Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

MOŽNOST VYUŽITÍ NELATONOVY LINIE PRO POSOUZENÍ NÁKLONU PÁNVE U MUŽŮ DIAGNOSTICKÝM SYSTÉMEM DTP-2

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Hana Lipowská, fyzioterapie
Vedoucí práce: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.
Olomouc 2012

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Hana Lipowská

Název diplomové práce: Možnost využití Nelatonovy linie pro posouzení náklonu pánve u mužů diagnostickým systémem DTP-2.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury UP v Olomouci

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

Rok obhajoby: 2012

Abstrakt: Práce má teoretickou a praktickou část realizovanou na skupině 20 zdravých mužů ve věku 20 až 30 let. V teoretické části jsou shrnuty anatomické a kineziologické poznatky z oblasti pánve, biomechanické chování pánevního pletence, vyšetřovací postupy dané oblasti a možnosti hodnocení postavení pánve. Cílem praktické části je stanovit reliabilitu měření náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2 a tím ověřit jeho praktickou využitelnost, popřípadě posoudit možnost jeho využití v ordinacích lékařů či fyzioterapeutů. Diagnostický systém DTP-2 umožňuje prostorově určit polohu jednotlivých bodů na těle a spolu s přidruženým softwarem je zpracovat do formy číselného a grafického výstupu. Jako kritérium pro posuzování náklonu pánve bylo zvoleno umístění Nelatonovy linie ve vztahu k horizontále. Závěrem bylo provedeno statistické vyhodnocení získaných dat a jejich interpretace.

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

Souhlasím s půjčováním diplomové práci v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and last name: Bc. Hana Lipowská

Title of the master thesis: Possible application of Nelaton's line to determine pelvic tilt in males using diagnostic system DTP-2.

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

Supervisor: MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.

The year of presentation: 2012

Abstract: The thesis consists of theoretical and practical parts based on research carried out on a group of 20 healthy males between the ages of 20 to 30. The theoretical part includes information about the anatomy and kinesiology of the pelvis, biomechanics of the pelvic girdle, examinations and possible methods of assessing pelvic angle and posture. The aim of the practical part is to determine the reliability of measuring the pelvic tilt using the DTP-2 diagnostic system and thus verifying its practical efficacy, or to evaluate its practical use for physicians or physiotherapists. The DTP-2 diagnostic system allows the user to determine the position of individual points on the body while associated software processes the data into numerical and graphical output. Nelaton's line in relation to the horizontal line was chosen as a criterion to determine pelvic tilt. The interpretation of the data obtained follows the statistical evaluation.

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

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Radmila Dvořáka, Ph.D., uvedla všechny použité literární zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 25. 4. 2012 .....

Děkuji vedoucímu diplomové práce MUDr. Radmilu Dvořákovi, Ph.D. za cenné rady, připomínky a náměty k zamyšlení, metodické vedení a v neposlední řadě za ochotu a trpělivost. Mé poděkování rovněž patří všem účastníkům výzkumu a zvlášť RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování naměřených dat a rady při vyhodnocování výsledků.

Obsah

Úvod....9
Cíl práce....10
1 Anatomie pánve....11
1.1 Stavba pánve a její vývoj....11
1.2 Tvarové rozdíly na pánvi vymezené pohlavím....13
1.3 Pánev jako celek....14
2 Funkční anatomie a kineziologie pánve....15
2.1 Pohyby sakroiliakálního skloubení....15
2.1.1 Klasická teorie nutace....16
2.1.2 Klasická teorie kontranutace....17
2.1.3 Vliv flexe a extenze v kyčelním kloubu na sakroiliakální skloubení....19
2.2 Iliosakrální pohyb....20
2.3 Typy pánve - rozdělení dle Gutmanna a Erdmanna....20
2.4 Sklon pánve....22
2.4.1 Aktivní změny pánevního sklonu....24
2.5 Vztah pánve a přilehlých struktur....25
3 Biomechanika pánevního pletence....28
3.1 Přenos sil v oblasti pánve....28
3.2 Těžiště těla....30
3.2.1 Vývoj....30
4 Klinické hodnocení pánve....32
4.1 Aspekce....32
4.2 Palpace....34
4.3 Pánevní dysfunkce....35
4.3.1 Šikmá pánev....35
4.3.2 Sakroiliakální posun....35
4.3.3 Sakroiliakální blokáda....37
4.3.4 Inflare and Outflare - „vnitřní a vnější klopení pánve“....37
4.3.5 Rotace pánve....38
4.3.6 Torze pánve....38
5 Pomocná vyšetření pánve....39

5.1 Radiodiagnostické metody....39
5.1.1 Rentgenografie (RTG)....39
5.1.2 Výpočetní tomografie (CT)....40
5.1.3 Magnetická rezonance (MRI)....41
5.2 Optické metody....41
5.2.1 3D Scanner....42
5.2.2 Moiré tomografie....43
5.2.3 Fotografická metoda....43
5.3 Dotykové metody....44
5.3.1 Digitální inklinometrie....44
5.3.2 Diagnostický systém DTP-2....45
6 Výzkum a jeho etapy....48
7 Výzkumné cíle a otázky....49
7.1 Hlavní výzkumné cíle....49
7.2 Dílčí výzkumné cíle....49
7.3 Výzkumné otázky....50
8 Metodika....51
8.1 Charakteristika výzkumného souboru....51
8.2 Sběr dat a postup měření....51
8.2.1 Postup měření náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2....51
8.2.2 Anamnéza....54
8.2.3 Aspekční a palpační vyšetření pánve....54
8.2.4 Vyšetření délky dolních končetin....54
8.2.5 Vyšetření zatížení dolních končetin....54
8.2.6 Vyšetření zkrácených a oslabených svalů....55
8.3 Statistické vyhodnocení dat....55
9 Výsledky....56
9.1 Testování výzkumné otázky č. 1....56
9.2 Testování výzkumné otázky č. 2....58
9.3 Testování výzkumné otázky č. 3....60
9.4 Testování výzkumné otázky č. 4....62
9.5 Stanovení typu postavení pánve u vyšetřované skupiny 20 mužů....65
10 Diskuze....66

11 Závěr....73
12 Souhrn....74
13 Summary....76
14 Referenční seznam....78
15 Přílohy....82

Úvod

Nynější tvar a postavení pánve se u člověka vyvinuly v přímé návaznosti na postupnou vertikalizaci páteře, což vedlo k přesunu těžiště těla do roviny kyčelních kloubů, a tím ke vzpřímenému držení těla a bipední lokomoci. Pánev vytváří základnu spojující dolní končetiny s páteří, čímž vytváří oporu pro celé tělo, a stává se tak místem převodu lokomočních i statických aktivit dolních končtin na trup.

Hodnocení typu a postavení pánve se v běžné fyzioterapeutické praxi setkává s jistými překážkami, protože nejčastější a nejdostupnější klinické vyšetření aspekcí a palpací je značně subjektivní. Těmito metodami není umožněno dostatečně objektivní srovnání výsledků. Zejména při hodnocení postavení pánve (držení pánve při klidovém stoji) v sagitální rovině panují neshody. Je totiž těžké určit postavení orientačních bodů na pánvi vzhledem k rovinám v trojdimenzionálním prostoru tak, aby došlo ke stoprocentní shodě mezi dvěma hodnotiteli (taktéž neexistuje metoda objektivizující jejich nálezy a umožňující tak jejich vzájemné porovnání a určení velikosti odlišností). Obecně platí, že anteverzní či retroverzní postavení pánve se posuzuje dle vzájemného postavení předních a zadních spin, dle hloubky bederní lordózy a tvaru břišní stěny. Pánevní sklon, který je takto hodnocen, je habituální (navyklý) a považujume ho za neutrální postavení pánve každého jednice. Toto postavení je individuálně charakteristické a bývá energeticky nejekonomičtější formou řešení jeho vzpřímeného držení těla.

Předmětem této diplomové práce je vyšetřování postavení pánve v sagitální rovině diagnostickým systémem DTP-2 a posouzení jeho využití v praxi. Diagnostický systém DTP-2 je zkonstruován a vyvíjen v laboratoři lidské motoriky Fakulty tělesné kultury UP pro neinvazivní diagnostiku držení těla. Z mého úhlu pohledu se jedná o možnost, jak kvantifikovat a objektivizovat aspekční a palpační vyšetření pánve, pomineme-li možnost rentgenologického vyšetření, jež je pro organismus zatěžující. Tento výzkum je realizován na skupině 20 zdravých mužů ve věku 20 až 30 let. K posouzení postavení pánve byla zvolena Nelatonova linie (linie spojující přední horní spiny se sedacími hrboly, na jejichž průběhu leží za ideálních podmínek velký chocholík kosti stehenní), respektive její modifikace, umožňující určení a následné snímání orientačních bodů na pánvi diagnostickým systémem DTP-2. Za paralelní spolupráce dalších dvou hodnotitelů je ze získaných hodnot stanovena reliabilita měření. Od použití diagnostického systému DTP-2 je očekáváno zvýšení výpovědní hodnoty údajů získaných aspekcí a palpací pánve.

Cíl práce

Hlavním cílem mé diplomové práce je posoudit vhodnost zvolené metodiky při práci s diagnostickým systémem DTP-2 pro stanovení náklonu pánve u skupiny 20 zdravých mužů ve věku 20 až 30 let. Dalším cílem je ověřit, zda je měření tímto systémem dostatečně reliabilní metoda a posoudit objektivitu měření. Pomocí postavení přední horní spiny a velkého trochanteru kosti stehenní v prostoru, jež nejlépe odpovídají Nelatonově linii, bude hodnocen náklon pánve v neutrálním postavení, při maximální volní anteverzi a maximální volní retroverzi. Součástí bude i stanovení typu postavení pánve u vyšetřovaných osob, dle naměřených hodnot v neutrálním postavení.

1 Anatomie pánve

1.1 Stavba pánve a její vývoj

Kost pánevní (os coxae) splynula vývojově ze tří kostí; jsou to:

- os ilium, kost kyčelní,
- os ischii, kost sedací,
- os pubis, kost stydká.

Všechny tři kosti se setkávají v acetabulu. Párové kosti pánevní jsou anteriorně navzájem spojeny pomocí chrupavčité spony stydké (symphysis pubica), a pomocí sakroiliakálních kloubů připojeny k nepárové kosti křížové (os sacrum). Vzniká tak uzavřený útvar - pánev (pelvis).

Každá ze tří kostí má své vlastní osifikační jádro, ze kterého se osifikace šíří do každé kosti zvlášť. Již v 8. fetálním týdnu se objevuje osifikační jádro v os ilium, ve 4. fetálním měsíci v os ischii a ve 4.-5. fetálním měsíci v os pubis. Větší část pánevní kosti je při narození chrupavčitá. Rozsáhlá chrupavka pokrývá celou oblast acetabula, přední stranu os ilium, cristu iliaca a pruh podél dolního okraje os coxae. Chrupavka na zevní straně acetabula prochází až na vnitřní plochu kosti pánevní, kde se zužuje do tvaru písmene Y a odděluje os ilium, os ischii a os pubis. Toto chrupavčité spojení vytváří jamku kyčelního kloubu - cartilago ypsiloformis. Osifikace začíná na os ischii a os pubis v 7.-8. roce života, kdy obě kosti srůstají svými rameny. Osifikace cartilago ypsiloformis začíná později, ve 12.-13. roku života, ze dvou sekundárních osifikačních center v acetabulu. Toto místo je oblastí růstu celé krajiny acetabula. Osifikace pruhu podél dolního okraje os coxae probíhá mezi 15.-18. rokem života a šíří se od tuber ischiadicum směrem anteriorním až k facies symphysialis. Ve stejném časovém období osifikuje i crista iliaca.

Při poruchách morfogeneze jamky kyčelního kloubu dochází ke změnám jejích tvarových vlastností, což vede k vrozené dysplazii kyčelního kloubu. Reynolds (1999) ve svém článku popisuje málo známý typ dysplazie kyčelního kloubu zvaný „acetabulární retroverze“. U tohoto typu stříška acetabula nesměřuje anterolaterálně, ale je nakloněna posterolaterálně. Tato vrozeně patologická retroverze acetabula způsobuje degenerativní změny na chrupavce a labru, což vede k předčasnému vývoji osteoartrózy. Může vést také k impingement syndromu mezi krčkem femuru a předním okrajem acetabula (Kakaty et al., 2010; Reynolds, 1999; Čihák, 2003; Sosna et al., 2001).

Kost pánevní, kost křížová a jejich spoje jsou pasivní komponentou pletence dolní

končetiny (DK). Tato komponenta je poměrně rigidní. Rozhodující pohyb se proto odehrává především v kyčelních kloubech, odkud je přes pánev přenášen na bederní páteř. Aktivní komponentou pletence DK jsou svaly kyčelního kloubu a svaly stehna.

Spojení pletence DK zahrnuje:

- sakroiliakální (SI) skloubení,
- sponu stydkou,
- pánevní ligamenta.

Sakroiliakální skloubení je kloub tuhý (amphiarthrosis), jen s minimální pohyblivostí. Kloubní plochy tvoří facies auricularis ossis sacri a facies auricularis ossis ilii. SI skloubení je zvláštní právě díky svým kloubním plochám, které jsou prohnuté a dle Čiháka (2003) na povrchu pokryté vazivovou chrupavkou, v hlubších vrstvách pak chrupavkou hyalinní. Greenman (1996) uvádí, že chrupavka pokrývající facies auricularis ossis sacri je hyalinní, zatímco chrupavka facies auricularis ossis ilii je vazivová. Vrstva chrupavky sakra bývá silnější než vrstva chrupavky ilia. Tvar kloubu napovídá, že sakrum vytváří „kloubní jamku“ (svou prohlubní přibližně v úrovni obratle S_2), zatímco ilium můžeme označit za „kloubní hlavici“ (nachází se zde prominence korespondující s tvarem sakra). Ve tvaru SI skloubení nacházíme značné individuální rozdíly, stejně tak jako nacházíme tvarové odlišnosti i v rámci stranového posuzování u jedné osoby.

Krátké a silné kloubní pouzdro se upíná těsně při okrajích kloubních ploch. Je zesíleno vazy, které z velké části zodpovídají za integritu celého SI skloubení:

- ligamentum (lig.) sacroiliacum anterius et posterius,
- lig. sacroiliacum interosseum,
- lig. iliolumbale.

Pohyb v SI kloubu je součástí pružnosti celého pánevního kruhu. Z rentgenových studií bylo vypozorováno, že se nejedná pouze o prosté kývání kosti křížové okolo horizontální osy, ale zároveň jde také o vzájemný posun artikulujících kostí. Přiměřená pohyblivost má význam pro správné postavení pánve vůči páteři a pro správný sklon pánve. S přibývajícím věkem dochází ke zvýraznění nerovností artikulujících povrchů sakra a ilia, což má za následek snížení pohybu v tomto skloubení.

Spona stydká (symphysis pubica) je chrupavčité spojení obou ossium pubis. Mezi kontaktní plochy je vložen discus interpubicus, tvořící vlastní chrupavčité spojení. Discus je tvořen hyalinní chrupavkou, uprostřed je z chrupavky vazivové. Ve střední čáře může vzniknout vertikální štěrbina připomínající kloubní dutinu, která je vyplněna tekutinou. Tato

dutina ale nemá synoviální výstelku, proto symfýzu nemůžeme považovat za pravý kloub. Symfýza je zesílena těmito dvěma vazy:

- lig. pubicum superius,
- lig. pubicum inferius (lig. arcuatum pubis) je velmi pevný dolní obloukovitý vaz, který je při roztržení symfýzy schopen samostatně udržet spojení obou pánevních kostí.

Symfýza i vazy jsou během těhotenství vlivem hormonálních změn schopny vázat více vody, čímž umožňují několikamilimetrový rozestup symfýzy. Minimální pohyb, který je v tomto spojení umožněn, je ovlivňován především jeho tvarem, systémem ligament (kde svou roli hrají i hormonální změny u žen), a svaly upínajícími se do dané oblasti (břišní svaly a adduktorová skupina DK). Symfýza je považována za anteriorně uloženou horizontální osu, podél níž dochází k rotaci pánevních kostí při chůzi.

Pánevní vazy jsou velmi silné pruhy kolagenního vaziva. Nejsou součástí kloubních pouzder. Svazují pánevní kruh jako „lana“. Mezi pánevní vazy patří:

- lig. inguinale (není pravým vazem, jedná se o dolní okraj aponeurózy břišních svalů),
- lig. sacrotuberale,
- lig. sacrospinale,
- membrana obturatoria (vazivové snopce uzavírající foramen obturatum) (Čihák, 2003; Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000; Greenman, 1996) .

1.2 Tvarové rozdíly na pánvi vymezené pohlavím

Existuje několik hlavních rozlišovacích znaků pro určení typu mužské či ženské pánve. Jedním z nich je tvar promontoria. Promontorium je úhlovité zalomení páteře na hranici L_5-S_1, které spolu s meziobratlovou ploténkou vyčnívá dopředu do pánevního prostoru. Promontorium je specifickým znakem člověka – ani jedno zvíře, počítáme-li i antropoidní opice (člověku podobné), promontorium nemá. Promontorium u muže značně vyčnívá, tudíž pánevní vchod malé pánve má srdčitý tvar. U ženy naopak promontorium nevyčnívá tak zřetelně a pánevní vchod má oválný tvar.

Symphysis pubica je u mužské pánve vyšší (5 cm) než u ženské pánve (4,5 cm). Dolní ramena ossis pubis se u muže sbíhají v ostřejším úhlu než u ženy. Spinae iliacae anteriores superiores (SIAS) u žen mají tendenci být více vepředu než u mužů. Nejen morfologická stavba pánve ale i její vnitřní a vnější rozměry jsou u obou pohlaví odlišné. Nicméně i zde existuje značná variabilita. Některé „ženské“ pánve mají tvarové a rozměrové vlastnosti

„mužských“ pánví a naopak (Čihák, 2003; Burch, 2002; Lánik, 1990).

1.3 Pánev jako celek

Z klinického hlediska je velmi významná „malá pánev“ (pelvis minor). Vchod, šíře, úžina, i východ pánevní mají odlišný tvar a rozměry. Tyto tvarové vlastnosti, spolu s rozměry vnitřního prostoru pelvis minor, jsou důležité především z porodnického hlediska.

Hranicí mezi velkou a malou pánví je linea terminalis - pomyslná linie jdoucí od promontoria po linea arcuata a po horním okraji os pubis až na horní okraj symfýzy. Nahoře přechází malá pánev do „velké pánve“ (pelvis major). Pelvis major je rozměrnější než pelvis minor. Je vymezena lopatami kostí kyčelních, tudíž je uzavřena pouze z laterálních stran (Čihák, 2003; Dylevský et al., 2000).

2 Funkční anatomie a kineziologie pánve

Pánev u obratlovců prošla ve své anatomické struktuře výraznými vývojovými změnami. Pozastavíme-li se u Homo sapiens (člověka rozumného), můžeme konstatovat, že postupná vertikalizace páteře a s tím související změna postavení pánve, vedla k přesunu těžiště těla do roviny kyčelních kloubů, a tím ke vzpřímenému držení těla a bipední lokomoci. Postavení pánve, její tvar a šíře, jsou pro člověka charakteristické a se vzpřímeným držením těla úzce souvisí.

Pánev vytváří základnu spojující dolní končetiny (DKK) s páteří a tím vytváří oporu pro celé tělo. Díky pánvi tak dochází k přenosu sil vertikalizovaného trupu na DKK a opačně. Pánev má dvě základní funkce:

- mechanickou – je mezičlánkem mezi páteří a DKK,
  – je základnou trupu a břišní dutiny, je inzerční plochou pro svaly,
- ochrannou – obsahuje orgány pánevní dutiny a část orgánů dutiny břišní.

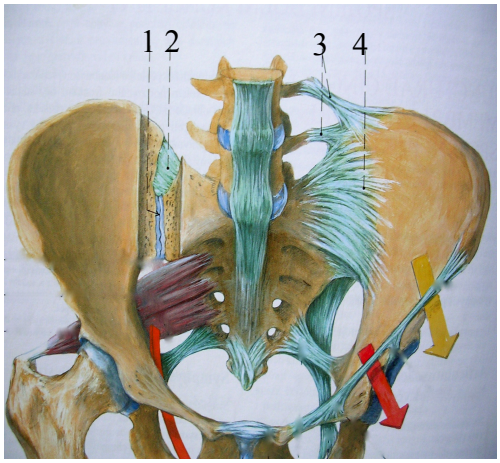
U žen hraje navíc důležitou roli pánevní dutina, která obsahuje dělohu a svalstvo pánevního dna, které je uzpůsobeno k průchodu plodu během porodu (Kapandji, 2008; Čihák, 2003; Dylevský et al., 2000).

2.1 Pohyby sakroiliakálního skloubení

Pohyby v SI skloubení jsou malého rozsahu a liší se v závislosti na okolnostech a daném subjektu. Existuje řada teorií o pohybu v tomto skloubení. Různí autoři mají odlišné názory týkající se funkce SI skloubení a významnosti pohybu v tomto kloubu – především při porodu. Autoři Zaglas a Duncan (in Kapandji, 2008) se vůbec jako první snažili o popis pohybů v SI skloubeních.

Pohyby SI skloubení jsou označovány jako nutace a kontranutace. Během nutace a kontranutace dochází k napínání a povolování ligament, která obkružují SI kloub a tak omezují tyto pohyby. Důležité z hlediska směru pohybu v SI skloubení je lig. sacroiliacum interosseum, které je označováno jako „osové ligamentum“ (Obrázek 1). Nachází se v hloubce ve štěrbině SI skoubení a upíná se svými dvěma konci na tuberositas iliaca ossis ilii a do foramina sacralia anteriora mezi obratli S_1 a S_2. Díky svému průběhu reprezentuje osu, podél níž dochází k pohybu v SI skloubení. Nutaci a kontranutaci doprovází translační pohyb sakra v superio-inferiorním směru. Z biomechanického pohledu je nutace sakra označována jako flexe, kontranutace sakra jako extenze (Kapandji, 2008; Dylevský et al.,

2000; Čihák, 2003; Greenman, 1996).



Obrázek 1. Spojení na pánvi při pohledu zepředu: štěrbina SI skloubení [1], ligamentum sacroiliacum interosseum [2], ligamentum iliolumbale [3], ligamentum sacroiliacum anterius [4], žlutá šipka-lacuna musculorum, kudy prochází m. illiopsoas, n. femoralis, červená šipka-lacuna vasorum, kudy prochází a. femoralis, v. femoralis (Čihák, 2003).

2.1.1 Klasická teorie nutace

Klasická teorie nutace a kontranutace dle Farabeufa je popsána in Kapandji (2008).

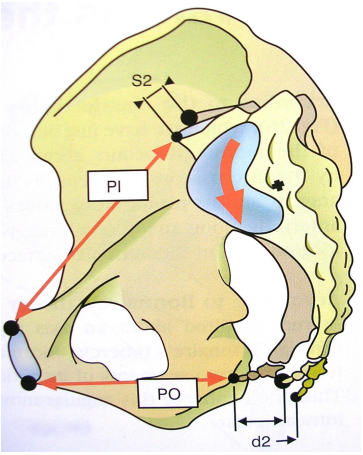
Během nutačního pohybu v SI skloubení sakrum rotuje okolo horizontální osy – centrum otáčení je označeno černým křížkem (Obrázek 2), které zároveň představuje úpon lig. sacroiliacum interosseum. Promontorium se z původní pozice posouvá anteriorně (S2), zatímco apex kostrče se pohybuje posteriorně (d2). Důsledkem tohoto pohybu je zmenšení anteroposteriorního rozměru pánevního vchodu (PI) a naopak zvětšení anteroposteriorního rozměru pánevního východu (PO).

Během nutace v SI skoubení dochází zároveň ke vzájemnému přiblížení lopat kyčelních kostí v úrovni předních horních spin, zatímco sedací hrboly (tuber ischiadicum) mají tendenci se pohybovat od sebe. Nutační pohyb je tedy pohyb odehrávající se v SI skloubení, mající dopad jak na umístění a pohyb sakra tak i na kosti pánevní.

Nutační pohyb je fyziologickým pohybem lopat kyčelních kostí a křížové kosti vzájemně vůči sobě při střídavých pohybech dolními končetinami. Při chůzi je za normálních okolností vyvolán flekčním pohybem v kyčelních kloubech, kdy se zároveň pánev začíná pohybovat směrem z výchozího postavení nazad (bereme-li v úvahu vzpřímené postavení).

Tento pohyb je limitován lig. sacroiliacum anterius (Obrázek 1), které je označováno za „brzdu“ nutačního pohybu. Toto ligamentum brání posunu promontoria směrem vpřed. Při nutaci se navíc napínají vazy posteriorní strany pánve, což také brání zvětšování rozsahu pohybu (Čihák, 2003; Kapandji, 2008; Magee, 2002; Dvořák, Ťupa & Tichý, 2000).

Vlivem patologického činitele (např. dysfunkce svalů pánevního dna) může dojít k zablokování sakroiliakálních skloubení v krajní poloze nutačního pohybu, což vede ke tvarové změně pánve ve smyslu asymetrického postavení předních a zadních spin. „Při změně v postavení pánve je porušena symetrie převodu zátěže z hrudníku na pánev a odpružení sil působících z DKK na trup a naopak, s důsledky neadekvátního kotvení osového orgánu a vývoje sekundárních patologických změn“ (Bendová et al., 2005).



Obrázek 2. Nutace

Legenda: *vzdálenost znázorňující dráhu pohybu promontoria v anteriorním směru [S2], zmenšení rozměru pánevního vchodu [PI], vzdálenost znázorňující dráhu pohybu apexu kostrče v posteriorním směru [d2], zvětšení rozměru pánevního východu [PO]* (Kapandji, 2008).

2.1.2 Klasická teorie kontranutace

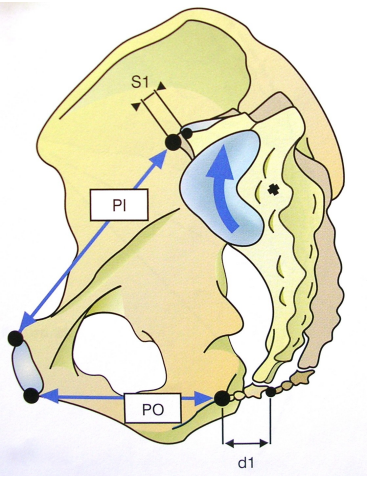
Kontranutace zahrnuje pohyb v opačném směru (Obrázek 3). Sakrum rotuje okolo lig. sacroiliacum interosseum (černý křížek), promontorium se hýbe směrem nazad (S1). Hrot kostrče se pohybuje anteriorně (d1). Mění se anteroposteriorní rozměry pánevního vchodu, který se zvětšuje (PI), a pánevního východu, který se zmenšuje (PO). Velikosti změn anteroposteriorních rozměrů pánve se dle různých autorů velmi liší – například změna

rozměru pánevního východu je popisována od 3 mm (Bonnaire in Kapandji, 2008) až po 17,5 mm (Thoms in Kapandji, 2008).

Ve stejném čase dochází k pohybu lopat kyčelních kostí směrem od sebe a tubery sedacích kostí jsou taženy k sobě. Kontranutaci při chůzi doprovází extenze v kyčelních kloubech, kdy se pánev začíná pohybovat směrem z výchozího postavení vpřed, za současného zvětšování anteriorního sklonu (při vzpřímeném postavení).

Kontranutace je limitována lig. sacroiliacum posterius a zároveň dochází k napínání lig. sacroiliacum anterius, které rovněž brání dalšímu zvětšování rozsahu pohybu.

Unilaterální kontranutace je (stejně jako unilaterální nutace) považována za patologický stav, při kterém nalézáme SIAS postižené strany níže než SIPS. Dvořák, Ťupa a Tichý provedli r. 2000 vyšetření skupiny 26 dětí obou pohlaví ve věku od 9 do 15 let. U 14 z těchto dětí byla diagnostikována zafixovaná nutace pánve (zablokování pánve v krajní poloze), která se vždy pojila s asymetrickou blokádou SI skloubení v předozadním směru a s asymetrickými rotacemi kyčelních kloubů. Po odstranění zafixované nutace pánve došlo ve 13 případech ze 14 k symetrizaci rotací kyčelních kloubů a u všech 14 probandů k obnovení pohybů SI skloubení. (Čihák, 2003; Kapandji, 2008; Magee, 1997; Dvořák et al., 2000).



Obrázek 3. Kontranutace

Legenda: *vzdálenost znázorňující dráhu pohybu promontoria v posteriorním směru [S1], zvětšení rozměru pánevního vchodu [PI], vzdálenost znázorňující dráhu pohybu apexu kostrče v anteriorním směru [d1], zmenšení rozměru pánevního východu [PO]* (Kapandji, 2008).

Další teorie nutace a kontranutace popisuje například Bonnaire, Weisel (in Kapandji, 2008). Podle těchto teorií se mění osa otáčení sakra, kterou nepředstavuje průběh lig. sacroiliacum interosseum, ale centrum otáčení se přesouvá do místa styku dvou příslušných facies auriculares anebo před os sacrum. Jedna z teorií hovoří dokonce o čistě translačním pohybu, kdy se posouvá celé sakrum najednou. Rozmanitost teorií dává tušit složitost analýzy tohoto nepatrného pohybu. Je proto docela možné, že existují individuální rozdíly v tomto pohybu a že umístění centra otáčení je u každého jedince rozdílné (Kapandji, 2008; Magee, 1997).

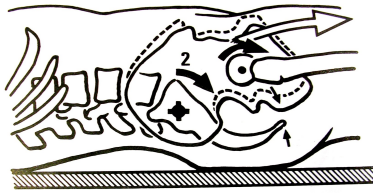
2.1.3 Vliv flexe a extenze v kyčelním kloubu na sakroiliakální skloubení

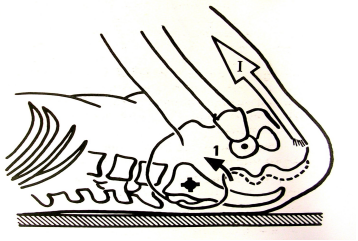
Pozice těla a napětí svalů v oblasti pánevního pletence mají přímý vliv na SI skloubení a kyčelní kloub. Pánev se během každé změny pozice těla chová jinak a tím ovlivňuje i okolní struktury. Jako příklad lze uvést následující: V supinační poloze je pohyb v SI skloubení ovlivněn flexí a extenzí kyčelního kloubu.

Při extendovaných kyčelních kloubech převládá tah flexorové skupiny svalů kyčelního kloubu, zejména pak m. psoas major a minor, které naklápí pánev anteriorně vzhledem k bázi sakra (Obrázek 4). Hrot sakra se pohybuje relativně anteriorně. Relativní pohyb sacra vůči pánvi můžeme označit za kontranutaci. Tímto se zvětšuje rozměr pánevního vchodu, což podporuje sestup plodu do pánevní úžiny.

Při flektovaných kyčelních kloubech narůstá tah hamstringů, které mají tendenci naklápět pánev posteriorně vzhledem k sakru. Promontorium se vůči pánvi pohybuje anteriorně. Dochází k nutaci v SI skloubeních. Zmenšuje se rozměr pánevního vchodu a zvětšuje se rozměr pánevní úžiny a východu (Obrázek 5). Během změny pozice kyčelního kloubu z extenze do flexe se promontorium v průměru pohne v rozsahu 5,6 mm. Tento pohyb je důležitý při porodu, kdy v závislosti na pozici DKK dochází ke změnám rozměrů pánevní dutiny (Kapandji, 2008).

Výčet svalů působících v oblasti pánevního pletence je rozsáhlý. Svalová dysbalance jednotlivých svalů či svalových skupin má přímý vliv na funkci celého pletence (například rozdíl v klidové délce a síle m. piriformis má vliv na pohyb sakra vůči pánevní kosti) (Greenman, 1996).





Obrázek 4. Extenze DKK spojená s kontranutací, zvětšení pánevního východu.

Obrázek 5. Flexe DKK spojená s nutací, zvětšení pánevního vchodu.

Legenda: *výchozí postavení pánve je znázorněno na obou obrázcích přerušovanou čarou* (Kapandji, 1993).

2.2 Iliosakrální pohyb

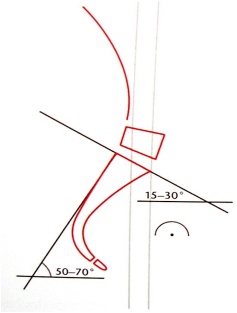
Dle Greenmana (1996) lze mechanismus pohybu v SI skloubení nazírat i jako pohyb pánevní kosti vůči sakru. Pohyb si lze představit zejména při chůzi, kdy pánevní kost rotuje předozadně okolo horizontální osy představované symfýzou. Dopředný směr rotace pánevní kosti je spojen s antero-inferiorním pohybem příslušné SIAS současně s postero-superiorním pohybem tuber ischiadicum. Návrat pánevní kosti do původní pozice probíhá přesně naopak.

2.3 Typy pánve - rozdělení dle Gutmanna a Erdmanna

V oblasti postavení pánve můžeme hovořit o velkém počtu anomálií a variant. Jedná-li se o varianty asymetrické, vzniká nejčastěji zešikmení křížové kosti nebo některého z dolních bederních obratlů. Tento stav má za následek změnu statiky těla v podobě skoliotického držení páteře či skoliózy. Jedná-li se naopak o varianty symetrické, vzniká křížová kost různých délek. Změna tvaru křížové kosti vede ke změně jejího postavení a ke změně sklonu promontoria a tudíž k odlišné funkci pánve. Lewit (2003) ve své publikaci uvádí tři typy pánve, rozlišené podle autorů Gutmanna (1965) a Erdmanna (1956) v závislosti na uložení promontoria, sklonu kosti křížové a sklonu krycí destičky S_1:

1. *vysoká asimilační pánev,*

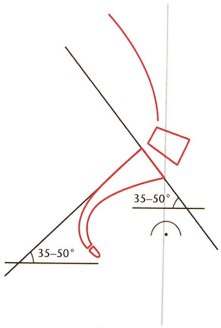
křížová kost je dlouhá a promontorium vysoko uložené. Tato pánev má sklony k hypermobilitě (Obrázek 6).



Obrázek 6. Vysoká asimilační pánev (Kolář et al., 2009).

2. *normální pánev,*

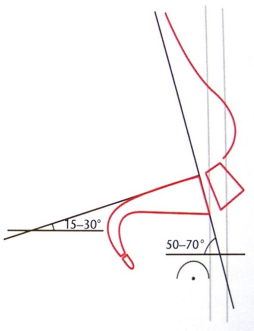
uložením promontoria a tvarem kosti křížové má tato pánev sklony k blokádám. Bederní páteř však i přesto nese optimální zatížení (Obrázek 7).



Obrázek 7. Normální pánev (Kolář et al., 2009).

3. *přetěžovaná pánev,*

je zde patrný značný sklon křížové kosti, promontorium je nízko uložené (Obrázek 8).



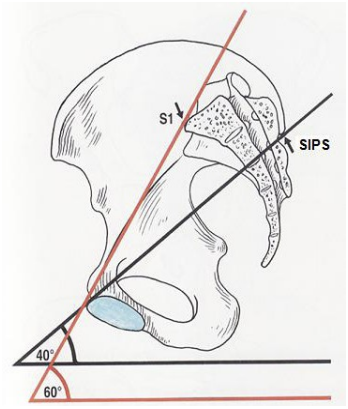
Obrázek 8. Přetěžovaná pánev (Kolář et al., 2009).

2.4 Sklon pánve

Aktuální pánevní sklon můžeme považovat za výsledek dosavadního působení konstitucionálně dané vývojové tendence a výsledek vlivu okolního prostředí. Jedinec je schopen si ho upravit dle svých potřeb. Každá změna pánevního sklonu si však vynucuje změnu v zakřivení určitého úseku páteře, za účelem udržení vzpřímeného a vyváženého držení těla. Pánevní sklon, který fakticky hodnotíme nebo měříme, je habituální (navyklý) a považujeme ho za neutrální postavení pánve daného jedince. Je individuálně charakteristický pro každého jedince a bývá energeticky nejekonomičtější formou řešení jeho vzpřímeného držení těla. Je však otázkou, zda je vždy i optimálním řešením z hlediska statiky a dynamiky páteře. Tento problém bude více rozebrán v kapitole 2.5 Vztah pánve a přilehlých struktur.

Pánev při vzpřímeném stoji zaujímá individuálně hodnotitelnou neutrální pozici, která se mezi jednotlivci liší mírou ventrálního náklonu. To, že je pánev při vzpřímeném stoji nakloněna lehce ventrálně, odvozuji od postavení rovin malé pánve vůči transverzále (zejména patrné u roviny vchodu pánevního). Čihák (2003) udává, že inclinatio pelvis normalis dosahuje 60º a dle postoje mírně kolísá. Velikost úhlu je zjišťována proložením roviny vchodu malé pánve s horizontální rovinou, přičemž rovinu pánevního vchodu reprezentuje spojnice promontoria s horním okrajem symfýzy (Obrázek 9). Sklon pánve v sagitální rovině je nejčastěji zjišťován rentgenologickým vyšetřením. V klinické praxi lze však sklon pánve určit napalpováním dobře přístupných orientačních bodů na pánvi, a jejich postavení pak vztáhnout k pomyslným rovinám (Kapandji, 2008; Dylevský et al., 2000; Lánik, 1990).

Čihák (2003) uvádí také sklon kosti pánevní – inclinatio coxae, který za normálních okolností dosahuje 40º (Obrázek 9). Je měřitelný přímo, pomocí pelvimetru přikládaného na SIPS a horní okraj symfýzy. Spojnice těchto dvou bodů se srovnává s horizontální rovinou (Čihák, 2003).



Obrázek 9. Inclinatio pelvis normalis (červeně), inclinato coxae (černě) (Čihák, 2003).

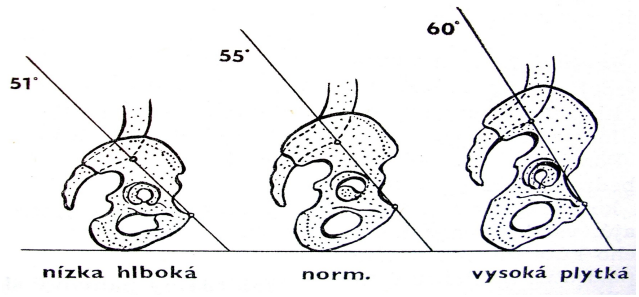
Taktéž Lánik (1990) popisuje náklon pánve u stojícího člověka stejně jako Čihák. Lánik však navíc uvádí, že úhel pánevního sklonu (který je za fyziologických okolností taktéž asi 60º) můžeme určit i bez pomoci rentgenologického vyšetření a to tak, že pomyslná spojnice horního okraje symfýzy s promontoriem se promítá dozadu na pokožku zhruba do výšky obratle L4, podle kterého se můžeme orientovat. Dle tohoto autora je postavení pánve u stojícího člověka výchozí polohou, klíčem k postavení páteře. Proto hodnocení sklonu pánve nevztahuje ani k ose femuru či dolní končetiny, ani k ose trupu, ale k horizontále (Lánik, 1990).

Odlišný popis sklonu pánve uvádí ve svém článku Burch (2002). Jako hlavní orientační body na pánvi jsou zvoleny obě spinae iliacae anteriores superiores (SIAS) a horní hrana symfýzy. Za předpokladu vzpřímeného stoje jsou tyto tři body (dvě SIAS a symfýza) umístěny ve frontální rovině. Za předpokladu vzpřímeného stoje by tato frontální rovina měla být kolmá k rovině transverzální. Její odchylka od vertikály reprezentuje anteriorní či posteriorní náklon pánve (viz Obrázek 11). Velikost úhlu náklonu pánve je tedy posuzována z hlediska postavení frontální roviny (která je definována třemi body) vůči vertikále. Mírný anteriorní náklon pánve (od 5º do 10º) může mít podle tohoto autora příznivý vliv na funkci svalového pánevního dna, zvláště u žen. Při vertikální pozici pánve spočívá tíha většiny břišních a pánevních orgánů na svalech pánevního dna. Jestliže je však pánev v anteverzním postavení, pak více této tíhy spočívá na os pubis, čímž se odlehčí svalům pánevního dna. Tato mírná anteverze napomáhá také lepší funkci močového měchýře (Burch, 2002).

Levine a Whittle in Magee (1997) uvádí jako sklon pánve úhel mezi linií spojující SIAS se SIPS a horizontálou. Průměrný pánevní sklon činí 11º ± 4º. Dle těchto autorů je pánev schopna pohybu v sagitální rovině v rozpětí 20º, z toho pouze 9º do retroverze

a 11º do anteverze (pakliže hovoříme o neutrálním postavení pánve, je třeba jej hledat mezi těmito dvěma extrémy) (Magee, 1997).

Z výše uvedeného je patrné, že každý z autorů používá k popisu aktuálního sklonu pánve jiné orientační body a tudíž dochází k vytváření nejednotných označení. Je důležité si uvědomit, že samotný sklon je závislý na tvaru pánve a na syntopických vztazích (vzájemný vztah umístění) mezi SI skloubením, acetabulem a symfýzou a na tvaru sakra a jeho postavení vůči lopatám kostí kyčelních (Obrázek 10) (Kapandji, 2008; Dylevský et al., 2000; Lánik, 1990).



Obrázek 10. Sklon pánve v závislosti na jejím tvaru (Lánik, 1990).

2.4.1 Aktivní změny pánevního sklonu

Jak již bylo uvedeno výše, aktuální pánevní sklon není neměnný. Lze ho v určitém rozsahu aktivně zvýšit (pohyb do anteverze) anebo zpravidla v menším rozsahu aktivně snížit (pohyb do retroverze). Tato změna držení pánve je uskutečňována svalovou aktivitou.

Zvýšení pánevního sklonu je popisováno jako anteverze – bereme-li v úvahu pohyb symfýzy vůči acetabulu u stojícího člověka, pak ta se pohybuje směrem kaudálně a dozadu (střed otáčení se nachází v acetabulární jamce). Na tomto pohybu se podílí především m. iliopsoas, dále pak m. adduktor brevis, m. adduktor longus a m. rectus femoris. Pomocnými svaly jsou všechny flexory kyčelního kloubu. Musculi multifidi, m. quadratus lumborum, m. longissimus thoracis a m. iliocostalis lumborum vzadu táhnou kost křížovu a pánev kraniálně a napomáhají jejímu pohybu do anteverze.

Snižováním pánevního sklonu dochází k retroverzi - symfýza se vůči acetabulu pohybuje směrem kraniálně a dopředu. Retroverze je uskutečňována aktivitou flexorů kolenního kloubu, zejména dlouhé hlavy m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Pomocnými svaly jsou m. gluteus maximus spolu se zadní částí m. gluteus medius.

Při fixovaném hrudníku se na retroverzi pánve podílí i m. rectus abdominis.

U mladších jedinců bude rozsah možných změn pánevního sklonu větší, než u jedinců starších, u nichž se v individuálně odlišné míře postupem věku snižuje (Lánik, 1990).

2.5 Vztah pánve a přilehlých struktur

Typ pánve má vliv na zakřivení bederní páteře a na velikost a tvar meziobratlové ploténky (Lewit, 2003). Pro lepší porozumění uveďme příklady na extrémních typech pánve (vysoké asimilační pánvi a přetěžované pánvi):

Výška meziobratlové ploténky určuje pohyblivost v daném segmentu páteře (čím vyšší ploténka, tím vyšší pohyblivost segmentu). K vlastnostem vysoké asimilační pánve patří přítomnost vyšší meziobratlové ploténky L_5-S_1 (v porovnání s výškou meziobratlové ploténky L_4-L_5), tudíž segment L_5-S_1 můžeme označit za nejvíce pohyblivý segment bederního úseku páteře. Tvar obratlů i meziobratlových plotének mívá při bočné projekci nejčastěji klínovitý tvar, v případě vysoké asimilační pánve má obratel L_5 i meziobratlová destička L_5-S_1 tvar obdélníku. Vzhledem ke strmému postavení sakra vůči transverzální rovině je i promontorium umístěno dorzálně. Sklon krycí destičky S_1 je tudíž malý (15-30º) a v návaznosti na tuto skutečnost můžeme očekávat ploché zakřivení bederní páteře.

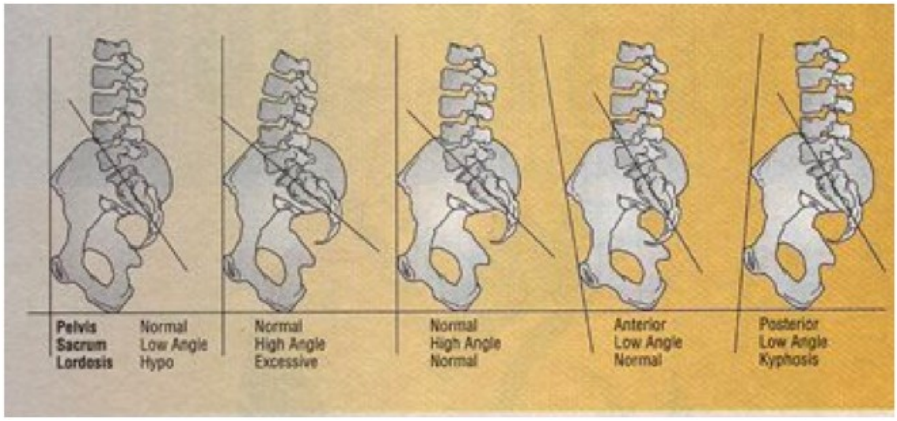
Z výše uvedeného vyplývá, že vysoký asimilační typ pánve se bude klinicky projevovat sklonem k degeneraci ploténky L_5 a hypermobilitou v daném úseku bederní páteře. S tímto typem pánve se také bude pojit plošší křivka bederní lordózy.

Postavení sakra u přetěžované pánve je, narozdíl od vysoké asimilační pánve, téměř horizontální. Promontorium je umístěno spíše ventrálně a tudíž i sklon krycí destičky S_1 vůči transverzální rovině je velký (50-70º). U tohoto typu pánve bývá nejvyšší meziobratlová ploténka L_4-L_5, proto tento segment může být označen za segment s největší pohyblivostí v rámci bederní páteře. Na tento typ pánve navazuje zvýšená bederní lordóza, což s sebou přináší i klinické důsledky - možný rozvoj artrózy v lumbosakrální, sakroiliakální a kyčelní oblasti (Lewit, 2003; Kolář et al., 2009).

Anteverzní postavení pánve bývá automaticky spojováno se zvětšenou bederní lordózou. Určité postavení pánve či sklon sakra však předem neurčuje zakřivení páteře (a naopak). Můžeme se například setkat s výraznou bederní lordózou u asimilačního typu pánve i přesto, že sklon sakra je téměř vertikální. Záleží totiž na postavení ostatních jednotlivých struktur a segmentů (sakra, pánve, bederní části páteře atd.), jejichž kombinací vzniká staticky

a dynamicky stabilní systém. Již v oblasti promontoria se náhle mění tvar páteře z kyfózy kosti křížové na bederní lordózu, a to v rozsahu jediného meziobratlového prostoru. Na tento výrazný přechod mezi kyfotickou pozicí sakra a lordózou bederního úseku páteře tělo reaguje nastavením jednotlivých segmentů, navazujících na tuto oblast. Dané segmenty se navzájem ovlivňují s cílem zajistit stabilitu těla. Pro to, abychom byli schopni určit vzájemné postavení pánve (slovo „pánev“ zde zastupují ossa coxae), sklon sakra, velikost bederní lordózy a hrudní kyfózy, je nutno tyto struktury a jejich vzájemnou pozici nahlížet a hodnotit zvlášť, tak jak ve svém článku popisuje Burch (2002). Existuje totiž mnoho pozic sklonu sakra umístěného mezi ossa ilii, stejně tak jako existuje mnoho možností náklonu pánve (zde myšleno jako náklon ossa coxae vůči sakru).

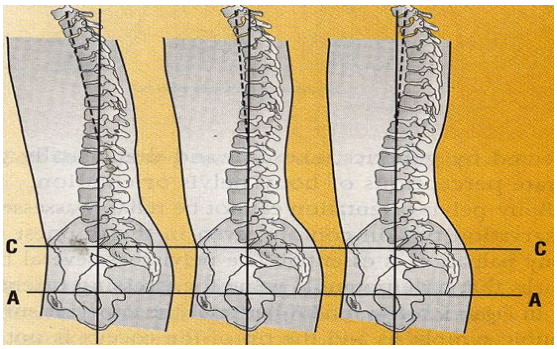
Obrázek 11. zobrazuje pouze pět z mnoha možností sklonu sakra, náklonu pánve, a velikosti bederní lordózy. Z uvedeného obrázku je patrné, že vztah mezi těmito strukturami je zcela nezávislý a tudíž i jejich ohodnocení by mělo probíhat zvlášť (Dylevský et al., 2000; Burch, 2002).



Obrázek 11. Sklon sakra, náklon pánve a tvar bederní lordózy jsou na sobě nezávislé (Burch, 2002).

Stejně tak je dle Burche (2002) třeba uvažovat při ohodnocování velikosti bederní lordózy a hrudní kyfózy. Zakřivení páteře musí mít plynulou návaznost tak, aby byla zajištěna stabilita těla. Aby bylo docíleno umístění těžiště těla zhruba v úrovni kyčelních kloubů, je třeba mít hrudník umístěn nad pánví (hrudník je schopen se v sagitální rovině rovněž naklánět a vychylovat těžiště z jeho pozice). Z Obrázku 12. je patrné, že se pánev nachází v neutrálním postavení a na toto neutrální postavení navazuje plynulá křivka bederní lordózy, která se neliší. Hrudník může být umístěn v různých pozicích nad pánví a nad bederním úsekem

páteře. Tento rozdíl lze však spatřit až po samostatném ohodnocení postavení hrudní části páteře, kdy hodnotíme pouze velikost hrudní kyfózy a neuvažujeme velikost bederní lordózy, orientaci sakra ani náklon pánve.



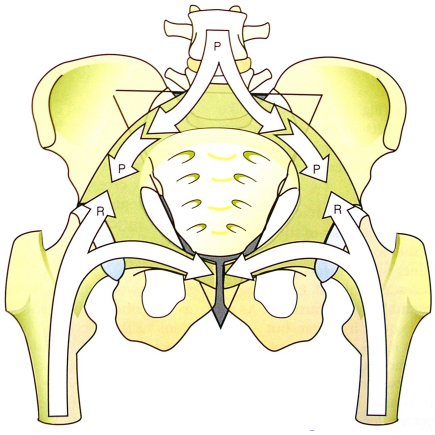
Obrázek 12. Rozdílný tvar hrudní kyfózy nasedající na totožnou bederní lordózu (Burch, 2002).

3 Biomechanika pánevního pletence

3.1 Přenos sil v oblasti pánve

Pánevní pletenec je mechanicky velmi odolný. Jeho vysoká odolnost je dána uspořádáním kostních trámců a ligamentózním systémem, díky němuž je vertikálně uložené sakrum upevněno mezi pánevními kostmi. Síly působící na pánev jsou přes SI skloubení dále přenášeny na sakroiliakální ligamenta a do oblasti symfýzy. Napětí těchto ligament se mění v závislosti na velikosti působících sil. Čím větší je síla působící na pánev, tím více se zvyšuje napětí vazů a sakrum je drženo pevněji. Hovoříme o jakémsi zamozpevňovacím systému pánve.

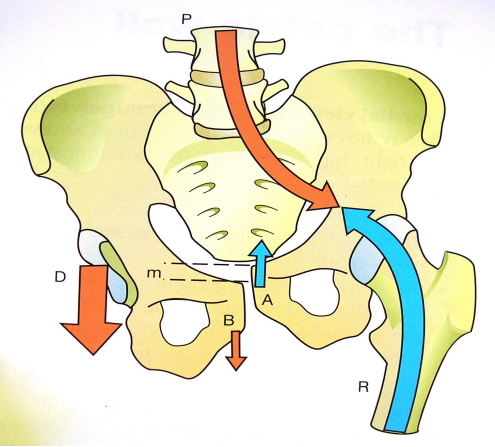
Při rovnoměrném stoji (a neporušeném pánevním kruhu) jsou síly působící na pánev distribuovány podél pomyslné roviny pánevního vchodu (Obrázek 13). Síla (P), procházející přes lumbální obratel L_5, je rovnoměrně distribuována podél křídel kosti křížové směrem k acetabulu. Síla (R), reakční síla země - působí proti síle P - směřuje taktéž k acetabulu a je přenášena přes krček a hlavici kosti stehenní. Část této síly přechází přes ramus pubicus superior kosti stydké na symfýzu.



Obrázek 13. Směr přenosu sil: reakční síla země [R], tíhová síla [P] (Kapandji, 2008).

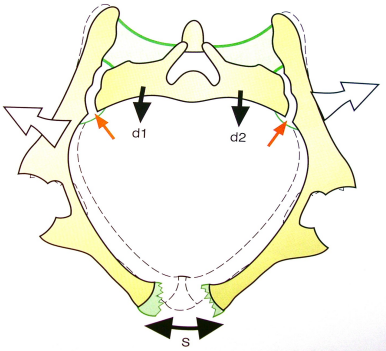
Při opěrné fázi jedné DK (Obrázek 14) je reakční síla země přenášena distoproximálně (R, modrá šipka). Dochází tak k působení této síly na stejnostrannou pánevní kost ve směru proximálním. Proti reakční síle (R) ve stejném okamžiku opěrné fáze působí tíhová síla (P). Kontralaterální pánevní kost je díky působení pouze tíhové síly (reprezentováno neopírající se DK) tažena ve směru distálním (D). To vede k působení střižné síly v oblasti symfýzy, která má tendenci elevovat os pubis stojné strany (A) a naopak způsobovat depresi os pubis

na straně volné DK (B). Symfýza je však natolik silná, že při neporušeném pánevním pletenci tento pohyb neumožní. K popisovanému pohybu dochází pouze při její dislokaci. Z výše uvedeného vyplývá, že stoj i chůze je závislá na mechanické odolnosti pánevního pletence.

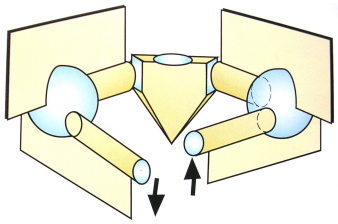


Obrázek 14. Opora o jednu dolní končetinu: reakční síla země [R], tíhová síla [P], směr působení síly na neopírající se DK [D], směr tahu v oblasti symfýzy vznikající na podkladě působících sil [A, B], hypotetický posun v oblasti symfýzy [m] (Kapandji, 2008).

Závažný problém nastává při porušení pánevního kruhu v některé z jeho částí. Obrázek 15. znázorňuje dislokaci symfýzy (S), která způsobuje rozestup kyčelních kostí (směrem latero-laterálním v transverzální rovině) a tak dochází k uvolnění sakra, které může migrovat anteriorně (d1, d2). Při každém došlapu DK na zem dochází ke střižnému pohybu symfýzy (Obrázek 16). Poškození značně snižuje mechanickou odolnost pánve a má negativní dopad na celý systém (Kapandji, 2008).



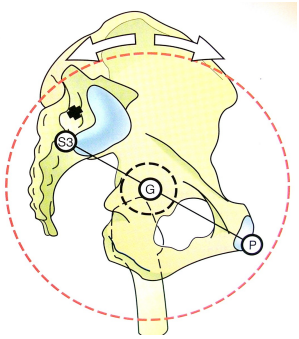
Obrázek 15. Pánev v transverzální rovině při diastáze symfýzy: směr migrace sakra (d1, d2), směr rozestupu symfýzy (S).



Obrázek 16. Střižný pohyb symfýzy při poškození pánevního kruhu (Kapandji, 2008).

3.2 Těžiště těla

Při symetrickém vzpřímeném stoji, kdy je pánev ve vyvážené pozici, Kapandji (2008) uvádí, že těžiště těla (G) leží v blízkosti acetabula, na spojnici obratle S_3 s os pubis (P) (Obrázek 17). Jinými slovy lze říci, že těžiště těla leží ve výši obratle S_2-S_3, několik centimetrů před přední plochou obratlových těl. Těžiště osciluje podle pohybu jednotlivých částí těla a jeho poloha rozhoduje o stabilitě. Při stoji působí tíha trupu přímo na sakrum silou, která způsobuje pohyb promontoria anteriorním směrem. Ve stejné chvíli působí na pánev i reakční síla země, která je přenášena přes femury do kyčelních kloubů, což způsobuje pohyb os coxae posteriorním směrem. Výsledkem působení těchto dvou sil je pohyb zvaný nutace (Kapandji, 2008; Dylevský et al., 2000).



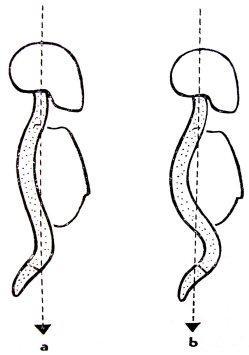
Obrázek 17. Těžiště těla [G], symfýza [P], obratel S_3 [S3] (Kapandji, 2008).

3.2.1 Vývoj

Tvar a velikost opěrné báze, lokalizace průmětu těžiště těla do opěrné báze a specifické rozložení tlaku těla do podložky charakterizuje posturu těla. Posturální mechanismy vyzrávají v průběhu života člověka, přičemž se tyto děje realizují u motoricky zdravého dítěte již během prvního trimestru života. Cílem je dosažení vyvážené koaktivace ventrální a dorsální muskulatury, postupné koordinované zapojení svalstva a změna pasivního držení těla s predilekční asymetrií v aktivní symetrické držení, spolu se schopností změny polohy těžiště těla. Během tohoto procesu motorické ontogeneze se oblast pánevního pletence připravuje na pohyb ve vertikálně napřímeném držení těla. První vertikalizační tendencí dítěte je zvednutí trupu nad podložku pomocí horních končetin (HKK), což je umožněno napřímením osového orgánu. V přímé závislosti na opěrné funkci HKK je pánev vzpřimována a dochází k diferenciaci pohybů pánve a SI kloubů. Za vzpřimovací děje jsou zodpovědné opačně orientované síly působící reaktivně proti opřeným částem těla. Postupnou aktivací autochtonní muskulatury ve spolupráci s bránicí a ventrodorzální muskulaturou trupu jsou

umožněny diferencované pohyby jednotlivých segmentů těla v určitém rozsahu pohybu a tím změna polohy těžiště a aktivní opora těla o podložku. Posturální zajištění těla v prostoru je výrazem adaptace na působení gravitační síly (Dvořák, & Vařeka, 1999; Beranová, 2004).

Pro zajištění statiky těla je nutné udržet průmět těžiště těla v opěrné bázi. Jaký sklon pánve, sakra a typ zakřivení páteře je však ze staticko-dynamického hlediska ideální? Lánik (1990) ve své publikaci uvádí, že ideální je takový stav, kdy jsou obratle a meziobratlové prostory co nejrovnoměrněji zatížené. Pro ideální náklon pánve jsou dle tohoto autora výhodnější plošší křivky bederní lordózy i hrudní kyfózy. Při plochých křivkách (Obrázek 18a) totiž těžnice, procházející zevním zvukovodem, prochází i přes těla většiny obratlů a meziobratlových plotének. Zatížení je tak rozloženo na velkou plochu. Při zvětšené kyfolordóze (Obrázek 18b) těžnice prochází za těly bederních obratlů nebo před těly hrudních obratlů a tím dochází k přetížení páteřního sloupce a nerovnoměrnému rozložení tlaků na meziobratlové ploténky a intervertebrální klouby (Lánik, 1990).



Obrázek 18a,b. Průchod těžnice při plošší křivce zad [a], při zvětšené kyfolordóze [b] (Lánik, 1990).

4 Klinické hodnocení pánve

Vyšetřovací metody se dělí na metody klinické a paraklinické tj. „přístrojové“ (které se dále dělí na zobrazovací a laboratorní). Klinické hodnocení má určité složky a mělo by zachovávat určitý postup. Mezi klinické vyšetřovací postupy zahrnujeme: odebrání anamnézy, aspekční vyšetření, palpační vyšetření, v určitých případech se využívá i perkuse a auskultace, a korelaci nálezů (zjištění vzájemného vztahu mezi nálezy). Právě posouzení jednotlivých nálezů, vytvoření vzájemných souvislostí mezi nimi a jejich následná interpretace, patří z mého úhlu pohledu mezi nejnáročnější část klinického hodnocení. Nesmíme zapomínat ani na úskalí diferenciální diagnostiky u jednotlivých poruch, kdy pouhé určení samotných symptomů není zárukou daného onemocnění. Je nutné přesně rozlišit původ zjištěných změn, které se mohou projevovat stejnými příznaky, ale jsou odlišného původu.

Po odebrání anamnézy bychom měli být schopni formulovat takzvané pracovní hypotézy, které dále ověřujeme aspekčním a palpačním vyšetřením (klinické vyšetření se přizpůsobuje údajům, které získáváme z anamnézy). Provedením korelace zjištěných výsledků bychom měli být schopni formulovat pracovní diagnózu.

Navzdory sofistikovaným paraklinickým vyšetřením, která jsou velice přesná ale poskytují pouze dílčí výsledky a často tak nevysvětlují obtíže pacienta nebo jejich příčiny, má klinické hodnocení vysokou vypovídající hodnotu a v diagnostice poruch pohybového aparátu hraje velmi důležitou roli (Gross, Fetto, & Rosen, 2005; Přikryl, & Kocourek, 2010; Lewit, 2003; Sosna et al., 2001; Kolář et al., 2009; Véle, 2006).

4.1 Aspekce

Aspekčním vyšetřením hodnotíme morfologickou stavbu daného regionu či segmentu, vzhled kůže, antalgické držení. Hodnotí se jak klidové držení tak i pohyb, a to jak celkově tak i regionálně a místně. Případné patologické nálezy se hodnotí i z hlediska symetričnosti. Nesmíme však zapomenout na to, že posuzovaný úsek je svou strukturou i funkcí součástí organismu jako celku. Obvykle proto standardní aspekční vyšetření začíná hodnocením celkovým a postupně se zaměřuje na daný region a v něm na lokální problém. Vychází se z hodnocení v klidové poloze a přechází se k hodnocení změn konfigurace v pohybu. Aspekce je metodou subjektivní, významnou roli zde hrají klinické zkušenosti vyšetřujícího (stejně jako u palpace).

Postavení pánve závisí jak na její morfologické struktuře, tak na aktivitě svalového

korzetu. Aspekci pánve je vhodné provádět jak ve stoji, tak v sedě, popřípadě v leže, nazíráním zezadu, zboku i zepředu. Ve stoji se mohou projevit změny v konfiguraci osového orgánu i dolních končetin, které v posturálně nižších polohách nejsou patrné. I přes rozdílné postupy v celkovém aspekčním hodnocení jednotlivými vyšetřujícími se většina shoduje na důležitosti hodnocení oblasti pánve, která hraje klíčovou úlohu ve smyslu převodníku zátěže mezi osovým orgánem a dolními končetinami. Pánevní oblast je nazývána „křižovatkou pohybu“, promítají se do ní symptomy zjištěné při poruchách na dolních končetinách, stejně jako symptomy přítomné při poruchách v oblasti trupu a horních končetin. Proto je dle mého názoru vhodné aspekci začít právě vyšetřením pánve. Aspekcí se posuzuje vybočení pánve k jedné straně (v anglické literatuře označováno jako „shift“), postavení cristae iliacae („šikmá pánev“, angl. „pelvic obliquity“), zkreslení Michaelisovy routy, postavení Lewinneckovy roviny, tvar a symetrie měkkých tkání (např. větší prominence jedné hýždě nazad, postavení infragluteálních rýh, postavení intergluteální rýhy).

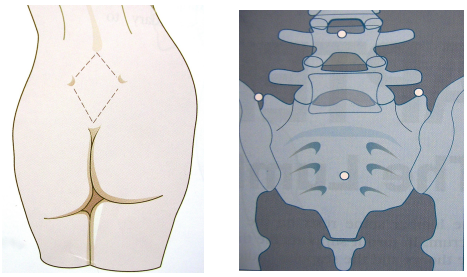
Vybočení pánve k jedné straně je ve své podstatě laterální posun v transverzální rovině. Je přirozeným dějem odehrávajícím se během chůze, může se však objevit i jako adekvátní reakce na jiný problém, a to zešikmení pánve, kdy pánev vybočuje k vyšší kristě. Na tuto skutečnost navazuje lateroflexe bederní páteře taktéž ke straně vyšší kristy a lateroflexe torakální páteře k opačné straně (tj. k nižší kristě) jako důsledek kompenzace (Lewit, 2003).

Sešikmení pánve probíhá ve frontální rovině. Šikmá pánev vzniká na podkladě svalových dysbalancí nebo vlivem vnějších vlivů, kterými mohou být například úraz vedoucí k rozdílné délce dolních končetin. „Ve většině případů se však zešikmení vyvíjí postupně během růstu, takže současně dochází také ke kompenzacím, a pak bývá mnohem obtížnější se správně rozhodnout pro terapeutický postup“ (Lewit, 2003).

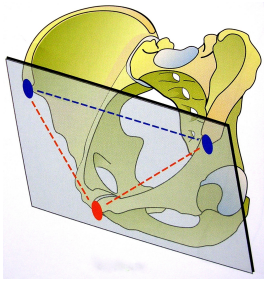
Michaelisova routa byla dobře známa již dávno před dostupností radiografických metod, umožňujících zobrazení kostěných struktur. Má tvar kosočtverce o čtyřech vrcholech, které tvoří dva důlky nad zadními horními spinami, nejvyšší bod bederní lordózy a nejvyšší bod intergluteální rýhy (Obrázek 19). Vertikální, delší osa je kolmá na transverzální, kratší osu, která spojuje oba důlky nad SIPS. Bereme-li v úvahu, že daný jedinec se pohybuje, pak délka kratší osy zůstává konstantní, kdežto délka dlouhé osy se mění. Proto se kosočtverec v některých případech může jevit více či méně oploštělý. Německý gynekolog Gustav Adolph Michaelis vypozoroval, že díky viditelným změnám tvaru „kosočtverce“ lze usuzovat na odchylky od normálního postavení pánve, které následně mohou vést k protrahovanému

porodu.

Při aspekčním hodnocení pánve zepředu jsme schopni určit Lewinneckovu rovinu ve tvaru trojúhelníku. Lewinneckova rovina je vymezena třemi orientačními body na pánvi, kterými jsou SIAS pravé i levé strany a symfýza (Obrázek 20). Díky rovině určené těmito třemi body jsme schopni přibližně odečíst náklon pánve. Tento trojúhelník se využívá jako stereotaktický útvar při počítačově naváděných operacích pánve (vymezuje prostor pro určení polohy bodu – například tumoru) (Kapandji, 2008; Lewit, 2003; Hoppenfeld, 1976; Véle; 2006).



Obrázek 19. Michaelisova routa (Kapandji, 2008).



Obrázek 20. Lewinneckova rovina (Kapandji, 2008).

4.2 Palpace

Palpační vyšetření následuje bezprostředně po aspekci. Palpace je neoddělitelnou součástí reflexně terapeutických metod, které jsou prováděny ručně. Pohmatem jsme schopni získat další informace, které korelujeme s aspekčním nálezem. Vytěžíme tak více informací než pouhým odečítáním z hodnocení tvaru struktury. Palpace má obrovský význam pro diagnostiku bolestivých změn ve tkáních, a to jak v měkkých tkáních tak v kostěných anatomických strukturách. Je zdrojem spousty dynamických informací, například o vlhkosti a teplotě kůže, o její konzistenci. Poskytuje řadu informací o mechanických vlastnostech - odporu, pružnosti, posunlivosti či protažitelnosti tkání. Palpací jsme schopni vyhodnotit tvar a konzistenci tkáně a také vyvolat bolest. Hmatové vjemy získáváme díky taktilní citlivosti. Při palpačním vyšetření vyvoláváme reakci vyšetřované osoby (dynamickou reakci tkáně na fyzický kontakt), čímž dostáváme zpětnou vazbu (feedback). Tento druh feedbacku je nenahraditelný jakýmikoli technickými přístroji. Nemožnost objektivního zpracování těchto informací však činí z palpace metodu velice subjektivní, ikdyž pro klinickou praxi stále metodu nezbytnou a ničím nenahraditelnou.

Palpací kostěných struktur pánve získáváme statické informace o konfiguraci a tvaru dané oblasti. Při standardním klinickém hodnocení pánve palpujeme hřebeny kosti pánevní, přední horní ilické spiny (SIAS), zadní horní ilické spiny (SIPS), symfýzu kosti stydké, kost křížovou, kostrč, velké trochantery, sedací hrboly. Palpací hřebenů cristae iliacae určujeme, zda obě pánevní kosti stojí vodorovně. Podle postavení SIAS a SIPS posuzujeme rotaci, torzi a sklon pánve. Také palpujeme postavení symfýzy a sedacích hrbolů a přesvědčujeme se o jejich bolestivosti (Gross et al., 2005; Lewit 2003; Hoppenfeld, 1976).

4.3 Pánevní dysfunkce

Pánevní dysfunkce vznikají vlivem strukturálních změn anebo poruchami řízení z vyšších center. Obě tyto možnosti negativně ovlivňují posturální model pánevní struktury. V rámci posturální stability těla je vhodné o pánevním pletenci přemýšlet ve spojitosti s pánevním dnem a prací bránice, kdy dysfunkce v oblasti kostěné pánve mění funkční schopnost svalů pánevního dna. Hovoříme-li o pánevních dysfunkcích, je třeba si uvědomit jejich celkovou rozmanitost, příčinu a důsledky (Greenman, 1996).

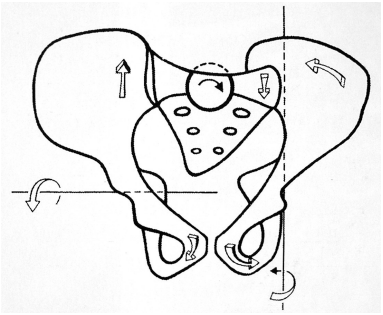
4.3.1 Šikmá pánev

Šikmá pánev vzniká, pokud crista iliaca, přední a zadní horní spiny pánevní stojí na jedné straně níž. Rameno na straně výše uložené pánve bývá zpravidla níž. Zešikmení pánve bývá způsobeno nestejnou délkou dolních končetin (funkční i anatomickou), asymetrickým postavením kolenních kloubů (genu varum, valgum, recurvatum) nebo plochou nohou. Zešikmení pánve může být také způsobeno blokádou hlavových kloubů či asymetrií pánve či bederní páteře. Ze svalového hlediska hraje důležitou roli asymetrický zkrat adduktorů DK či zkrat m. quadratus lumborum. Rozdílná délka DKK vede navíc i k lehkému laterálnímu posunu pánve (většinou k vyšší straně), který kompenzuje zešikmení. Samostatný laterální posun pánve nebývá způsoben funkční poruchou pánve, nýbrž páteře (Dobeš, & Michková, 1997; Lewit, 2003).

4.3.2 Sakroiliakální posun

Sakroiliakální posun je porucha funkce pánve a bývá vždy sekundárním problémem při jiné poruše, z čehož se odvíjí terapie. Při aspekčním vyšetření bývá pánev lehce laterálně vybočena (obvykle k pravé straně) a lehce rotována (většinou nalevo). Při palpačním vyšetření pánve obvykle nacházíme asymetrii v postavení SIPS i SIAS (obvykle pravá zadní

spina bývá uložena výše a pravá přední spina je uložena níže). Při palpaci zadní části hřebenů kyčelních kostí zjišťujeme obdobný rozdíl jako na zadních spinách, což potvrzuje nález. Nálezy se však vyznačují vysokou variabilitou. Rozdíl ve výšce zadních horních spin může být minimální a na předních horních spinách značný a naopak. Proto se také můžeme (a nemusíme) setkat s rozdílnou výškou hřebenů pánevních kostí (což je důvodem časté záměny se šikmou pánví). Dle Cramerova schématu (in Lewit, 2003) dochází k jednostranné nutaci sacra, což způsobuje jeho rotaci mezi kyčelními kostmi (Obrázek 21). Následkem je rotace jednoho ilia okolo horizontální osy a druhého ilia okolo osy vertikální, tzv. **torze pánve**. Pokusy o rentgenologické zobrazení některé z výše uvedených asymetrií však nezobrazily předpokládané změny, proto se můžeme domnívat, že sakroiliakální posun vytváří pouze jakousi palpační iluzi ve změně postavení kyčelních kostí. Samotné otočení jedné kyčelní kosti oproti druhé okolo horizontální osy by muselo způsobit značný posun v symfýze. Z rentgenologických snímků oblasti pánve je však patrné, že při sakroiliakálním posunu leží sakrum asymetricky mezi kyčelními kostmi, takže vzniká větší napětí na straně níže uložené SIPS. Proto je tato spina při anteflexi sakra okamžitě stržena dopředu a „předbíhá“ druhou spinu, ovšem jen přechodně na dobu 10-20 sekund. Pak se jejich postavení v předklonu vyrovnává. Hovoříme o „fenoménu předbíhání“, který je důležitým příznakem sakroiliakálního posunu. Snad nejdůležitějším diagnostickým příznakem je svalová dysbalance v oblasti pánevního pletence, která se projevuje častým hypertonem m. iliacus na straně níže uložené SIPS a nesymetrickou funkcí hýžďových svalů. Dalším prvkem spojeným se sakroiliakálním posunem důležitým pro diagnostiku je dle Derbolowskeho (1956) „variabilní rozdíl v délce DKK“ (in Lewit, 2003), kdy se jedna DK zdá kratší vleže a druhá DK naopak vsedě. Závěrem je možno dodat, že sakroiliakální posun je záležitostí svalové inkoordinace (funkční záležitost spojována s rozdílným tahem svalů, blokádou v úseku $C_{0/1}$). V žádném případě se nejedná pouze o segmentální problém, ale o poruchu sekundární, manifestující se v daném segmentu, přicházející ze vzdálenějších oblastí (Lewit, 2003).



Obrázek 21. Sakroiliakální posun dle Cramera (Lewit, 2003).

4.3.3 Sakroiliakální blokáda

Základním předpokladem pro pohyb v kloubu je kloubní vůle (angl. „joint play“). Joint play lze vyšetřit v jakémkoli kloubu, je však závislá na jeho anatomickém tvaru. Joint play je nezbytně nutná pro normální funkci kloubu. Ačkoli mezi sakrem a kyčelní kostí chybí aktivní pohyblivost, joint play je v tomto kloubu přítomna. Základními diagnostickými postupy omezení joint play v SI skloubení je zkouška pružení a provedení a zhodnocení „spine sign“ (příznak trnu). Jako méně citlivou diagnostickou metodu Lewit (2003) uvádí vyšetření omezené addukce stehna při flexi v kyčli 90º. U blokády SI skloubení se příčina problému nachází přímo v kloubu (na rozdíl od sakroiliakálního posunu). Pokud nemocný provádí anteflexi trupu (v rámci vyšetření „fenoménu předbíhání“) a SIPS na straně blokády „předběhne“ druhou spinu a její postavení se nevyrovná během 20 sekund, můžeme uvažovat o sakroiliakální blokádě. Na rozdíl od sakroiliakálního posunu tento fenomén přetrvává, pokud je vyšetřovaný předkloněn. Popis provádění dalších diagnostických postupů nebude v rámci této diplomové práce více rozebírán.

Také svaly reagují v přímé vazbě na poruchu SI skloubení (nejen na blokádu) reflexními změnami. Nejcitlivější je vyšetření spoušťových bodů (angl. „trigger points“) v zevních rotátorech kyčelního kloubu a m. iliopsoas (Kolář, 2009; Lewit, 2003; Dobeš, & Michková, 1997).

4.3.4 Inflare and Outflare - „vnitřní a vnější klopení pánve“

Tato abnormální změna postavení pánve byla popsána r. 1986 Greenmanem. Jedná se o změnu poměrně vzácnou, ale klinicky významnou. Vzniká při změně tvaru artikulujících ploch SI skloubení, kdy na straně sakra je konvexita a na straně ilia konkavita. Díky tomuto uspořádání může dojít k rotacím okolo vertikální osy. Tyto pohyby Greenman označil jako inflare (vnitřní rotace) a outflare (zevní rotace). SIAS jedné strany (obvykle pravé) bývá

oploštělá a ve větší vzdálenosti od pupku – *outflare*. Na druhé straně (obvykle levé) SIAS prominuje více a je blíže pupku – *inflare.* Nález vyvolává dojem, jako by jedno ilium bylo klopeno laterálně a druhé mediálně. Současně na straně outflare nalézáme hypotonii břišní stěny, na straně inflare je naopak vyšší tonus podbřišku. Narozdíl od Greenmana Lewit uvádí, že při této poruše se většinou nenalézá funkční porucha SI skloubení. Později bylo zjištěno, že inflare se pravidelně pojí s omezením vnitřní rotace (o 20º i více) ve stejnostranném kyčelním kloubu. Lewit a Olšanská prováděli od r. 2003 do r. 2005 studii, do které zahrnuli 21 pacientů s touto poruchou. Došli k závěru, že u všech 21 probandů byla pokaždé objevena omezená vnitřní rotace v kyčelním kloubu na straně inflare. Toto omezení se okamžitě upravilo po manévru skládajícího se z postizometrické relaxace adduktorů kyčelního kloubu, doplněné o okamžitou reciproční inhibici. Souběžně došlo také k úpravě postavení předních spin a vyrovnal se svalový tonus v podbřišku (Kolář, 2009; Lewit, 2003; Lewit, & Olšanská, 2005).

4.3.5 Rotace pánve

Rotace pánve je ze svalového hlediska způsobována pravděpodobně složitou regulační poruchou mimo oblast pánevního svalstva, což je ve většině případů vázáno na asymetrický vývoj, který nemá vždy kauzální vysvětlení (Kolář, 2009; Dobeš, & Michková, 1997).

4.3.6 Torze pánve

Torze pánve je úzce spjata s pojmem sakroiliakální posun (viz kapitola 4.3.2. Sakroiliakální posun). Ve většině případů je tato porucha spíše sekundární reakcí než primárně vzniklou poruchou. Dle Koláře (2009) je vždy spojena s hypertonem m. iliacus a zevních rotátorů kyčelního kloubu (Kolář, 2009).

5 Pomocná vyšetření pánve

Pro vyšetření muskuloskeletálního systému se využívá celá řada zobrazovacích metod, které umožňují získat informace o tvaru dané struktury. Tyto paraklinické (přístrojové) metody mají v diagnostice svůj nezastupitelný význam. Dříve se vyšetřování muskuloskeletálního systému prakticky omezovalo jen na zobrazování skeletu. Pomocí dnešních moderních metod je možno zobrazovat i nekostěné struktury jako je synovie, chrupavky, ligamenta, svaly a jejich úpony, přilehlé měkké tkáně, kostní dřeň. Existují i systémy, které dovolují 3D rekonstrukci snímaného objektu během velmi krátké doby, bez negativních dopadů na biologický materiál (Otáhal, 2010; Bartušek, 2004; Nekula, 2001).

5.1 Radiodiagnostické metody

Radiodiagnostické metody se dělí na ionizační, které využívají rentgenové záření - rentgenografie, výpočetní tomografie, a záření neionizační, které využívají fyzikálních polí bez ionizačních účinků - magnetická rezonance (Krejčí, 2007).

5.1.1 Rentgenografie (RTG)

Rentgenové záření bylo objeveno v roce 1895 německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem, který nazval „neznámé záření“ paprsky „X“ a postupně četnými experimenty prokázal, že prochází různými materiály a exponuje fotografické desky. Rentgenové (rtg) záření je ve své podstatě elektromagnetické vlnění velmi krátké vlnové délky, které je generováno narážením elektronů s vysokou kinetickou energií na hmotu v elektronce – rentgence. Mezi hlavní vlastnosti rtg záření patří schopnost pronikat hmotou, ve které je z části absorbováno; dále pak schopnost vyvolávat v určitých krystalických látkách světélkování (luminiscenční efekt), působit na fotografický materiál (fotochemický efekt), ionizovat molekuly plynu a kapalin (ionizační efekt) a působit v živé hmotě smrt buněk nebo změnu jejich cytogenetické informace (biologický efekt).

Míra absorbce svazku ionizujícího záření je závislá na struktuře tkání a jejich molekulární hmotnosti. Narůstá v závislosti na jejich hustotě (například skelet pohlcuje podstatnou část rtg záření a na snímku jsou tyto části světlejší, naopak vzduch pohlcuje toto záření minimálně a na snímku se to projeví tmavým zobrazením). Obraz vzniká dopadem záření na kazetu s filmem. Na filmu vzniká latentní obraz, který se vyvoláním a ustálením zviditelní a výsledkem je rentgenový snímek (skiagram). Další možností vzniku obrazu je dopad záření na skiaskopický štít, který obsahuje luminiscenční látku, která mění dopadající

záření na viditelný obraz. Prosvícená část těla se pozoruje přímo na obrazovce. Rentgenování nám umožňuje dvourozměrně objektivizovat tvar a vzájemné postavení struktur dané oblasti.

Skiagrafie (snímkování) se vyznačuje větší radiační zátěží ve srovnání se skiaskopií (prosvěcováním). Skiaskopie má menší rozlišovací schopnost a malý kontrast, zato ale umožňuje zachytit dynamické děje, např. pohyb polykacího aktu, vyprazdňování žaludku. Časté využití je při angiografickém zavádění katetrů (Sosna et al., 2001; Bartušek, 2004; Nekula, 2001).

Za zmínku stojí studie autorů Sprigle et al. (2002), kteří srovnávali validitu rentgenografie a pánevního goniometru při měření náklonu pánve. Porovnávali stupeň náklonu pánve a flexe kyčelních kloubů, naměřených pánevním goniometrem, se stupni naměřenými podle rtg snímku. Náklon pánve u rtg snímku byl stanoven jako úhel mezi horizontálou a linií spojující SIAS a SIPS. Flexe v kyčli byla stanovena jako úhel mezi dlouhou osou femuru a linií rozdělující spojnici SIAS a SIPS. Pánevním goniometrem byly měřeny osoby v sedě (při napřímení, anteriorním a posteriorním náklonu pánve), orientačními body byly zvoleny SIAS, SIPS, velký trochanter a dlouhá osa femuru. Průměrný rozdíl u rtg snímků byl v náklonu pánve -4,9° (korelační koeficient mezi dvěma způsoby měření 0,93), ve flexi v kyčli 1,2° (korelační koeficient 0,8). Výsledky prokázaly vysoký stupeň interindividuální i intraindividuální validity (Sprigle et al., 2003).

5.1.2 Výpočetní tomografie (CT)

Základní princip výpočetní tomografie je založen na měření absorbce rtg záření procházející vyšetřovanou tkání. Vyšetřovaná oblast je snímána obvykle transverzálně na podélnou osu, ve vrstvách (skenech) o šířce 1-10 mm. Záření po průchodu vyšetřovaným objektem dopadá na detektory uložené na části kruhové výseče naproti rentgence. Samotná rentgenka spolu s komplexem detektorů je uložena v gantry (tzv. tunelu). Detektory registrují množství dopadajícího záření, které převádí na elektrický signál. Míra zeslabení záření v jednotlivých místech určuje denzitu (uvádí se v Hounsfieldových jednotkách HU – voda má denzitu 0 HU, kost až 3000 HU, vzduch -1000 HU). Digitálním zpracováním lze vytvářet 3D rekonstrukce, které zpřesňují prostorové vztahy vyšetřované oblasti.

Výhodou CT je především jeho dostupnost, rychlost samotného vyšetření a nižší cena než u vyšetření magnetickou rezonancí. K CT vyšetření neexistují prakticky žádné absolutní kontraindikace. Relativní kontraindikací je gravidita (Bartušek, 2004; Nekula, 2001).

5.1.3 Magnetická rezonance (MRI)

Princip MRI vychází z fyzikálního předpokladu, že v lidských tkáních jsou bohatě zastoupena jádra vodíku, která obsahují lichý počet protonů, otáčejí se kolem své osy a vydávají elektromagnetické (elmg) záření. Celková hodnota elmg záření nepravidelně uložených jader vodíku se navenek rovná 0. Pakliže se jádra nachází pod vlivem silného magnetického pole, řadí se ve směru siločar. Po aplikaci radiofrekvenčního impulsu dojde k vychýlení jader o určitý stupeň a tímto vybuzením protonu vodíku do vyššího energetického stavu k přenosu energie. Po skončení radiofrekvenčního impulsu se jádra vrací do původní polohy, dochází k návratu protonů do nižšího energetického stavu a tímto procesem dochází k vydávání přebytečné energie. Tato energie, která je vyzářena do okolí, je zachycována jako signál na přijímači. Pomocí počítačové rekonstrukce takto přijatých signálů se vytváří výsledný obraz. Doba trvání těchto pochodů závisí na chemickém složení tkání a mění se za určitých patologických stavů. Intenzita signálu tkání se na MRI skenech odlišuje černobílou škálou (obdobně jako u CT). Tmavě zobrazená ložiska se označují jako hyposignální, světle zobrazená ložiska hypersignální.

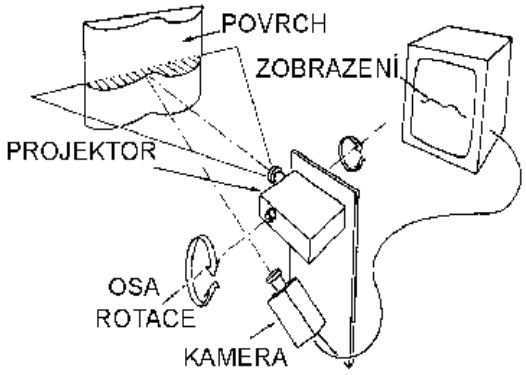
Ve srovnání s CT má MRI větší rozlišovací schopnost při zobrazování měkkých tkání, zobrazení může být provedeno v libovolné rovině a je zde absence ionizujícího záření. Velice často se využívá při vyšetřování muskuloskeletálního systému (šlachy, vazy, meziobratlové ploténky, kostní dřeň). Nejčastější využití MRI je však v neuroradiologii při zobrazování patologických stavů mozku, míchy a páteře. Stále častěji se pomocí MRI vyšetřují i orgány. Absolutní kontraindikací MRI je kardiostimulátor a kochleární implantát, relativní kontraindikací je feromagnetický materiál v těle vyšetřované osoby.

5.2 Optické metody

Obecným principem optických metod je, že světlo ze světelného zdroje dopadá na celý povrch nebo vybranou oblast těla a odražené světlo, ve kterém je zakódována informace o tvaru povrchu, je snímáno kamerou. Důležitá je co nejkratší doba snímání, aby se neprojevilo dýchání a spontánní pohyby sledovaného objektu. Zajištění dostatečné přesnosti snímání s následnou prostorovou rekonstrukcí a možnost „vidění“ celé plochy zájmu (např. podpažní prostory), patří mezi nejčastější problémy, které se v rámci těchto systémů řeší. Nevýhodou optických metod je, že vyžadují specifické světelné podmínky – dostatečné nasvícení scény nebo naopak tmavou místnost (Krejčí, 2007; Otáhal, 2010).

5.2.1 3D Scanner

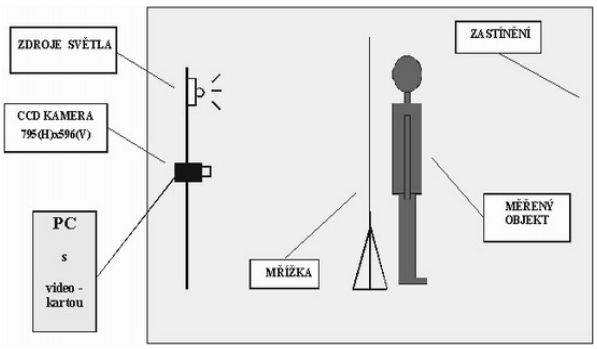
Jedná se o bezkontaktní metodu bez nepříznivých efektů na biologický materiál. Díky technologii 3D Scanneru je umožněna kompletní, přesná vizualizace a kvantifikace topografie lidského těla. Systém se skládá ze dvou hlavních komponent: skenovacího zařízení a PC se softwarem schopným rekonstrukce výsledného obrazu (Obrázek 22). Vlastní skenovací zařízení obsahuje laser a dvě CCD kamery (charge coupled device). Laser a obě kamery se pohybují současně. Řádkový snímač se čtecím paprskem se pohybuje horizontálně po snímané předloze a je usměrněn soustavou zrcadel. Množství světla, které snímaným předmětem prošlo nebo se od něj odrazilo, se měří a digitalizuje. Kamery zaznamenají jednotlivé body skenované zóny (pohybují se vertikálně). „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“ (Otáhal, 2010). Celkový „scan“ trvá přibližně 12 sekund. Data jsou zpracována softwarem a následně programem zobrazena ve 3D projekci na monitoru jako prostorově uspořádaný objekt (Lerch, 2007; Otáhal, 2010).



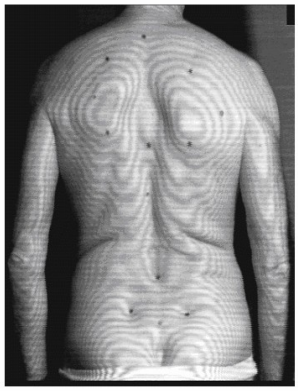
Obrázek 22. Princip snímání 3D scanneru dle Turner-Smith (Otáhal, 2010).

5.2.2 Moiré tomografie

Moiré tomografie (MT) je metoda založená na moiré efektu vytvářející na sledovaném povrchu stínový obraz vrstevnic. Tvar a vzájemné uspořádání stínových tvarů vrstevnic přesně popisuje tvar objektu v prostoru a díky tomuto efektu je možno provést prostorovou rekonstrukci. Optická soustava je tvořena světelným zdrojem a fotografickou kamerou v jedné rovině, paralelně s touto rovinou je postavena mřížka tvořená soustavou rovnoběžných vláken (která nepropouští světelné záření) a stejně velkých mezer mezi nimi. Sledovaný objekt je umístěn za mřížkou na opačné straně od zdroje světla (Obrázek 23). Díky tomu se stínový obraz na těle deformuje a vznikají tzv. Moiré proužky. Z proužků se na nerovném povrchu těla vytváří vrstevnice. Celá soustava musí být umístěna v zastíněném prostoru. Vzájemné vzdálenosti paralelních rovin, tloušťka vláken mřížky, vzdálenost zdroje světla a kamery určují výsledek – převýšení stínového obrazu vrstevnic ve směru osy kolmé na rovinu snímku. Z výsledného obrazu sledovaného povrchu je možno hodnotit například trupové asymetrie, postavení pánve, tvar baze lební a podobně (Obrázek 24).



Obrázek 23. Uspořádání moiré pracoviště (Otáhal, 2010).



Obrázek 24. Moiré snímek zad (Otáhal, 2010).

5.2.3 Fotografická metoda

Statická fotografická analýza využívá reflexních značek umístěných na předem definovaných anatomických bodech lidského těla. Je další metodou vhodnou pro nám podobné studie. Vyžaduje kameru, reflexní značky a lepící pásku. Pro zjištění míry validity lze výsledky porovnávat s výsledky digitální inklinometrie, trojdimenzionálním měřením nebo s rentgenografií. Perry et al. (2008) prováděli studii, jejímž dílčím cílem bylo hodnocení

náklonu pánve ve vzpřímeném stoji, vzpřímeném sedu a v sedu s flektovaným trupem. Náklon pánve byl měřen pomocí linie mezi velkým trochanterem a SIAS vzhledem k vertikále (Obrázek 25). Dále byla měřena flexe hlavy a krku, kraniocervikální a cervikotorakální úhel, úhel bederní lordózy a další. Podobně jako v našem případě způsobu měření, je reliabilita této metody závislá na palpaci vyšetřujícího, umístění značek na povrchu těla, definování vzdáleností a úhlů a schopnosti opakování.

Obrázek 25. Měřené vzdálenosti a úhly vsedě (Perry et al., 2008).

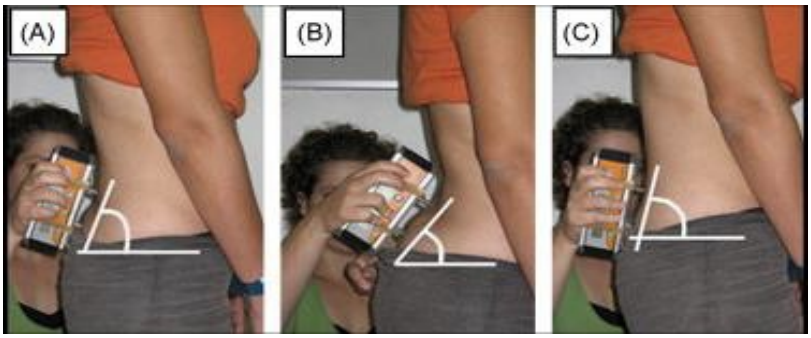
5.3 Dotykové metody

Principem dotykových metod je označení napalpovaných bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby. Poloha označených bodů je snímána dotykem hrotu polohového snímače. Fyzikální princip měření polohy hrotu v prostoru je různý. Využívají se principy mechanické, elektromechanické, magnetické a ultrazvukové. Nejstarší je mechanický princip, který je v současné době na ústupu kvůli časové náročnosti ručně opisovaných dat do protokolů. Je nahrazován elektromechanickými systémy, které umožňují automatické ukládání naměřených údajů do paměti počítače (Krejčí, 2007).

5.3.1 Digitální inklinometrie

Digitální inklinometrie je neinvazivní metoda využívaná pro měření rozsahu pohybu v kloubech. Lze s ní však hodnotit i náklon pánve. Prushansky et al. (2008) uskutečnili studii zabývající se opakovatelností měření náklonu pánve. Výzkumný soubor obsahoval 15 mužů a 15 žen astenického typu. Digitální inklinometr se skládal ze dvou ramen s výsuvnými čepy na jeho spodní straně. Rozlišení činilo ± 0,1 º. Vyšetřující přikládal přístroj z boku na sacrum tak, že se spodní strana dotýkala sacrococcygeálního skloubení (Obrázek 26). V mužské i ženské skupině měřili dva různí vyšetřující. Po naměření náklonu pánve v neutrálním postavení pánve, v anteverzi a retroverzi jedním vyšetřujícím, následovala třicetiminutová pauza. Pro statistické zhodnocení byl stanoven korelační koeficient a standardní chyba

při měření. Z výsledků vyplynulo, že ve skupině žen nebyly statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými vyšetřujícími. Statistické významnosti dosáhly rozdíly u mužů v anteverzním a retroverzím postavení, v celkovém rozsahu pohybu pánví mezi těmito dvěma krajními polohami však byly výsledky podobné. Celková shoda měření v jednotlivých pozicích byla vysoká. Rozdíly v hodnotách v rámci jednoho vyšetřujícího dosáhly korelačního koeficientu 0,6-0,9, chyba při měření dosahovala většinou 2°.



Obrázek 26. Měření náklonu pánve pomocí digitálního inklinometru: v neutrálním postavení [A], v anteverzi [B], v retroverzi [C] (Prushansky et al., 2008).

5.3.2 Diagnostický systém DTP-2

Diagnostický systém DTP-2 byl vytvořen na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého ve spolupráci katedry biomechaniky a technické kybernetiky. V podmínkách klinické praxe umožňuje měřit vzdálenosti segmentů lidského těla, jejich velikosti a úhlové parametry. Původně byl vyvíjen pro neinvazivní diagnostiku držení těla a deformit páteře. Umožňuje snímat rozměrové parametry třírozměrných objektů a vytvářet jejich třírozměrné počítačové modely. „Fyzikálním principem je snímání polohy bodu v prostoru pomocí elektromechanického polohového snímače, který se skládá z pantografického mechanismu a přesných inkrementálních snímačů“ (Krejčí et al., 2004). Poloha držení těla je určována tak, že se napalpují a následně označí body na kožním povrchu. Tyto body jsou jednotlivě snímány dotykem hrotu polohového snímače. Prostřednictvím elektronické vyhodnocovací jednotky (EVJ) jsou přenášeny do osobního počítače. Obslužný program WinPat3 zpracovává data nasnímaných bodů z povrchu těla, zobrazuje naměřené body graficky a numericky ve frontální a sagitální rovině a ukládá je do databáze. Pracuje v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic (každý bod je určen souřadnicemi x, y, z) vzhledem k ideální horizontále

(vertikále). Výstupem jsou data ve formě výstupních protokolů. Výstupní protokoly zahrnují číselné vyjádření bodů v tabulce a jejich grafické zobrazení 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“ (Krejčí et al., 2004). Po statistickém zpracování výsledků byla hodnota přesnosti SD = 1,5 mm (Krejčí et al., 2004; Kolisko et al., 2005).

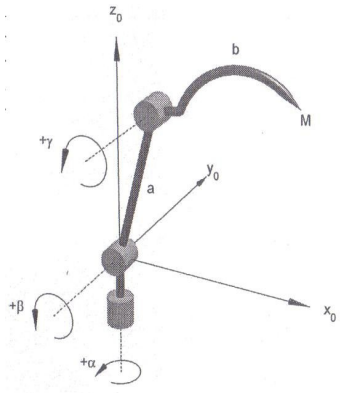
Součásti diagnostického systému DTP-2 (Obrázek 27):

1. Polohový snímač tvořený pantografickým mechanismem se dvěma rameny, jejichž vzájemná poloha v prostoru je snímána třemi úhlovými inkrementálními snímači (Obrázek 28).
2. Základní deska s třemi nastavovacími body slouží k upevnění polohového snímače ke stolu a k definici tří nastavovacích bodů Z_1, Z_2, Z_3 pro jeho počáteční nastavení. Před zahájením měření je nutné tyto body nastavit do vodorovné polohy libelou. Sejmutím nastavovacích bodů se polohový snímač uvede do počátečního stavu a současně je proveden výpočet směrnice vertikální osy, k níž jsou v prostoru vztahovány všechny měřené body.
3. Otočná plošina na které stojí proband. Slouží k určení polohy a otočení probanda vůči polohovému snímači. Nášlapnou plochu plošiny lze šroubovacími nožkami nastavit do vodorovné polohy. Aretační zařízení přišroubované definuje po nastavení další tři nastavovací body X_1, X_2 a V. Spojnice bodů X_1 a X_2 je rovnoběžná se spojnicí středů patních kostí. Bod V se před měřením nastaví do středu této spojnice.

   Tzv. nulová vertikála je vztyčená v bodě V analýzou bodů Z_1, Z_2, Z_3. 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 X_1, X_2 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.
4. Elektronická vyhodnocovací jednotka (EVJ) předzpracovává signály z inkrementálních snímačů pomocí mikroprocesorových obvodů a posílá údaje o poloze snímačů do osobního počítače, kde jsou dále zpracovány programem WinPat3.
5. Síťový adaptér napájející EVJ a snímače polohy.
6. Spínač, jehož stisknutím je dán povel EVJ k vyslání okamžité polohy hrotu polohového snímače.

7. Kabelová redukce s konektory slouží k propojení EVJ se snímačem polohy. Propojovací kabel slouží k propojení EVJ s osobním počítačem.
8. Libela slouží k vyvážení nastavovacích bodů na základní desce do vodorovné polohy.
9. Softwarové vybavení – program WinPat3 přijímá a dekóduje data z EVJ, provádí výpočet bodů v kartézské soustavě souřadnic. Následně zobrazuje naměřené body do výstupních protokolů a ukládá naměřená data do databáze (Krejčí et al., 2004; Kolisko et al., 2005).

Obrázek 27. Polohový snímač, základní deska, EVJ, osobní počítač [vlevo], otočná plošina s aretačním zařízením [vpravo] (fotoarchiv autorky, 2010).



Obrázek 28. Geometrický model polohového snímače. Úhly natočení α, β, γ jsou měřeny rotačními inkrementálními snímači (Krejčí et al., 2004).

6 Výzkum a jeho etapy

Výzkum je proces vedoucí k vytváření nových poznatků, snažící se o zodpovězení výzkumných otázek a touto cestou přispívající k rozvoji daného oboru. Při získávání poznatků je kladena velká váha na empirická data (získávána opakovatelnými a ověřitelnými experimenty - pokusy), která bývají výsledkem nějakého měření. Umožňují testovat teorie a zodpovídat otázky.

Předpokladem ke získávání dat je tedy proces měření, jehož výsledkem je numerická proměnná nabývající různých hodnot. Základní model měření: Y=T+E je vyjádřen vztahem mezi neznámou správnou hodnotou proměnné T, a naměřenou hodnotou Y. E znamená celkovou chybu měření. Obvykle se rozlišuje chyba náhodná a systematická. Systematická chyba nabývá vždy přibližně stejné hodnoty, zatímco náhodná chyba mění svou velikost i směr. Snahou je minimalizovat chybovou část E.

Každá oblast vědy užívá určité strategie a metody výzkumu. Většina základních kroků je však společná pro všechny. Na počátku se identifikuje téma a problém, vymezí se účel výzkumu a určí se výzkumné otázky (týkají se procesu, fenoménu, který se bude zkoumat), případně hypotézy (odhad vztahu, který existuje za určitých podmínek).

Příprava výzkumného procesu zahrnuje volbu tématu, vymezení účelu výzkumu a určení výzkumné otázky (výzkumné otázky lze doplňovat a modifikovat během výzkumu). *Plán výzkumu* je důležitý pro sesumírování podrobností výzkumu, následný způsob jeho provedení a volbu sběru dat. Samotné *provedení studie* zahrnuje sběr dat a jejich následnou analýzu s cílem zodpovědět výzkumné otázky. Snahou statistického usuzování je získání závěrů, spolu se zhodnocením jejich spolehlivosti. O výsledcích výzkumu informuje *závěrečná zpráva*.

Kvalita měření je posuzována těmito aspekty: objektivitou, reliabilitou a validitou. *Objektivita* měření znamená stupeň nezávislosti výsledků na výzkumníkovi nebo měřeném jedinci (ve smyslu subjektivního úmyslného nebo neúmyslného zkreslení). *Reliabilita (spolehlivost)* měření vyjadřuje stupeň shody výsledků měření jedné osoby prováděné v určitých podmínkách. Posuzuje se velikost chyby E v hypotetické situaci, že hodnota T se nezměnila. Reliabilita tudíž poukazuje na výskyt náhodné chyby, na přesnost daného měření. *Validita* uvádí, zda procedura měření skutečně měří to, co předpokládáme, že měří. V současné době je zdůrazňováno, že uživatel má z výsledků měření odvodit správná rozhodnutí. Platí poučka, že bez reliability nemůže být dosaženo validity. Metoda měření však může mít velkou reliabilitu, ale přesto malou validitu (Hendl, 2009; William, 2005).

7 Výzkumné cíle a otázky

7.1 Hlavní výzkumné cíle

1. Posoudit vhodnost zvolené metodiky při práci s diagnostickým systémem DTP-2 pro stanovení náklonu pánve.
2. Ověřit, zda je měření diagnostickým systémem DTP-2 dostatečně reliabilní metoda pro stanovení náklonu pánve.
3. Posoudit objektivitu měření.
4. Stanovit typ postavení pánve u vyšetřované skupiny mužů.

Realizace výzkumných cílů byla uskutečněna na skupině zdravých probandů, u kterých byl nezávislými vyšetřujícími pomocí diagnostického systému DTP-2 zjištěn úhel spojnice přední horní ilické spiny a velkého trochanteru s horizontálou, v odlišných situacích postavení pánve. Diplomová práce byla řešena v kontextu širšího výzkumného projektu s více zúčastněnými hodnotiteli. Opakovaná vyšetření probíhala v předem stanoveném pořadí, kdy každý z hodnotitelů měřil dané postavení pánve ve čtyřech pokusech (viz kapitola 8 Metodika).

7.2 Dílčí výzkumné cíle

1. Zjistit míru shody výsledků prvního a třetího měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem.

2. Zjistit míru shody výsledků druhého a čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem.

3. Zjistit míru shody výsledků prvního až čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem.

4. Zjistit míru shody mezi výsledky ze všech čtyř měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve naměřené hodnotitelem H a mezi výsledky ze všech čtyř měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve naměřených hodnotitelem K.

7.3 Výzkumné otázky

Otázka č. 1:

Je rozdíl mezi výsledky prvního a třetího měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem?

Otázka č. 2:

Je rozdíl mezi výsledky druhého a čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem?

Otázka č. 3:

Je rozdíl mezi výsledky prvního až čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem?

Otázka č. 4:

Je rozdíl mezi výsledky ze všech čtyř měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve naměřené hodnotitelem H a mezi výsledky ze všech čtyř měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve naměřených hodnotitelem K?

8 Metodika

8.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 20 osob mužského pohlaví, ve věku od 20 do 30 let. Jednalo se především o současné či bývalé studenty fyzioterapie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, dále pak byli do výzkumného souboru zahrnuti i dobrovolníci z jiných fakult výše zmiňované univerzity.

Jednotlivým účastníkům výzkumu byl srozumitelně objasněn cíl práce a metodika sběru dat. Jednotlivé osoby potvrdily svůj souhlas s účastí na měření i s použitím získaných dat a výsledků podepsáním Informovaného souhlasu (Příloha 3). Každá z osob poskytla svá anamnestická data a byla orientačně klinicky vyšetřena.

U žádné z osob, účastnící se měření, nebyly shledány zásadní patologie či deformity v oblasti pánve, páteře či DKK. Žádná osoba, účastnící se výzkumu, v minulosti neprodělala úraz ani onemocnění, které by následně mohlo mít vliv na poškození struktur v oblasti pánve, páteře či DKK, a tak ovlivnit změny v náklonu pánve a tím i výsledky měření. Ve vztahu ke způsobu získávání dat nebyla brána v potaz tloušťka kožní řasy vyšetřovaných – uvažujeme-li promítání palpovaných bodů do sagitální roviny – a možnost posunu těchto měkkých tkání během pohybů pánve do maximální volní anteverze a retroverze. Pouze jeden z účastníků výzkumu spadal dle určení Body Mass Indexu (BMI) do kategorie obezita (BMI=34,4 kg/m^2) (Bužga et al., 2005).

8.2 Sběr dat a postup měření

Diplomová práce je řešena v kontextu širšího výzkumného projektu s více zúčastněnými. Proto bylo všech 20 probandů hodnoceno třemi hodnotiteli - H, K, a J. K datům získaným hodnotitelem J je v práci přihlíženo, ale ve vlastním hodnocení se neobjevuje z důvodu odlišného postupu měření (určitá část jím naměřených dat nebyla pro účely této práce využitelná).

Pořadí měření bylo předem dohodnuto, a hodnotitelé se pravidelně střídali. Postup orientačního klinického vyšetření byl předem stanoven a ujednocen.

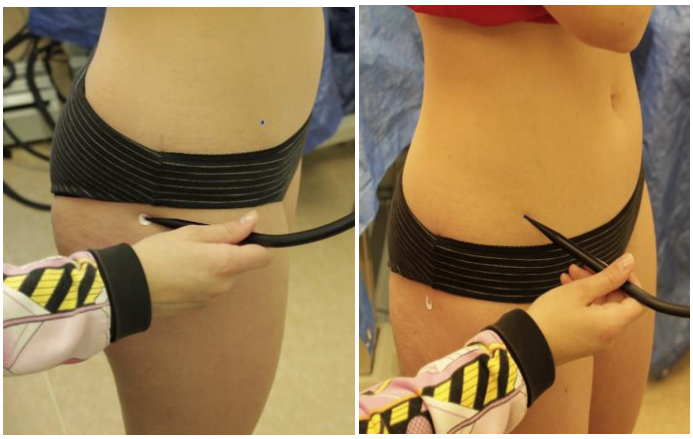
8.2.1 Postup měření náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2

Před zahájením vlastního měření bylo nutné systém nakalibrovat. Základní deska

se třemi nastavovacími body byla pomocí libely uvedena do vodorovné polohy a následně se tyto body definovaly hrotem polohového snímače. Kalibrací bodů byl polohový snímač uveden do počátečního stavu a současně byl automaticky proveden výpočet směrnice osy, k níž pak byly v prostoru vztahovány všechny měřené body. Taktéž otočná plošina byla díky šroubovacím nožkám nastavena do vodorovné polohy. Nutno podotknout, že vyšetřované osoby nebyly během stoje na nášlapné ploše stabilizovány v žádném přídatném zařízení, jež by zabraňovalo přirozeným titubacím.

Všichni účastníci výzkumu byli měřeni ve spodním prádle, z důvodu snahy o dosažení co největší přesnosti v palpaci a v označení vybraných orientačních bodů. Vyšetřovaná osoba zaujala habituální vzpřímený stoj (pro danou osobu neutrální) a hodnotitel napalpoval dva orientační kostěné body – spina iliaca anterior superior dextra a trochanter major dexter. Palpace obou bodů byla prováděna způsobem, který ve své knize popisuje Lewit (2003). Z důvodu rozměrnosti trochanteru major bylo zapotřebí zvolit jeden konkrétní bod. Vzhledem k překrytí anteriorní části trochanteru major svaly (m. tensor fasciae latae a m. gluteus medius), je snadněji palpovatelná jeho posteriorní část, a proto jsme jako orientační bod zvolili jeho horní zadní zevní okraj.

Snímanými body tedy byla místa na kůži přímo nad pravou spina iliaca anterior superior a horním zadním zevním okrajem pravého velkého trochanteru. Snímané body byly označeny pomocí adhezivních samolepek (Obrázek 29).



Obrázek 29. Snímání bodů na pánvi hrotem obloukovitého ramene DTP-2.
Legenda: *Obrázek nalevo zachycuje snímání samolepkou označeného bodu na velkém trochanteru vpravo, v habituálním (neutrálním) postavení. Obrázek napravo zachycuje snímání samolepkou označené spina iliaca anterior superior vpravo, v habituálním (neutrálním) postavení* (fotoarchiv autorky, 2010).

Vyšetřovaná osoba se postavila na nášlapnou plochu otočné plošiny a patama se dotýkala zarážky aretačního zařízení, horní končetiny zkřížila na hrudníku pro lepší dostupnost snímaných bodů. Vyšetřovaný tak zaujal pro něj přirozený způsob stoje, se subjektivním vnímáním rovnoměrného rozložení hmotnosti na obou dolních končetinách. Neutrální postavení pánve nebylo ze strany hodnotitele nijak slovně korigováno. Při změně postavení pánve do maximálního anteverzního a maximálního retroverzního postavení dostal vyšetřovaný pokyn: „Naklop pánev maximálně dopředu dolů, podsaď pánev maximálně dozadu nahoru.“ Proband byl předem upozorněn, že během změny postavení pánve není dovoleno měnit postavení dolních končetin (ve smyslu flexe kolenních kloubů). Abychom během samotného měření eliminovali nedorozumění o způsobu provádění daných pohybů pánví, bylo probandovi doporučeno vyzkoušet si tyto diferencované pohyby dle výše uvedených pokynů, ještě před započetím vlastního měření. Důraz byl kladen na co největší rozsah pohybu, za dodržení výše uvedených podmínek. Vlastní snímání již označených bodů probíhalo rychle, řádově v sekundách, se snahou o maximální přesnost. Naměřené hodnoty úhlů se okamžitě zobrazovaly na monitoru ve formě grafického i numerického výstupu.

Aby bylo možno statisticky vyhodnotit reliabilitu zvolené metody, bylo měření realizováno třemi hodnotiteli, – H, K, J - navíc ve čtyřech pokusech.

Detail měření hodnotitele H:

1. Hrotem polohového snímače byly sejmuty při zaujetí habituálního postavení (neutrálního) vyšetřovaného nejprve pravá spina iliaca anterior superior, následně pak bod na pravém trochanteru major – dále značeno jako *NH1*. Na základě slovní instrukce zaujal vyšetřovaný maximální možnou anteverzi pánve a hodnotitel H opět snímal hrotem polohového snímače oba výše zmiňované body – dále jen *AH1*. Následovalo snímání bodů při provedení maximální retroverze pánve – dále jen *RH1*.
2. Beze změny polohy vyšetřovaného bylo provedeno druhé, naprosto totožné měření s odstavcem č. 1. To znamená, že jsme dostali výstup značený jako *NH2, AH2, RH2*.

Po získání těchto šesti hodnot vyšetřovaný sestoupil z otočné plošiny a byly mu odstraněny samolepky. Následně měl za úkol ujít po chodbě cca 40 m za účelem změny pohybového stereotypu.

3. Následovala nová palpace a označení bodů na pravé spina iliaca anterior superior a pravém trochanteru major, které byly nasnímány – *NH3, AH3, RH3*.

4. Beze změny polohy vyšetřovaného bylo provedeno čtvrté, naprosto totožné měření s odstavcem č. 3, jehož výstupem byly hodnoty pod označením *NH4, AH4, RH4*.

Hodnotitel H tedy provedl celkem 12 měření na jednom probandovi (hodnotitel K provedl celkem 12 měření, hodnotitel J provedl také celkem 12 měření) (Lysáková, 2011; Willmann, 2011).

8.2.2 Anamnéza

Anamnestické údaje byly odebírány pomocí Dotazníku (Příloha 5).

8.2.3 Aspekční a palpační vyšetření pánve

Aspekční a palpační vyšetření pánve bylo zaznamenáno do Protokolu o měření (Příloha 4). Palpační vyšetření bylo zaměřeno na odhalení patologií ve smyslu anteverze, retroverze, rotace, torze či šikmé pánve, tak jak tyto patologie popisuje Lewit (2003). Sklon pánve ve smyslu anteverze či retroverze byl posuzován v závislosti na výši obou předních a zadních spin. Teoretické normě v tomto případě odpovídá stejné postavení SIAS i SIPS v horizontální rovině. Rotace pánve byla posuzována jako celkové pootočení pánve okolo vertikální osy. Torzi pánve odpovídala diskrepance v postavení předních a zadních spin - šikmá spojnice předních spin proti zadním. Jako šikmá pánev byla označena taková, kdy hřeben kyčelní kosti, SIAS i SIPS byly na téže straně níže (výše) než na straně opačné. Vyšetření probanda probíhalo ve vzpřímeném stoji, naboso, ve spodním prádle. Nejprve byly zeshora laterálně vypalpovány hřebeny kyčelních kostí, pak se porovnávalo postavení obou SIPS, které byly palpovány zezdola směrem nahoru (kvůli jejich zahrocení směrem dolů). Obdobným způsobem byly palpovány i obě SIAS.

8.2.4 Vyšetření délky dolních končetin

Anatomická délka dolních končetin byla měřena vleže na zádech, od horního zevního zadního okraje velkého trochanteru femuru po zadní dolní část laterálního malleolu fibuly. Měřilo se krejčovským metrem.

8.2.5 Vyšetření zatížení dolních končetin

Pro vyšetřování symetrie zatěžování dolních končetin byly použity dvě kalibrované váhy. Proband zaujal vzpřímený postoj, každou nohou stál na jedné z vah, pohled očí směřoval horizontálně vpřed.

Běžný nekorigovaný vzpřímený stoj člověka je skoro vždy asymetrický, jedna dolní končetina nese větší zátěž než druhá. Podle Véleho však (in Véle, 2006) „při vyrovnaném stoji nemá stranový rozdíl zátěže převyšovat 10-15 % celkové hmotnosti.“ Většina

vyšetřovaných zatěžovala dolní končetiny asymetricky s diferencí, která však nepřesáhla 10 % celkové hmotnosti.

8.2.6 Vyšetření zkrácených a oslabených svalů

Vyšetření zkrácených svalů zahrnovalo hodnocení flexorů kyčelního kloubu (m. iliopsoas, m. rectus femori a m. tensor fasciae latae) a flexorů kolenního kloubu (m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus) vzhledem k možnosti ovlivnění postavení pánve vlivem jejich zkrácení.

Dále byla testována síla gluteálního svalstva (za současné flexe kolenního kloubu) a břišního svalstva (obloukovitou flexí trupu za současného podložení kolenních kloubů) dle Jandova svalového testu (2004). U všech účastníků výzkumu nebylo svalové oslabení výrazné, zato se však ve většině případů vyskytovalo svalové zkrácení, zejména m. rectus femoris (Janda et al., 2004).

8.3 Statistické vyhodnocení dat

Naměřené výsledky byly uspořádány do tabulkového formátu v programu Microsoft Office Excel 2007 a následně vyhodnoceny programem STATISTICA 8.0. Pro zhodnocení statistické významnosti bylo použito několik různých testů. V práci uvádím výsledky Wilcoxonova párového testu, velikosti koeficientů stability měření a výsledky korelací mezi hodnotami naměřenými mezi hodnotitelem H a hodnotitelem K. Jestliže vypočtená hodnota významnosti p byla menší než hladina významnosti 0,05, byly výsledky považovány za statisticky významné (Hendl, 2006; William, 2005).

9 Výsledky

9.1 Testování výzkumné otázky č. 1

Je rozdíl mezi výsledky prvního a třetího měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem?

Tabulka 1. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve.

	Hodnotitel H Wilcoxonův párový test, N=20 * Označené testy jsou významné na hladině p<,05000				
proměnná	Průměr [°]	Sm. odch. [°]	Rozdíl [°]	p	r
NH1	39,6	8,91			
NH3	38,6	12,77	1,0	0,295	0,888*
AH1	4,9	2,95			
AH3	4,8	2,67	0,1	0,822	0,375
RH1	3,4	3,45			
RH3	3,6	3,26	-0,2	0,654	0,351

Legenda:
NH1, NH3 – neutrální postavení pánve měřeno hodnotitelem H, první a třetí pokus
AH1, AH3 – stupňový přírůstek anteverze měřený hodnotitelem H, první a třetí pokus (jedná se o úhlovou změnu postavení pánve z neutrály do anteverze)
RH1, RH3 – stupňový přírůstek retroverze měřený hodnotitelem H, první a třetí pokus (jedná se o úhlovou změnu postavení pánve z neutrály do retroverze)
p – hodnota významnosti
r – korelační koeficient vypovídající o shodě

Tabulka 2. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve.

	Hodnotitelé H:K, H:J grupováno Wilcoxonův párový test, N=20 * Označené testy jsou významné na hladině p<,05000			
	Skup.1: H:K		Skup.2: H:J	
dvojice proměnných	p	r	p	r
N1 & N3	0,455	0,705*	0,262	0,876*
A1 & A3	0,822	0,303	0,970	0,619*
R1 & R3	0,940	0,639*	0,793	0,560*

Legenda:
N1 & N3 – neutrální postavení pánve měřeno v prvním a třetím pokuse
A1 & A3 – přírůstek anteverze měřený v prvním a třetím pokuse
R1 & R3 – přírůstek retroverze měřený v prvním a třetím pokuse
p – hodnota významnosti
r – korelační koeficient vypovídající o shodě

Tabulka 3. *Stabilita měření* mezi prvním a třetím pokusem.

koeficient stability	Jednorozměrné testy významnosti, velik. efektů a síly, N=20								
	hodnotitel H			hodnotitel K			hodnotitel J		
	N	A	R	N	A	R	N	A	R
r1	0,921	0,546	0,600	0,767	0,410	0,817	0,900	0,778	0,635

Legenda:
N – neutrální postavení pánve
A – maximální anteverze
R – maximální retroverze

Ze statistického zpracování výsledků vyplývá, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výsledky prvního a třetího měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem na hladině statistické významnosti $p<0,05$. (Statisticky významný rozdíl neexistuje ani mezi výsledky prvního a třetího měření, naměřenými mezi hodnotiteli H a K, a mezi hodnotiteli H a J.) Rozdíly mezi průměrnými hodnotami jednotlivých pokusů se liší pouze v desetinách stupňů, což v případě postavení pánve hodnotím jako zanedbatelné. Jednorozměrným testem významnosti bylo prokázáno, že krátkodobá stabilita mezi prvním a třetím měřením neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve, je ve většině případů u všech hodnotitelů značně vysoká (výjimku tvoří hodnocení anteverze hodnotitelem H i K, kde r1=0,546; r1=0,410). Hodnoty korelačních koeficientů vypovídají o shodě měření (výjimku tvoří nízká shoda měření mezi AH1 a AH3, r=0,375; RH1 a RH3, r=0,351; a měření prvního a třetího pokusu anteverze mezi hodnotiteli H a K, kde r=0,303).

9.2 Testování výzkumné otázky č. 2

Je rozdíl mezi výsledky druhého a čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem?

Tabulka 4. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve.

	Hodnotitel H Wilcoxonův párový test, N=20 * Označené testy jsou významné na hladině p<,05000				
proměnná	Průměr [°]	Sm. odch. [°]	Rozdíl [°]	p	r
NH2	39,7	8,69			
NH4	39,4	11,63	0,3	0,525	0,848*
AH2	5,0	3,35			
AH4	4,8	3,19	0,2	0,525	0,551*
RH2	2,5	3,19			
RH4	3,3	2,54	-0,8	0,295	0,135

Legenda:
NH2, NH4 – neutrální postavení pánve měřeno hodnotitelem H, druhý a čtvrtý pokus
AH2, AH4 – stupňový přírůstek anteverze měřený hodnotitelem H, druhý a čtvrtý pokus
RH2, RH4 – stupňový přírůstek retroverze měřený hodnotitelem H, druhý a čtvrtý pokus
p – hodnota významnosti
r – korelační koeficient vypovídající o shodě

Tabulka 5. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve.

	Hodnotitel H:K, H:J grupováno Wilcoxonův párový test, N=20 * Označené testy jsou významné na hladině p<,05000			
	Skup.1: H:K		Skup.2: H:J	
dvojice proměnných	p	r	p	r
N2 & N4	0,601	0,712*	0,278	0,825*
A2 & A4	0,910	0,717*	0,073	0,652*
R2 & R4	0,575	0,114	0,501	0,410

Legenda:
N2 & N4 – neutrální postavení pánve měřeno v druhém a čtvrtém pokuse
A2 & A4 – přírůstek anteverze měřený v druhém a čtvrtém pokuse
R2 & R4 – přírůstek retroverze měřený v druhém a čtvrtém pokuse
p – hodnota významnosti
r – korelační koeficient vypovídající o shodě

Tabulka 6. *Stabilita měření* mezi druhým a čtvrtým pokusem.

koeficient stability	Jednorozměrné testy významnosti, velik. efektů a síly, N=20								
	hodnotitel H			hodnotitel K			hodnotitel J		
	N	A	R	N	A	R	N	A	R
r1	0,922	0,836	0,182	0,714	0,879	0,463	0,918	0,755	0,732

Legenda:
N – neutrální postavení pánve
A – maximální anteverze
R – maximální retroverze

Ze statistického zpracování výsledků vyplývá, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výsledky druhého a čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem na hladině statistické významnosti $p<0,05$. (Statisticky významný rozdíl neexistuje ani mezi výsledky druhého a čtvrtého měření, naměřenými mezi hodnotiteli H a K, a mezi hodnotiteli H a J.) Rozdíly mezi průměrnými hodnotami jednotlivých pokusů jsou zanedbatelné. Jednorozměrným testem významnosti bylo prokázáno, že krátkodobá stabilita mezi druhým a čtvrtým měřením neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve, je ve většině případů u všech hodnotitelů značně vysoká (výjimku tvoří hodnocení retroverze hodnotitelem H i K, kde r1=0,182; r1=0,463). Hodnoty korelačních koeficientů vypovídají o shodě měření (výjimku tvoří nízká shoda měření mezi RH2 a RH4, r=0,135; a měření druhého a čtvrtého pokusu retroverze mezi hodnotiteli H a K, r=0,114; a mezi hodnotiteli H a J, r=0,410).

9.3 Testování výzkumné otázky č. 3

Je rozdíl mezi výsledky prvního až čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem?

Tabulka 7. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve.

	Hodnotitel H Wilcoxonův párový test, N=20 * Označené testy jsou významné na hladině p<,05000					
proměnná	Průměr [°]		Sm. odch. [°]		Rozdíl [°]	p
NH1 & NH2	39,6	39,7	8,91	8,69	-0,1	0,851
NH1 & NH3	39,6	38,6	8,91	12,77	1,0	0,295
NH1 & NH4	39,6	39,4	8,91	11,63	0,2	0,736
NH2 & NH3	39,7	38,6	8,69	12,77	1,1	0,204
NH2 & NH4	39,7	39,4	8,69	11,63	0,3	0,525
NH3 & NH4	38,6	39,4	12,77	11,63	-0,8	0,156
AH1 & AH2	4,9	5,0	2,9	3,3	-0,1	0,525
AH1 & AH3	4,9	4,8	2,9	2,6	0,1	0,822
AH1 & AH4	4,9	4,8	2,9	3,1	0,1	1,000
AH2 & AH3	5,0	4,8	3,3	2,6	0,2	0,736
AH2 & AH4	5,0	4,8	3,3	3,1	0,2	0,525
AH3 & AH4	4,8	4,8	2,6	3,1	0,0	0,627
RH1 & RH2	3,4	2,5	3,4	3,1	0,9	0,313
RH1 & RH3	3,4	3,6	3,4	3,2	-0,2	0,654
RH1 & RH4	3,4	3,3	3,4	2,5	0,1	0,793
RH2 & RH3	2,5	3,6	3,1	3,2	-1,1	0,262
RH2 & RH4	2,5	3,3	3,1	2,5	-0,8	0,295
RH3 & RH4	3,6	3,3	3,2	2,5	0,3	0,736

Legenda:
NH, AH, RH – neutrální, anteverzní, retroverzní postavení pánve měřeno hodnotitelem H
1, 2, 3, 4 – první, druhý, třetí, čtvrtý pokus měření

Tabulka 8. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve.

Hodnotitel H, K, J Wilcoxonův párový test, N=60 * Označené testy jsou významné na hladině p<,05000	
proměnná	p
N1 & N2	0,718
N1 & N3	0,087
N1 & N4	0,443
N2 & N3	0,071
N2 & N4	0,195
N3 & N4	0,580
A1 & A2	0,512
A1 & A3	0,718
A1 & A4	0,871
A2 & A3	0,637
A2 & A4	0,381
A3 & A4	0,912
R1 & R2	0,565
R1 & R3	0,982
R1 & R4	0,541
R2 & R3	0,531
R2 & R4	0,648
R3 & R4	0,941

Legenda:
N, A, R – neutrální, anteverzní, retroverzní postavení pánve (měřeno hodnotiteli H, K, J)
1, 2, 3, 4 – první, druhý, třetí, čtvrtý pokus měření

Ze statistického zpracování výsledků vyplývá, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výsledky prvního až čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem na hladině statistické významnosti $p<0,05$. (Statisticky významný rozdíl neexistuje ani mezi výsledky prvního až čtvrtého měření, naměřený mezi hodnotiteli H, K a J navzájem.) Rozdíly mezi průměrnými hodnotami naměřenými hodnotitelem H v jednotlivých pokusech jsou zanedbatelné.

9.4 Testování výzkumné otázky č. 4

Je rozdíl mezi výsledky ze všech čtyř měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve naměřené hodnotitelem H a mezi výsledky ze všech čtyř měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve naměřených hodnotitelem K?

Tabulka 9. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve.

Hodnotitel H:K Korelace * Označ. korelace jsou významné, p<,0500 N=20			
Proměnná	NK1	AK1	RK1
NH1	0,569*	-0,674*	-0,145
AH1	-0,504*	0,602*	0,159
RH1	-0,060	0,283	0,346*

Tabulka 10.

Hodnotitel H:K Korelace * Označ. korelace jsou významné, p<,0500 N=20			
Proměnná	NK2	AK2	RK2
NH2	0,534*	-0,570*	-0,090
AH2	-0,147	0,438*	0,325*
RH2	0,286	-0,109	0,223

Tabulka 11.

Hodnotitel H:K korelace * Označ. korelace jsou významné, p<,0500 N=20			
proměnná	NK3	AK3	RK3
NH3	0,433*	-0,272	-0,275
AH3	-0,012	0,217	0,316*
RH3	-0,158	0,155	0,604*

Tabulka 12.

Hodnotitel H:K korelace * Označ. korelace jsou významné, p<,0500 N=20			
proměnná	NK4	AK4	RK4
NH4	0,265	-0,619*	0,207
AH4	0,073	0,647*	0,014
RH4	0,091	0,187	-0,029

Legenda:
NH, AH, RH – neutrální, anteverzní, retroverzní postavení pánve měřeno hodnotitelem H
NK, AK, RK – neutrální, anteverzní, retroverzní postavení pánve měřeno hodnotitelem K
1, 2, 3, 4 – první, druhý, třetí, čtvrtý pokus

Tabulka 13. Statisticky zpracované hodnoty úhlů v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení pánve. Měřeny všechny čtyři pokusy.

Hodnotitel H:K korelace * Označ. korelace jsou významné, p<,0500 N=80			
proměnná	NK	AK	RK
NH	0,426*	-0,509*	-0,077
AH	-0,179	0,487*	0,190
RH	0,049	0,117	0,311*

Legenda:
NH, AH, RH – neutrální, anteverzní, retroverzní postavení pánve měřeno hodnotitelem H
NK, AK, RK – neutrální, anteverzní, retroverzní postavení pánve měřeno hodnotitelem K

Tabulka 14. *Stabilita měření* ze všech čtyř pokusů.

	Jednorozměrné testy významnosti, velik. efektů a síly, N=20					
	hodnotitel H			hodnotitel K		
koeficient stability	N	A	R	N	A	R
r1	0,971	0,859	0,610	0,906	0,844	0,777

Legenda:
N – neutrální postavení pánve
A – maximální anteverze
R – maximální retroverze

Z korelací mezi průměrnými hodnotami ze všech čtyř pokusů jednotlivých měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve hodnotitele H a hodnotitele K vyplývá, že existuje statisticky významná korelace:

- mezi neutrálním, anteverzním i retroverzním postavení pánve v prvním pokusu,

- mezi neutrálním i anteverzním postavení pánve ve druhém pokusu,
- mezi neutrálním i retroverzním postavení pánve ve třetím pokusu,
- mezi anteverzním postavení pánve ve čtvrtém pokusu, na hladině statistické významnosti $p<0,05$. Tyto korelace však nedosahují dostatečně vysokých hodnot. Korelace průměrných hodnot hodnotitelů H a K dohromady, poukazují na statisticky významnou korelaci mezi hodnotami ze všech čtyř pokusů měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve, na hladině statistické významnosti $p<0,05$. Ani tyto korelace však nedosahují dostatečně vysokých hodnot. Jednorozměrným testem významnosti bylo prokázáno, že stabilita měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve ve všech čtyřech pokusech, je u obou hodnotitelů značně vysoká.

9.5 Stanovení typu postavení pánve u vyšetřované skupiny 20 mužů

Z Tabulky 15 je patrné, že u daného souboru 20 mužů je průměrná hodnota neutrálního postavení pánve přibližně 40°. Stanovíme-li si rozmezí 20° pro vymezení určitého typu pánve, pak toto rozmezí bude velice podobné tomu, které uvádí Gutmann a Erdmann (in Lewit, 2003). Tito autoři rozlišují tři typy pánví, které posuzují dle velikosti úhlu, který svírá krycí destička S_1 s horizontálou. V našem případě je jako kritérium sklonu pánve zvolena Nelatonova linie, jejíž postavení je vztaženo ke zvoleným souřadnicím diagnostického systému DTP-2. Pro označení typů pánví bylo použito stejného názvosloví, jaké používají i Gutmann a Erdmann, jelikož námi stanovené rozmezí odpovídá jejich teorii:

hodnoty do 30° - přetěžovaný typ pánve
hodnoty od 31° do 50° - normální typ pánve
hodnoty nad 51° - asimilační typ pánve

Tabulka 15. Typy pánví u jednotlivých probandů vycházející z neutrálního postavení.

	hodnotitel			typ pánve		
proband	H [°]	K [°]	J [°]	dle H	dle K	dle J
30	31,414	39,640	39,075	normální	normální	normální
46	36,614	51,377	40,392	normální	asimilační	normální
15	35,804	45,501	45,593	normální	normální	normální
34	36,896	41,948	41,045	normální	normální	normální
25	34,263	36,111	33,854	normální	normální	normální
38	34,811	29,243	33,595	normální	přetěžovaný	normální
2	26,493	36,713	30,600	přetěžovaný	normální	přetěžovaný
41	29,898	30,705	36,133	přetěžovaný	normální	normální
47	30,757	43,046	41,786	normální	normální	normální
51	31,088	33,327	36,220	normální	normální	normální
26	44,357	44,013	37,528	normální	normální	normální
1	39,500	39,582	40,988	normální	normální	normální
35	45,164	33,933	36,206	normální	normální	normální
7	48,830	43,556	43,153	normální	normální	normální
42	32,677	37,811	42,976	normální	normální	normální
10	27,559	28,493	26,948	přetěžovaný	přetěžovaný	přetěžovaný
32	56,240	53,120	45,682	asimilační	asimilační	normální
16	62,192	49,236	41,464	asimilační	normální	normální
28	50,140	30,170	45,600	normální	normální	normální
33	53,095	50,215	47,212	asimilační	normální	normální
Ø neutrál. poloh	39,400	39,900	39,300			

Legenda:
Skupina 20 probandů. Barevně jsou označeni ti probandi, u nichž se všichni tři vyšetřující shodují.

10 Diskuze

Tato diplomová práce si kladla za cíl posouzení vhodnosti zvolené metodiky při práci s diagnostickým systémem DTP-2. Dále měla ověřit, zda je měření tímto systémem dostatečně reliabilní metoda pro stanovení náklonu pánve, a posoudit objektivitu měření. Cílem bylo také stanovit typ postavení pánve u vyšetřované skupiny 20 mužů.

Diagnostický systém DTP-2 byl zkonstruován za účelem neinvazivní diagnostiky držení těla. Systém byl využíván k hodnocení tvaru křivky páteře, posléze se začalo uvažovat o jeho dalším možném uplatnění. Hodnocení postavení pánve v sagitální rovině se nabízí jako jedna z možností dalšího způsobu jeho využití.

Metodika měření byla teoreticky stanovena na základě předešlé diplomové práce (Ryba, 2009). Po seznámení se s jednotlivými částmi diagnostického systému DTP-2 a jeho spuštění, byla provedena zkušební měření v jednotlivých variantách stoje na samotných vyšetřujících (H, K, J). Měřilo se neutrální postavení pánve v habituálním stoji, v maximální volní anteverzi a maximální volní retroverzi pánve. V každé z pozic byla nutná výdrž v čase kratším než 10 vteřin. Po uvedení do praxe byla metodika lehce modifikována za účelem dosažení co největší přesnosti měření v co nejkratším čase. Modifikace oproti teoreticky stanovenému postupu spočívala v označování orientačních bodů na těle probandů pomocí adhezivních samolepek, namísto značení těchto bodů křížky. Díky samolepkám nezůstávaly na těle probandů žádné stopy předchozího značení, proto každá další palpace nebyla ovlivňována palpací předchozí.

Logické uspořádání systému v prostoru umožnilo jeho pohodlnou obsluhu. Otočná plošina byla umístěna do přiměřené vzdálenosti od základní desky tak, aby byl zaručen dosah obloukovitého ramene na označené body na těle probandů. Dostatečný dosah umožnil jejich zacílení s co největší přesností v poměrně krátkém čase. Snímání bodů a převod signálu do elektronické podoby trvalo v řádech vteřin. Rychlost měření měla nespornou výhodu v tom, že docházelo ke snížení případných titubací. Pro zaručení přibližně stejného postavení každého vyšetřovaného, bylo na otočné plošině instalováno aretační zařízení. Proband tudíž stál po určitou dobu vyšetření na stejném místě. Měření probandů jednotlivými vyšetřujícími probíhalo hned po sobě. Po vysvlečení do spodního prádla nebyl vyšetřovaný hodnocen déle než 15 minut.

Technickými přednostmi diagnostického systému DTP-2 jsou tedy jeho prostorová nenáročnost, přenosnost a snadná obsluha. Z těchto důvodů je jeho využití do budoucna

spatřováno nejen na univerzitní půdě, ale potenciálně i v ambulancích lékařů či fyzioterapeutů. V klinické praxi by diagnostický systém DTP-2 mohl nahradit rentgenogram, který je v současnosti nejpřesnější metodou pro stanovení náklonu pánve. Nese však s sebou riziko rentgenového záření, které je zdraví škodlivé. Zdravotní zátěž, časová i ekonomická náročnost v tomto případě zvýhodňují použití diagnostického systému DTP-2, díky němuž by mohlo dojít k omezení provádění častých rentgenologických vyšetření a který by byl v této oblasti jistě přínosem.

Další nespornou výhodou diagnostického systému DTP-2 je opakovatelnost a srovnatelnost výsledků měření, což poskytuje okamžitou zpětnou vazbu, například po terapeutickém zásahu. Interpretace takto objektivně získaných dat terapeutem pacientovi, by mohla mít vliv na volbu nejvhodnějšího způsobu terapie, či zvýšit samotný její dopad.

Reliabilita (spolehlivost) metody byla ověřována opakovaným měřením jedním vyšetřujícím, který měřil neutrální, maximální anteverzní a maximální retroverzní postavení pánve ve čtyřech pokusech. Vyšetřující tak získal data celkem z 12 pokusů měření. Spolehlivost metody se zobrazila stupněm shody výsledků z jednotlivých pokusů. Reliabilita měření však mohla být ovlivněna subjektivní chybou vyšetřovaného (např. snížením pozornosti v důsledku únavy nebo poklesu zájmu), pozorovací chybou vyšetřujícího, která má vliv na kvalitu provedení měření a v neposlední řadě chybou přístrojovou. Pro určení spolehlivosti byl zvolen *test-retest reliabilita*, který označuje shodu opakovaných měření (Hendl, 2006).

Z důvodu objektivizace se na měření podíleli tři vyšetřující. Jejich hodnocení ukázalo stupeň toho, jak jsou výsledky nezávislé na vyšetřujícím ve smyslu subjektivního úmyslného nebo neúmyslného zkreslení (Hendl, 2006).

Validita metody byla v tomto případě neprůkazná. Pro srovnání výsledků dosažených diagnostickým přístrojem DTP-2 bychom museli disponovat komparativní vyšetřovací metodou a technikou (např. již výše zmíněnou rentgenografií, fotografickou metodou, digitální inklinometrií). Nejpřínosnější by bylo použití bočného rentgenogramu oblasti pánve, pořízeného ve stoji. Obvyklou praxí však je pořizovat snímky pánevní oblasti vleže, což nekoresponduje s naším výzkumem, kdy hodnotíme postavení pánve ve stoji. Jako nejzávažnější problém se jeví zdravotní riziko, dalšími problémy jsou nedostupnost rentgenografického přístroje a časová a ekonomická náročnost zhotovování snímků. Naší snahou bylo od 20 vyšetřovaných osob získat rentgenogram pánve, který bychom mohli porovnat s výsledky měření systémem DTP-2. Ani jeden z vyšetřovaných však snímkem

nedisponoval. Do budoucna by se však jako zajímavá myšlenka jevila spolupráce FTK UP s klinickým pracovištěm, ochotným zúčastnit se dalšího výzkumu v této problematice.

Pro hodnocení náklonu pánve jsou různými autory používána rozdílná kritéria a odlišné orientační body, což vede k vytváření nejednotných označení (viz kapitola 2.4 Sklon pánve). Většina autorů doporučuje k hodnocení postavení pánve body, které jsou pro diagnostický systém DTP-2 nevyužitelné. Např. Čihák (2003) určuje velikost pánevního sklonu proložením roviny vchodu malé pánve s horizontální rovinou, Kolář et al. (2009) popisuje sklon pánve jako úhel přímky vedoucí ze středu destičky S_1 do středu spojnice hlavic obou femurů s vertikálou. Vyšetření přístrojem DTP-2 je neinvazivní metoda, a palpačně není možno tyto body či roviny určit. Proto bylo nutno zvolit takové markanty na povrchu těla, které by bylo možno snímat, a které zároveň musely reprezentovat postavení pánve vzhledem ke zvolené ose (horizontále). Pro účely této práce byl tedy náklon pánve posuzován podle Nelatonovy linie, respektive její modifikace. Nelatonova linie je někdy také nazývána „Roser-Nelatonova linie“ podle chirurgů, kteří ji zavedli do praxe (Anonymous, 2010). Tato linie je nápomocna při diagnostice zlomenin krčku femuru či luxace hlavice femuru. V těchto případech se velký trochanter nachází nad úrovní spojnice SIAS a hrbolu sedací kosti. Stejně tak při klinickém nálezu coxa vara se velký trochanter nachází nad úrovní této spojnice (Magee, 2002). V ideálním případě leží velký trochanter přímo na této spojnici, což se dá předpokládat i u našeho výzkumného souboru. V tomto případě linie procházela SIAS a velkým trochanterem, jelikož hrbol sedací kosti byl špatně přístupný pro snímání obloukovitým ramenem. Z dosažených hodnot úhlů náklonu pánve bylo provedeno statistické vyhodnocení dat a jejich grafické zpracování v kotoučovém grafu (Příloha 2). Z grafického zpracování je patrné, že u některých probandů došlo mezi hodnotiteli k významné shodě, naopak u některých probandů se hodnotitelé výrazně rozchází. V případě významné shody stojí za zmínku probandi označeni číslicí 1, 10 a 25, kde úhlový rozdíl neutrály, anteverze i retroverze naměřený třemi vyšetřujícími, nepřekračuje 3º. V některých případech došlo k výrazné shodě jen mezi dvěma hodnotiteli, třetí hodnotitel se lišil (např. proband č. 41, kde rozdíl mezi hodnotitelem H a K nepřesahuje 1º, kdežto rozdíl mezi hodnotitelem H a J je 9º, mezi hodnotitelem K a J je 8º). U probanda č. 16 a 28 je naopak patrný velký rozdíl mezi hodnotami naměřenými třemi vyšetřujícími, který činí 22º. Při hledání zdůvodnění těchto odlišností lze uvažovat snad jen odlišnou palpaci vyšetřujících. Zejména palpace trochanteru major byla obtížnější. U hubených osob prominuje na povrch těla, ale u obéznějších bývá v typicky vkleslé jamce a palpaci velice špatně přístupný. Jamka je vkleská proto, že nad

povrchem trochanteru je málo tukového vaziva v porovnání s okolím, a podkožní vazivo je pevněji fixováno k periostu (Čihák, 2003). Navíc je jeho antero-laterální část překryta svalovými úpony (m. tensor fasciae latae, m. gluteus medius). Proto jsme zvolili jeden bod přístupný palpaci, a tím je horní zadní zevní okraj trochanteru major.

Z prostého shlédnutí výchozí tabulky pro statistické zpracování dat (Příloha 1) je patrné, že hodnoty neutrálních poloh i přírůstky anteverzí i retroverzí (ve stupních) mají poměrně velký rozptyl. U hodnotitele H se stupně náklonu pánve v neutrální pozici pohybují od 23º do 72º, u hodnotitele K od 23º do 57º, a u hodnotitele J od 25º do 51º. Přírůstky anteverzí (hodnoceno od neutrálního postavení pánve) se pohybují u hodnotitele H od -0,034º do 14º, u hodnotitele K od -0,120 º do 11º, a u hodnotitele J od -0,008º do 11º. V případě přírůstku retroverzí (hodnoceno od neutrálního postavení pánve) naměřil hodnotitel H hodnoty od 0,024º do 11º, hodnotitel K od 0,037º do 12º a hodnotitel J od 0,112º do 13º. Záporné hodnoty čísel v tomto případě znamenají, že při zamýšleném provedení anteverze byl naměřen pohyb do retroverze a naopak. Z výše uvedeného je zřejmé, že minimální a maximální hodnoty ve všech třech pozicích jsou všemi hodnotiteli naměřeny podobně.

Cílem bylo posoudit reliabilitu a objektivitu měření na probandech, jejichž výběr byl proveden s ohledem na homogenitu skupiny, anatomické odlišnosti pánve vzhledem k pohlaví a možnosti vyšetřujících. Morfologické rozdíly nebyly zohledňovány. Výzkumu se tak zúčastnilo 20 zdravých mužů ve věkovém rozmezí 20 až 30 let. Převážná většina byli současní či bývalí studenti FTK UP. Měření v každé pozici pánve (neutrála, anteverze, retroverze) bylo provedeno třemi hodnotiteli celkem čtyřikrát. Pro účely této práce byla hodnocena pouze pravá strana pánve. Hodnotitel J však snímal pravou i levou stranu pánve, proto určitá část jím naměřených dat nebyla do statistického zpracování zahrnuta. Z tohoto důvodu bylo možno posuzovat shodu a stabilitu měření jen mezi prvním a třetím pokusem, a mezi druhým a čtvrtým pokusem měření. První a druhé měření ve všech třech pozicích bylo uskutečněno v plynulé návaznosti bez přerušení, vyšetřovaný neopouštěl otočnou plošinu, adhezivní samolepky zůstaly po předešlé palpaci na svém místě. Třetí a čtvrté měření probíhalo stejným způsobem jako výše uvedené, s rozdílem nové palpace a označení orientačních bodů samolepkami. Jistý rozdíl v naměřených hodnotách byl očekáván při porovnání prvního a třetího měření, i druhého a čtvrtého měření, kdy mezi měřeními proběhlo přepalpování a znovuoznačení bodů. Navíc proband musel ujít cca 40 m po rovné chodbě. Minimální rozdíl se potvrdil, ale hodnoty nejsou statisticky významné na hladině významnosti

$p<0,05$, což znamená, že daný hodnotitel palpoval i snímal body na pánvi vždy přibližně stejně. V případě naměření velkého rozdílu mezi jednotlivými měřeními lze uvažovat o chybě – nesoustředěnost ze strany vyšetřované osoby, kdy neprovedla zadaný pohyb v maximálním možném rozsahu anebo nesprávné sejmutí označených bodů hrotem obloukovitého ramene, kde rozdíl v přiložení o několik mm má dopad na výstupní hodnotu.

Analýzou dat náklonu pánve v neutrálním, anteverzním a retroverzním postavení prvního a třetího měření, nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p<0,05$ (měřeno jedním hodnotitelem H, Tabulka 1). Každý z probandů byl změřen i dalšími dvěma hodnotiteli a jejich výsledky byly porovnány s hodnotitelem H. Tento postup měl sloužit k posouzení objektivity měření, která je jedním z hlavních cílů této práce. Ukázalo se, že ani výsledky dosažené měřením neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve mezi hodnotitelem H a K, a hodnotitelem H a J nejsou statisticky významné na hladině významnosti $p<0,05$ (Tabulka 2). Nutno podotknout, že u prvního i třetího pokusu měření byly dosažené hodnoty náklonu pánve odlišné, nedosahovaly však statistické významnosti jak je uvedeno výše. Toto lze přičítat skutečnosti, že proband mezi prvním a třetím měřením ušel po rovné chodbě cca 40 m za účelem změny pohybového stereotypu. Mezi měřeními pak proběhla nová palpace, nové označení a nasnímání orientačních bodů. Proband také mohl po absolvování chůze zaujmout odlišné postavení na plošině. Možnost ovlivnění hodnoty opakovaného měření krátkodobou chůzí po rovném povrchu považuji spíše za zanedbatelnou. Rozdíly, zaznamenané mezi jednotlivými pokusy jednoho hodnotitlele, budou mít pravděpodobně stejnou příčinu, jako rozdíly, naměřené mezi dvěma hodnotiteli navzájem. Budou způsobeny odlišnou palpací. Nevylučuji však ani možnost vlivu motorického učení, kdy po opakování maximální anteverze a retroverze předpokládám provádění těchto pohybů v jiné kvalitě a tudíž i jiném rozsahu.

Statisticky významný rozdíl neexistuje ani mezi výsledky druhého a čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem H (Tabulka 4) na hladině statistické významnosti $p<0,05$. Statisticky významný rozdíl neexistuje ani mezi výsledky druhého a čtvrtého měření, naměřenými mezi hodnotiteli H a K, a mezi hodnotiteli H a J (Tabulka 5). Znovu se potvrdila skutečnost, že dosažené hodnoty náklonu pánve v druhém i čtvrtém pokusu byly lehce odlišné (ne však statisticky významně), jelikož proband byl mezi měřeními znovu přepalpován a orientační body byly snímány z nové výchozí pozice. Příčina nepřesnosti měření může spočívat i v přilepování adhezivní samolepky na kůži, kdy se neoznačí se stoprocentní přesností stejné místo, které bylo určeno

palpací. Rozdíl však činí pouze několik desetin stupňů, což svědčí o tom, že hodnotitel palpoval pokaždé přibližně stejně, samolepka byla umísťována co nejpřesněji a proband prováděl zadaný pohyb podobně v téměř stejném rozsahu.

Největší rozdíl mezi průměry naměřených hodnot (měřeno hodnotitelem H, Tabulka 7) byl zaznamenán u neutrály a retroverze, mezi druhým a třetím pokusem. Rozdíl činí v obou případech 1,1º. Rozdíly mezi průměrnými hodnotami retroverze hodnotitele H, dosahovaly ve většině případů vyšších hodnot, než rozdíly v měření anteverze.

Statisticky významný rozdíl neexistuje ani mezi výsledky prvního až čtvrtého měření, které bylo hodnoceno jedním hodnotitelem H (Tabulka 7), tak i mezi všemi hodnotiteli navzájem (Tabulka 8). Reliabilita měření (spolehlivost) je tedy vysoká.

Korelacemi byla posouzena shoda jednotlivých měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve mezi hodnotitelem H a hodnotitelem K (Tabulky 9, 10, 11, 12, 13). Celková shoda měření v jednotlivých pozicích existuje, ale není moc velká. Hodnotitelé zřejmě neměřili pořád stejně, což ukazuje na nižší objektivitu měření, která je pravděpodobně způsobena palpací (palpace je mezi dvěma hodnotiteli odlišná). Jako příčina nepřesnosti měření může být uvažována palpace velkého trochanteru, jehož spojnice se SIAS leží na poměrně krátkém rameni. Proto i malá změna v označení orientačního bodu může způsobit velkou změnu v naměřeném úhlu. Rozdíl je patrný hlavně u měření retroverze, kdy je shoda mezi hodnotitelem H a K vždy nižší, než u měření neutrály či anteverze. Také koeficient stability u měření retroverze dosahuje nižších hodnot než u neutrály či anteverze.

Základ získávání objektivních dat je v našem případě založen na subjektivním palpačním hodnocení jednotlivých hodnotitelů. Palpace je jistě zatížena chybou, ale z výsledků vypovídajících o stabilitě měření je patrné, že každý z hodnotitelů palpoval pokaždé přibližně stejně. A jestliže palpoval s chybou, pak tuto chybu opakoval. Proto jsou dosažené výsledky stabilní. Závislost hodnot zjištěná u jednotlivých postavení pánve je poměrně velká, jednotliví vyšetřující se blíží stejnému výsledku (Tabulka 3, 6, 14). Bylo zjištěno, že nejméně stabilní výsledky byly dosahovány při snaze o maximální retroverzi pánve (Tabulka 14). Oba hodnotitelé (H a K) však měří retroverzi podobně. Provádění pohybu do retroverze se ukázalo daleko více problematičtější, než provádění anteverze. Problém je spatřován v samotném pohybu, kdy správně provedená retroverze je svým způsobem nejkomplexnější a vyžaduje největší nácvik (Gajdošík et al., 1985). Probandi měli problém setrvat v daném postavení i několik vteřin, proto bylo měření retroverze komplikovanější. Rozsahy pohybů do anteverze byly téměř u každého z probandů o několik stupňů větší

(cca 2º), než rozsahy pohybů do retroverze (posuzováno jako přírůstek stupňů od neutrálního postavení pánve, Tabulka 7). Také Levine a Whittle in Magee (1997) uvádí, že pánev je schopna v sagitální rovině pohybu v rozpětí 20º, z toho však pouze 9º do retroverze a 11º do anteverze.

Při stanovení typu postavení pánve u vyšetřované skupiny 20 mužů bylo použito stejného názvosloví, které použili autoři Gutmann a Erdmann (in Lewit, 2003). Budeme-li se snažit určit hranici pro posouzení určitého typu pánve, můžeme využít jejich poznatky. Je jasné, že nelze srovnávat námi provedené měření s jejich, z důvodu odlišných posuzovacích kritérií náklonu pánve. Zjištěná průměrná hodnota neutrálního postavení pánve je přibližně 40°. Stanovíme-li si rozpětí 20° pro určení základního typu pánve (tzn. od 30° do 50°), pak hodnoty přesahující tuto škálu budou větší či menší. Vzniknou tak tři skupiny, které rozpětím svých hodnot odpovídají přetěžovanému, normálnímu a asimilačnímu typu pánve, jak stanovili Gutmann a Erdmann. Skupina probandů byla hodnocena třemi vyšetřujícími. U 12 případů z 20 se všichni vyšetřující shodli, že daný počet probandů spadá do jedné skupiny s rozpětím hodnot 30°-50° (což odpovídá normálnímu typu pánve dle Gutmanna a Erdmanna). 1 případ byl třemi hodnotiteli zařazen do rozpětí < 30° (přetěžovaný typ pánve). U 7 zbylých případů se vyšetřující neshodli a zařadili probandy rozdílně. Tyto závěry vychází z měření neutrálního postavení pánve, určovaného pomocí Nelatonovy linie.

Na podkladě získaných výsledků a utvořených závěrů, by do budoucna bylo vhodné ověřit validitu diagnostického systému DTP-2 a otestovat reliabilitu měření s využitím jiných markant na pánvi (např. SIAS – SIPS, SIAS – symfýza), či provedením zkříženého měření, kdy jeden hodnotitel palpuje, druhý hodnotitel snímá již označené body. Komparace této metodiky s jinou, by mohla vést k odstranění případných nedostatků. Toto vše by se mohlo uskutečnit na základě tvorby dalších diplomových prací, a v budoucnu by se přístroj mohl stát přínosem pro fyzioterapeuty i lékaře.

11 Závěr

Námi zvolená metodika získávání dat pro posouzení náklonu pánve diagnostickým systémem DTP-2 splnila naše očekávání jen v určitých ohledech. Statistickým hodnocením byla prokázána reliabilita měření. Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výsledky prvního a třetího měření, ani mezi výsledky druhého a čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve; stejně tak neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výsledky prvního až čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve.

Objektivita měření se však jako významná neukázala. Korelace mezi hodnotiteli H a K jsou sice statisticky významné, nedosahují však dostatečně vysokých hodnot. Stejně tak hodnoty korelačních koeficientů mezi jednotlivými měřeními prováděné jedním hodnotitelem vypovídají o shodě, ne však o shodě velmi silné.

Byla prokázána poměrně vysoká stabilita měření jednotlivých vyšetřujících. Obecně lze říci, že největší problémy byly shledány při testování maximální retroverze pánve, kdy byla prokázána nižší stabilita měření, než tomu bylo u měření neutrálního či anteverzního postavení pánve. Zajímavé však je, že testování maximální retroverze je méně stabilní u všech třech hodnotitelů (nicméně jejich dosažené výsledky se mezi sebou výrazně neliší).

Dle námi zvoleného hodnocení podle Nelatonovy linie, spadá více než polovina probandů svým postavením pánve v neutrálním postavení do úhlového rozmezí 30°- 50°. Toto rozmezí poměrně dobře odpovídá normotypům náklonu pánve uváděnými Gutmannem a Erdmannem (in Lewit, 2003), kteří však náklon pánve posuzují podle inklinace sakra v sagitální rovině.

Příčiny nepřesností v měření jsou shledávány v individuální chybě, kde významnou roli hraje palpace. Zejména přesné označení jednoho bodu na tak velké ploše, jakou je trochanter major, se jeví problematické. Další příčinou může být snímání bodů obloukovitým ramenem, kdy malá odchylka v přiložení hrotu, může způsobit ve výsledku velkou úhlovou změnu. V neposlední řadě jsou příčiny nepřesností závislé také na vyšetřované osobě a její spolupráci.

Pro možnost využití diagnostického systému v klinické praxi, by jistě stálo zato provést další měření, která by potvrdila reliabilitu, objektivitu a validitu měření. Takto prověřená metodika by mohla sloužit nejen k diagnostice, ale i k možnému srovnávání získaných dat v průběhu terapie.

12 Souhrn

Tato diplomová práce si kladla za cíl posoudit vhodnost zvolené metodiky pro stanovení náklonu pánve při práci s diagnostickým systémem DTP-2, což se uskutečnilo ověřením reliability a objektivity této metody. Pro hodnocení náklonu pánve byla zvolena Nelatonova linie, respektive její modifikace, spojující přední horní ilickou spinu a trochanter major femuru téže strany. Pomocí diagnostického systému DTP-2 byly tyto body snímány jednotlivými vyšetřujícími a jejich poloha byla vztahována k horizontále. Získaná data vypovídají o poloze neutrálního, maximálního anteverzního a maximálního retroverzního postavení pánve.

Základní komponentou diagnostického systému je polohový snímač, skládající se z pantografického mechanismu a přesných inkrementálních snímačů. Přidružený software umožňuje prostorové snímání bodů a jejich záznam.

Výzkum byl realizován na skupině 20 zdravých mužů ve věku 20 až 30 let. Nasnímáním zvolených bodů pouze z pravé strany těla, byl zjištěn stupeň náklonu pánve v různých pozicích. Všech 20 osob bylo měřeno třemi hodnotiteli, z důvodu objektivizace metody. Pro stanovení reliability bylo měření v každé pozici čtyřikrát zopakováno.

Vyhodnocením výsledků bylo zjištěno, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výsledky prvního a třetího měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem na hladině statistické významnosti $p<0,05$ (0,295; 0,822; 0,654), ani mezi výsledky druhého a čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem na hladině statistické významnosti $p<0,05$ (0,525; 0,525; 0,295). Stejně tak neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výsledky prvního až čtvrtého měření neutrálního, anteverzního a retroverzního postavení pánve měřené jedním hodnotitelem na hladině statistické významnosti $p<0,05$ (hodnoty významnosti se pohybují od 0,156 do 1,000).

Mezi hodnotiteli H a K byla téměř ve všech pokusech měření zjištěna statisticky významná korelace na hladině statistické významnosti $p<0,05$ (korelační koeficienty 0,569; 0,534; 0,433; 0,265 pro neutrálu, 0,602; 0,438; 0,217; 0,647 pro anteverzi a 0,346; 0,223; 0,604; -0,029 pro retroverzi). Tyto korelační koeficienty však nedosahují dostatečně vysokých hodnot. Ke stejnému závěru vede i korelace provedená mezi hodnotiteli H a K, kde jsou korelovány všechny čtyři pokusy měření navzájem (0,426 pro neutrálu, 0,487 pro anteverzi a 0,311 pro retroverzi).

Koeficienty stability měření informují o poměrně vysoké stabilitě měření jednotlivých

vyšetřujících. Výjimku tvoří měření retroverzního postavení pánve, které je téměř vždy méně stabilní, než měření neutrálního či anteverzního postavení pánve.

Statistickým hodnocením byla prokázána vysoká reliabilita měření, objektivita měření se však jako významná neukázala. Stabilitu měření jednotlivých hodnotitelů lze všeobecně hodnotit jako vysokou.

Výsledky této práce naznačují, že je namístě pokračovat v dalších výzkumech, které by vedly k zajištění dostatečné objektivity a stability měření. Snahou do budoucna by také mělo být ověření validity zvolené metody, což by mohlo vést k využitelnosti diagnostického systému DTP-2 v klinických praxích.

13 Summary

This thesis aimed to evaluate a method and the suitability of using the DTP-2 diagnostic system to determine pelvic tilt by verifying its reliability and objectivity. Nelaton's line was chosen to determine pelvic tilt. A modified line connecting the anterior superior iliac spine and the greater trochanter was used. These points were scanned by evaluators using the DTP-2 diagnostic system and the position of points was assessed in relation to the horizontal line. The obtained pelvic tilt data was measured in a neutral position, maximum anteversion, and maximum retroversion.

The basic component of the diagnostic system is a positional sensor consisting of a pantographic mechanism with accurate incremental sensors. The associated software allows for spatial scanning and recording of the points.

Research was carried out on a group of 20 healthy males between the ages of 20 to 30. The degree of pelvic tilt was measured by scanning various points on Nelaton's line placed on the right side of the body. All 20 subjects were measured by three evaluators to prove the objectivity of the method, and each test was repeated four times in every position to determine the reliability of the measurements.

Analysis of the data shows that there were no statistically significant differences between the first and the third measurement of pelvic tilt while in a neutral position, anteversion and retroversion, measured by one evaluator based on the statistical significance level $p<0.05$ (0.295, 0.822, 0.654). The same results occured between the second and fourth measurement in a neutral, anteversion and retroversion of pelvis position measured by one evaluator, also based on the statistical significance level $p<0.05$ (0.525, 0.525, 0.295). No statistically significant differences exist in the results between the first to fourth measurement of pelvic tilt in a neutral position, anteversion and retroversion measured by one evaluator, based on the statistical significance level $p<0.05$ (the value of significance is from 0.156 to 1.000).

The statistically significant correlation was found out between the evaluator H and K in almost all experiments, that was based on the statistical significance level $p<0.05$ (correlation coefficients 0.569, 0.534, 0.433, 0.265 for neutral position, 0.602, 0.438, 0.217, 0.647 for anteversion and 0.346, 0.223, 0.604, -0.029 for retroversion), however these correlation coefficients did not reach sufficiently high values. The correlation between evaluator H and K leads to the same conclusion, where all four experiments are correlated between each other (0.426 for neutral position, 0.487 for anteversion and 0.311

for retroversion).

Coefficients of stability provide information about relatively high stability of each measurement. The measurement of pelvis retroversion is an exception, which is almost always less stable than measuring of neutral position or anteversion.

Statistical evaluation showed high reliability of measurement and the objectivity of measurement was not found to be significant. In general the stability of measurements among evaluators was found to be high.

The results of the research suggest the necessity for ongoing research to ensure the objectivity and stability of measurement. Further research would verify the validity of the method, which could lead to a practical use of the DTP-2 diagnostic system.

14 Referenční seznam

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

Bartušek, D. (2004). *Diagnostické zobrazovací metody* [Učební texty]. Brno: Masarykova Univerzita, Lékařská fakulta. ISBN 80-210-3537-4.

Bendová, P., Fričová, M., Tichý, M., Seidl, Z., Špringrová, I., Horáčková, Š., & Pánek, D. (2005). MRI – identifikace změn tvaru pánve. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 12*(2), 86-90. ISSN 1211-2658.

Beranová, B. (2004). Pánevní pletenec a vývojová kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 11*(4), 200-202. ISSN 1211-2658.

Burch, J. (2002). Lordosis: Assessment and Care. Retrieved from the World Wide Web: http://www.jeffreyburch.com/home/jb1/page/105/45

Bužga, M., et al. (2005). *Praktická cvičení z fyziologie* [Učební texty]. Ostrava: Ostravská Univerzita Ostrava, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 978-80-7368-465-5.

Čihák, R. (2003). *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing a.s. (second edition). ISBN 80-7169-970-5.

Dobeš, M., & Michková, M. (1997). *Učební text k základnímu kurzu diagnostiky a terapie funkčních poruch pohybového aparátu (měkké a mobilizační techniky)* [Učební texty]. Havířov: Domiga. ISBN 80-902222-1-8.

Dungl, P., et al. (2005). *Ortopedie.* Praha: Grada Publishing a. s. ISBN 80-7254-202-8.

Dvořák, R., & Vařeka, I. (1999). Vývoj schopnosti ovládat opěrnou bázi a těžiště těla a jeho objektivizace. *Sborník referátů z mezinárodní konference Pohyb a zdraví 1* (158-159). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Dvořák, T., Ťupa, F. & Tichý, M. (2000). Zafixovaná nutace pánve mění rozsahy rotačních pohybů kyčelních kloubů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 7*(3), 106-111. ISSN 12112658.

Dylevský, I., Druga, R., & Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka.* Praha: Grada Publishing a. s. ISBN 80-7169-681-1.

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), 169-174. ISSN 0031-9023.

Greenman, Ph. E. (1996). *Principles of Manual Medicine.* Baltimore (MD): Williams & Wilkins (second edition). ISBN 0683035584.

Gross, M. J., Fetto, J., & Rosen E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu.* Praha: Triton (second edition). ISBN 80-7254-720-8.

Hendl, J. (2009). *Přehled statistických metod, Analýza a metaanalýza dat.* Praha: Portál, s. r. o. (third edition). ISBN 978-80-7367-482-3.

Hendl, J. (2006). *Přehled statistických metod zpracování dat, Analýza a metaanalýza dat.* Praha: Portál, s. r. o. (second edition). ISBN 80-7367-123-9.

Hoppenfeld, S. (1976). *Physical Examination of the Spine and Extremities*. Norwalk: Appleton. ISBN 0838578535.

Janda, V., et al. (2004). *Svalové funkční testy.* Praha: Grada Publishing a. s. ISBN 80-247-0722-5.

Kakaty, D. K., Fischer, A. F., Hosalkar, H. S., Siebenrock, K. A., & Tannast, M. (2010). The Ischial Spine Sign: Does Pelvic Tilt and Rotation Matter? *Clinical Orthopaedics and Related Research, 468*(3), 769-774. doi: 10.1007/s11999-009-1021-5.

Kapandji, A. I. (2008). *The Physiology of the Joints, Volume Three, The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head.* England: Elsevier (sixth edition). ISBN 9780702029592.

Kapandji, A. I. (1993). *The Physiology of the Joints, Volume Three, The Trunk and the Vertebral Column.* Edinburgh: Churchill Livingstone (second edition). ISBN 0443012091.

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

Kolisko, P., Salinger, J., Krejčí, J., Novotný, J., & Szotkowská, J. (2005). *Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1,2* [Učební texty]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. ISBN 80-244-0959-3.

Krejčí, J. (2007). *System for diagnosing spinal shape in humans*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Přírodovědecká fakulta, Olomouc.

Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Štěpaník, P., & Novotný, J. (2004). Využití diagnostického systému DTP-2 v kinantropologii. Tělesná kultura, 29(1), 98-106. ISSN 1211-6521.

Lánik, V. (1990). *Kineziológia.* Martin: Osveta. ISBN 80-217-0136-6.

Lerch, T., MacGillivray, M., & Domina, T. (2007). 3D Laser Scanning: A Model of Multidisciplinary Research. *Journal of Textile and Apparel, Technology and Management, 5*(4), 1-22. ISSN 15330915.

Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně.* Sdělovací technika, spol. s.r.o. (fifth edition). ISBN 80-86645-04-5.

Lewit, K., & Olšanská, Š. (2005). „Outflare – Inflare" - změna postavení pánve. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 12*(1)*,* 3-5. ISSN 1211-2658.

Lysáková, K. (2011). *Možnosti využití diagnostického přístroje DTP-2 při stanovení náklonu pánve u žen věkové kategorie 20 až 30 let pomocí Nelatonovy linie.* Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Magee, J. D. (2002). *Orthopedic Physical Assessment.* Philadelphia: Saunders, USA (fourth edition). ISBN 0721693520.

Nekula, J. (2001). *Zobrazovací metody muskuloskeletálního systému pro studující* fyzioterapie [Učební texty]. Olomouc: Univerzita Palackého, Lékařská fakulta. ISBN 80-244-0260-2.

Otáhal, J. (2010). *3D topografie trupu a zad člověka.* Retrieved from World Wide Web: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/

Perry, M., Smith, A., Straker, L., Coleman, J., & O'Sullivan, P. (2008). Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. *Advances in Physiotherapy, 10*(2), 66-75. doi: 10.1080/14038190701728251.

Prushansky, T., Ezra, N., Kurse, N., Man, L., & Schneiderman, Y. (2008). Reproducibility of sagittal pelvic tilt measurements in normal subjects using digital inclinometry. *Gait & Posture, 28*(3), 513-516. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.015.

Přikryl, P., & Kocourek, T. (2010). Vyšetřovací postupy a léčba bolestí kloubů. *Medicína pro praxi, 7*(11), 443-445. ISSN 1214-8687.

Reynolds, D., Lucas, J., & Klaue, K. (1999). Retroversion of the acetabulum. *The Journal of Bone & Joint Surgery, 81*(2), 281-288. ISSN 0301-620X/99/28291.

Ryba, L. (2009). Možnosti hodnocení postavení pánve diagnostickým systémem DTP-3. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D. et al. (2001). *Základy ortopedie.* Triton s. r. o. ISBN 80-7254-202-8.

Sprigle, S., Flinn, N., Wootten, M., & McCorry, S. (2003). Developmental and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. *Clinical Biomechanics, 18,* 462-465. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00049.

Véle, F. (2006). *Kineziologie, Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy.* Praha: Triton (second edition). ISBN 80-7254-837-9.

William, J. V. (2005). Statistics in Kinesiology. USA: United Graphics (third edition). ISBN 0-7360-5792-7.

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

15 Přílohy

hodnotitel			neutrální poloha [°] - od horizontály			přírůstek anteverze [°] - od neutrálního postavení			přírůstek retroverze [°] - od neutrálního postavení		
H1	K1	J1	39,037	38,900	40,460	6,691	5,939	6,512	7,732	11,603	4,778
H2	K2	J2	40,392	41,610	46,093	8,404	4,444	4,547	5,272	4,306	8,710
H3	K3	J3	37,467	39,004	36,013	4,911	4,536	5,832	10,872	10,558	5,759
H4	K4	J4	41,105	38,815	41,386	5,380	3,087	10,814	5,929	9,591	10,014
			28,757	34,072	29,622	10,910	8,163	6,330	2,588	1,630	3,139
			28,541	34,256	30,462	7,587	9,198	7,221	1,949	3,092	1,584
			25,072	38,738	32,973	6,932	8,524	5,113	4,380	2,756	0,397
			23,603	39,787	29,341	5,819	11,890	8,066	6,678	-0,196	4,388
			48,263	44,196	45,453	1,973	3,163	2,095	2,812	-0,347	3,153
			47,568	42,984	44,369	2,502	0,706	5,010	4,957	0,478	2,481
			49,745	44,129	42,548	2,726	5,422	3,272	1,237	2,224	2,815
			49,744	42,916	40,241	2,158	1,165	2,889	1,068	4,619	2,726
			26,587	30,505	28,930	3,649	4,483	4,223	9,074	5,092	6,031
			27,497	30,215	26,447	6,291	4,305	1,864	2,478	3,754	4,715
			27,553	26,966	25,640	6,092	-1,899	-0,145	2,275	3,654	7,109
			28,597	26,286	26,776	3,854	0,767	4,349	-0,036	5,247	1,715
			34,952	47,627	41,542	4,626	4,785	6,476	3,912	2,352	4,205
			36,301	48,520	48,674	6,188	5,651	6,348	2,273	4,587	2,301
			35,099	41,924	41,628	6,203	3,633	5,663	6,169	7,899	3,666
			36,863	43,932	50,526	5,685	4,085	6,897	5,861	2,603	0,627
			54,952	57,279	47,087	-2,316	1,172	-0,134	-0,645	-1,563	-2,208
			52,232	58,325	39,271	-2,397	2,492	-3,111	3,229	-0,279	2,534
			72,367	41,481	38,914	3,989	0,878	-3,704	-3,517	-0,331	1,265
			69,215	39,860	40,582	-0,351	-1,539	0,902	2,285	1,673	-2,841
			34,823	26,727	30,089	8,489	5,402	4,486	-3,793	3,041	3,685
			32,437	27,636	39,136	3,849	7,432	3,641	0,754	3,286	1,023
			35,126	45,938	30,446	5,382	1,925	2,637	5,218	2,495	2,021
			34,664	44,142	35,745	4,788	4,581	-1,194	3,304	0,724	3,024
			45,600	46,408	35,070	2,554	3,224	3,547	2,283	7,675	3,973
			46,462	46,441	39,336	1,906	2,410	1,384	11,609	1,810	3,343
			41,894	41,725	37,398	4,133	3,563	3,947	6,462	3,705	2,448
			43,473	41,476	38,306	4,264	3,040	0,562	4,196	4,779	7,614
			48,837	26,420	47,184	4,065	6,437	-1,277	3,890	0,037	-0,155
			46,525	23,328	48,440	2,072	1,296	1,126	-2,792	2,286	-2,288
			52,931	35,747	43,375	-0,034	3,126	1,143	2,622	-1,675	0,294
			52,268	35,183	43,402	-0,940	4,056	1,995	7,706	-2,627	-1,869
			35,375	43,692	37,194	3,133	7,921	0,083	7,346	4,507	8,605
			34,464	41,132	41,927	1,810	4,332	7,841	-0,904	1,762	2,112
			25,786	36,451	37,094	1,887	4,585	1,613	8,336	1,019	6,401
			30,031	37,286	40,084	4,138	5,056	4,129	3,613	-1,663	-2,809
			55,166	55,730	51,535	4,478	-0,120	3,975	3,468	0,254	5,950
			57,589	57,560	42,566	6,288	2,846	-0,102	-0,454	-0,555	7,372
			56,568	50,056	48,781	7,823	3,935	5,802	-0,502	-3,952	3,171
			55,636	49,133	39,845	4,913	3,992	3,805	0,586	3,604	13,605
			53,098	55,936	49,666	3,819	2,357	2,830	1,987	5,375	4,913
			53,807	49,030	47,343	4,674	3,287	1,301	2,776	3,305	4,996
			53,211	49,253	42,019	7,085	7,779	2,324	1,468	2,637	6,990
			52,263	46,640	49,818	4,913	3,114	3,254	1,264	5,022	1,567
			38,314	42,048	39,845	9,896	7,296	9,335	3,801	-0,413	0,839
			41,842	42,375	46,175	11,560	8,289	10,075	4,303	-1,309	0,734
			33,381	41,213	34,499	6,546	8,624	8,023	3,685	3,105	8,056
			34,046	42,156	43,659	8,549	11,411	7,100	7,084	1,694	5,078
			44,978	33,167	35,917	3,592	6,953	3,560	11,360	1,531	1,196
			43,788	27,441	33,872	6,799	0,727	3,092	5,773	11,472	8,474
			45,091	39,532	38,410	5,782	2,702	9,205	4,465	8,310	3,340
			46,800	35,591	36,624	5,622	1,379	5,161	5,708	11,923	5,436
			35,449	32,327	33,368	7,028	6,643	9,849	2,388	0,107	0,304
			33,789	35,514	32,979	1,037	8,705	-0,450	0,807	-2,229	-0,972
			34,480	25,946	37,189	3,574	8,288	4,671	3,432	-0,718	-4,480
			35,527	23,185	30,842	5,437	7,047	2,888	1,690	7,862	-2,913
			34,104	25,881	33,780	5,394	5,361	1,326	-0,979	-1,140	0,821
			34,947	24,746	40,743	4,248	5,089	-0,008	-1,882	1,647	1,555

24,839	35,940	37,081	7,493	5,398	4,497	-0,934	0,102	-1,627
25,702	36,251	32,927	5,899	6,925	3,905	0,024	0,179	-0,738
34,226	38,255	44,196	4,700	5,238	5,181	1,724	-1,587	-3,874
34,824	38,886	40,081	6,827	4,151	2,097	0,557	0,191	5,806
30,904	38,034	44,841	4,085	5,476	2,187	4,102	-0,583	5,589
30,754	36,068	42,787	1,962	5,131	5,527	4,146	4,072	1,911
41,481	52,569	42,376	3,988	1,478	3,863	2,791	1,520	1,303
37,726	52,002	38,144	6,438	1,725	2,421	2,795	3,270	2,371
33,956	49,815	41,513	3,592	6,942	6,607	3,940	-2,357	1,103
33,293	51,122	39,533	5,677	4,459	5,780	3,375	-1,572	2,398
27,974	45,266	40,485	4,854	6,546	7,056	2,901	0,187	-2,820
29,254	41,981	40,606	4,855	5,506	1,526	4,243	-0,266	4,666
32,752	43,631	39,673	-1,352	3,415	7,619	2,497	2,534	-2,074
33,048	41,304	46,378	3,865	3,276	3,226	3,701	2,505	0,112
31,999	29,953	33,608	7,775	7,105	7,538	3,574	9,471	5,703
34,813	33,086	38,166	10,634	11,583	11,144	3,858	5,529	1,068
24,602	32,159	35,239	9,590	7,137	9,984	6,004	9,554	2,876
32,936	38,110	37,866	14,701	10,209	11,627	-0,605	0,191	3,692

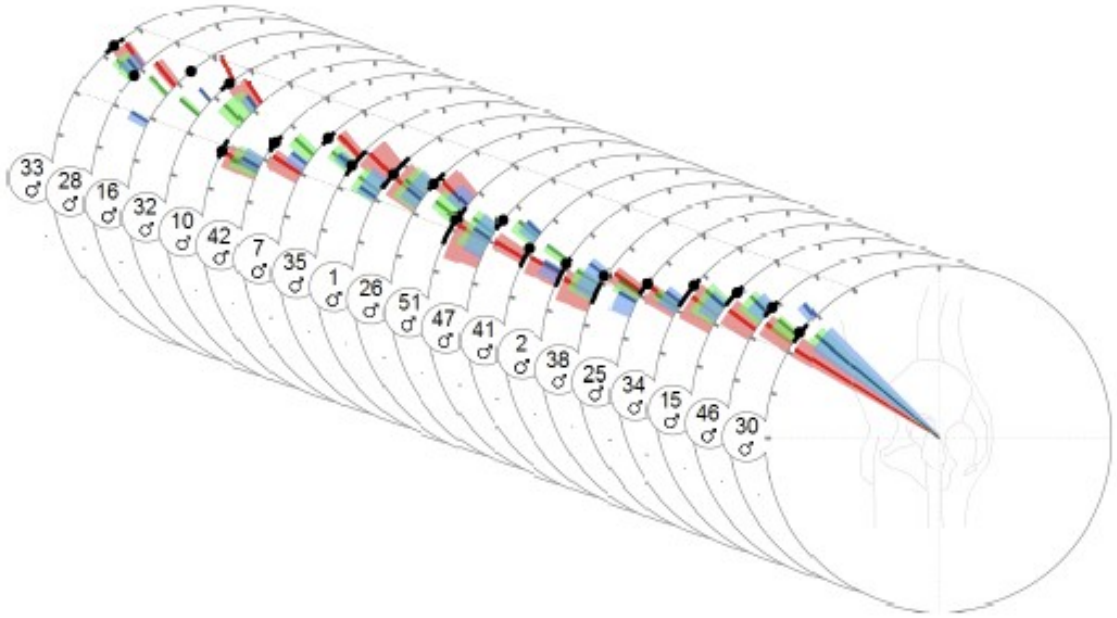
Příloha 1. Výchozí tabulka pro statistické zpracování dat.

Legenda:

H1 (K1, J1) – první měření hodnotitelem H (K, J); H2 (K2, J2) – druhé měření hodnotitelem H (K, J); H3 (K3, J3) – třetí měření hodnotitelem H (K3, J3); H4 (K4, J4) – čtvrté měření hodnotitelem H (K, J).

Grafické znázornění průběhu části Nelatonovy linie u skupiny 20 probandů:

Linie trochanter major – SIAS



Příloha 2. Kotoučový graf (pro účely této práce zpracoval MUDr. Radmil Dvořák, Ph.D.).

Legenda:

Kotoučový graf znázorňuje výsledky průměrných hodnot postavení pánve u 20 mužů měřených hodnotiteli H – červená, K – modá, J – zelená. Číslo každého kotouče odpovídá pořadí probandů dle abecedního seznamu měřených osob.

Barevná výseč je ohraničena průměry hodnot anteverzí a retroverzí pánve. Tmavá linie uvnitř výseče vyznačuje průměr hodnot neutrálního postavení pánve. Černé kolečko u každého kotouče značí průměr hodnot neutrálního postavení pánve a rozsahu anteverze-retroverze ze všech vyšetření měřených hodnotiteli H, K, J.

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI – FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

Informovaný souhlas

Vyšetření pánve diagnostickým systémem DTP-2

Jméno:

Datum narození:

Účastník je do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) os cílu studie, o postupu měření a použitých metodách, porozuměl(a) jsem všem informacíma také tomu, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Byl(a) jsem seznámen(a) se skutečností, že svou účast ve studii mohu kdykoli přerušit či mohu odstoupit. Má část ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrností dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. Anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být má osobní data poskytnuta pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mou účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka: Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum: Datum:

Příloha 3. Informovaný souhlas.

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 lateae	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

Příloha 4. Protokol o měření.

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

Příloha 5. Dotazník.