajdošík, 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 - 173

Geiger, E., Muller, O., Niemeyer, T. & Kluba, T. (2007). *Adjustment of pelvispinal parametres preserves the constant gravity line position*. Retrieved 19. 12. 2010 from the world wide web: <http://www.springerlink.com/content/y3p62073nm231236>

Greenmann, P. E. (1996). *Principles of manual medicine*. Baltimore: Williams & Wilkins

Gross, J., Fetto, J. & Rosen, E. (1996). *Musculoskeletal examination*. London: Blackwell science

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

Hertling, D. & Kessler, R.M. (2006). *Management of Common Musculoskeletal Disorders: Physical therapy principles and methods*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins

Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton.

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

Kapandji. I. A. (1992). *The physiology of the joints. Vol. 3*. New York: Churchill Livingstone

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

Kim, H.J., Chung, S., Kim, S., Shin, H., Lee, J. & Song, M.Y. (2006). *Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle*. Retrieved 23. 1. 2011 from the world wide web: <http://www.springerlink.com/content/q4727712647618g1/fulltext.pdf>

Kolář, P. (1998). Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 142 - 147

Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152 - 164

Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3 - 17

Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 155 - 170

Kolář, P. & al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén

Kolisko, P. & kol. (2005). *Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1,2*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Krejčí, J. & kol. (2004). Využití diagnostického systému DTP-2 v kinantropologii. *Tělesná kultura*, 29, 1, 98 - 106.

Levine, D., Walker, J.R. & Tillman, L.J. (1997). The effect of abdominal Muscle strengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis. *Physiotherapy Theory and practise*, 13, 3, 217 - 226

Levine, D. & Whittle, M. (1996). The effect of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 24, 3, 130 - 135

Lewit, K. (2000). Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99 - 101

Lewit, K. (1999). Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 46 - 48

Lewitt, K. & Olšanská, Š. (2005). „Outflare - inflare“ - změna postavení pánve. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3 - 5

Lewitt, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, 5. přepracované vydání.

Lippold, C., Danech, G., Schilgen, M., Drerup, B. & Hackenberg, L. (2006). *Relationship between thoracic, lordotic and pelvic inclination and craniofacial morphology in adults*. Retrieved 8. 12. 2010 from the world wide web: http://www.hakomed.it/pdf/Hackenberg%20et%20al_Relationship_2006.pdf

- Magee, D. J. (2002). *Ortopedic physical assessment*. Philadelphia: Saunders
- Preece, S.J., Willan, P., Nester, C., Smith, P.G., Herrington, L. & Bosket, P. (2008). Variation in pelvic morphology may prevent the identification of anterior pelvic tilt. *The journal of manual & manipulative therapy*, 16, 2, 113 - 117
- Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E. & Dimnet, J. (2005). Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human spine and pelvis in the standing position. *Spine*, 30, 3, 346 - 353
- Rozkydal, Z. & Chaloupka R. (2001). *Vyšetřovací metody v ortopedii*. Brno: Masarykova Univerzita.
- Ryba, L. (2009). *Možnosti hodnocení postavení pánve diagnostickým systémem DTP-3*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc
- Sípalová, M. & Janura, M. (2000). *Fyzioterapie - empirie, výzkum, věda ? Využití biomedicínkých a biofyzikálních metod na FTK UP v Olomouci*. Retrieved 17. 10. 2008 from the world wide web: file://localhost/D:/FYZIO/Charakter%20oboru%20fyzioterapie/science.htm
- Skalka, P. (2002). Možnosti léčebně rehabilitace v léčbě močové inkontinence. *Urologie pro praxi*, 3, 94-100.
- Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D. & kol. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton
- Tichý, M. (2006). *Dysfunkce kloubu II. Pánev*. Praha: Nakladatelství Miroslav Tichý
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84 - 85
- Vařeka, I. (1999). Klinické a „paraklinické“ vyšetřovací metody pohybového systému. In Válková, H. & Hanelová Z. (Eds.) *Pohyb a zdraví*. Olomouc: Univerzita Palackého, 543-545.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I.část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115 - 121
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II.část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122 - 129

Vaz, G., Roussouly, P., Berthonnaud, E. & Dimnet, J. (2002). *Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine*. Retrieved 4. 1. 2011 from the world wide web: <http://www.springerlink.com/content/kylp2yalakp5egep/fulltext.pdf>

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

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

Vleeming, A., Mooney, V., Dorman, T., Snijders, C. & Stoeckart, R. (1997). *Movement, stability and low back pain. The Essential role of the pelvis*. London: Churchill Livingstone

Walker, M.L., Rothstein, J.M., Finucane, S.D. & Lamb, R.L. (1987). Relationship between lumbar lordosis, pelvic tilt and abdominal Muscle performance. *Physical therapy*, 67, 4, 512 - 515.

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 - 1080

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 - 274

Zubairi, J.A. (2002). *Application of computed-aided rasterstereography in spinal deformity detection*. Retrieved 9. 4. 2011 from the world wide web: http://www.cs.fredonia.edu/zubairi/imavis_402.pdf

Žák, I., Brožík, J., Kočí, J. & Ferko, A. (2006). *Traumatologie ve schématech a RTG obrazech*. Praha: Grada publishing

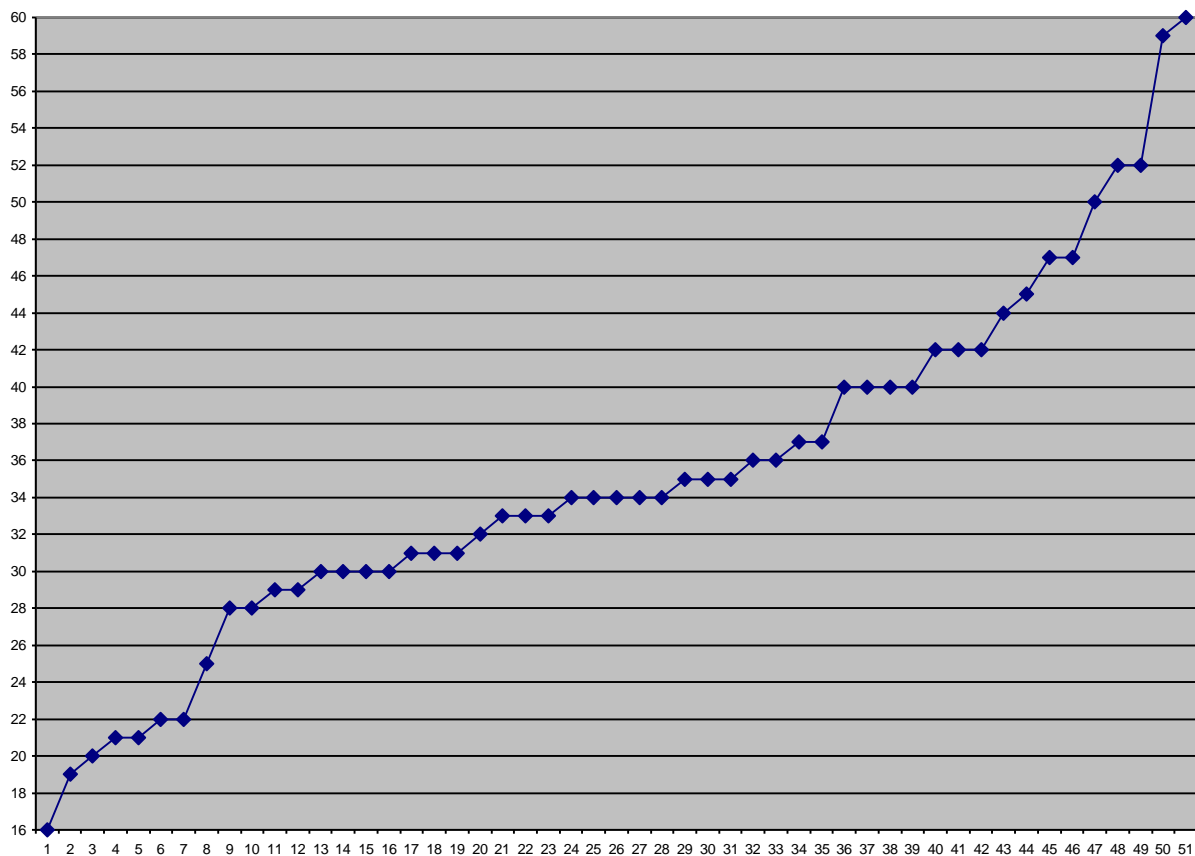
12 Tabulky

Tabulka 7.

neutrální postavení pánve - stupně od horizontály				maximální antevertze - stupňový přírůstek od neutrálního postavení				maximální retrovertze - stupňový přírůstek od neutrálního postavení			
pravá1	levá1	pravá2	levá2	pravá1	levá1	pravá2	levá2	pravá1	levá1	pravá2	levá2
40,460	46,093	36,013	41,386	6,512	4,547	5,832	10,814	4,778	8,710	5,759	10,014
29,622	30,462	32,973	29,341	6,330	7,221	5,113	8,066	3,139	1,584	0,397	4,388
21,347	23,527	17,044	19,690	9,474	1,262	3,563	2,567	5,648	6,251	6,390	5,913
40,466	34,693	40,404	34,243	8,303	4,894	5,371	3,682	4,191	0,430	0,533	0,223
21,434	25,553	21,415	20,667	5,034	4,949	7,610	5,060	2,728	2,672	1,124	1,340
29,204	27,022	36,004	38,109	12,875	9,399	12,180	10,023	2,840	2,358	3,444	3,331
45,453	44,369	42,548	40,241	2,095	5,010	3,272	2,889	3,153	2,481	2,815	2,726
32,918	37,864	31,557	35,407	5,649	5,475	2,984	1,694	5,608	4,789	6,745	7,715
19,872	25,274	18,738	25,601	7,568	5,121	7,525	5,778	3,124	-0,780	6,654	2,247
28,930	26,447	25,640	26,776	4,223	1,864	-0,145	4,349	6,031	4,715	7,109	1,715
25,361	27,650	24,550	29,899	10,310	3,387	9,778	6,368	-3,164	3,515	-0,617	2,824
35,131	40,518	31,006	33,120	10,117	9,158	12,415	10,029	7,094	1,411	3,128	6,262
22,217	17,151	19,295	18,039	6,279	5,063	2,449	3,831	-0,113	1,840	1,895	0,949
28,054	23,403	24,862	26,353	3,515	2,560	5,819	2,040	0,968	5,081	2,052	2,563
41,542	48,674	41,628	50,526	6,476	6,348	5,663	6,897	4,205	2,301	3,666	0,627
47,087	39,271	38,914	40,582	-0,134	-3,111	-3,704	0,902	-2,208	2,534	1,265	-2,841
36,938	39,796	40,810	34,591	2,147	5,385	8,348	2,086	3,646	-3,588	-4,313	2,039
31,425	38,865	33,976	37,620	8,527	6,456	5,907	8,023	1,696	-1,773	1,001	2,403
33,565	39,970	39,518	33,831	4,983	7,152	4,764	1,527	1,763	-0,252	2,802	4,500
32,263	50,415	30,042	48,252	18,417	16,366	8,765	15,999	11,443	6,461	15,369	10,092
29,227	30,002	21,818	31,438	6,492	7,553	6,520	7,682	1,853	1,100	5,254	2,969
34,365	27,758	27,132	31,511	5,260	4,539	2,637	4,928	11,540	11,696	13,290	9,093
58,733	54,422	57,677	57,856	6,814	8,735	6,372	8,485	6,193	4,529	11,230	4,725
34,410	33,330	31,833	37,583	5,249	3,163	3,105	3,135	-1,634	2,733	5,150	2,563
30,089	39,136	30,446	35,745	4,486	3,641	2,637	-1,194	3,685	1,023	2,021	3,024
35,070	39,336	37,398	38,306	3,547	1,384	3,947	0,562	3,973	3,343	2,448	7,614
27,639	21,710	13,680	19,286	12,937	12,928	12,894	12,874	1,385	3,707	7,349	5,401
47,184	48,440	43,375	43,402	-1,277	1,126	1,143	1,995	-0,155	-2,228	0,294	-1,869
33,306	43,729	34,691	33,510	9,492	12,926	11,992	14,527	6,350	5,193	6,715	7,041
37,194	41,927	37,094	40,084	0,083	7,841	1,613	4,129	8,605	2,112	6,401	-2,809
18,972	25,664	20,405	25,640	7,089	6,840	6,952	11,586	6,771	2,075	5,667	6,028
51,535	42,566	48,781	39,845	3,975	-0,102	5,802	3,805	5,950	7,372	3,171	13,605
49,666	47,343	42,019	49,818	2,830	1,301	2,324	3,254	4,913	4,996	6,990	1,567
39,845	46,175	34,499	43,659	9,335	10,075	8,023	7,100	0,839	0,734	8,056	5,078
35,917	33,872	38,410	36,624	3,560	3,092	9,205	5,161	1,196	8,474	3,340	5,436
51,655	36,212	58,099	47,945	6,200	3,351	3,474	4,091	-0,859	8,348	4,868	4,135
34,565	38,341	33,229	37,760	4,532	1,635	3,311	2,261	3,256	8,264	4,756	2,407
33,368	32,979	37,189	30,842	9,849	-0,450	4,671	2,888	0,304	-0,972	-4,480	-2,913
15,788	14,588	9,969	11,822	5,489	4,591	1,618	4,993	0,601	2,452	5,724	1,363
30,164	36,041	32,963	38,705	1,952	8,298	6,863	6,694	4,699	3,309	2,731	2,684
33,780	40,743	37,081	32,927	1,326	-0,008	4,497	3,905	0,821	1,555	-1,627	-0,738
44,196	40,081	44,841	42,787	5,181	2,097	2,187	5,527	-3,374	5,806	5,589	1,911
36,245	35,830	31,181	31,634	9,311	3,865	2,722	4,597	-2,226	6,120	1,304	6,114
31,003	41,740	32,319	42,327	9,673	14,469	6,499	8,198	9,806	4,274	7,841	5,696
41,912	44,176	39,165	44,215	7,273	7,147	8,895	8,457	11,325	8,857	9,509	6,396
42,376	38,144	41,513	39,533	3,863	2,421	6,607	5,780	1,303	2,371	1,103	2,398
40,485	40,606	39,673	46,378	7,056	1,526	7,619	3,226	-2,820	4,666	-2,074	0,112
22,311	27,144	19,467	28,057	4,105	11,380	6,109	10,578	5,767	0,339	3,600	1,660
30,547	29,776	21,699	23,957	6,471	8,442	6,385	7,912	5,035	4,750	7,930	8,672
59,749	53,946	55,695	58,778	4,502	3,246	3,822	-3,993	2,071	4,761	2,833	1,019
33,608	38,166	35,239	37,866	7,538	11,144	9,984	11,627	5,703	1,068	2,876	3,692

13 Přílohy

Obrázek 28. Grafické zobrazení hodnot úhlů náklonu v neutrálním postavení pánve při prvním měření zprava.

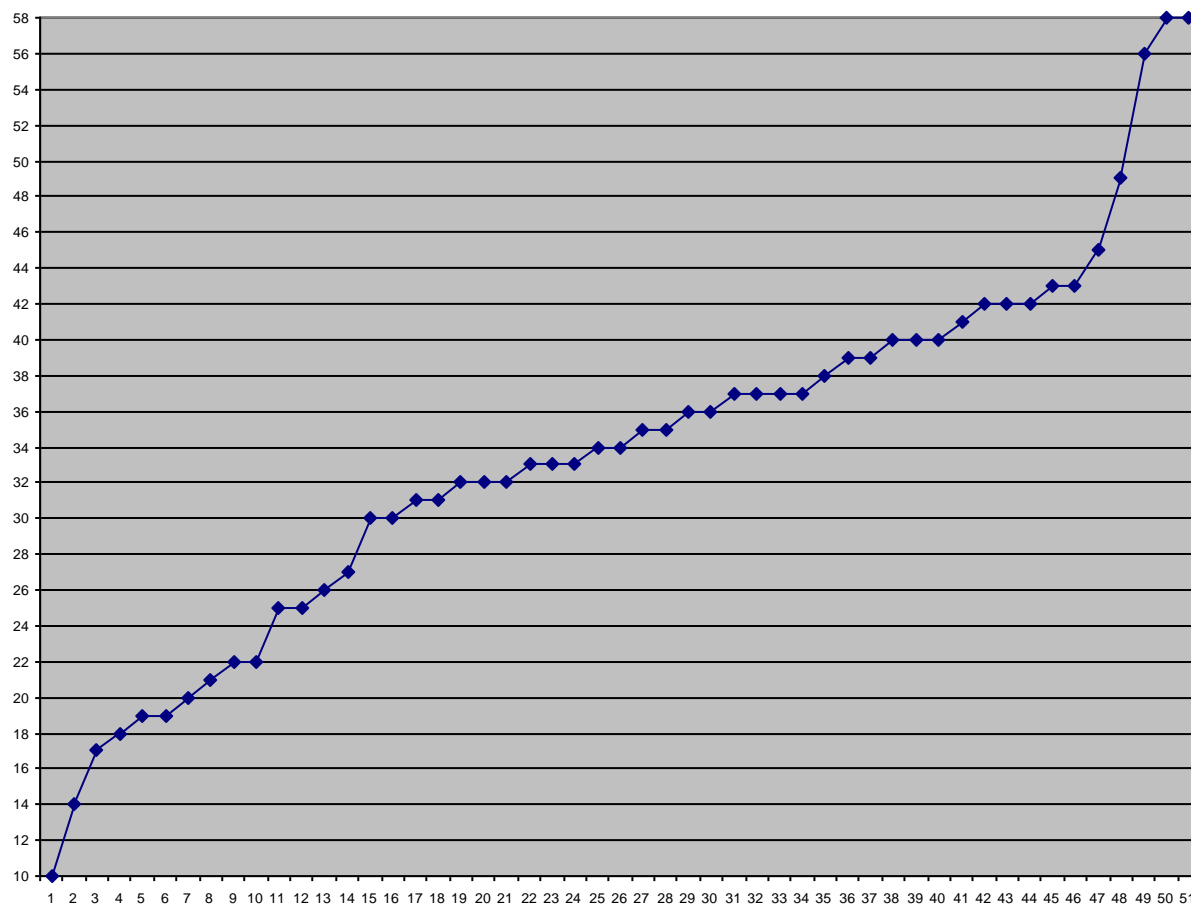


Legenda:

osa x - počet probandů

osa y - hodnoty úhlů od nejnižších po nejvyšší vzhledem k horizontální rovině

Obrázek 29. Grafické zobrazení hodnot úhlů náklonu v neutrálním postavení pánve při druhém, opakovaném měření zprava.

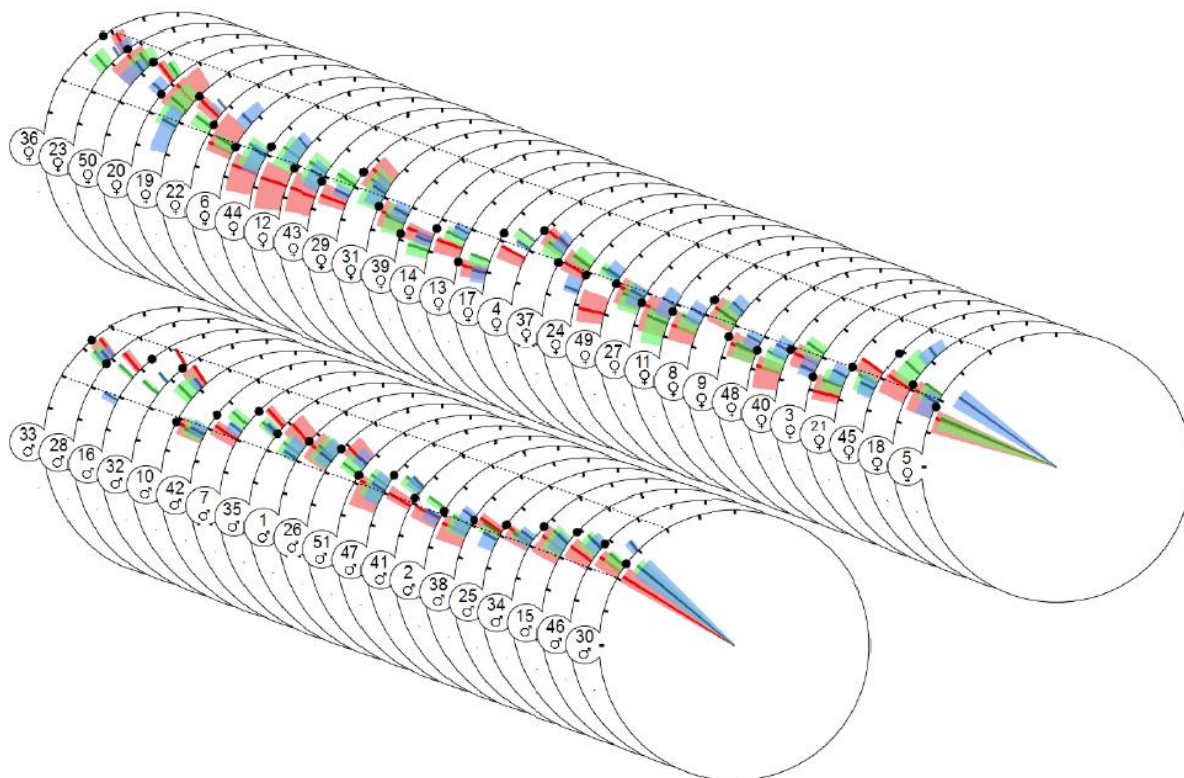


Legenda:

osa x - počet probandů

osa y - hodnoty úhlů od nejnižších po nejvyšší vzhledem k horizontální rovině

Obrázek 30. Grafické znázornění rozdělení náklonů pánve dle pohlaví. Pro účely této práce zpracoval MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D



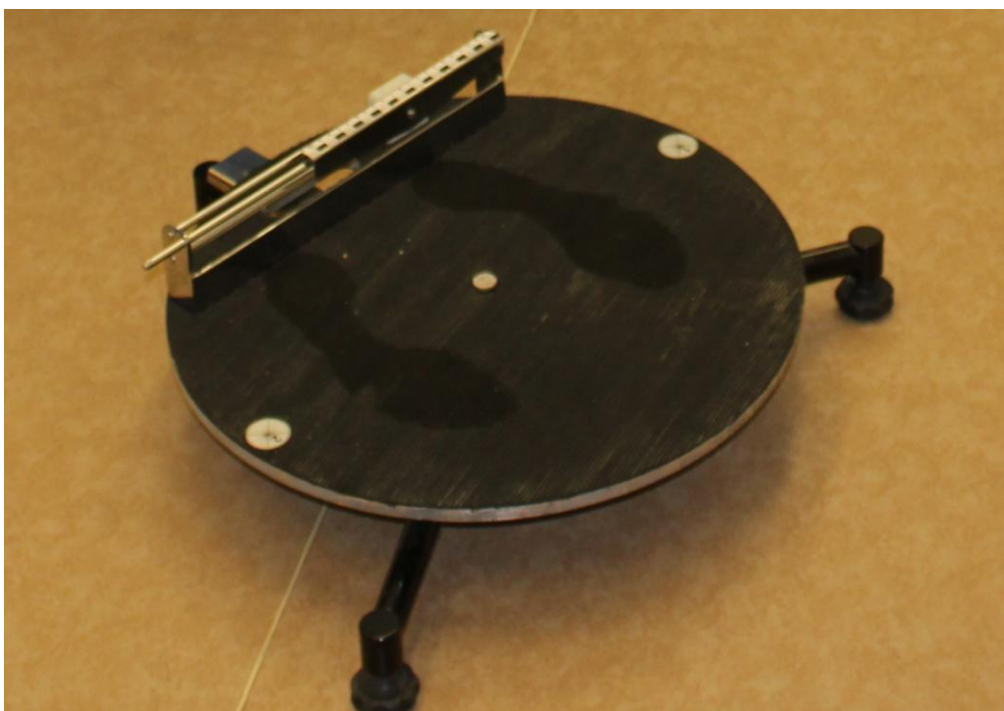
Legenda:

Tři podbarvení značí zprůměrnované hodnoty úhlu Nelatonovy linie tří vyšetřujících. V barevné výšce znázorňuje tmavá linie příslušné barvy průměrný náklon v neutrálním postavení pánve, světlou průsvitnou výšceí téže barvy je ohraničena antevertzní a retrovertzní průměrná hodnota úhlu náklonu. Černé kolečko u každého „kotouče“ značí průměrnou hodnotu náklonu v neutrálním postavení pánve všech vyšetřujících. Na každého probanda připadající jeden „kotouč“ je navíc označený značkou pohlaví a číslem dle abecedního seznamu měřených osob.

Obrázek 31. Základní deska se třemi nastavovacími body sloužící k upevnění polohového snímače, elektronická vyhodnocovací jednotka předzpracovává signály z inkrementálních snímačů a posílá údaj o poloze snímačů do počítače.



Obrázek 32. Otočná plošina, na které proband stojí během měření. Slouží k určení polohy a otočení osoby vůči polohovému snímači.



DOTAZNÍK

datum měření:

číslo účastníka ve studii:

pohlaví: muž – žena

věk: let

výška: cm

váha: kg

Dominance DKK:

1. Kterou nohu máte jako odrazovou při výskoku? P – L
2. Kterou nohou většinou kopnete do míče? P – L
3. Kterou nohou vystupujete jako první na schod? P – L

Úrazy a operace páteře, pánve, DKK: Ano (jaké?) – Ne

.....
Gynekologické operace: Ano (jaké?) – Ne

.....
RTG snímek pánve nebo kyčlí: Ano – Ne

PROTOKOL O MĚŘENÍ:

Palpační vyšetření pánve:

anteverze – retroverze – rotace – torze – šikmá pánev

Délka DKK:

LDK: cm PDK: cm

Stoj na dvou vahách (poměr L:P)

_____ : _____

Zkrácené svaly:

	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)

Oslabené svaly:

	LDK					PDK					
Gluteální svalstvo	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	Ano – Ne
Břišní svalstvo				1	2	3	4	5			Ano – Ne



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

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.
Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina

Na základě žádosti ze dne 13.10.2010 byl projekt diplomové práce autora **Bc. Jiřího Willmanna** s názvem **Hodnocení postavení pánve diagnostickým přístrojem DTP-2 z hlediska stranového posouzení naměřených hodnot**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 16 /2010

dne: 2.listopadu 2010.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnice 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

