

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ RELIÉFU PARAVERTEBRÁLNÍCH VALŮ
S VYUŽITÍM NEINVAZIVNÍ POVRCHOVÉ DIAGNOSTIKY
V RŮZNÝCH VYŠETŘOVACÍCH POLOHÁCH**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Pavla Šulcová, fyzioterapie

Vedoucí práce: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

Olomouc 2011

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Pavla Šulcová

Název magisterské práce: Hodnocení reliéfu paravertebrálních valů s využitím neinvazivní povrchové diagnostiky v různých vyšetřovacích polohách.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

Rok obhajoby: 2011

Abstrakt: Práce se zaměřuje na možnosti využití diagnostického systému DTP-3 v problematice povrchové analýzy reliéfu zad. Jedná se o systém, který je rozvíjen na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Zabýváme se nejen problematikou vyšetření křivky zad prostřednictvím polohového snímače stanovených kostních výběžků na těle pacienta, ale také dynamickým snímáním povrchu zad s následným vyhodnocováním a 3D modelováním zjištěných dat. Tato pilotní studie ukazuje další možnosti neinvazivní diagnostiky zad, zavádí termín úhlová asymetrie paravertebrálních valů a stanovuje normativ zdravé populace u zkoumaného vzorku. Ve standardizované poloze stoj s fixací jsme schopni odlišit zdravou populaci, bez deformity páteře, od skoliotiků prostřednictvím úhlové asymetrie a konfidenčního intervalu 99%.

Klíčová slova: neinvazivní diagnostika, reliéf, tvar páteře, paravertebrální val, DTP-3

Souhlasím s půjčováním magisterské práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographic identification

Author's name and surname: Bc. Pavla Šulcová

Master's Thesis name: Assessment of the paravertebral ridge relief using a non-invasive surface diagnostics in various examination positions.

Workplace: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Head of Department: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

Year of defence: 2011

Abstract: The Thesis is focused on the possibility of using the DTP-3 diagnostic system in a surface analysis of the back relief. It is a system which has been developed at the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc. We deal not only with the examination of the back curve by means of a position detector of the specified bone processes on the patient's body but also with dynamic scanning of the back surface followed by an assessment and 3D modelling of the obtained data. This pilot study has shown further possibilities in noninvasive back diagnostics suggesting subjects for further research. It has introduced the term "angular asymmetry of paravertebral ridges" and specified a standard of healthy population in the tested sample. In the standardized posture, basic position with fixation, we are able to distinguish healthy population, without diagnosed spinal deformities, from scoliotics by means of angular asymmetry of paravertebral ridges and the confidence interval of 99%.

Key words: Noninvasive diagnostics, relief, shape of the spine, paravertebral ridge, DTP-3

I agree to lending the Master's Thesis within the library services.

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí RNDr. Jakuba Krejčího Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 23. dubna 2011

.....

Děkuji panu RNDr. Jakubovi Krejčímu Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování magisterské práce.

Tato diplomová práce byla zpracována v rámci grantového projektu GAČR č. 202/09/P029, s názvem „Tvorba modelu a populačních normativů tvaru páteře diagnostikované systémem DTP-3 u vybrané profesní skupiny“.

OBSAH

1	ÚVOD.....	8
2	SYNTÉZA POZNATKŮ.....	9
2.1	Osový orgán člověka.....	9
2.1.1	Funkční anatomie a kineziologie	9
2.1.1.1	Kosterní systém	9
2.1.1.2	Ligamentový systém.....	12
2.1.1.3	Svalový systém.....	13
2.1.1.4	Kožní soustava.....	15
2.1.2	Kineziologie lidské páteře	15
2.1.2.1	Zakřivení páteře.....	16
2.1.2.2	Sdružené pohyby páteře	17
2.1.2.3	Posturální funkce páteře.....	17
2.1.2	Řízení posturálních funkcí.....	19
2.2	Patologie osového orgánu	20
2.2.1	Skoliózy	21
2.2.1.1	Funkční skoliózy.....	21
2.2.1.2	Strukturální skoliózy.....	21
2.2.1.3	Rotace obratlů u skolióz.....	22
2.3	Metody hodnocení reliéfu zad.....	25
2.3.1	RTG snímkování	26
2.3.2	Screening skolióz	28
2.3.3	Adamsův test předklonu	28
2.3.4	Mechanický skoliometr	29
2.3.5	Princip moiré.....	30
2.3.6	Systém ISIS.....	31
2.3.7	Systém Quantec.....	33
2.3.8	Ortelius 800.....	34
2.3.9	Srovnání jednotlivých diagnostických metod.....	36
2.4	Diagnostický systém DTP-3.....	39
2.4.1	Technická data diagnostického systému DTP-3	40
3	CÍLE	43
4	HYPOTÉZY.....	44

5	METODIKA VÝZKUMU	46
5.1	Výzkumná metoda.....	46
5.2	Standardizované vyšetřovací polohy	47
5.2.1	Návykový stoj s fixací	47
5.2.2	Leh na břicho na fixačním lůžku	48
5.3	Charakteristika výzkumného souboru	48
5.4.	Explorace výzkumných dat	50
5.5.	Metody hodnocení dat.....	52
6	VÝSLEDKY	55
7	DISKUSE.....	74
8	ZÁVĚR	77
9	SOUHRN	79
10	SUMMARY	80
11	REFERENČNÍ SEZNAM	81
12	PŘÍLOHY	86

1 ÚVOD

Tato magisterská práce se zabývá možnostmi využití diagnostického systému DTP-3 se zaměřením na povrchovou diagnostiku reliéfu zad.

U současné lidské populace se vyskytují takzvané civilizační choroby. Jsou vyvolávány životním stylem jedince. Sedavý způsob života, nárazovité maximální zatížení organismu, mnohačetné opakování jednostranné aktivity, pohybové stereotypy, stravovací návyky, denní režim apod. Myslím, že můžeme mezi průvodní jevy těchto chorob zařadit i bolesti zad, kterými trpí většina moderní lidské populace. Tyto obtíže často člověka omezují v běžných denních činnostech a vedou k nejčastějšímu důvodu pracovní neschopnosti. Proč tomu tak je? Jedná se o poměrně mladou fylogenetickou funkci páteře, a proto je více náchylná ke zraněním, funkčním dysfunkcím, ale také strukturálním odchylkám. Napřimování lidského těla v průběhu fylogeneze vedlo ke strukturálním, ale také funkčním změnám lidského těla. Zakřivení páteře má význam při kompenzaci vertikálních zátěží, kterým je axiální systém člověka vystaven. Nejedná se pouze o změny strukturální ve smyslu tvaru páteře, ale také funkční změny, kde se zejména podílejí svalové a vazivové struktury. Proto je nutné umět hodnotit i tyto parametry lidského těla.

Hodnocení tvaru a funkce páteře je velmi obtížné. Existuje mnoho diagnostických systémů, které se snaží o co nejpřesnější diagnostiku. V této práci se zabývám diagnostickým systémem DTP-3. Jedná se o systém, který kombinuje objektivní vyšetření moderní přístrojovou technikou s vizuálním a palpačním vyšetřením pacienta. Lze jím hodnotit tvar páteře v různých polohách, lze využívat fixačních zařízení, které zpřesňují výsledky. Můžeme hodnotit vliv ortopedických pomůcek na tvar páteře, ale také efekt jednorázové či dlouhodobé terapie. V dynamickém režimu můžeme sledovat trajektorii vybraného bodu v prostoru. V mé práci se zabývám analýzou reliéfu zad v 3D projekci dynamickým snímáním zad klienta. Uvedená metodika by mohla urychlit a zobjektivizovat fyzioterapeutické vyšetření pacienta.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2. 1 Osový orgán člověka

2. 1. 1 Funkční anatomie a kineziologie

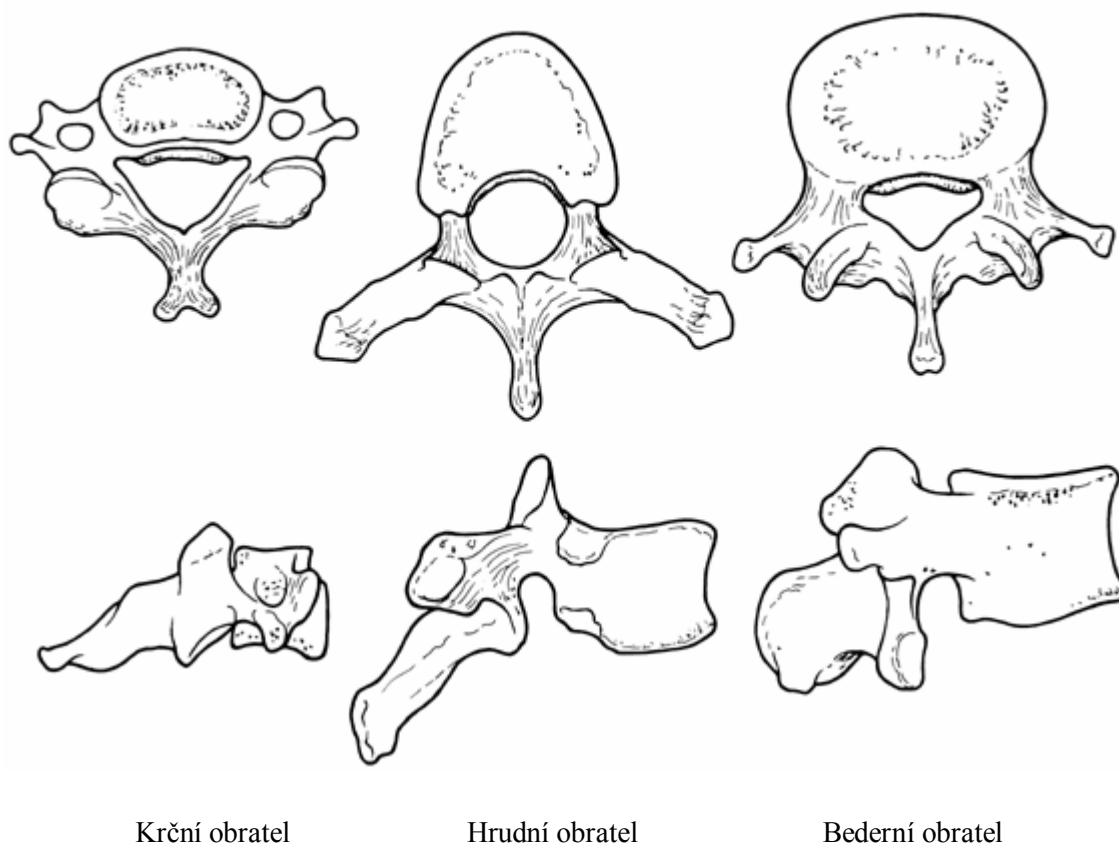
Tělo je tvořeno orgánovými soustavami, které formují specifický tvar lidského těla. Jsou to struktury podpůrného aparátu (kosterní, svalový, vazivový), orgánového systému (trávicí, dýchací, močopohlavní, kožní ad) a řídícího systému. Stavba organismu je v úzkém vztahu s jeho funkcí, rozvoj mnoha částí organismu je funkcí přímo ovlivněn. Vzájemné vztahy orgánů a jejich rozložení prostorové je velice významným formativním článkem antropometrických charakteristik lidského těla (Čihák, 2001). Lidská páteř představuje zaoblený pilíř tvořený sérií obratlů spojených meziobratlovými disky, které pomocí systému pák, pivot, pasivních a aktivních elementů zajišťují mobilitu, ale také stabilitu páteře, která je kontrolována dynamickým neuromuskulárním systémem (White & Panjabi, 1990). Z mechanického hlediska se jedná o složitý kinematický řetězec o poměrné tuhosti a značném stupni volnosti (Véle, 1995, 53). Berthonnaud et al (2005) přirovnávají páteř k řetězu zavěšenému mezi hlavou a pánví, kde sklon a orientace jednotlivých anatomických segmentů velmi těsně ovlivňuje sousední segmenty tak, aby byla zajištěna stabilní postura s minimálním výdejem energie. Změna v postavení na úrovni jednoho segmentu má přímý vliv na postavení sousedícího segmentu, statické i dynamické vlastnosti páteře do velké míry také ovlivňují funkce pánve, dolních končetin, ale také stereotyp dýchání atp. (Dylevský, Druga & Mrázková, 2000; Véle, 1995).

2. 1. 1. 1 Kosterní systém

Jednotlivé úseky páteře mají rozdílnou funkci a od toho se odvíjí také rozdílnost anatomické stavby jednotlivých obratlových těl a též i rozdílnost v segmentálním rozsahu pohybu páteře. Rozlišujeme 7 krčních obratlů (vertebrae cervicales, ozn. C), 12 hrudních (vertebrae thoracic, ozn. Th), 5 bederních (vertebrae lumbales, ozn. L) a 5 křížových - druhotně srostlých do kosti křížové (sacrum, ozn. S) a 4 - 5 obratlů kostrčních srostlých do kostrče (os coccygys, ozn. Co). Mezi jednotlivými obratli se nachází meziobratlové ploténky. Ty začínají mezi obratlem C2-C3 a končí mezi obratli L5-S1 (Čihák, 2001; Dylevský, Druga & Mrázková, 2000).

Obratel se skládá z obratlového těla (corpus), oblouku (arcus) a obratlových výběžků (processi). Tělo je uloženo vpředu a je nosnou částí obratle. Kraniálně a kaudálně je ukončeno téměř rovnou krycí plochou, která navazuje na meziobratlovou ploténku. Nejnižší a nejútlejší je obratlové tělo v oblasti krční páteře a nejvyšší a nejmohutnější v bederní páteři. Nároky na nosnou funkci bederní páteře jsou podstatně vyšší, bederní páteř nese celou horní polovinu trupu s horními končetinami, krční páteř prakticky jen lebku. K obratlovému oblouku je připojeno 7 výběžků (processi), které usnadňují skloubení s následujícími obratli a dalšími strukturami. Výběžky kloubní (processi articulares) jsou párové a tvoří styčné plochy pro jednotlivá skloubení mezi sousedními obratli. Jeden pár míří kraniálně a druhý kaudálně. Výběžky příčné (processi transversi) jsou párové, odstupují od oblouku laterálně. Výběžek trnový (processus spinosus) je nepárový, odstupující od oblouku dorzálně a je palpačně dobře přístupný (Obrázek 1).

Obrázek 1. Tvary jednotlivých obratlů



Krční obratle (vertebrae cervicales) jsou označovány zkratkou C1 – C7. První dva krční obratle (C1 a C2) umožňují zejména rotační pohyb hlavy, a proto se od ostatních

odlišují. Nosič - atlas (C1) umožňuje kývavé pohyby hlavy. Nemá tělo, má prstencový tvar a dvě kloubní plošky, které slouží ke spojení s lebkou. Čepovec neboli axis (C2) je přizpůsobený k otáčení hlavy podél svislé osy prostřednictvím svého zubu (dens axis), kolem kterého se otáčí atlas. Krční obratle mají nízká těla. Trnové výběžky krčních obratlů jsou krátké na konci vidličnatě rozdvojené kromě C1, který trnový výběžek nemá a kromě C7, kde je dlouhý paličkovitě zakončený výběžek (vertebra prominens), vyčnívající a hmatný na přechodu šíje a zad.

Hrudní obratle (vertebrae thoracicae, Th1- Th12) mají těla obratlů dorzo-ventrálně oploštělá a relativně malá, ale jejich velikost narůstá směrem kaudálním. Foramina vertebralia jsou široká a trojúhelníkovitého tvaru. Od Th2 k Th8 mají obratle kraniální a kaudální plošky na obratlovém těle pro spojení s hlavičkami žebíř. Pedikly vedou přímo dorzálně a kromě Th1 nemají prakticky horní zářez, dolní zářezy jsou však velmi hluboké. Processi transversi jsou široké, vedou dorzo-laterálně a vytvářejí kloubní plochy s tuberkuly odpovídajících žebíř. Trny (processi spinosi) v hrudní oblasti jsou dlouhé a každý přesahuje inferiorně následující obratel.

Bederní obratle (vertebrae lumbales, L1 - L5) jsou ze všech obratlů největší. Obratle jsou robustní s vysokým příčně rozšířeným tělem. Těla obratlů mají ledvinovitý tvar se čtverhrannými trnovými výběžky (processi spinosi). Zřetelný přechod mezi obratlem L5 a os sacrum se nazývá předhoří (promontorium). Foramen vertebrale má trojúhelníkovitý tvar. Příčné výběžky (processi transversi) vybíhají v dlouhé processi costarii (připojený rudiment lumbálního žebíř) a v menší kraniální processus mamillaris a větší kaudální processus accessorius. Horní a dolní kloubní výběžky (processus articulares superiores et inferiores) jsou orientovány sagitálně.

Kost křížová (os sacrum), je tvořena srostlými tvarově modifikovanými sakrálními obratli S1 - S5, je součástí páteře, ale také svým spojením s pánevními kostmi tvoří součást pánve a účastní se funkce dolní končetiny. Má trojúhelníkovitý tvar, s horní širší základnou tvořenou kontaktní plochou těla obratle S₁. Na tuto plochu nasedá meziobratlová destička mezi L5 a S1. Přední okraj báze, který vyčnívá do vchodu malé pánve se nazývá promontorium. Kaudální konec křížové kosti je užší a bývá chrupavkou spojen s kostrčí. Nejnápadnější je střední hrana, která reprezentuje rudimenty původních trnových výběžků křížových obratlů.

Kostrč (os coccygis), složená ze 4 až 5 kostrčních obratlů Co1 - Co5. Je to malá trojúhelníkovitá kost, tvořící zakončení páteře. Tvarově je velmi variabilní - z původních

obratlů se v podstatě zachovávají pouze zbytky obratlových těl. S křížovou kostí je spojena chrupavčitě (synchondroza) (Čihák, 2001; Druga et al, 2001).

Mezi jednotlivé obratle je vložen disk. Meziobratlová destička (discus intervertebralis) je tvořena z jádra (nucleus pulposus), které je z 80% tvořeno vodou, je uloženo uprostřed disku, kolem jádra se obratle naklánějí. Druhou část disku tvoří samotná vazivová chrupavka (anulus fibrosus), což jsou cirkulárně uspořádaná kolagenní vlákna. Tloušťka intervertebrálních disků přibývá kraniokaudálním směrem, jejich průřez je anteriorně a posteriorně různý, dle segmentu. (Druga et al, 2001). Ploténky přiléhají k tenké vrstvě hyalinní chrupavky, která pokrývá horní a dolní část každého obratlového těla. Bez ohledu na individuální výšku jedince je délka páteře u mužů okolo 70 cm a u žen 60 cm, přičemž meziobratlové ploténky tvoří cca 20 %. Atrofie plotének u starších lidí společně s osteoporózou snižuje výšku obratlů a způsobují kyfotickou deformitu páteře.

2. 1. 1. 2 Ligamentový systém

Nosné komponenty páteře - obratle, jsou fixovány vazy a svaly. Vazivové spoje jsou pasivními prvky v nosné funkci páteře. Z anatomického hlediska rozlišujeme na páteři dlouhé a krátké vazy, přičemž na fixaci segmentů se účastní oba typy vazů. K dlouhým vazům patří přední a zadní podélný vaz a mezi krátké vazy řadíme vazy spojující oblouky a výběžky sousedních obratlů. Tyto a další vazivové komponenty páteře jsou bohatě inervovány a vazivo je proto významným zdrojem informací signalizujících napětí a nestabilitu v segmentu.

Dlouhé vazy páteře (ligg.longitudinalia) mají dvě složky. Přední část (lig.longitudinale anterius), která spojuje obratlová těla z přední strany od tuberculum anterius atlasu až po periost sacra, je 20 - 25 mm široký pruh kolagenního vaziva. Zadní část (lig.longitudinale posterius) propojuje zadní části obratlových těl, přiléhá ovšem více k meziobratlovým diskům a pediklům. Jde od zadní plochy axisu až po zadní plochu sacra (lig.sacroccygeum anterius et posterius). Vytváří přední stěnu páteřního kanálu, je tenčí nežli přední dlouhý vaz a nejtenčí v oblasti bederní páteře (62% výhřezů destiček právě v této oblasti).

Krátké vazy páteře (ligg.flava), která spojují mezi sebou obratlové oblouky, uzavírají páteřní kanál a doplňují meziobratlové otvory. Krátké žluté vazy se upínají do periostu celého obvodu sousedících obratlových oblouků. Ligg. flava obsahují poměrně značné množství elastických vláken, kterých v kraniokaudálním směru přibývá. Proto jsou žluté vazy v

bederním úseku páteře nejsilnější. Ligg. interspinalia spojující trnové výběžky jednotlivých obratlů. Funkce interspinálních vazů je poněkud jiná než funkce žlutých vazů. Vazy jsou tvořeny především kolagenními vlákny, která mají podstatně nižší pružnost než elastická vlákna žlutých vazů. Interspinální vazy proto výrazně omezují rozevírání trnových výběžků; při anteflexi páteře se napínají a limitují tak předklon. Jde o jakési „posturální vazy“, které svým napětím napřimují pohybové segmenty páteře. Ligg. intertransversalia spojují příčné výběžky, tento vazivový systém především omezuje rozsah předklonu (flexe) a úklonů (lateroflexe) páteře na kontralaterální stranu. Velmi významnou funkci mají intertransverzální vazy především v hrudním sektoru páteře. Poměrně široké vazy jsou zde významnou součástí komplexu vaziva hrudníku, které je zdrojem „akumulované“ energie vdechových svalů. Běžný výdech je totiž zcela závislý na elasticitě vaziva plic, mezihrudí a na vazivových spojích hrudní páteře.

Vazy pánve, které zabezpečují spojení bederních obratlů a pánve. Ligg. sacroiliaca ventralia et dorsalia, ligg. sacrococcygealia, lig. sacrotuberosum, lig. sacrospinusum a lig. iliofemorale, lig. pubofemorale a lig. ischiofemorale (Čihák, 2001; Druga et al, 2001).

2. 1. 1. 3 Svalový systém

Svalový systém leží na křižovatce, kde se sbíhají vlivy jak z centrálního nervového systému, tak z periferních struktur (klouby, vazy) a vlivy endogenní i exogenní (Janda, 1982).

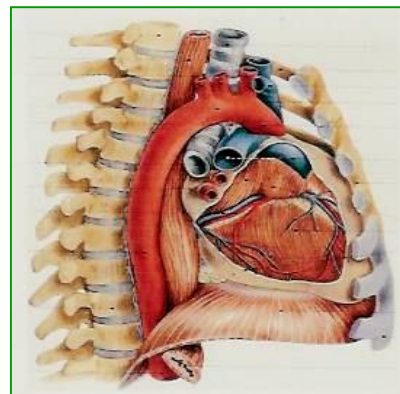
Pro přehlednost a názornost budu uvádět anatomické dělení svalů zad podle Čiháka (2001). Samozřejmě musíme brát v potaz funkční anatomii, kdy svaly nepůsobí pouze jednotlivě na dané segmenty, ale dochází ke sdružování funkce svalů do svalových řetězců a stereotypů, které integrují funkci osového orgánu do jednoho celku (Véle 1997). Tímto funkčním vztahem si vysvětlujeme dysfunkci v určitém segmentu, která se projeví v segmentu jiném právě prostřednictvím svalových smyček, které jsou zákonité. Lze tedy z charakteristického tvaru, proporcí, reflexních změn atp. jednotlivého svalu hodnotit stav příslušných segmentů těla, proto je důsledná a precizní diagnostika reliéfu zad tak důležitá.

Čihák (2001) rozděluje svaly zad do 4 vrstev. Povrchová vrstva zahrnuje m. trapezius a m. latissimus dorsi, jedná se o svaly spinohumerální, jdoucí od páteře k humeru, které jsou nejvýše položené. Druhou vrstvu tvoří m. rhomboidei a m. levator scapulae, opět svaly spinohumerální. Třetí vrstva obsahuje m. serratus posterior superior a m. serratus posterior

inferior, jedná se o svaly spinokostální, jdoucí od páteře k žebřům. Čtvrtá (hluboká vrstva) je tvořena silným sloupcem vlastních svalů zádového původu (autochtonní svaly zádové), svaly jsou připojeny ze zadu k páteři v celém rozsahu a jako celek se označují m. erector trunci. M. erector trunci se od povrchu do hloubky dělí na 4 systémy, z nichž každý má jiný průběh snopců a tedy i jinou funkci. Systém spinotransversální je na povrchu m. erector trunci, jeho snopce probíhají od trnových výběžků vzhůru přes více obratlů k příčným výběžkům obratlů kraniálnějších. Vytváří podél páteře 3 svalové celky m. splenius, m. longissimus, m. iliocostalis. Systém spinospinální spojuje obratlové trny a je uložen mediálně od m. longissimus. Celý komplex je označován jako m. spinalis. Systém transversospinální má snopce opačného směru a průběhu než systém spinotransversální (od příčných výběžků vzhůru k trnům kraniálnějších obratlů. Patří sem m. semispinalis, mm. multifidi, mm. rotatores. Systém krátkých svalů hřbetních. Jedná se o drobné svaly mezi sousedními obratli, uloženými nejhlouběji z celého systému hlubokých zádových svalů. Patří sem mm. interspinales a mm. intertransversarii. Tyto svaly jsou nejvíce vyvinuty v krční páteři (Dylevský et al, 2000).

Fascie jsou vazivové obaly svalů. Fascie zad tvoří fascia superficialis dorsi pokrývající povrch celých zad, v lumbální oblasti je fascia thoracolumbalis tvořená dvěma listy (lamina superficialis a lamina profunda). Je ve většině svého rozsahu totožná s fasciemi povrchových svalů zádových. V krajině týlní se označuje jako fascia nuchae. Povrchový list (lamina superficialis) je současně aponeurotickým začátkem m. latissimus dorsi od trnů bederních obratlů, od dorzální plochy kosti křížové a od zadní části hřebene kyčelního. Hluboký list (lamina profunda) je tuhá aponeurotická blána, která stojí frontálně před komplexem hlubokého svalstva zad, je připojena k posledním žebřům, processu costarii bederních obratlů a k zadnímu okraji crista iliaca (Čihák, 2001). Hrudní stěnu neovlivňují pouze kostěné struktury a pojivová tkáň, ale také vnitřní orgány (Obrázek 2).

Obrázek 2. Sagitální řez hrudní stěnou (Netter, 2005).



2. 1. 1. 4 Kožní soustava

Stavba kůže umožňuje její přizpůsobení pohybům a tvarovým změnám těla a další funkce ve vztahu k organismu a okolí. Představuje účinnou ochranu vůči fyzikálním, chemickým a mikrobiologickým noxám z okolí. Zabezpečuje látkovou výměnu, podílí se na obranyschopnostech organismu a také je produktivním orgánem a to zejména tvorbou vitamínu D. Průměrná plocha, kterou tvoří kůže u dospělého člověka činí 2m², tloušťka kůže je poměrně variabilní v různých částech těla od 0,5mm na očních víčkách až po 4mm na zádech. Hmotnost kůže u průměrného dospělého jedince je 3kg, ovšem spolu s tukovým podkožním polštářem může dosáhnout až 20kg.

Kůže je anatomicky rozdělována na pokožku (epidermis) a škáru (dermis). Dermis je složena z vaziva se zvlněnými kolagenními a elastickými vlákny, mocnost škáry činí 0,5 - 2,5mm. V dermis jsou založeny kožní žlázy (mazové a potní) a mají zde své buňky též kožní deriváty (chlupy, nehty, vlasy..). Kůže je četně protkána cévním řečištěm, zejména kapilárním, periferním nervstvem s volnými nervovými zakončením (Keratinocyty, Melanocyty, Merkelovy terče, Pinkusovy ploténky, Meissnerova tělíska, Krauseho tělíska atd). Je zda také zastoupena hladká svalovina prostřednictvím mm.arrectores pilorum a tunica dartos labiorum majorum atp. Velice důležitou úlohu zastává tukový polštář (panniculus adiposus). Podílí se na zásobě látek, ochraně, termoregulaci, ale má i svou mechanickou funkci a to zejména na dlaních a chodidlech. V místech zvýšeného mechanického zatížení a tření se vytváří tzv. tíhové váčky (bursae synoviales subcutaneae), které jsou vyplněné tekutinou a tlumí mechanické namáhání dané oblasti. Kožní reliéf je charakterizován skleslinami a vyvýšeninami kůže, které na určitých místech vytvářejí typickou kresbu povrchu (Čihák, 2000).

2. 1. 2 Kineziologie lidské páteře

Lidská páteř má několik funkcí, které na ni kladou specifické nároky. Co největší pružnost, ale také pevnost. Mezi základní funkce páteře řadíme 1) nosnou funkci - zajišťuje oporu pro lidské tělo, slouží jako pevná část pro úpony svalů zajišťujících pohyb trupu i končetin 2) protektivní funkce (ochrana míchy) – napojením jednotlivých obratlů na sebe vzniká pevný kostěný kanál, ve kterém probíhá mícha 3) hybná funkce (mobilita) - pomocí drobných meziobratlových kloubů a disků zajišťuje mobilitu a flexibilitu páteře (Véle, 1997).

2. 1. 2. 1 Zakřivení páteře

V bočním pohledu vykazuje lidská páteř za fyziologického stavu několikrát esovitá prohnutí. V krční a bederní páteři je prohnutá dopředu (lordóza) s vrcholem při 4.- 5. krčním a 3.- 4. bederním obratli. V hrudní a křížové oblasti je prohnutá dozadu (kyfóza), hrudní vrchol je při 6. nebo 7. obratli (Kapandji, 2008). Krční prohnutí dopředu (lordóza) vzniká v době, kdy dítě v poloze na břiše zvedá hlavičku činností šíjového svalstva. Lordóza bederní vzniká pak později činností hlubokých zádových svalů v době, kdy se dítě učí stát a chodit. Vedle činností svalů hraje pravděpodobně roli při vytváření lordózy vedle činnosti svalů i váha orgánů krčních a břišních působících tahem za páteř dopředu a dolů. Lordózy nejsou do 6 ti let věku fixovány a vleže mizí (Kolář, 2010). Olovnice spuštěná v bočním pohledu z místa zevního zvukovodu prochází za normálních okolností středem ramenní kloubu, hlavice kyčelního kloubu a dopadá na úroveň kosti loďkové. Olovnice spuštěná v čelním pohledu ze středu lebky prochází v předozadním pohledu středem křížové kosti a dále se promítá mezi vnitřní kotníky dolních končetin (Vařeka & Vařeková, 1995).

Esovitě zakřivení páteře zajišťuje její odolnost vůči axiálně působící zátěži (kompresi). Páteř s fyziologickým trojitě lomeným zakřivením má desetkrát větší odolnost proti kompresi než by dosahovala páteř bez předozadního zakřivení (shock absorbing capacity) (Kapandji, 2008).

Lidské tělo samo o sobě má asymetrické uspořádání (nepárový počet některých vnitřních orgánů - srdce, játra apod.). Proto jsou tedy drobné odchylky od frontální osy těla přípustné, vybočení do strany do cca 10 stupňů nepovažujeme za skoliózu.

Berthonnaud et al (2005) ve své studii, poukazují na fakt, že v zakřivení páteře jsou obrovské individuální rozdíly a že počáteční, přechodové i vrcholové obratle jsou velmi variabilní. Nelze tedy definovat normu tvaru křivek páteře podle lokalizace uvedených obratlů. Definice hrudní kyfózy jako úseku páteře mezi obratli Th1-Th12 a bederní lordózy (L1-L5) je velmi sporná.

Kapandji (2008) i Lewit (2003) poukazují na zásadní vliv postavení pánve na zakřivení bederní páteře. Lewit (2003) rozlišuje pánev „vysokou asimilační“ se sklonem k hypermobilitě, s dlouhou křížovou kostí a vysoko uloženým promontoriem, dále pak pánev „normální“ se sklonem k blokádám a třetím typem je „přetěžovaná“ pánev s nízko uloženým promontoriem a se značným sklonem pánve a křížové kosti. Výška meziobratlové destičky určuje pohyblivost v pohybovém segmentu.

2. 1. 2. 2. Sdružené pohyby páteře

Úzká vazba mezi jednotlivými obratli zabezpečuje nesčetné možnosti adaptačních mechanismů, existují zákonitosti v jednotlivých úsecích páteře, které popsal Fryett a jsou označovány jako „Sdružené pohyby páteře“. Fryettovy zákony vycházejí z normálního postavení páteře.

1. Fryettův zákon: při úklonu v neutrálním postavení páteře dochází ke kontrarotaci obratlových těl.
2. Fryettův zákon: při úklonu v non-neutrálním postavení dochází k homorotaci obratlových těl.
3. Fryettův zákon: pohyb ve vertebrálním kloubu v jedné rovině je automaticky spojen s omezením mobility v dalších dvou rovinách.

Uvedené zákonitosti potvrzuje Lowett, Percy i Tiberwal. Míra sdruženosti pohybů páteře při úklonu se kaudálně snižuje (Smékal, 2000).

V současnosti se používá definice dle White & Panjabi (1990): dva nebo více jednotlivých pohybů jsou sdruženy tehdy, pokud jeden pohyb je doprovázen pohybem druhým. Sdružené pohyby se vyskytují u posturálních pohybů a to ve všech šesti stupních volnosti (Harrison, Harrison, & Troyanovich, 1998).

2. 1. 2. 3 Posturální funkce páteře

Postura je podle Vařeky a Dvořáka (2001, 35) chápána jako „aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Postura je zajištěna vnitřními silami, hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízena centrálním nervovým systémem.“ Nutnou podmínkou zaujetí postury je zpevnění osového orgánu. Schopnost zaujetí a udržení postury je součástí všech motorických programů. Při zaujetí a udržení vzpřímené postury ve stoji je nutná aktivace vzpřimovačů trupu a přilehlých ligament jako protiváhy k přirozené tendenci klopení trupu vpřed, které je zapříčiněno uložením těžiště před osou páteře (Hamill & Knutzen, 2009).

Posturální funkce páteře tvoří komplexní pohled na funkci páteře jako takové. Je v jedné chvíli oporou, ale také hybnou pákou pro svaly, a zároveň musí chránit míchu. Jedná se tedy o velice složitý komplex činností a vlastností, které musí lidské páteř splňovat. Vzpřímené držení těla je dovednost vývojově poměrně mladá. Lidské tělo je v současné době

vystavováno obtížným posturálním situacím počínaje vrcholovými sportovními výkony a několikahodinovým sezením u počítače konče. To vše tvoří rizikové faktory pro vznik potencionálních dysfunkcí lidské páteře, které jsou v současné době v lidské populaci tak časté.

Vzpřímené držení těla je tedy poměrně složitá akce, které je zprostředkována pohybových aparátem, řízena aparátem nervovým a determinována vnějším i vnitřním prostředím. Ve vzpřímeném držení těla převažují extenční mechanismy nad flekčními. Vzniká zvýšený nárok na svaly extendující páteř, kyčelní a kolenní klouby pro udržení a stabilizaci vertikální polohy. Posturální funkce zajišťující vzpřímené držení probíhá na subkortikální podvědomé úrovni a vnímáme ji pouze jako pocit posturální jistoty (Véle, 1995). Kolář (2002) upozorňuje, že předpokladem ke správnému držení těla je uzrání rovnovážně ko-aktivity mezi svaly tonického a fázického systému. Kolisko et al (2005) považuje kvalitu návykového držení těla za odraz adaptačních možností podpůrně pohybového aparátu na strukturu a intenzitu vnitřních i vnějších bio-psycho-sociálních podmínek a vztahů v průběhu ontogenezi. U funkčně nevýhodných maladaptovaných posturálních vzorů dochází k rozvoji neuro-myo-skeletálních změn, které souvisí se ztrátou funkční plasticity podpůrně pohybového aparátu jak při statické tak dynamické zátěži. Zároveň staticky vadné držení těla může být do určité míry kompenzováno dynamickými schopnostmi jedince (Véle et al, 2001). :Správné držení těla je takové, kde účinek gravitace je plně kompenzován vnitřními silami a kde nelze zjistit známky zřejmého oslabení nebo přímo funkčního selhání některé složky hybného systému" Hošková & Matoušková (1997, 36). Pro vzpřímené držení těla mají největší význam ty složky hybného systému, které tvoří nosnou osu těla. Velmi citlivým článkem je páteř, jejíž správné postavení a tvarování je známkou držení celého těla a znakem, podle něhož se klasifikují jednotlivé odchylky držení. Véle et al (2001) chápe celkové držení těla z kineziologického hlediska jako momentální výslednici vzájemného uspořádání jednotlivých částí tělesného schématu. Změna v jakémkoliv segmentu zákonitě determinuje řetězec dalších změn. Správné držení těla je tedy definované spíše ekonomicky, a to vektorově optimálně centrovaných postavením v kloubech s minimálními nároky na svalovou aktivitu pro zaujetí a korekci dané postury. Bez optimálního držení těla (atitudy) nelze vykonat ani správný a ekonomický pohyb.

2. 1. 3 Řízení posturálních funkcí

Činnost kosterního svalstva, který tvoří hybný systém lidského organismu je řízena jako funkční celek, na jejím řízení se podílí prakticky všechny oddíly CNS (Trojan et al, 2001). Zpracovává vstupní senzorické aference, vytváří pohybové programy pro posturální systém a zajišťuje zpětnovazební korekci pohybového výstupu. Motorický nervový systém tvoří všechny nervové struktury, jejichž dominantní úlohou je zajistit opěrnou motoriku (posturální) a cílenou motoriku (volní pohyb). Motorické struktury jsou sice hierarchicky uspořádané, ale vzájemně kooperují. Nejsou také izolované od ostatních "systémů" nervstva. Především od senzitivních, autonomních systémů.

Toto vysvětluje také širokou možnost použití pletencových svalů pro motoriku trupu (m. trapezius, mm. rhomboidei, m. serratus ant. et post., m. latissimus dorsi.). „Tyto uvedené svaly výrazně spoluurčují pohyby trupu a postavení páteře jako element k zachycení tlaku, zatím co paravertebrálním svalům připadá hlavně úloha přizpůsobit postavení obratlů v rozsahu pohybového segmentu při změně polohy páteře.“ (Brügger, 1993, 137).

Předkládám zde jednoduchý přehled jednotlivých etází nervového systému, které se účastní na ovládání motoriky:

- Motorické jednotky (MU). Tvoří je míšní nebo kmenové motoneurony a svalová vlákna inervovaná jejich axony. Jsou periferní částí motorického systému navozujícího svalovou kontrakci.
- Přední míšní rohy (mícha). Šedá hmota předních rohů obsahuje kromě motoneuronů i interneurony, které jsou součástí řady reflexních oblouků tvořících zásobu pohybových a postojových programů.
- Motorická centra mozku kmene. Jde o části retikulární formace (RF), vestibulární jádra, motorická jádra hlavových nervů, substantia nigra, ncl. ruber a oliva inferior. Tato centra zajišťují kontrolu opěrné motoriky, koordinaci opěrné a cílené motoriky a regulaci svalového napětí.
- Mozeček. Vývojově starší části mozečku řídí opěrnou motoriku a koordinují opěrnou a cílenou motoriku. Spoluúčastní se i kontroly očních pohybů. Vývojově mladší partie řídí cílené (naučené) pohyby. Mozeček se též podílí na rovnovážných reakcích.
- Motorická centra thalamu. Jde především o ncl. ventralis lateralis (VL) propojující mozeček, bazální ganglia a motorickou kůru. Smyslem tohoto propojení je koordinace vnímání a pohybové aktivity.

- Bazální ganglia. Striatum, pallidum a substantia nigra se svými spoji zabezpečují vypracování pohybových programů - vzorce pro řízení směn, rychlosti a síly pohybu.
- Motorická kůra hemisfér. Kůra gyrus praecentralis (primární motorická kůra) a tzv. premotorická kůra čelního laloku (sekundární motorická kůra) je východištěm pyramidové dráhy. Hlavní funkcí této kůry je programování a plánování cílených pohybů a řízení jemných pohybů.

Základem veškeré motoriky je reflexní svalový tonus. Na něm je vybudován motorický systém polohy (opěrná motorika), systém postojových a vzpřimovacích reflexů, na jehož řízení se uplatňuje retikulární formace, statokinetické čidlo a vestibulární a spinální část mozečku. Všechny nervové vlivy způsobující svalovou kontrakci se v konečné fázi uplatňují prostřednictvím motoneuronů uložených v jádrech hlavových nervů a spinální míše (Trojan et al, 2001). Svalové napětí lze ze svalů odečítat palpačně, což je vysoce subjektivní informace.

Nervový systém musí neustále zajišťovat adaptaci motorického systému na všechny aktivity při držení těla i při pohybu. Mimo to se musí nervový systém stále přizpůsobovat převážně mechanickým vlivům, kterým je motorický systém při držení těla a pohybu vystaven. Nervový systém, řídící pohybový aparát se musí také přizpůsobovat situacím, které vlivem patogenních vlivů pohybové ústrojí přetěžují. Pro tyto patogenní vlivy má nervový systém k dispozici adaptační ochranné programy, které se sumací nociceptivních podráždění aktivují a které se pak projevují ve formě různých bolestivých i nebolestivých omezení pohybu nebo držení těla (Brügger, 1993, 138). Svalové napětí je adaptováno automaticky podle rozložení váhy, a tedy změny polohy těžiště jednotlivých segmentů i celého těla. Tato aktivní adaptace je pod kontrolou extrapyramidového systému, který upravuje tonus posturálního svalstva (Kapandji, 1974).

2. 2 Patologie osového orgánu

Existuje mnoho různých vad tvaru trupu a páteře. Jedná se o odlišnosti vrozené či získané, vady mohou být členěny na strukturální a funkční. Dále je můžeme dělit podle druhu deformace v různých rovinách. Zjednodušeně v rovině frontální jde o laterální deviace (skoliózy) v sagitální rovině lordózy a kyfózy. Většinou se uvedené deformace vzájemně kombinují. V následujícím textu budu popisovat skoliózy, které často bývají spojené

s kyfózou, neboli kyfoskolióza, nebo naopak s napřímením sagitálních křivek páteře a v neposlední řadě s rotací či torzí obratlů.

2. 2. 1 Skoliózy

Skolióza je prostorová deformace páteře i trupu, nejedná se pouze o změnu zakřivení ve frontální, ale také v rovině sagitální, dochází také k rotaci obratlů v rovině transversální. Společnost pro výzkum skoliózy považuje za skoliózu stranové zakřivení páteře v rozsahu 11° a více stupňů (USPSTF, 1993). Podle Čiháka má každá páteř v klidu mírné vybočení s vrcholem mezi Th3 až Th5, které je v 85 % případů dextrokonvexní. Jako vysvětlení bývá uváděno asymetrické umístění vnitřních orgánů v hrudní a břišní dutině (Čihák, 1987). Obecně je používáno dělení skolióz na funkční a strukturální či podle tvaru křivky tzv. esovitá (kompenzační), obloukovitá (totální) skolióza.

2. 2. 1. 1 Funkční skoliózy

Pro funkční skoliózu je charakteristické, že její křivky nejsou fixované. Lze je tedy při vyšetření aktivně či pasivně vyrovnat (například úklonem na stranu konvexity, trakcí, předklonem, výponem na špičkách a vzpažením) nebo vymizí samy po odeznění vyvolávající příčiny. Jako jeden ze znaků funkční skoliózy je uváděna nepřítomnost rotace a/nebo torze obratlů (Kubát, 1985). Funkční skoliózy mohou být následující: posturální, neboli skoliotické držení (objevující se při stoji či sedu), kompenzační (při šikmé bázi páteře v souvislosti s nestejnou délkou dolních končetin nebo asymetrií pánevního pletence, která se nejdříve objevuje v LS oblasti), hysterická, nociceptivní (vynucená bolestivou iritací například při kořenovém dráždění). Některé funkční skoliózy jsou v podstatě fyziologickou reakcí na jinou patologii a je možné očekávat, že při odstranění prvotní příčiny vymizí. Jiné jsou ovšem patologií samy o sobě. Navíc při delším trvání funkční skolióza přechází ve strukturální. Podle Kubáta k tomu může dojít například u kompenzačních skolióz, ovšem až při zkrácení dolní končetiny o 3 cm a více (Kubát, 1985).

2. 2. 1. 2 Strukturální skoliózy

Pro strukturální skoliózu jsou typické strukturální změny: především klínovitá deformace obratlů a jejich rotace, dále fixovaná křivka tvaru páteře a asymetrie paravertebrálních zón.

Podle etiologie se skoliózy označované jako strukturální dělí na: idiopatické (podle stáří při výskytu infantilní, juvenilní a adolescentní), neuromuskulární (neuropatické: při postižení horního a dolního motorického neuronu a myopatické), kongenitální, při neurofibromatóze, z poruch mezenchymu, při osteochondrodystrofii (Vlach, 2002). Tyto jsou nejvýznamnější, ale existují ještě další například při revmatickém onemocnění, posttraumatické, u extravertebrálních kontraktur, u kostní infekce, z poruchy metabolismu (rachitis) a při tumoru.

U strukturální skoliózy je skoliotická křivka (alespoň jedna) považována za fixovanou, nelze ji tedy při vyšetření vyrovnat aktivně ani pasivně. Strukturální křivka je úsek páteře, který nemá normální flexibilitu, klinicky má na konvexitě fixovaný val způsobený rotací, na RTG v úklonu ke konvexitě se zcela nenapřímí. Nestrukturální křivka má flexibilitu normální, není fixovaná, klinicky val chybí. Dále rozlišujeme křivky hlavní a vedlejší. Hlavní je těžší (nejtěžší), obvykle strukturální a z hlediska léčení nejvýznamnější. Vedlejší je lehčí, nestrukturální nebo částečně strukturální.

2. 2. 1. 3 Rotace obratlů u skolióz

Studie britských ortopedů (Oxborrow, 2000) poukazuje na četnost výskytu skoliózy u náhodně vybraných dětí mezi 6 - 14 lety na 0,01% s úhlem skoliotické křivky větším než je 20° podle Cobba. Dalším důležitým parametrem hodnocení deformity páteře je rotace obratle kolem podélné osy. Na problematiku rotace obratlů poukazují i v této studii a upozorňují na obtížnost popisu rotace obratlů z RTG snímků. Vypočítávali rotace obratlů z CT a MRI vyšetření. Této problematice se věnuje ve své disertační práci Pallová (2007).

Problémem je spolehlivá metoda identifikace rotace obratlů v transverzální rovině. Nejstarší metodou je určení rotace obratle dle postavení trnového výběžku ve vztahu k obratlovému tělu (Cobb). Rozdělení obratlového těla do 6 sekcí, podle projekce trnového výběžku je určen stupeň rotace (Obrázek 3).

Obdobnou metodu rozvinuli Nash a Moe, ti kvantifikovali rotaci obratle dle postavení příslušného pediklu (Obrázek 4). Fait a Janovec upravili tuto metodu a využívali stínu vnějšího okraje vnitřního pediklu. Následovaly metody využívající více RTG snímků, které ovšem ke zvýšené radiační zátěži nejsou příliš vhodné např. Mehta, Benson a další. Bunnell navrhoval metodu, která se opírala o poměry mezi šířkou obratle a postavením trnového výběžku. Stokesova metoda (obrázek 5) sledoval postavení pediklu vzhledem ke středu

obratlového těla v kombinaci se známými parametry páteře. 3D projekce z CT jsou nejpřesnější těmi se zabýval Aaro a Dahlborn, jejich metodika je považována za standard v hodnocení rotace obratlů v 3D projekci (Vrtovec, 2008).

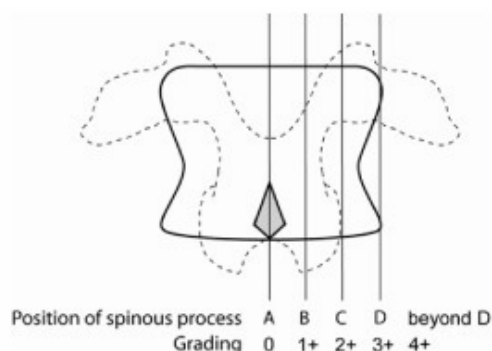
Pallová (2007) navrhuje hodnocení rotace obratlů v transverzální rovině z RTG snímku v anteroposteriorní projekci. „Na RTG snímku se změří vzdálenost do vnitřní hrany pediklu k ose souměrnosti obratle a pomocí goniometrických funkcí je získán úhel rotace ve stupních.“ (Pallova, 2007, 37).

Zlatým standardem v hodnocení rotace obratlů je CT ovšem je to vyšetření nákladné a vysoce radiačně zatěžující. Technika Pardriolle a Nash-Moe poskytuje poměrně validní odhad rotačního postavení obratlů z RTG anteroposteriorního snímku (Kuklo et al, 2005).

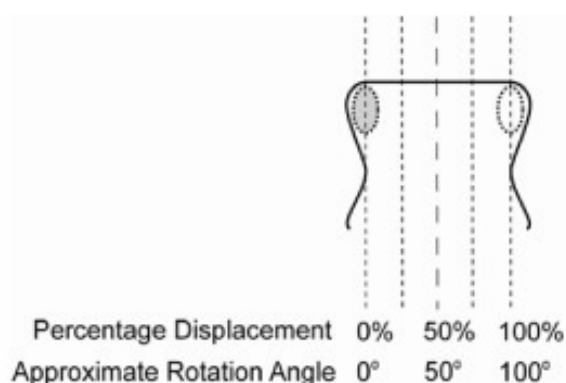
Problémem ve správném hodnocení rotace obratlových těl jsou tyto faktory intravertebrální rotace, inklinace v různých rovinách, a velké úhly natočení - postavení a vliv každého je závislá na konkrétní použité metodě (Lam, 2008).

Nash a Moe začali využívat k určení rotace obratlů pedikly. Jako hlavní problém dosavadních metod (stanovení rotace obratlových těl dle Cobba) uváděli, že je obtížné si představit přesnou polohu trnových výběžků na rentgenových snímcích páteře. Mehta také objevil omezenou viditelnost trnových výběžků při velkých úhlech skoliotické křivky. Pedikly jsou blíže uloženy k obratlovému tělu a tudíž nepodléhají tolik zkreslení jako trnové výběžky. Perdrioll torzní metr je možné využívat běžně v klinické praxi, využívá jeden předozadní rentgenový snímek (Lam, 2008).

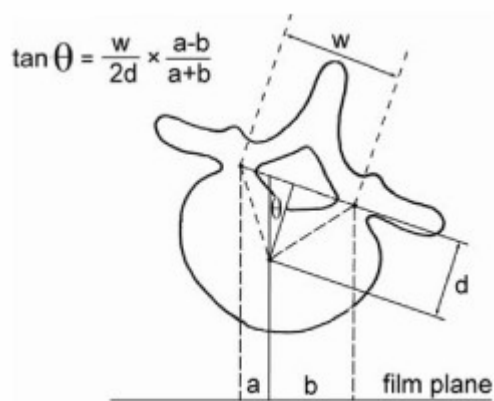
Obrázek 3. Stanovení rotace obratle dle Cobba



Obrázek 4. Stanovení rotace obratle dle Nash-Moe



Obrázek 5. Stanovení rotace obratle dle Stokesa



Přesné měření axiální rotace obratlů je nejcennější pro klasifikační účely například pro stanovení referenčních hodnot u normálních a patologických stavů nebo pro lepší vhled do mechanismů progresu deformity (Vrtovec, 2008).

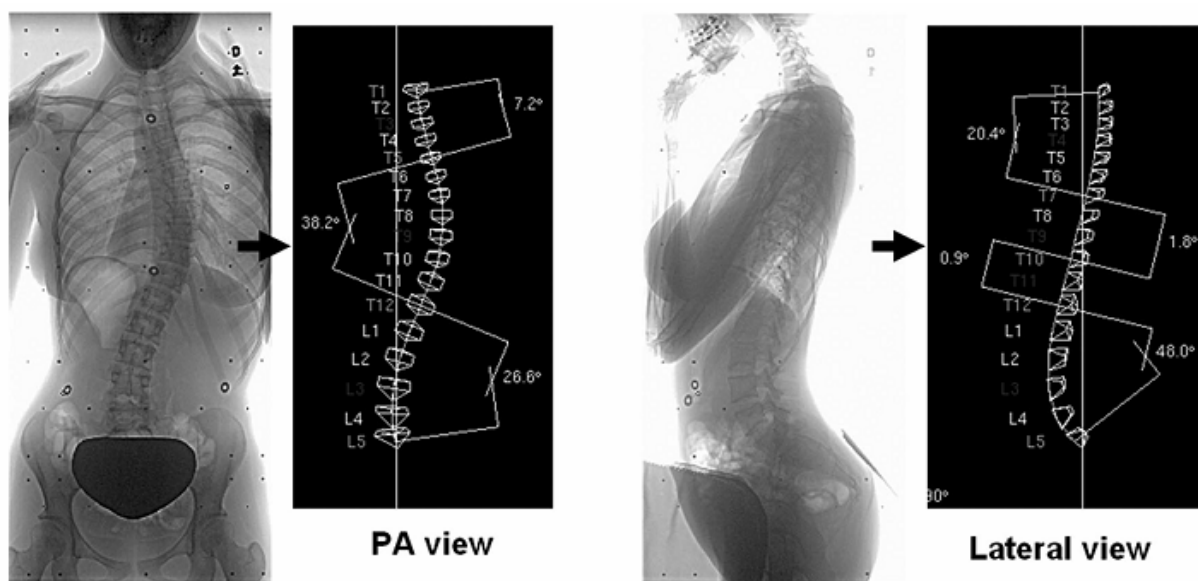
U skoliózy je rotace hrudního obratle doprovázena deformací hrudníku. Asymetrii trupu v oblasti hrudníku tvoří žeberní hrb, v oblasti bederní páteře je asymetrie způsobena paravertebrálními valy. Rotace obratlů v oblasti hrudní páteře je pravděpodobně větší než deformace žeber a trupu. Směr rotace hrudníku, žeber a obratlů je souhlasný a to na stranu konvexity zakřivení ve frontální rovině, durální vak s míchou je posunut na stranu konkavity. Směr a velikost axiální rotace obratle v rámci sdruženého pohybu páteře (rotace nebo translace obratle okolo nebo podél osy je konzistentně sdružená se současnou rotací nebo translací okolo jiné osy) závisí na kyfóze a lordóze. Snížení až vymizení hrudní kyfózy, které je charakteristickým znakem idiopatické skoliózy, zvětšuje možnost rotace obratle v transverzální rovině.

Ve své práci Pallová (2007) poukazuje na fakt, že okamžitý střed otáčení obratle leží v oblasti páteřního kanálu, dokládá to studií ověřovanou dle MRI. Na rozdíl od dříve uznávaného středu otáčení obratle ve středu těla obratle dle Stokesa. Mezinárodní společnost pro biomechaniku doporučuje k hodnocení páteřních deformací používání kartézských souřadných systémů, jejichž počátek umisťuje do středu otáčení obratle.

Z prominujícího trnového výběžku lze odhadnout tvar páteře ve frontální a sagitální rovině, ale identifikace rotace obratle je nejistá. Topografické metody také informují o natočení trupu prostřednictvím asymetrie paravertebrálních valů, avšak tyto metody se pohybují v poměrně velkém pásmu nepřesnosti.

Britští vědci ve své studii uvádějí signifikantně vyšší prevalenci skoliózy u pacientů s menší hrudní kyfózou (kolem 10°). Dickson in Hayashi et al (2009) ve své studii diagnostiky skoliotických pacientů s křivkou větší než 20° dle Cobba uvádí až 75% pacientů s lordotickou křivkou hrudní páteře (Obrázek 6). Data získávali z RTG projekce ve frontální a sagitální rovině, výsledky byly přepracovány do 3 digitálního modelu a dále studovány (Hayashi et al, 2009).

Obrázek 6. Ukázka vyrovnané hrudní kyfózy a příslušné skoliotické křivky (Hayashi et al, 2009)



2.3 Metody hodnocení reliéfu zad

Metody sahají od mechanického měření scoliometrem, využití optických metod moiré topografie a strukturovaným světlem ISIS (Integrate Shape Imaging System), Quantec a Jenoptik Formetric (Berryman et al, 2008) až po 3D videografické metody.

Je možné tyto metody rozdělit do 3 skupin. První skupinu tvoří metody somatometrické, které používají měřicí pomůcky a přístroje a zjišťují metrické veličiny. Následně lze tato data statisticky zpracovat a srovnávat s populační normou. Patří sem například zjišťování tělesné výšky, Thomayerova zkouška předklonu, Funkční testy páteře nebo goniometrické vyšetření. Druhou skupinu tvoří metody somatoskopické neboli klinické.

Tyto metody nevyužívají žádných zařízení, sběr dat probíhá subjektivně zejména aspekčně. Data jsou kvalitativního charakteru a je tedy obtížnější statistické zpracování a vyhodnocování dat. Mezi tyto metody řadíme Hodnocení postavy dle Kleina, Thomase, Jaroše & Lomíčka, a další. Třetí skupina je skupina metod somatografických neboli přístrojových. Jedná se tedy o metody, které využívají speciálních zařízení a systému k diagnostice, zpracování a vyhodnocení nasbíraných dat. Patří sem například RTG snímkování, Moire topografie, 3D-videografické metody, ISIS, DTP a mnohé další.

2. 3. 1 RTG snímkování

RTG je nejvýznamnější zobrazovací metodou vůbec a je považována za zlatý standard v diagnostice deformit páteře. Je běžně používaná a dobře dostupná. Ovšem také poměrně zatěžující pacienta s nemalými riziky opakovaného radiologického ozařování.

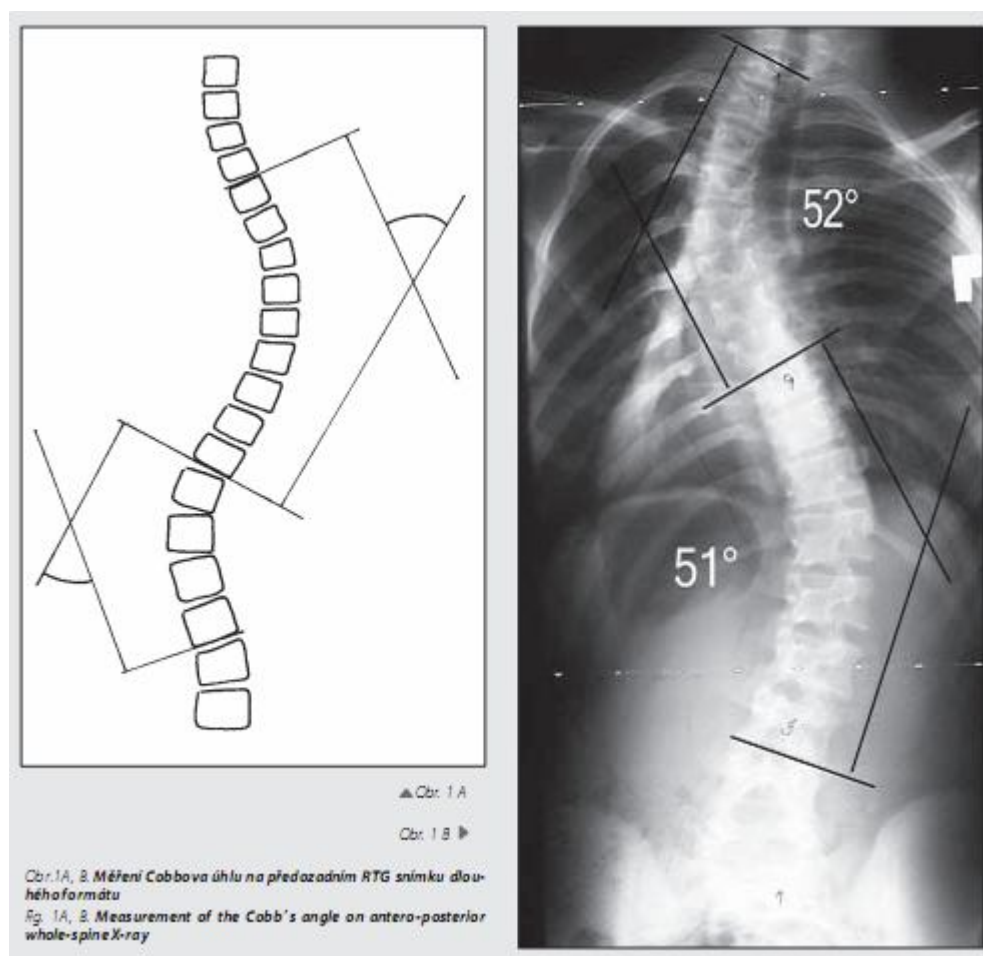
U skolióz má nemalý význam. V předoperačním období informuje o dynamice deformity páteře, respektive o její progresi a nutnosti dalšího terapeutického postupu. Z důvodů komplexního sledování deformity je nezbytné sledovat obě roviny páteře – frontální i sagitální. Z tohoto důvodu se vždy zhotovuje předozadní snímek páteře, který pravidelně doplněn o boční snímky páteře. Většinou RTG vyšetření u konzervativně léčených deformit páteře opakujeme každého půl roku, a to od doby záchytu deformity až po dokončení kostního růstu. Neuromuskulární deformity páteře svým charakterem progredují často i po dokončení kostního růstu, a proto se tato doba sledování u těchto deformit často prodlužuje (Repko et al, 2007).

Základním problémem vyšetření skolióz je výrazná a opakující se radiační zátěž rostoucího dětského organismu, což představuje závažný rizikový faktor. Míra a frekvence použití těchto RTG vyšetření je přímo úměrná tíži deformity páteře. Rostoucí pacienti se skoliózou, u kterých je progresse této deformity, bývají rentgenologicky vyšetřováni 2–3x ročně po dobu 3–5 let. Progrese skoliotické křivky je sledována až do období stabilizace progresse křivky. U operačně řešených skoliotických křivek je množství a frekvence RTG snímků ještě daleko větší. To vše vede k významnému zatížení radiačním zářením. Expozice radiačnímu záření se navíc děje v období kritického růstového období tkání, a proto je riziko radiace daleko větší. V tomto období dochází k vývoji hrudních orgánů, štítné žlázy a dalších tkání, které jsou náchylné k nádorovému zvrhnutí vlivem radiace (Levy et al, 1996). Proto není překvapivé, že incidence nádorů prsu, štítné žlázy či leukémie je výrazně zvýšena ve

skupině pacientů opakovaně vyšetřovaných zhotovením dlouhých RTG snímků (Doody et al, 2000). Snahou všech světových center zabývajících se touto problematikou je nalezení optimálního způsobu neinvazivní a co možná nejpřesnější diagnostiky deformit páteře v dětském věku.

Jedním z nejčastěji sledovaným parametrem tvaru páteře, zejména u skoliotických pacientů je Cobbův úhel.

Obrázek 7. Měření Cobbova úhlu. Repko et al. (2007)



- úhel dle Cobba popisuje pouze jednu rovinu 3D deformity.
- úhel dle Cobb není lineárně úměrný závažnosti skoliózy (tj. křivka s úhlem 40° dle Cobba je více než dvakrát tak přísná nežli křivka s úhlem 20° dle Cobba).
- Měření úhlu dle Cobba přináší intra i interindividuální variabilitu. Intraindividuální odchylka je 2,8°-4,9° a interindividuální variabilita je 6,3°-7,2° (Dang et al, 2005).

Ve skutečnosti, Cobbův úhel není nic víc než stín dvou limitních obratlů a to jen ve frontální rovině. Kotwicki (2008) říká, že role topografie povrchu zad v hodnocení morfologie těla u pacientů s idiopatickou skoliózou by měla být zavzata do diagnostiky a odmítá dogma „zlatého standardu“ pro radiační stanovování Cobbova úhlu. Je tedy trendem budoucnosti nalezení nového parametru hodnocení skoliotické křivky.

2. 3. 2 Screening skolióz

Screening je definován jako metoda k vyhledávání osob v časných stádiích nemoci. Screening může být primární nebo sekundární. V případě skoliózy může primární screening provádět poučený laik, zdravotník nebo lékař. Při zachytu daného symptomu je pacient odeslán na sekundární screening k ortopedovi, kde je dítě buď dispenzarizováno nebo odesláno zpět. Existuje rescreening, neboli opakované testování po určitém časovém úseku.

Screening zaměřený na idiopatickou skoliózu byl poprvé organizován v USA v roce 1963, později také v Kanadě, Japonsku a Švédsku. Screening v ČR proběhl mezi lety 1978 – 1991 na Jičínsku. Primární screening prováděli proškolení pediatři, sekundární ortoped. Při primárním screeningu byl prováděn Adamsův test předklonu. Prohlídky byly rozvrženy do 3 růstových etap. První do věku 3 let, druhá v době první růstové akcelerace a třetí při druhé růstové akceleraci. Sekundární screening byl prováděn skoliometrem, Za práh pro pozitivitu testu byla zvolena hranice 5° asymetrie zad, změřena skoliometrem, která podle vypočtené korelace odpovídala úhlu 16, 8° na RTG snímku podle Cobba. Závěry českého screeningu jsou následující. Včasné zachycení deformit páteře, kdy může být následné léčení efektivnější. Nízká hladina falešně pozitivních výsledků. Pozitivem screeningu bylo snížení výskytu těžších skolióz. V konečném důsledku lze uvažovat i o snížení nákladů na trupové ortézy a operace (Bláha, 2005).

2. 3. 3 Adamsův test předklonu

Adamsova zkouška je považována za velmi citlivé klinické vyšetření ve srovnání s úhlem dle Cobba. Popsán anglickým lékařem již v roce 1865 v Londýně. Vyšetřovaný stojí zády k vyšetřujícímu a dostává pokyn „předkloňte se tak, aby byly horní končetiny volně svěšeny“. Dolní končetiny jsou cca 15cm od sebe, kolena propnuta. Při vyšetření pohledem vystoupí asymetrie zad, která je v hrudním úseku podmíněna rotací obratlů u strukturální

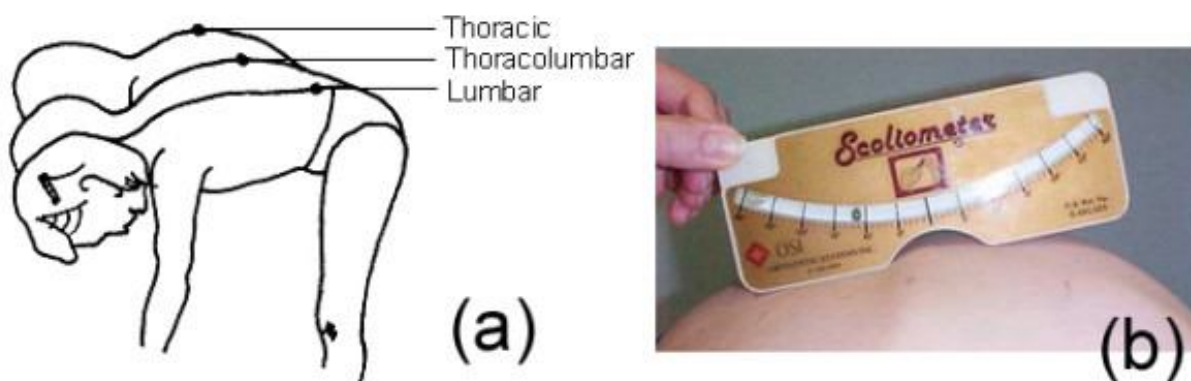
skoliózy. Výhodou tohoto testu je jeho jednoduchost, nenáročnost na vybavení a rychlost - k testu stačí jedna minuta. Rozsah citlivosti a specifčnosti testu předklonu s různým stupněm skoliózy byly vytestovány následovně:

- hrudní skolióza s úhlem Cobb $\geq 10^\circ$ - citlivost 74% - 84%, specifita 78% - 93%
- hrudní skolióza s úhlem $20^\circ \geq$ Cobb - citlivost: 92% - 100%, specifita 60% - 91%
- Bederní skolióza s úhlem $20^\circ \geq$ Cobb - citlivost 73%, přesnost: 68%
- Skolióza s úhlem Cobb $\geq 40^\circ$ - citlivost 83%, specifita 99% (Viviani et al, 1984), (Scherl et al, 2008).

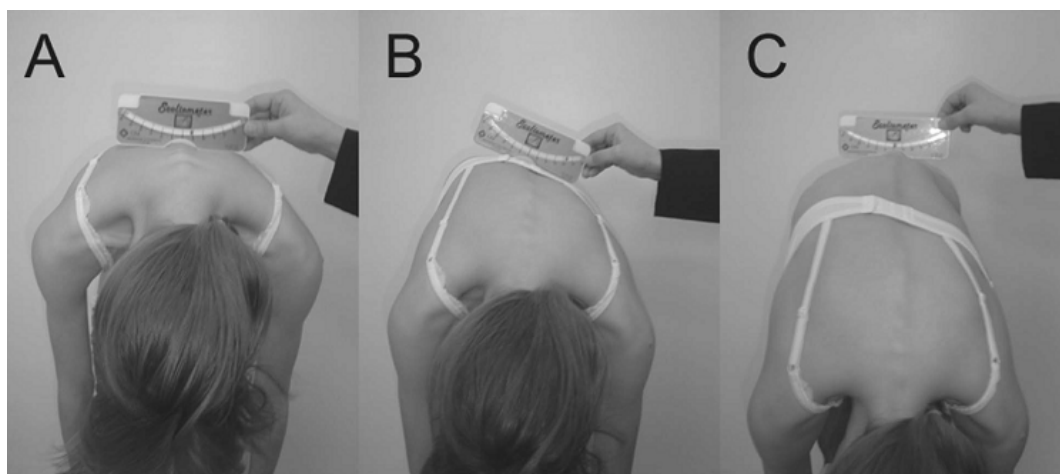
2. 3. 4 Mechanický skoliometr

Přístroj popsán Schultessem v roce 1905 a byl odvozen od námořního inklinometru. (Tolo, 1983). Měřidlo s výkyvným indikátorem na dvou rozevírajících ramenech, které se přikládají na měřený povrch zad, především v oblastech horní hrudní páteře Th3/4 (A), střední Th5-12 (B) a v oblasti bederní páteře L1-4 (C) (Obrázky 8 a 9). V současné době existuje mnoho typů skoliometrů (Grivas,2006), (Cote, 1998).

Obrázek 8. Schéma uložení skoliometru při Adamsově testu předklonu (Patias, 2010)



Obrázek 9. Ukázka uložení mechanického skoliometru ve třech oblastech páteře (Kotwicki, 2008).



2. 3. 5 Princip moiré

Moiré konturografie byla poprvé použita v roce 1970 v Japonsku a následně v Kanadě. Jde o neinvazivní systém registrace asymetrie zad. Jedná se o metodu, která využívá světelného paprsku, mřížky a fotoaparátu. Zdroj světla je zaměřen přes mřížku na záda vyšetřovaného, stojícího vzpřímeně (Obrázek 10). Interferencí světla na mřížce se na zádech vytvářejí stíny, připomínající vrstevnice na topografické mapě. Při normálním nálezu jsou obrazce symetrické, u deformit asymetrické. Při asymetrii menší než jedna stínová linie je nález normální. Při odchylce o 2 linie a více, se doporučuje zhotovit RTG snímek páteře, protože může jít o křivku s úhlem nad 20° . Nevýhodou je záchyt falešně pozitivních případů a to až 25%, falešně negativních 4%.

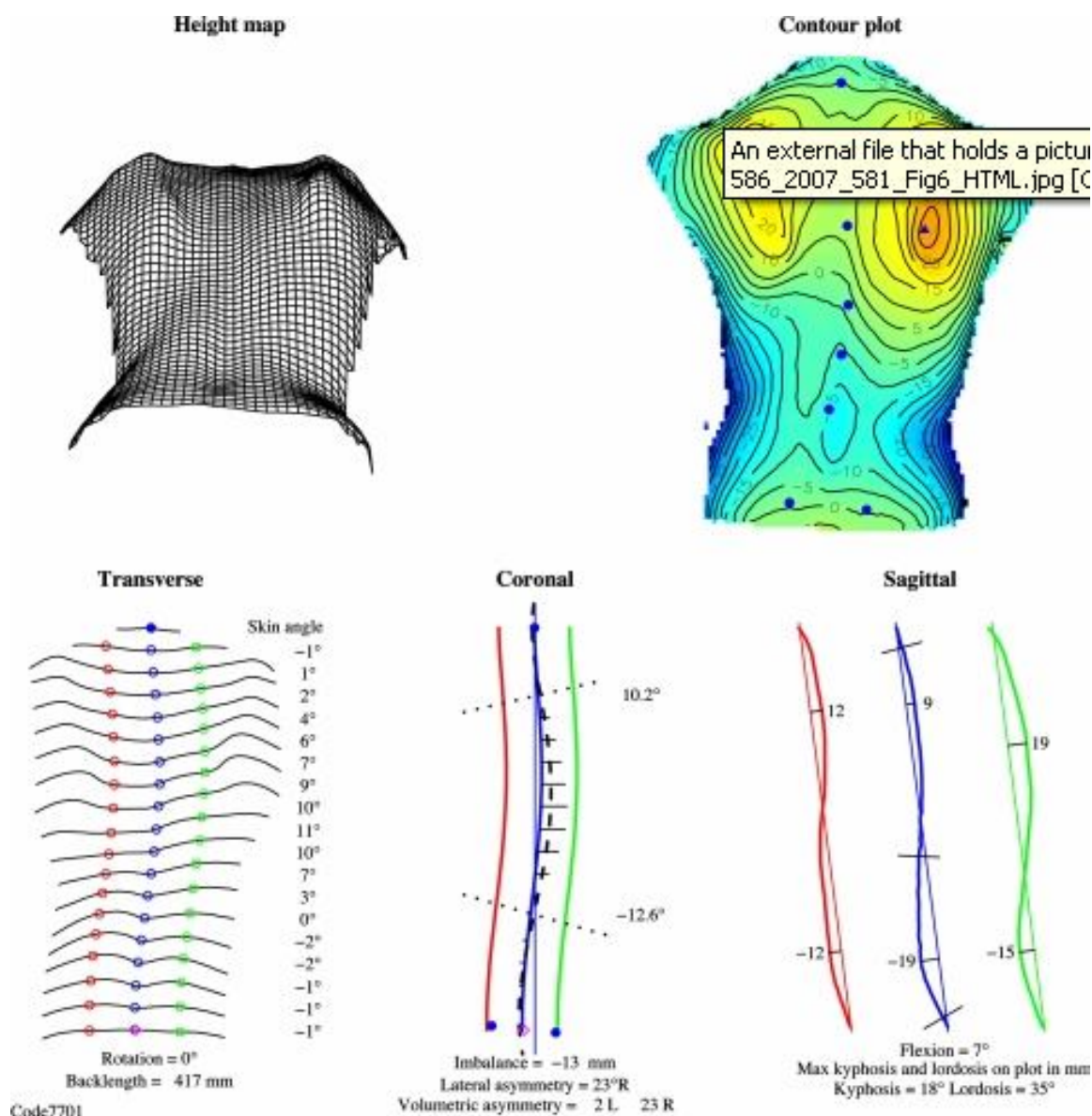
Obrázek 10. Ukázka zařízení a výstupu ze systému Rakuten (princip moiré)



2. 3. 6 Systém ISIS

Vyvinutý v Oxfordu se řadí mezi topografické metody, v současné době se používá na ortopedické klinice v Nuffield. K diagnostice využívá fotoaparát a počítačovou jednotku a koherentní světlo, který vytváří na vyšetřovaných zádech horizontální stínové čáry. Vyhodnocování je prováděno automaticky počítačem a modeluje trojrozměrný obraz trupu s přesností 1mm (Obrázek 11). Před samotným měřením se na pacientovi označují trnové výběžky obratlů a dolní zadní spiny nalepením barevných štítků o velikosti 9x15mm. Sledují antevertzi, retrovertzi a rotaci pánve, stranové asymetrie trupu, úhlové parametry asymetrie, úhlové křivky lordózy a kyfózy (Zubović et al, 2008). Pro výpočet asymetrie vycházejí z uložení spin, kdy prokládají jejich střední vzdáleností svislici. Zobrazuje vrstevnice o stejné výšce s přesností 5mm. Lze získat transversální řezy na 19 úrovních. Cobbův úhel, stupně lordózy a kyfózy. Stranové rozdíly paravertebrálních valů.

Obrázek 11. Ukázka ISIS záznamu a prezentace výsledků



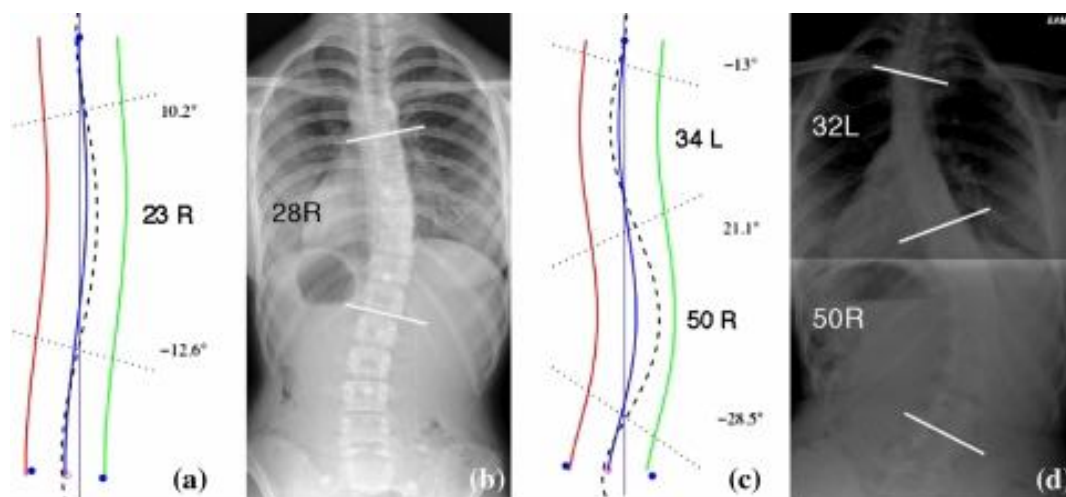
ISIS2 není optimálně využitelný u osob extrémně obézních nebo majících výraznou muskulaturu, protože identifikace kostěných bodů je obtížnější. Omezení je také u pacientů s vrozenými křivkami, které nesou malý stupeň rotace.

I když pro výpočet laterální asymetrie nelze použít přímo pro rentgenové stanovení Cobbova úhlu pro všechny pacienty, může být velmi dobře použitelné pro sledování změn deformity.

Systém byl vyvinut pro diagnostiku skoliotických pacientů s přesností ± 1 mm. Fotografie pacientů a všechny klinické výsledky jsou uloženy v databázi a mohou být

vyvolány při dalších návštěvách pacienta umožní automatické sledování změn v deformity. Systém poskytuje konzistentní databáze pro výzkumné účely (Berryman et al, 2008).

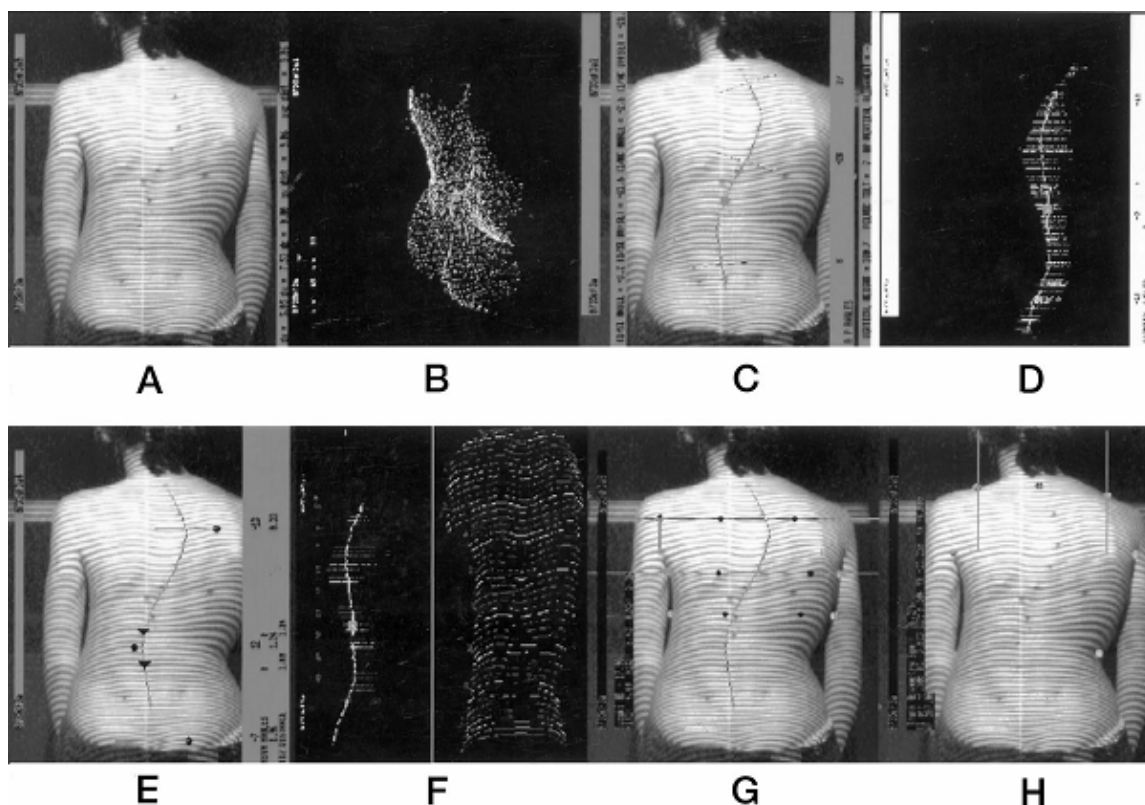
Obrázek 12. Porovnání ISIS a RTG



2. 3. 7 Systém QUANTEC

Je produktem britské firmy MIE a vychází z Moiré systému. Jedná se o povrchovou topografii, trojrozměrné zobrazení povrchu zad optickou technikou s horizontálními barevnými stínovými čarami (Obrázek 13). Není tedy vyšetřovaný vystaven ionizačnímu záření. Je zapojena videokamera a obraz je digitálně zpracováván. Povrch zad je rozložen do velkého počtu prostorově umístěných bodů s přesností měření na méně než 1mm. Využívá označených bodů processi spinosi Th1 – Th12, měření může probíhat ve stoje či vsedě. Dle prozatímních studií je slibná korelace mezi RTG a Systém Quantec v diagnostice Cobbova úhlu, kyfózy a dokonce i rotace obratlů. Variabilita kolem Cobbova úhlu je 7° (Goldberg et al, 2001).

Obrázek 13. Demonstrace sledovaných parametrů prostřednictvím systému Quantec



Legenda:

A – prostý záznam měření, B – 3D rekonstrukce, C – patrné vychýlené postavení C7 a S1, D – stanovení kyfózy a lordózy, E – stanovení asymetrie, F – sagitální projekce a transverzální řezy, G – Suzuki hump sum, H – Posterior Trunk Symmetry Index.

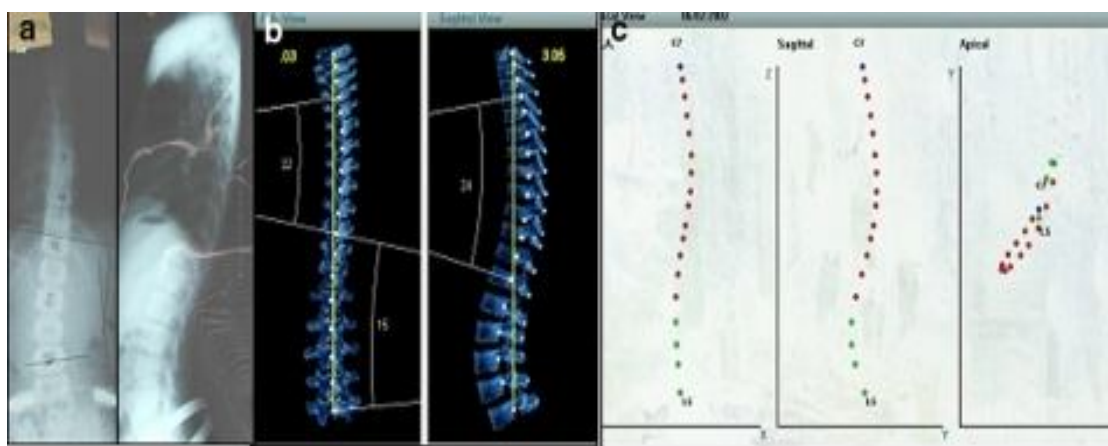
Systém je využíván několika školami v hrabství Yorkshire. Zabývá se především pravo-levou asymetrií povrchu zad a zadruhé velikost rotace prominujících žeberních hrbů, prostřednictvím „Suzuki hump sum“ (SHS) viz G. Využívá další index pro hodnocení asymetrie zad, tzv. „Posterior Trunk Symmetry Index“ (POTSI) viz H. Jeho využití je především ve sledování progresu deformit reliéfu zad a redukci vystavování pacienta radiačního záření. Obraz lze otáčet, naklánět ve všech směrech (Oxborrow, 2000).

2. 3. 8 Ortelius 800

Metoda elektromagnetického měření deformit páteře byla vyvíjena posledních 10 let především v USA, kde byl vyvinut přístroj Ortelius 800, fungující na podkladě neinvazivního, radiačně nezátěžujícího způsobu měření elektromagnetického signálu s trojdimenzionálním

zobrazením. Tento nový přístroj zaznamenává pozici trnových výběžků za pomoci nízko intenzivního elektromagnetického pole. Princip vyšetření spočívá v palpaci trnových výběžků pomocí senzoru se zdrojem elektromagnetického pole nasazeného na prst. Získávaná data jsou zaznamenávána na obrazovce přístroje. Za pomoci krátkého palpačního vyšetření dokáže Ortelius800 poskytnout grafické znázornění páteře, výpočet a zobrazení Cobbova úhlu tíže deformity, stejně jako zachycení rozdílné délky končetin a trupové nerovnováhy. Tyto přístroje také disponují schopností měření posturální rovnováhy zaznamenáním specifických anatomických orientačních bodů s vytvořením trojdimenzionálních grafických výstupů ve všech měřitelných rovinách (předozadní, boční a apikální) s kvantifikací výsledků a vytvořením obrazů obrysů páteře (Obrázek 14). Metoda elektromagnetického měření skoliotické křivky se jeví prokazatelně jako v současné době nejvýhodnější z hlediska spolehlivosti a snížené invazivity vyšetření. Nevýhodou je finanční náročnost pořízení tohoto přístroje. Ovadia et al, (2007) uvádějí ve své studii odchylku měření Cobbova úhlu 5° pro frontální rovinu a 6° pro rovinu sagitální od RTG snímků.

Obrázek 14. Ukázka rekonstrukce dat systémem Ortelius 800



Legenda:

a – RTG snímky ve frontální a sagitální rovině, b – Ortelius 800 ve frontální a sagitální rovině, c – Ortelius 800 data

2. 3. 9 Srovnání jednotlivých diagnostických metod

- Topografické metody nejsou samy o sobě vhodnými ukazateli Cobbova úhlu. V Sahlstrandově studii provedené na 139 pacientech se skoliózou, kteří byli hodnoceni Moiré topografií přinesly 23 falešně pozitivních nálezů. Dále obtížné čtení topografických nálezů pro lékaře vedlo k tomu, že povrchová topografie nebyla široce přijata a začleněna do standardní péče a hodnocení pacientů s deformitou páteře. Systém, který byl hodnocen v této studii představuje nový přístup v non-invazivní diagnostice deformit páteře. Získané informace jsou založeny na palpaci trnových výběžků, což může být problematické u pacientů, u kterých trnové výběžky byly chirurgicky odstraněny nebo změněny. Také u mnohých pacientů s vysokým BMI bylo měření obtížné (Ovadia et al, 2007).
- Výhodou ISIS2 je, že nevyžaduje žádné interpolace. Systémy ISIS, Quantec a Formetric interpolaci používají. ISIS2 a RTG vyhodnocování Cobbova úhlu je validní u 80% pacientů s tolerancí 10° (Berryman et al, 2008).
- Leroux et al (2002) prováděli studie s 3D videografickou metodou na ověření správnosti hodnocení sagitálního zakřivení páteře touto metodou v porovnání s RTG snímkováním. Metodu ověřovali na stovkách pacientů s idiopatickou skoliózou. U měření kyfózy dospěli k průměrnému rozdílu stupňů zakřivení do 3, 3° od RTG snímků a u lordózy do 3, 2°. Leroux et al (2000) využívají označení trnových výběžků Th1, Th3, Th5, Th7, Th9, Th11, L1, L3, L4, L5 a S1. Dále označují levou a pravou zadní horní spinu iliacu, dolní úhel lopatek, nejlaterálnější body cristy iliaci a akromionu.
- Topografie pracuje s povrchem těla, kde dochází k možnému zkreslení sledovaných markerů dané posunlivostí kůže vůči hledané struktuře. RTG páteře podléhá zkreslení způsobené principem středového promítání. MRI umožňuje multiplanární zobrazení páteře, ale problémem je detekce reliéfu kostní hrany v jednotlivých řezech způsobené někdy nejasným tkáňovým rozlišením. Rozdíly hodnot v měření dle Cobba v supinační pozici (vleže na břiše) a ve stoji jsou průměrně 9° ve prospěch stoje, tj. hodnota Cobbova úhlu je ve stoji v průměru o 9° větší než vleže. (Torell et al, 1985). Výzkum provedli na 287 pacientech s průměrnou hodnotou Cobbova úhlu 40°.

- Hackenberg et al (2006) publikoval studii, kde porovnával vztah mezi hodnocením zakřivení páteře Adamsovým testem předklonu a Cobbovým úhlem. Závěrem jejich studie je tvrzení, že neexistuje korelace mezi velikostí úhlu dle Cobba a nalezením asymetrie při Adamsově testu, dokonce ani neexistuje shoda ve výši vrcholu skoliotické křivky. Testovali 91 pacientů s idiopatickou skoliózou s křivkami mezi 20-82° dle Cobba. Asymetrie zad byla hodnocena rasterstereografickou metodou a 3D povrchovou analýzou zad. Zde zjistili, že ve stoji je průměrná hodnota skoliotické křivky 23° oproti 26° křivce při předklonu. Upozorňuje též na lineární vztah mezi nestejnou délkou končetin a asymetrií zad. Při rozdílu v délce dolních končetin 2cm odpovídá rotace v oblasti L4 5°, kdy se asymetrie přenáší i do dalších segmentů. Jejich metoda Rasterstereografie (Obrázek 15) hodnotí rotace páteře v oblasti hrudní a bederní páteře, dále vyhodnocuje maxima asymetrie pravolevých, tzv. rotační amplituda prostřednictvím simulace funkce skoliometru počítačovým softwarem.

Obrázek 15. Ukázka rasterstereografie

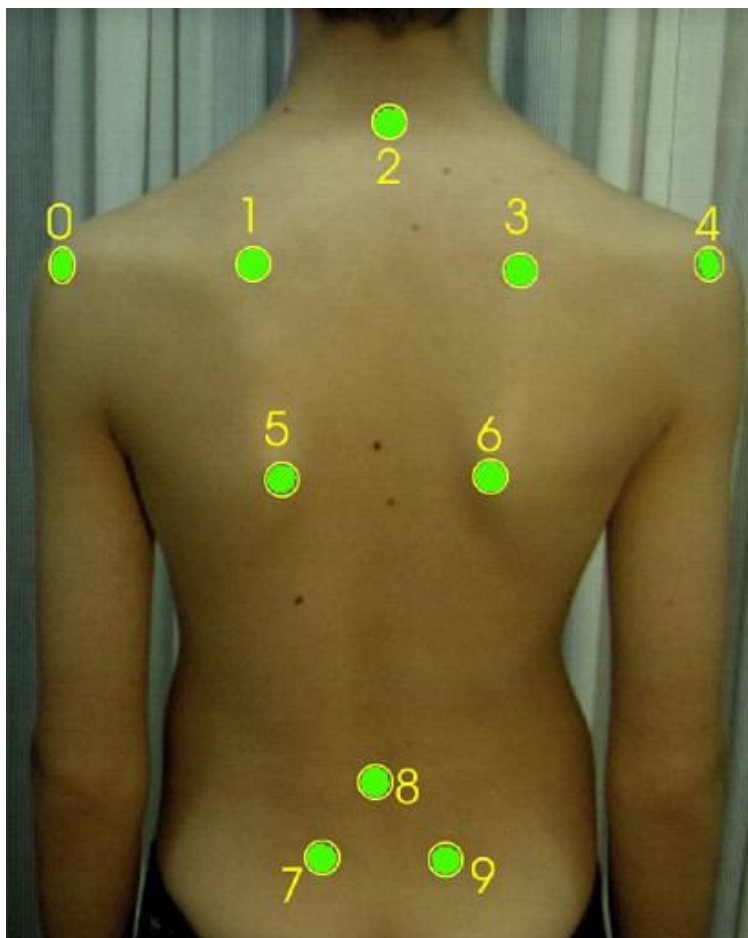


- V několika srovnávacích studiích byla porovnávána objektivita hodnocení skoliózy podle Adamsova testu předklonu a skoliometrem. Všechny studie vyhodnotili jako spolehlivější metodu Adamsův test předklonu (Cote et al, 1998).

Každá z metod má vyvinutou vlastní metodiku, parametry a hodnocení tvaru páteře. To přináší problémy se začleněním systémů do širšího mezinárodního používání a srovnávání

dat. V roce 2009 Mezinárodní společnost pro Skoliózu (SOSORT) dosáhla dohody mezi svými členy, které markery se mají sledovat při hodnocení skoliózy: processi spinosi C7 a L4, ramena, zadní horní spiny. Dolní úhel lopatek a horní úhel lopatek. Hodnocení krční lordózy, hrudní kyfózy a bederní lordózy, vzájemné postavení C7 a S1 (Obrázek 16). Rotace obratlů u hlavní a vedlejší skoliotické křivky. Výška pánve a Cobbův uhel (Negrini et al, 2008), (Patias, 2010).

Obrázek 16. Sledované body dle SOSORT (Patias, 2010)



Legenda:

- | | |
|------------------------------|---|
| 0 – levý akromionu | 5 – dolní úhel levé lopatky |
| 1 – horní úhel levé lopatky | 6 – dolní úhel pravé lopatky |
| 2 – trnový výběžek C7 | 7 – levá spina iliaca posterior superior |
| 3 – horní úhel pravé lopatky | 8 – trnový výběžek S1 |
| 4 – pravý akromion | 9 – pravá spina iliaca posterior superior |

2. 4 Diagnostický systém DTP

DTP je diagnostický systém, který byl vyvinut a je dále rozvíjen na katedře biomechaniky a technické kybernetiky na Fakultě tělesné kultury při Univerzitě Palackého v Olomouci. V současné době je již vyvinuta verze DTP-3.

Při konstrukci diagnostického systému DTP-1, 2 umožňujícího hodnocení tvaru a statiky páteře byly sledovány následující kritéria: jednoduchá manipulace a spolehlivost, využití pro měření v terénních podmínkách, stabilita a reliabilita měření, nízké pořizovací náklady, jednoduchá výstupní grafická a numerická informace, možnost sumarizace a kvantifikace výsledků (Kolisko, 2005, 15).

Polohový snímač DTP-1 byl určen pro diagnostiku poruch a vad páteře byl vyvinut v letech 1993-1994 v laboratoři lidské motoriky ve spolupráci s katedrou funkční antropologie fyziologie na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Systém DTP-1 umožňoval statické měření standardizovaných bodů označených na povrchu kůže, které jsou projekcí akromionů, zadních horních spin a trnových výběžků obratlů. Systémová verze DTP-2 vycházela z konstrukce systému DTP-1 a byla rozšířena o funkci monitorování trajektorie pohybu lidského segmentu, tzn. dynamické měření polohy bodu na segmentu těla v pohybu. Při návrhu a ověření systému DTP-2 v letech 1998 – 2001 byl kladen důraz i na nízkou hmotnost systému, jednoduchou manipulaci a tím i využití pro měření v terénních podmínkách. V poslední verzi diagnostického systému DTP-3 byl zkonstruován dynamický snímač povrchu zad a provedeny příslušné změny v softwaru WinPat3 (Krejčí, 2007; Kolisko et al, 2005).

Diagnostický systém lze využít při hodnocení tíže deformit páteře, změn tvaru a statiky páteře v různých variantách stoje po aplikaci krátkodobé nebo dlouhodobé rehabilitační terapie, k posouzení míry stability při posturální zátěži a při hodnocení rozvíjení páteře a trajektorie paravertebrálních valů. Využitím diagnostického systému při hodnocení skoliotických křivek můžeme omezit provádění častých rentgenologických vyšetření (Krejčí et al., 2007). Oproti rentgenologickému vyšetření je u systému DTP-3 problematická objektivnost vzhledem k snímání kožní projekce trnových výběžků, kde je výsledek ovlivněn palpačními schopnostmi vyšetřujícího, posunlivostí kůže a podkoží probanda, přesností kladení snímače na jednotlivé trnové výběžky, časovou náročností udržení postury probanda, interindividuální variabilitou posturálních vzorů a somatického typu probanda, propojením

dýchání s pohyby hrudníku a tedy i ovlivňování tvaru páteře. Výhodou je naopak odlišný způsob úhlového a numerického hodnocení skoliotické křivky oproti běžně používanému hodnocení dle Cobba (Kolisko et al., 2005).

Z biomechanického hlediska využívá DTP výhodnější stanovení individuální vertikály pro každého jedince. U diagnostického systému je nulová vertikální osa s počátečním bodem ve středu spojnice mezi patami, který je stabilní a umožňuje posuzování sledovaných bodů vzhledem k fixnímu bodu (Krejčí, 2007, Kolisko, 2005). Při popisu tíže skoliotické křivky v rovině frontální využívá Kolisko et al. (2005) kraniální, vrcholový a kaudální obratel. V absolutních hodnotách je skoliotická křivka vyjádřena jako rozdíl vzdáleností sledovaných bodů v souřadnici x od nulové vertikální osy nebo jako absolutní rozdíly sledovaného kraniálního, vrcholového a kaudálního bodu křivky. V sagitální rovině hodnotí Kolisko et al. (2005) tíži zakřivení páteře v předozadní projekci jako absolutní ventrální či dorzální vzdálenost vrcholových trnových výběžků charakterizující hloubku lordotických křivek od nulové vertikální osy, tedy hloubku lordotických křivek jako rozdíl vzdáleností mezi vrcholovým obratlovým výběžkem kyfotické křivky a vrcholovými obratlovými výběžky charakterizujícími vrcholy lordotických křivek (Krejčí, 2007).

2. 4. 1 Technická data diagnostického systému DTP-3

Diagnostický systém DTP-3 umožňuje grafickou a numerickou analýzu povrchu těla v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic. (Kolisko et al., 2005).

1. Přenosný polohový snímač se dvěma rameny a pantografickým mechanismem převádí prostorovou polohu měřeného bodu na tři úhlová natočení, která jsou snímána třemi rotačními inkrementálními snímači (Obrázek 19).

2. Elektronická vyhodnocovací jednotka zpracovává signály z inkrementálních snímačů a po sériové lince RS 232 je předává do počítače, kde jsou dále zpracovány programem WinPat3 (Obrázek 19).

3. Základní nastavovací deska upevňuje polohový snímač ke stolu a slouží k určení polohy tří nastavovacích bodů Z_1 , Z_2 , Z_3 , které se před začátkem měření nastaví do vodorovné polohy pomocí vodováhy (Obrázek 19).

4. Plošina, na které proband zaujímá určenou polohu, slouží k definování polohy probanda vůči snímači. Nulová vertikála se nastaví pomocí aretačního zařízení, které je připevněné na plošinu a je definováno třemi nastavovacími body X_1 , X_2 a V . Spojnice bodů X_1 a X_2 je rovnoběžná se spojnici středů patních kostí. Poté, co proband nastoupí na plošinu, je nutné

nastavit nulovou značku pravítka (V) aretačního zařízení do středu spojnice pat stojícího probanda (Obrázek 19).

5. Fixační zařízení slouží ke snížení titubací probanda při snímání dat. Fixační rám je tvořen z hliníkových profilů, kterých se proband dotýká při měření v přední oblasti ramen, v oblasti předních spin a zadních horních spin a dále fixační míček, který fixuje titubace hlavy v oblasti kořene nosu probanda (Obrázek 19).

6. Tlačítko po stisknutí dává povel k přenosu okamžité polohy hrotu polohového snímače (ve statickém režimu měření) nebo povel k zahájení kontinuálního vzorkování polohy hrotu polohového snímače (v dynamickém režimu měření).

7. Softwarové vybavení zahrnuje program WinPat3 pro operační systémy Windows 95, 98, Me, 2000 a XP. Program přijímá a dekoduje data z elektronické vyhodnocovací jednotky, na monitoru zobrazuje naměřené body numericky i graficky ve frontální a sagitální rovině a ukládá naměřená data do databáze (Krejčí, 2007; viz také Kolisko et al., 2005)

Obrázek 19. Vyšetření tvaru páteře diagnostickým systémem DTP-3



Legenda:

x, y, z – souřadnicové osy

i – ideální vertikála

Z1, Z2, Z3 – nastavovací body u základní desky

X1, X2 – nastavovací body na otočné plošině

V – bod pro vztyčení ideální vertikály

1 – polohový snímač

2 – elektr. vyhodnoc. jednotka

3 – nastavovací deska

4 – plošina

5 – fixační rám

6 – fixační míček

Somatoskopické metody hodnocení kvality postury používané v klinické praxi jsou zatíženy značnou subjektivní chybou použité metody a neumožňují dostatečně objektivní srovnání výsledků při průřezovém nebo longitudinálním sledování jednotlivců nebo skupin.

Diagnostický systém DTP-3 umožňuje výrazné zvýšení objektivity vyšetření tvaru páteře a reliéfu zad. Výhodou je možnost kvantitativního i kvalitativního srovnání získaných údajů při hodnocení jednotlivců nebo skupin v libovolných časových intervalech.

Navržená metodika viz dále představuje kombinaci vyšetření diagnostickým systémem a aspekční a funkční vyšetření stoje – výrazně zvyšuje a objektivizuje výpovědní hodnotu celkového vyšetření postury a umožňuje volbu optimálních kompenzačních a korekčních postupů v prevenci poruch a vad páteře a v léčbě vertebrogenních obtíží nejasné etiologie (Kolisko et al, 2005, 81).

3 CÍLE

Hlavní cíl:

Cílem diplomové práce je ověřit vyšetření reliéfu zad s využitím systému DTP-3 v různých vyšetřovacích polohách.

Dílčí cíle:

1. Porovnání souřadnic trnových výběžků získaných palpací a výpočtem dle povrchového vyšetření reliéfu zad systémem DTP-3.
Diagnostika polohy trnových výběžků prostřednictvím přístrojového vyšetření by přinesla objektivizaci a rychlost vyšetření.
2. Zhodnocení reliéfu paravertebrálních valů ve stoji s fixačním zařízením v oblasti ramen,
pánve a kořene nosu diagnostickým systémem DTP-3 prostřednictvím úhlové asymetrie.
3. Zhodnocení reliéfu paravertebrálních valů vleže na břiše diagnostickým systémem DTP-3 prostřednictvím úhlové asymetrie.
4. Stanovení normativu úhlu asymetrie paravertebrálních valů u zdravé populace v poloze stoj s fixací a leh.

4 HYPOTÉZY

H1: Rozdíl mezi souřadnicemi trnových výběžků získaných palpací a získaných analýzou reliéfu zad je v poloze STOJ roven nule. Lze tedy nahradit palpací trnových výběžků analýzou reliéfu zad prostřednictvím systému DTP-3 v poloze STOJ.

H1: $x_{\text{reliéf}} - x_{\text{palpace}} \equiv \text{rozdíl } x = 0$,

$x_{\text{reliéf}}$ – laterální souřadnice trnového výběžku získaná analýzou reliéfu zad prostřednictvím systému DTP-3

x_{palpace} – laterální souřadnice trnového výběžku získaná palpací

H2: Úhel asymetrie paravertebrálních valů u osob bez diagnostikované deformity páteře v poloze STOJ je roven nule.

H2: $\alpha = 0$,

α – úhel asymetrie paravertebrálních valů určuje přímka, procházející příslušnými maximy vrcholů paravertebrálních valů a frontální rovina.

H3: Úhel asymetrie paravertebrálních valů u skoliotiků (α_s) leží vně intervalu, který je definován jako 99% konfidenční interval ze souboru zdravých osob v poloze STOJ.

H3: $\alpha_s \notin \text{KI } 99\%$, $\text{KI } 99\% = \text{průměr} + (-) 2,5758 \text{ SD}$

α_s – úhel asymetrie paravertebrálních valů u skoliotika určený frontální rovinou a přímkou, která prochází vrcholy paravertebrálních valů v úrovni jednoho trnového výběžku

KI 99% - Konfidenční interval 99%, do kterého patří 99% testovaných osob bez výrazné deformity páteře (zdravá populace)

Průměr – průměrná hodnota úhlu asymetrie paravertebrálních valů

SD – standardní odchylka

H4: Rozdíl mezi souřadnicemi trnových výběžků získané palpací a získané analýzou reliéfu zad je v poloze LEH roven nule. Lze tedy nahradit palpaci trnových výběžků analýzou reliéfu zad prostřednictvím systému DTP-3 v poloze LEH.

H4: $x_{\text{reliéf}} - x_{\text{palpace}} \equiv \text{rozdíl } x = 0$,

$x_{\text{reliéf}}$ – laterální souřadnice trnového výběžku získaná analýzou reliéfu zad prostřednictvím systému DTP-3

x_{palpace} – laterální souřadnice trnového výběžku získaná palpací

H5: Úhel asymetrie paravertebrálních valů v poloze LEH je roven nule.

H5: $\alpha = 0$,

α – úhel asymetrie paravertebrálních valů určuje přímka, procházející příslušnými vrcholy paravertebrálních valů a frontální rovina.

H6: Úhel asymetrie paravertebrálních valů u skoliotiků (α_s) leží vně intervalu, který je definován jako 99% konfidenční interval ze soboru zdravých osob v poloze LEH.

H6: $\alpha_s \notin \text{KI } 99\%$, $\text{KI } 99\% = \text{průměr} + (-) 2,5758 \text{ SD}$

α_s – úhel asymetrie paravertebrálních valů u skoliotika určený frontální rovinou a přímkou, která prochází vrcholy paravetrebrálních valů v úrovni jednoho trnového výběžku

KI 99% - Konfidenční interval 99%, do kterého patří 99% testovaných osob bez výrazné deformity páteře (zdravá populace)

Průměr – průměrná hodnota úhlu asymetrie paravertebrálních valů

SD – standardní odchylka

5 METODIKA VÝZKUMU

Tato diplomová práce byla zpracována v rámci grantového projektu GAČR č. 202/09/P029, s názvem „Tvorba modelu a populačních normativů tvaru páteře diagnostikované systémem DTP-3 u vybrané profesní skupiny“.

Výzkum byl schválen Etickou komisí FTK, v rámci uvedeného grantového projektu.

5.1 Výzkumná metoda

Pilotní studie měla charakter laboratorního experimentu. Výběr byl náhodný na základě dostupnosti z okruhu vysokoškolských studentů Univerzity Palackého v Olomouci. V závislosti na cíleně manipulovatelné nezávisle proměnné (návykový stoj s fixací, leh na břiše na fixačním lůžku) jsem sledovala polohu trnových výběžků vyhodnocenou systémem DTP-3 a asymetrii reliéfu paravertebrálních valů v jednotlivých etážích osového orgánu. Součástí výzkumu byl též návrh a realizace nové snímací části polohového snímače (rameno se snímacím kolečkem), který umožňuje snímat kožní povrch zad v dynamickém kontinuálním režimu (Obrázek 20).

Obrázek 20. Dynamický polohový snímač (rameno se snímacím kolečkem)

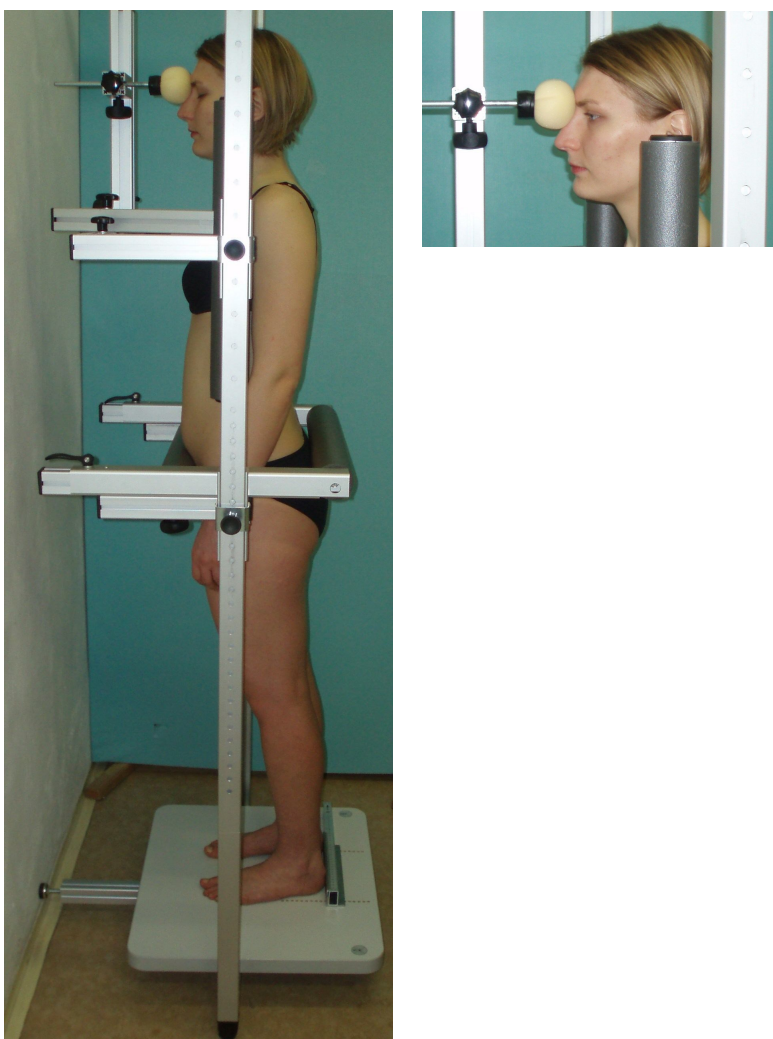


5. 2 Standardizované vyšetřovací polohy

5. 2. 1 Návykový stoj s fixací

Tato pozice vychází z volného stoje, je doplněna fixací kvůli přesnosti měření a eliminaci titubací. Fixace v oblasti ramen, kořene nosu a pánve. Proband stojí na plošině tak, aby střed kloubu palce byl ve středu fixačního zařízení vyznačeného na plošině a dále aby se dotýkal přední stranou ramen fixačního rámu (Obrázek 21). Podle pozice hlavy probanda přizpůsobíme fixační zařízení v oblasti čela, kterým fixujeme hlavu v oblasti kořene nosu a dále zafixujeme pánev v oblastech předních spin vpředu a těsně pod zadními horními spinami vzadu, nakonec přizpůsobíme aretační zařízení, které posuneme tak, aby se proband patami dotýkal tohoto zařízení a nastavíme nulovou značku na pravítku.

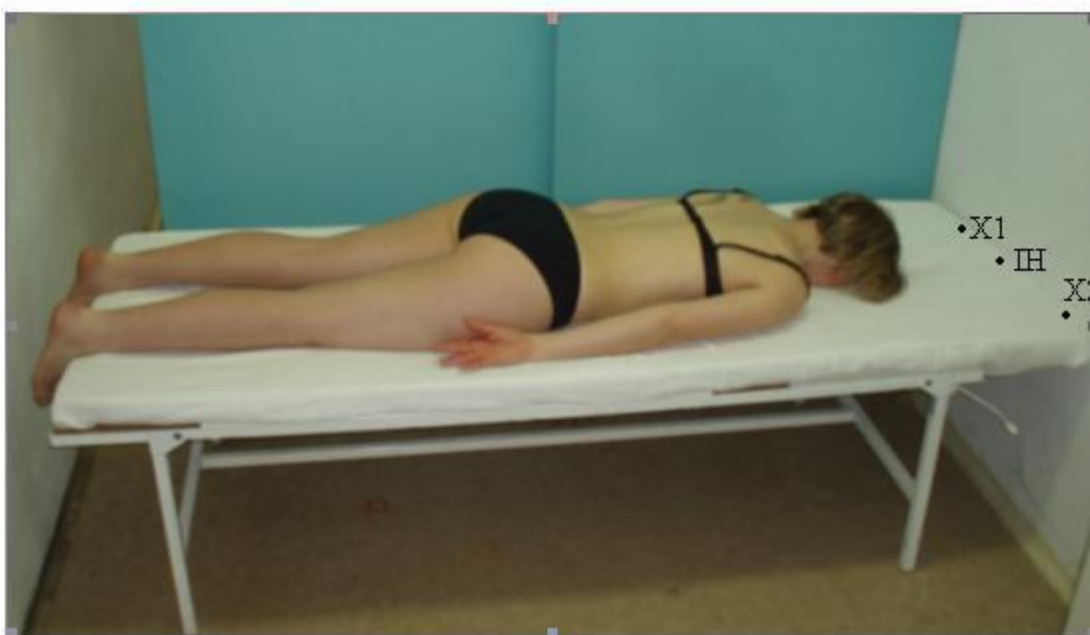
Obrázek 21. Návykový stoj s fixací



5. 2. 2. Leh na břiše na fixačním lůžku

Na fixačním lůžku byla položena matrace s tloušťkou 50 mm. V horní třetině lehátka byl uprostřed vyřezán podélný otvor na nos probanda a na konci lehátka byly vyřezány dva podélné zářezy, kde měl proband umístěny distální části dolních končetin s nártý mimo okraj lehátka (Obrázek 22). Na obrázku jsou znázorněny nastavovací body X1 a X2 a bod IH tzv. ideální horizontála, které budou blíže popsány v následujícím textu.

Obrázek 22. Leh na břiše na fixačním lůžku



Legenda:

X1, X2 – nastavovací body na fixačním lůžku

IH – bod pro sestavení ideální horizontály

5. 3 Charakteristika výzkumného souboru

Testování se zúčastnilo 40 náhodně vybraných probandů (muži $n = 11$, ženy $n = 29$), kteří byli studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, jeden student 8. ročníku ZŠ a jeden administrativní pracovník v bankovním sektoru. Výběr osob byl proveden na základě dostupnosti (Hendl, 2004). Soubor jsem dle anamnézy rozdělila na 2 skupiny. Jedna skupina ($n=38$), kterou jsem označila jako skupinu bez diagnostikované deformity páteře, zdravá populace. Druhá skupina ($n=2$) byla označena jako skoliotici. Pro údaj uvedený z anamnézy, kdy oba probandi uvedli, že mají dle RTG diagnostikovanou skoliózu

Tabulka 1. Statistická charakteristika výzkumného souboru

	Věk [roky]	Hmotnost [kg]	Výška [cm]
Průměr	24,3	68,2	172
SD	5,2	9,2	7,9

Pro ilustraci uvádím anamnestické údaje jednoho skoliotického probanda, ozn. S1.

Narozen 1983, je studentem UP. Prodělal běžné dětské nemoci, v současné době se na nic neléčí. Nikdy neměl vážnější zranění, ani neprodělal žádnou operaci. Pacient udává občasné bolesti zad zejména při zátěži a to statického charakteru. Je instruován fyzioterapeutem k domácímu cvičení a úpravě denního režimu.

Pacient byl sledován od svých 15 let, kdy mu byla indikovaná LTV pro idiopatickou juvenilní thorako-lumbální skoliózu s pravostrannou hrudní a levostrannou bederní skoliotickou křivkou, dle RTG: 23° dle Cobba s vrcholem Th5 dx, 21° dle Cobba s vrcholem L2 sin. Na kontrolním RTG po 6 měsících se křivka vyvinula následovně: Th5 dx 31°, L2 sin 28°. Po následujících 6 měsících křivka dále progredovala: Th5 dx 37°, L2 sin 30° s rotací obratle 4-5. V 17 letech nasazena trupová ortéza CAENS, i nadále cvičení s režimovými opatřeními. Kontrolní RTG po dalších 6 měsících: Th5 dx 40°, L2 sin 32°. Další RTG po 6 letech: Th5 dx 38°, L2 sin 33°. Pro přehlednost uvádím uvedené hodnoty v tabulce 2.

Tabulka 2. Vývoj Cobbova úhlu dle RTG v čase u probanda S 1.

Datum	Th5 dx [° dle Cobba]	L2 sin [° dle Cobba]
5.2.2001	23	21
4.9.2001	31	28
15.1.2002	37	30
12.6.2002	40	32
7.8.2008	38	33

Následně jsme provedla kineziologické vyšetření. Šikmá pánev vpravo níž (pravá krsta i spina jsou níže uloženy), zvýrazněna pravá taile, pravá žebra jsou více vyklenuta laterálně a dorzálně, pravé rameno vnitřně rotováno a protrahováno, více odstávající pravý dolní úhel lopatky, chabé držení hlavy. Levá dolní končetina o 1cm delší (měřeno od

laterálního maleolu po hlavičku fibuly). Při diagnostice olovnicí nedopadá olovnice mezi vnitřní kotníky, ale je vychýlena doleva s rozdílem 2cm od střední osy těla. Funkční testy páteře: Thomayerova zkouška +9 cm, Schoberova zkouška s rozvojem o 4cm, Stiborova zkouška 8cm, Zkouška lateroflexe doprava + 20cm, doleva + 19cm, Ottův inklinací a reklinací rozvoj + 3cm/-3cm. Při Adamsově testu byly křivky patrné.

5. 4 Explorace výzkumných dat

Standardizace podmínek měření byla zajištěna standardním sledem všech dílčích vyšetření a i vlastních třech měřeních trnových výběžků a jednoho snímání reliéfu paravertebrálních valů, která na sebe navazovala a probíhala ve stejném sledu u všech probandů. Všechna vyšetření a měření probíhala v jedné místnosti s minimalizací rušivých vlivů zevního prostředí.

Každý proband byl před vyšetřením seznámen s průběhem jednotlivých vyšetření a celého výzkumu, který byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury a proband potvrdil svou účast podpisem v informovaném souhlasu s možností kdykoliv přerušit spolupráci na výzkumu. Viz příloha 1. Nejprve byla zjištěna osobní data probanda, která byla zpracována ve formě elektronického formuláře. Poté se pacient svlékl do spodního prádla a byla provedena vyšetření a měření.

Prvním dílčím vyšetřením bylo měření tělesné výšky antropometrem a tělesné hmotnosti kalibrovanou mechanickou osobní váhou. Posléze jsem si po řádné palpaci označila tužkou na oči kožní projekci všech trnových výběžků obratlů C3 - L5, dále levý a pravý akromion a zadní horní spiny oboustranně. Měření diagnostickým systémem DTP-3 probíhalo ve dvou polohách a v každé pozici se měření trnových výběžků opakovalo třikrát a jedenkrát analýza reliéfu. Jednalo se o návykový stoj s fixací a leh na břicho na fixačním lehátku.

Při diagnostice v poloze stoj s fixací proband s označenými body na kůži nastoupil na plošinu, kde již byl nastaven fixační rám na jeho šířku ramen a výška fixačního zařízení pro čelo a pánev. Proband byl instruován, aby zaujal pozici popsanou výše. Na aretačním zařízení se nastavil nulový bod pro vztyčení ideální vertikály. Proband byl bez optické kontroly zafixován do přednastaveného systému pomocí fixačního míčku, který jsme připravili do oblasti kořene nosu, dále jsme přistavili fixační rám do oblasti horních předních spin zepředu a

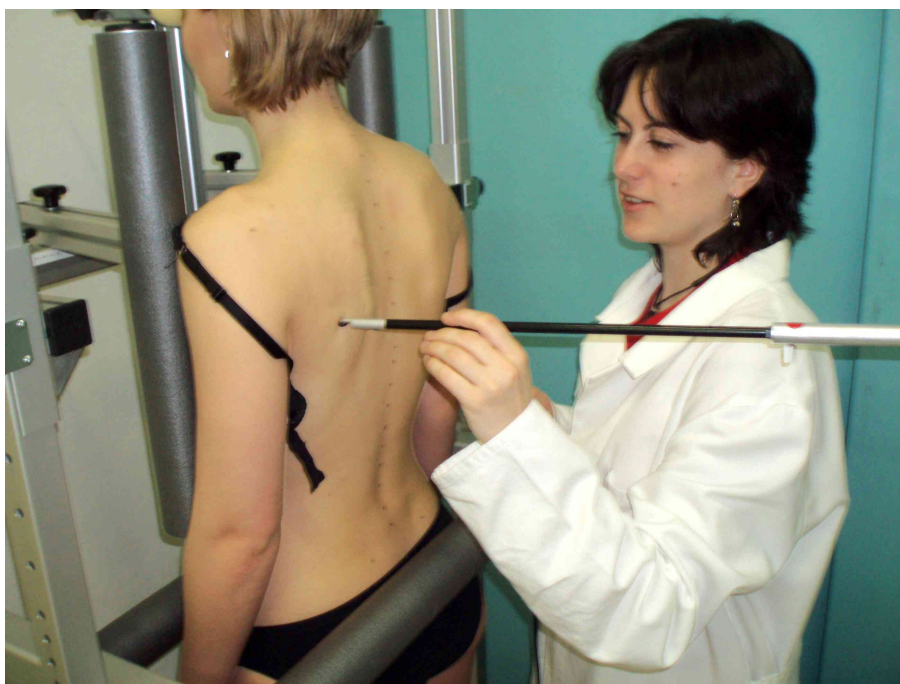
obdobné fixační zařízení připevnili pod úroveň horních zadních spin vzadu. Poté byly snímány body, již s otevřenýma očima probanda, v následujícím pořadí:

- tři nastavovací body na základní nastavovací desce v pořadí Z1, Z2 a Z3
- tři nastavovací body na plošině v pořadí X1 , X2 a V
- levý akromion
- pravý akromion
- levá zadní horní spina
- pravá zadní horní spina
- kožní projekce trnových výběžků obratlů od prvního označeného bodu C3 až L5 (Obrázek 19).

Následovala výměna polohového snímače za dynamické snímací kolečko, kterým jsem několikanásobně kopírovala povrch zad v kontinuálním režimu snímání (Obrázek 20 a 23). Pohyb kolečka byl veden v mediolaterálním směru s postupným kraniosakrálním posunem. Trajektorie kolečka je snímána polohovým snímačem systému DTP-3 v tzv. dynamickém režimu a souřadnice trajektorie jsou přenášeny do osobního počítače.

Pokračovalo měření druhé standardizované pozice leh na břicho na fixačním lehátku. Nastavovací body lůžka jsou označeny na obrázku č. 22 a 23. V prvním měření jsem označila body na základní desce a na fixačním lehátku, při dalších dvou měření jsem snímala už jen označené body na kůži, kdy jsem ovšem prováděla palpační kontrolu projekce trnových výběžků vleže na břicho, u některých probandů byla kožní projekce trnových výběžků vleže na břicho odlišná od kožní projekce odpovídajících trnových výběžků ve stoji. Následoval opět stejný postup jako u druhé vyšetřované pozice, tedy výměna statického polohového ramene za dynamické s kolečkem a snímala jsem povrch zad kolečkem v kraniokaudálním směru plynulými horizontálními čarami.

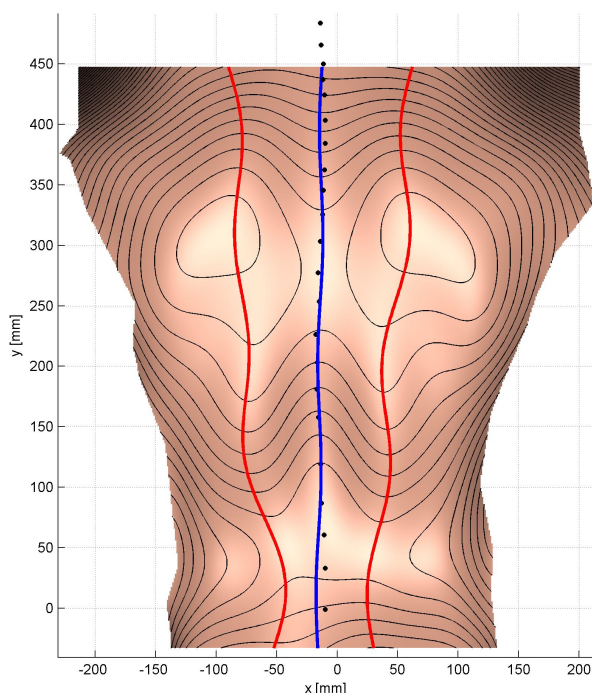
Obrázek 23. Snímání reliéfu zad dynamickým polohovým ramenem (kolečkem)



5. 5 Metody hodnocení dat

Software systému DTP-3 vypočítává 3D model povrchu zad ze změřené trajektorie pomocí interpolace polynomem 6 stupně (Obrázek 24). V 3D modelu jsou vyhledávány body lokálních minim a lokálních maxim. Lokální minima (modrá křivka) definují úžlabí mezi paravertebrálními valy a jsou využita jako odhad poloh trnových výběžků v laterálním směru. Lokální maxima (červená křivka) definují vrcholy paravertebrálních valů (samostatně levého a pravého). Asymetrie paravertebrálních valů je hodnocena pomocí tzv. úhlu asymetrie, který je definován jako úhel, který svírá spojnice vrcholů levého a pravého paravertebrálního valu s frontální rovinou (Obrázek 25). Křivka na obrázku znázorňuje transverzální pohled na reliéf paravertebrálních valů. Úhel asymetrie může být vypočítán v libovolně zvoleném transverzálním řezu. V naší práci je úhel asymetrie vypočítáván v 17 transverzálních řezech procházejícími každým trnovým výběžkem T1 až L5.

Obrázek 24. Ukázka grafického výstupu hodnocení reliéfu paravertebrálních valů systémem DTP-3 v poloze STOJ.



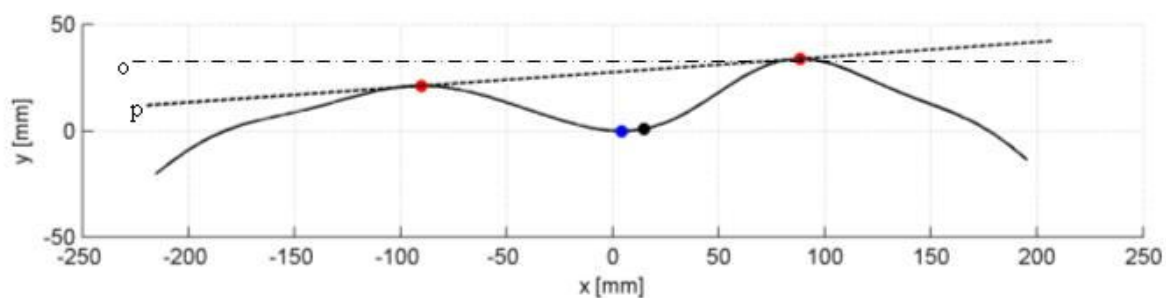
Legenda:

černé body – polohy trnových výběžků určených palpací

modrá křivka – minima na reliéfu („úžlabí“ na kožním povrchu zad)

červená křivka – maxima na reliéfu (vrcholy paravertebrálních valů)

Obrázek 25. Transverzální řez reliéfu paravertebrálních valů ve vyšetřovací poloze STOJ



Legenda:

Osa p – spojnice maxim paravertebrálních valů v jednom transverzálním řezu

Osa o – frontální rovina

Výsledky měření byly vyhodnocovány statistickými ukazateli: aritmetický průměr a standardní odchylka (SD), absolutní hodnoty, maximum a minimum. Dále jsme stanovovali a

porovnávali úhel asymetrie paravertebrálních valů a určovali konfidenční interval 99%. K hodnocení statistické významnosti naměřených dat bylo využito jednovýběrového t-testu na hladině významnosti 0,05. Pro přehlednost a názornost využívám ilustračních obrázků. Byly využity programy MATLAB 7.6 (The MathWorks, Inc., Natick, USA) a STATISTICA Cz 8.0 (StatSoft CR, s.r.o., Praha, Cz).

6 VÝSLEDKY

H1: Rozdíl mezi souřadnicemi trnových výběžků získané palpací a získané analýzou reliéfu zad je roven nule. Z čehož vyplývá, že lze nahradit palpaci trnových výběžků analýzou reliéfu zad prostřednictvím systému DTP-3 v poloze STOJ.

$$\mathbf{H1: x\ reliéf - x\ palpace \equiv\ rozdíl\ x = 0,}$$

Abychom mohli hypotézu H1 potvrdit, je třeba ukázat, že je rozdíl x nulový, nebo alespoň statisticky nevýznamný. Ani jedna poloha rozdílu trnového výběžku zjištěná palpací a analýzou reliéfu by neměla být statisticky významná a rozdíl by měl být nanejvýš několik milimetrů. Tabulka 3. ukazuje statistické ukazatele uváděné výzkumné otázky.

Tabulka 3. Statistické ukazatele pro rozdíl x u 38 osob bez diagnostikované skoliózy v poloze STOJ

Trn	Průměr [mm]	SD [mm]	Min [mm]	Max [mm]	t-test	Abs. průměr [mm]	Abs. max [mm]
Th1	-3,8	5,4	-20,9	14,6	0,001*	5,1	20,9
Th2	-3,4	5,6	-19,5	15,7	0,001*	5	19,5
Th3	-3,3	6,4	-21,9	14,6	0,003*	5,5	21,9
Th4	-3,1	6,9	-16,9	15,8	0,009*	5,7	16,9
Th5	-3,8	6,8	-20,1	16,6	0,001*	5,9	20,1
Th6	-4,3	6,2	-19,9	11,6	0,001*	5,9	19,9
Th7	-4,8	5,9	-23,7	8,4	0,001*	6	23,7
Th8	-4,4	6	-20,4	7,7	0,001*	5,7	20,4
Th9	-3,9	6,8	-19,7	8,9	0,001*	6	19,7
Th10	-4,2	7	-21,9	9,3	0,001*	6	21,9
Th11	-4	6,8	-19,3	11,2	0,001*	5,9	19,3
Th12	-3,8	6,9	-18,8	12,4	0,002*	6,1	18,8
L1	-2,9	6,7	-15,1	12,9	0,01*	5,7	15,1
L2	-2,7	6,6	-15,8	13,5	0,017*	5,7	15,8
L3	-1,7	6	-12,2	11,6	0,098	5,2	12,2
L4	-1,3	5,9	-12,5	9,1	0,182	5,1	12,5
L5	-1,8	5,9	-11,6	9,3	0,069	5,1	11,6

Legenda:

Trn – trnový výběžek

Průměr – aritmetický průměr

SD – standardní odchylka

Min – minimální hodnota

Max – maximální hodnota

t-test – statistická významnost jednovýběrového t-testu

* – statisticky významné (signifikace t-testu < 0,05)

Abs. průměr – aritmetický průměr absolutních hodnot

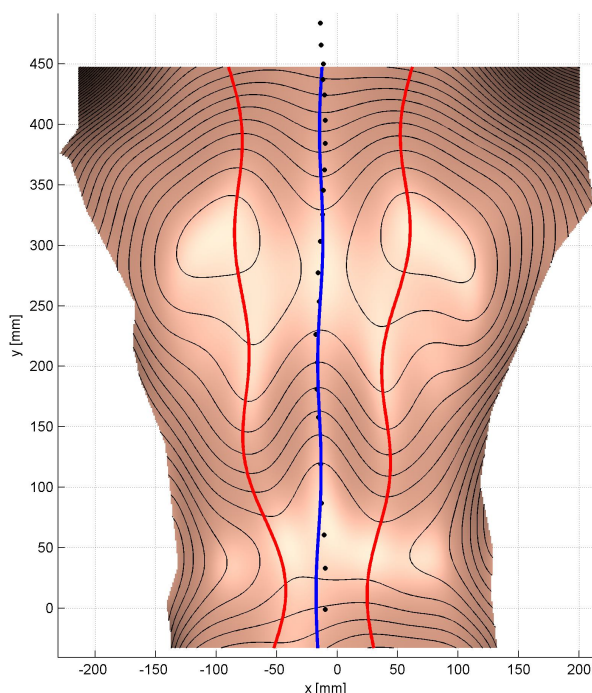
Abs. max – maximální hodnota absolutních hodnot

Tabulka 3. obsahuje statistické ukazatele rozdílu x (rozdíl x = x reliéf - x palpaci) ze souboru 38 osob bez diagnostikované skoliózy. Jedná se o průměrné hodnoty rozdílu souřadnic trnových výběžků, minimální a maximální hodnoty, směrodatnou odchylku a také výsledky statistického jednovýběrového t-testu.

V poloze STOJ můžeme pozorovat statisticky významný rozdíl pro trny Th1 až L2. Průměrná hodnota absolutních hodnot je 5 mm a více, maximální hodnota absolutních hodnot

je větší než 11 mm. Tyto výsledky nás vedou k závěru, že nelze nahradit palpaci trnových výběžků analýzou reliéfu zad systémem DTP-3, protože zde pozorujeme markantní rozdíly v poloze jednotlivých trnových výběžků. Na obrázku 26. můžeme graficky sledovat odchylky palpovaných trnových výběžků (černé body) a odhad polohy trnů dle výpočtu systémem DTP-3. I zde vidíme, že si trnové výběžky neodpovídají.

Obrázek 26. Reliéf paravertebrálních valů zdravé osoby ve vyšetřovací poloze STOJ



Legenda:

černé body – polohy trnových výběžků určených palpací
modrá křivka – minima na reliéfu („úžlabí“ na kožním povrchu zad)
červená křivka – maxima na reliéfu (vrcholy paravertebrálních valů)

Polohu jednotlivých trnů můžeme také pozorovat v transverzálním průřezu paravertebrálních valů v jakékoliv úrovni (obrázek 27), kde černý bod značí polohu trnu, který byl ručně palpován. Modrou barvou je vyznačena poloha trnu vypočítaného softwarem MatLab. Obdobné výsledky můžeme sledovat u skoliotika (obrázek 28).

H1: nepotvrzujeme

H2: Úhel asymetrie paravertebrálních valů u osob bez diagnostikované deformity páteře v poloze STOJ je roven nule.

$$\mathbf{H2: \alpha = 0}$$

Hypotézu H2 ověřujeme jednovýběrovým t-testem. Předpokládáme, že u zdravé populace bude uvedený úhel α roven nule, a je tedy u zdravých osob potvrzena symetrie paravertebrálních valů. Výsledky statistického testování můžeme sledovat v tabulce 4. ve sloupci označeném t-test a statistickou významnost vyjádřenou *.

Tabulka 4. Statistické ukazatele úhlu asymetrie ze souboru 38 osob bez diagnostikované skoliózy v poloze STOJ.

Trn	Průměr [°]	SD [°]	Min [°]	Max [°]	t-test	KI dolní [°]	KI horní [°]
Th1	-1,1	2,4	-7	5,4	0,01*	-7,4	5,2
Th2	-1,2	2,6	-7,5	3,4	0,008*	-8	5,6
Th3	-0,8	1,9	-6,2	2	0,021*	-5,8	4,3
Th4	-0,3	1,6	-5	2,6	0,246	-4,5	3,9
Th5	0,1	1,5	-3,6	3,4	0,709	-3,8	4
Th6	0,4	1,6	-2	3,7	0,099	-3,6	4,5
Th7	0,7	1,7	-1,9	4,3	0,014*	-3,7	5,2
Th8	0,9	1,8	-2,4	4,1	0,005*	-3,7	5,5
Th9	0,9	1,7	-2,6	4,3	0,004*	-3,6	5,3
Th10	0,8	1,8	-3,2	4,6	0,01*	-3,8	5,4
Th11	0,7	2	-3,8	4,2	0,042*	-4,6	6
Th12	0,6	2,3	-4,3	4,7	0,091	-5,3	6,6
L1	0,5	2,4	-4,4	4,5	0,218	-5,8	6,8
L2	0,2	2,3	-5,7	3,9	0,584	-5,8	6,3
L3	-0,2	2,1	-6,6	3,8	0,614	-5,7	5,3
L4	-0,4	1,8	-5,9	2,7	0,141	-5,1	4,2
L5	-0,3	1,7	-3,9	2,8	0,309	-4,6	4

Legenda:

Trn – trnový výběžek

Průměr – aritmetický průměr

SD – standardní odchylka

Min – minimální hodnota

Max – maximální hodnota

t-test – statistický jednovýběrový test

* – statisticky významné (signifikanční t-testu < 0,05)

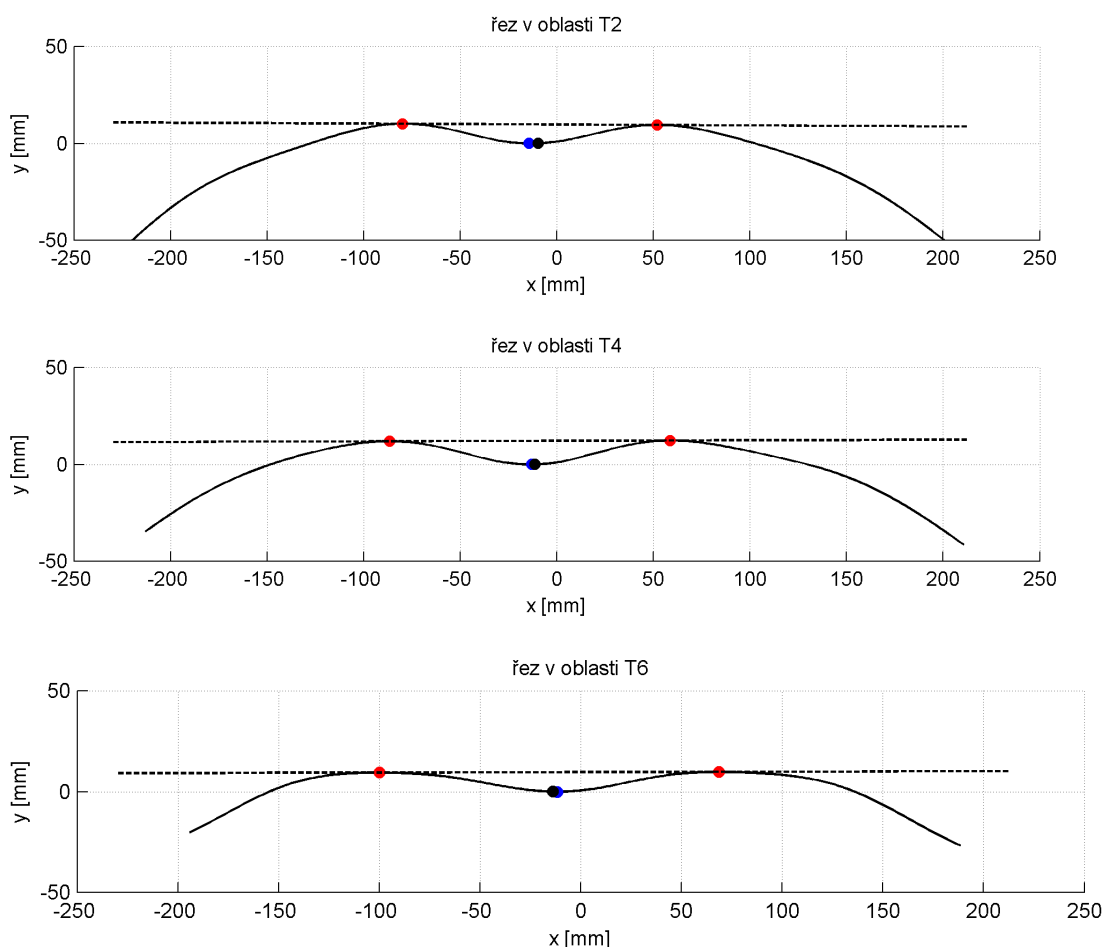
KI dolní – dolní mez 99% konfidenčního intervalu

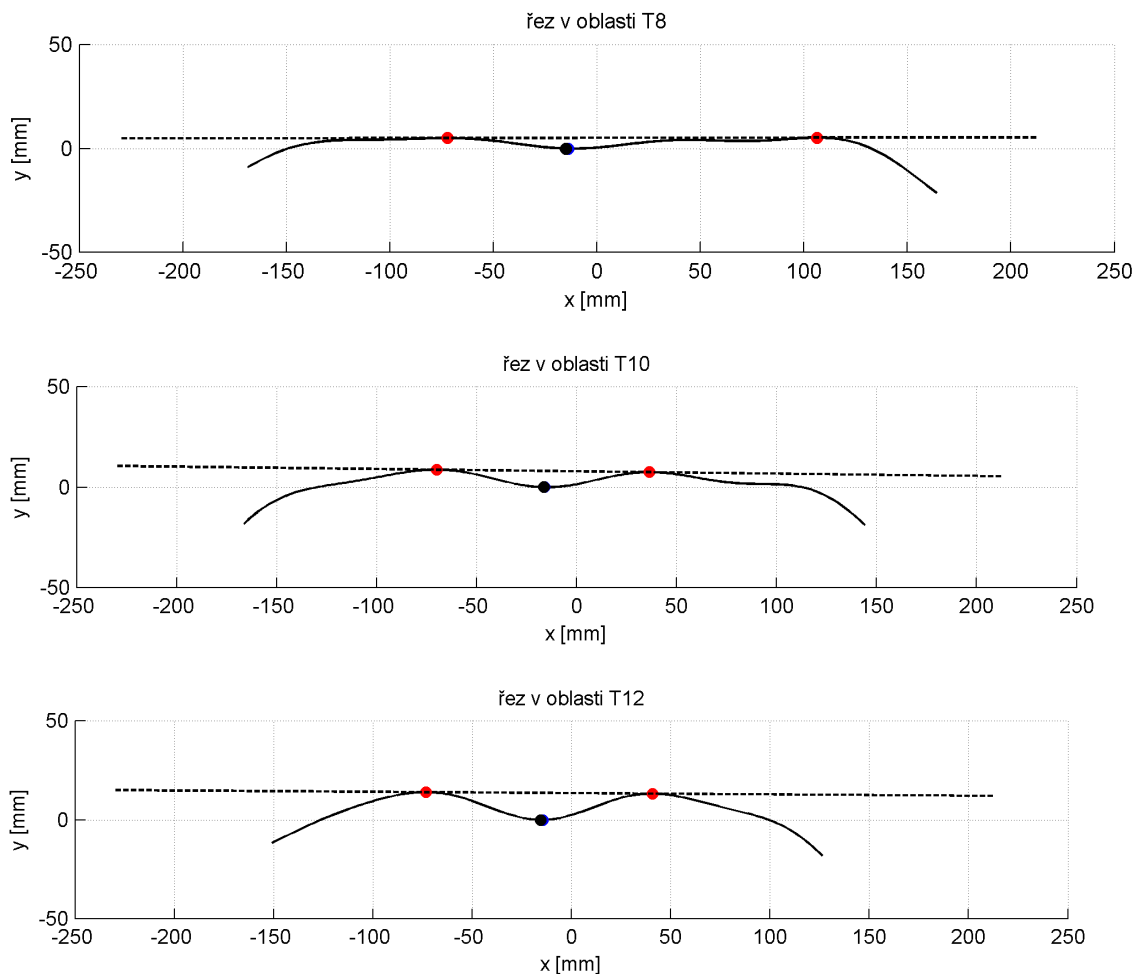
KI horní – horní mez 99% konfidenčního intervalu

Tabulka 4. obsahuje statistické ukazatele úhlu asymetrie paravertebrálních valů v souboru 38 osob bez diagnostikované skoliózy. Opět tabulka uvádí průměrné hodnoty úhlu asymetrie v úrovni jednotlivých trnových výběžků, minimální a maximální hodnoty, dále směrodatnou odchylku a statistickou významnost jednovýběrového t-testu. Dle tabulky můžeme odečíst také takzvaný konfidenční interval 99%, což představuje hraniční meze hodnot úhlu asymetrie paravertebrálních valů, do kterého zapadá 99% zdravé populace.

V tabulce 3. můžeme sledovat různé výsledky v různých etážích trnových výběžků. V úrovni Th1-3 a Th7-Th11 pozorujeme statisticky významné rozdíly v symetrii paravertebrálních valů u zdravé populace. Naopak na úrovni Th4-6 a Th12-L5 nevykazuje statistickou významnost. Nelze tedy jednoznačně potvrdit tuto hypotézu. Uvedené výsledky dokládají i grafické ukázky (obrázek 28).

Obrázek 27. Transverzální řezy reliéfu paravertebrální valů u zdravé osoby ve vyšetřovací poloze STOJ.





Legenda:

černý bod – poloha trnového výběžku určená palpací

modrý bod – minimum na křivce řezu (poloha trnového výběžku určená výpočtem)

červený bod – maximum na křivce řezu (vrchol paravertebrálního valu)

H2: nepotvrzujeme

H3: Úhel asymetrie paravertebrálních valů u skoliotiků (α_s) leží vně intervalu, který je definován jako 99% konfidenční interval ze souboru zdravých osob v poloze STOJ.

$$\mathbf{H3: \alpha_s \notin KI\ 99\%,\ KI\ 99\% = \text{průměr} + (-) 2,5758\ SD}$$

Hraniční meze konfidenčního intervalu 99% může sledovat v tabulce 4. ve sloupcích označených KI dolní a KI horní. Tyto krajní hodnoty jsem vypočítala ze vzorce, který je

určován průměrnou hodnotou úhlu asymetrie, směrodatnou odchylkou a uvedeným koeficientem, viz výše.

Ve vzorku osob bez diagnostikované deformity páteře jsme našli 3 probandy, kteří měli asymetrii paravertebrálních valů mimo konfidenční interval 99% v úrovni do 2 trnových výběžků. Následující tabulka 5. popisuje výsledky úhlové asymetrie u skoliotiků. Hvězdičkou jsou označeny úhlové asymetrie, které nezapadají do konfidenčního intervalu 99%. Vidíme, že u obou testovaných skoliotiků je úhlová asymetrie mimo hranice intervalu na více etážích. U skoliotika č.1 tento fenomén pozorujeme na 6 etážích, tj od Th4 – Th9. Obdobnou odchylku od zdravé populace sledujeme u skoliotika č. 2, který nenáleží do konfidenčního intervalu 99% také v 6 trnových výběžcích, Th9 - Th12 a L3, L4. Na následujícím obrázku (obrázek 28) můžeme pozorovat reliéfu paravertebrálních valů skoliotického probanda v poloze STOJ. Další obrázek (obrázek 29) ukazuje stejného skoliotického pacienta v jednotlivých transverzálních řezech paravertebrálních valů. Zde je patrná asymetrie úhlové asymetrie v konkrétních etážích osového orgánu.

Tabulka 5. Úhel asymetrie paravertebrálních valů u skoliotiků v poloze STOJ.

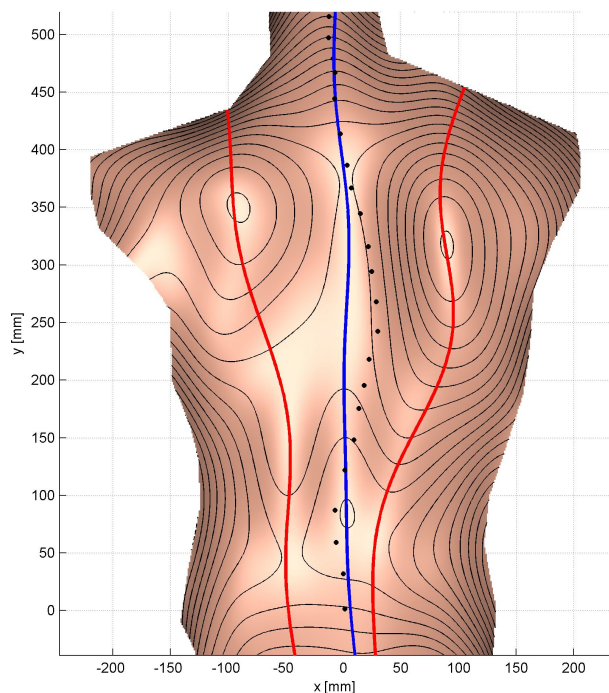
Trn	Úhel asymetrie [°]	
	S1	S2
Th1	2,9	-3,6
Th2	1,8	-3,3
Th3	2,6	-1,9
Th4	4 *	-0,3
Th5	5,6 *	0,2
Th6	6,4 *	0,2
Th7	7,3 *	0,1
Th8	7,7 *	-1
Th9	6,8 *	-4,2 *
Th10	4,7	-6 *
Th11	2,4	-6,3 *
Th12	0	-5,5 *
L1	-2,2	-4,9
L2	-4,1	-5,6
L3	-3,3	-6,8 *
L4	-1,8	-6,7 *
L5	-1,1	-3,1

Legenda:

S1 – skoliotik č. 1

S2 – skoliotik č. 2

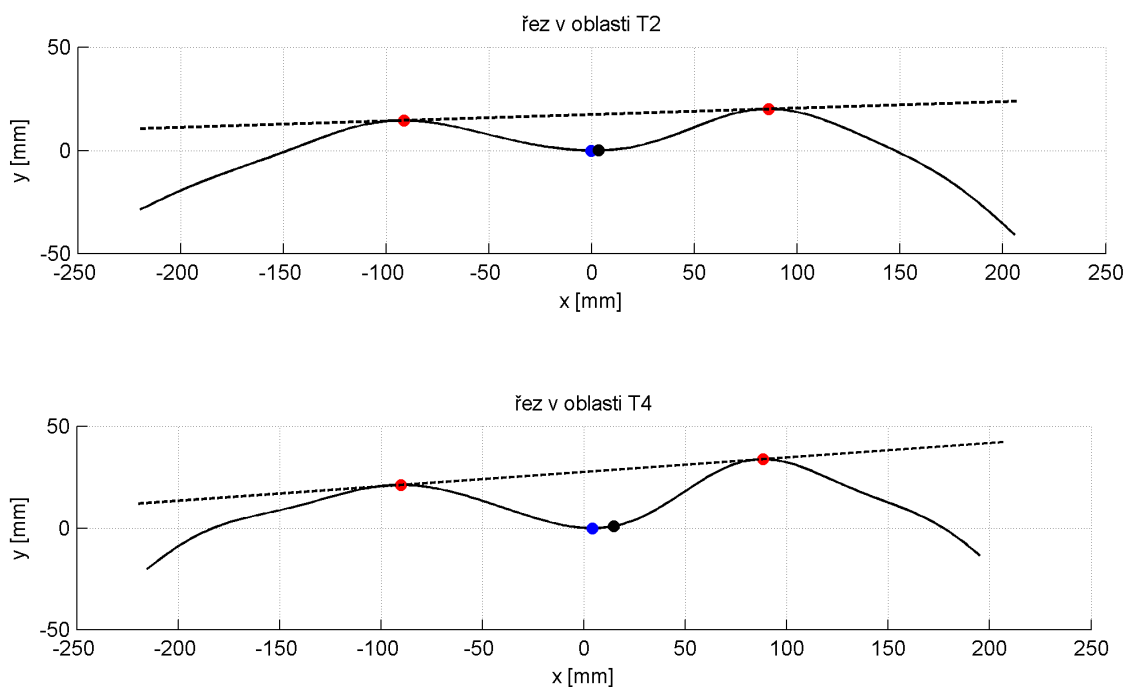
Obrázek 28. Reliéf paravertebrálních valů skoliotika ve vyšetřovací poloze STOJ

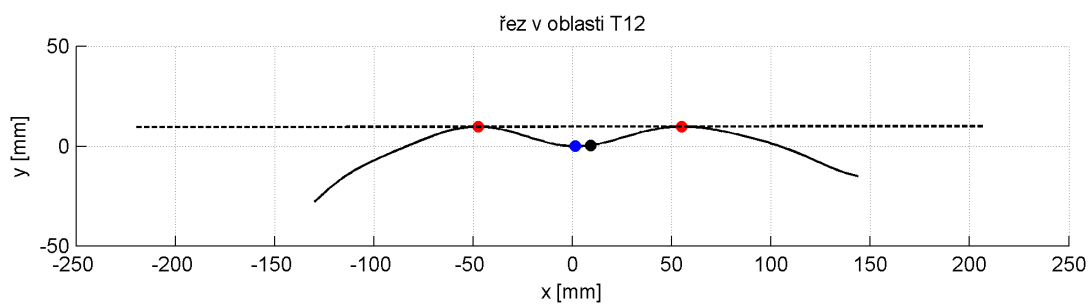
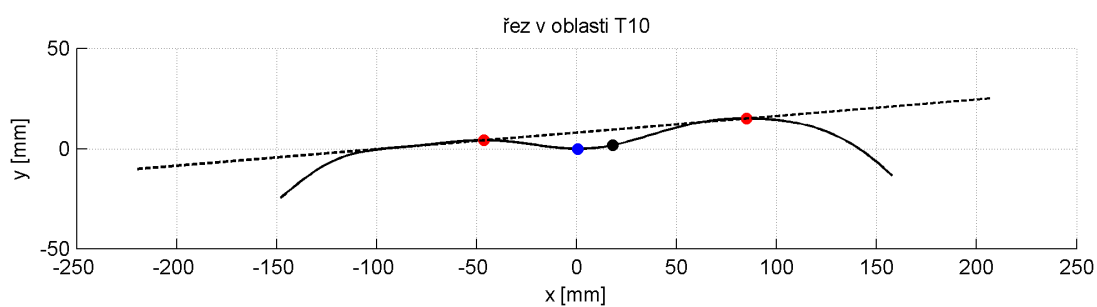
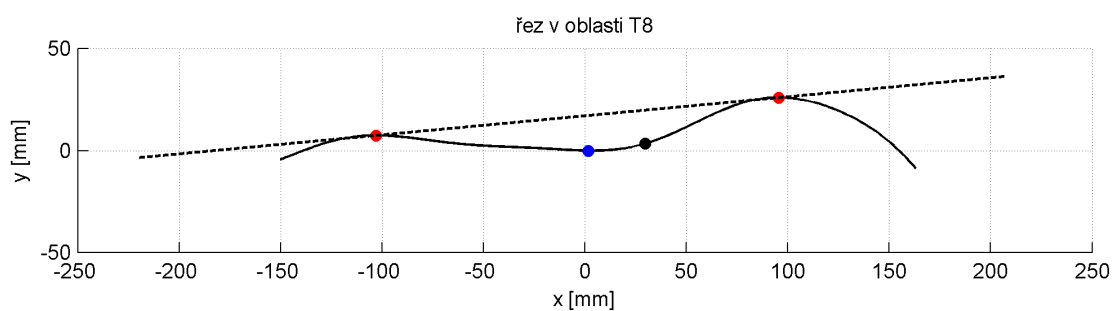
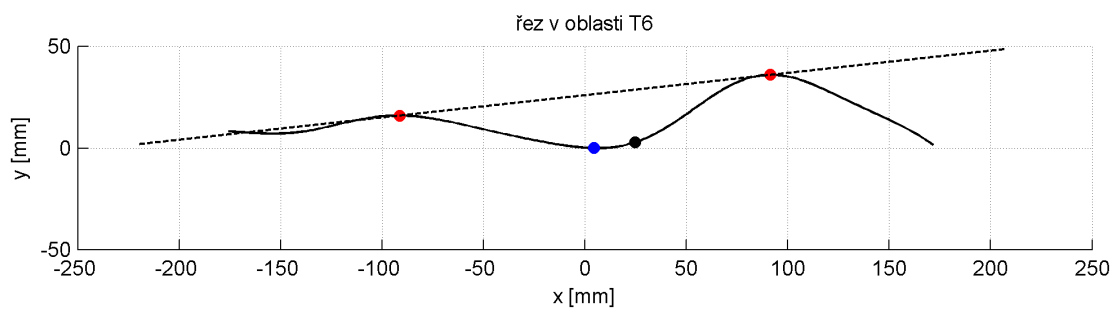


Legenda:

černé body – polohy trnových
výběžků určených palpací
modrá křivka – minima na reliéfu
(„úžlabí“ na kožním povrchu zad)
červená křivka – maxima na reliéfu
(vrcholy paravertebrálních valů)

Obrázek 29. Transverzální řezy reliéfu paravertebrálních valů osoby se skoliózou ve vyšetřovací poloze STOJ





Legenda:

černý bod – poloha trnového výběžku určená palpací

modrý bod – minimum na křivce řezu (poloha trnového výběžku určená výpočtem)

červený bod – maximum na křivce řezu (vrchol paravertebrálního valu)

Z uvedených výsledků můžeme tedy říci, že v poloze STOJ existuje konfidenční interval 99%, který můžeme považovat za normativ úhlu asymetrie paravertebrálních valů pro

naš výzkumný soubor osob bez diagnostikované deformity páteře. Můžeme dle tohoto parametru odlišit skoliotika, či podezření na skoliózu, od zdravé populace.

H3: potvrzujeme

H4: Rozdíl mezi souřadnicemi trnových výběžků získané palpací a získané analýzou reliéfu zad je v poloze LEH roven nule. Lze tedy nahradit palpaci trnových výběžků analýzou reliéfu zad prostřednictvím systému DTP-3 v poloze LEH.

$$\mathbf{H4: x\ reliéf - x\ palpance \equiv rozdíl\ x = 0}$$

Hypotéza H4 vychází ze stejné úvahy jako hypotéza H1 a je aplikovaná na polohu LEH. Opět budeme ukazovat, zda je rozdíl x nulový, nebo alespoň statisticky nevýznamný. Tabulka 6. popisuje statistické ukazatele výsledků měření v poloze LEH.

Tabulka 6. Statistické ukazatele pro rozdíl x u 38 osob bez diagnostikované skoliózy v poloze LEH.

Trn	Průměr [mm]	SD [mm]	Min [mm]	Max [mm]	t-test	Abs. průměr [mm]	Abs. max [mm]
T1	-2,7	7,9	-14,6	18,2	0,042*	6,6	18,2
T2	-3	8,1	-16,4	18,1	0,03*	6,7	18,1
T3	-3,6	8,8	-18,3	17,9	0,017*	7,6	18,3
T4	-3,9	10,1	-23,8	17,3	0,022*	8,5	23,8
T5	-4,1	11	-27,8	16,6	0,027*	9,1	27,8
T6	-3,4	11,4	-31,2	16	0,073	9,2	31,2
T7	-2,8	11,9	-33,4	17	0,16	9	33,4
T8	-1,8	12,7	-32,4	17,6	0,382	9,8	32,4
T9	-1	13,2	-29,8	18,7	0,653	10,2	29,8
T10	-1,1	12,8	-33,6	17,2	0,614	10,2	33,6
T11	-0,6	11,7	-33,8	16,4	0,737	9,4	33,8
T12	-0,2	11,5	-34,1	18,4	0,914	8,9	34,1
L1	0,9	10,8	-31,6	18,5	0,62	8,2	31,6
L2	0,9	10,9	-26,9	20,9	0,623	8,2	26,9
L3	0,6	10,8	-25,2	20,5	0,714	8,3	25,2
L4	-0,3	11,2	-25,7	20	0,876	8,6	25,7
L5	0,4	12,2	-25,7	21,6	0,888	10,7	21,6

Legenda:

Trn – trnový výběžek

Průměr – aritmetický průměr

SD – standardní odchylka

Min – minimální hodnota

Max – maximální hodnota

t-test – statistická významnost jednovýběrového t-testu

* – statisticky významné (signifikace t-testu < 0,05)

Abs. průměr – aritmetický průměr absolutních hodnot

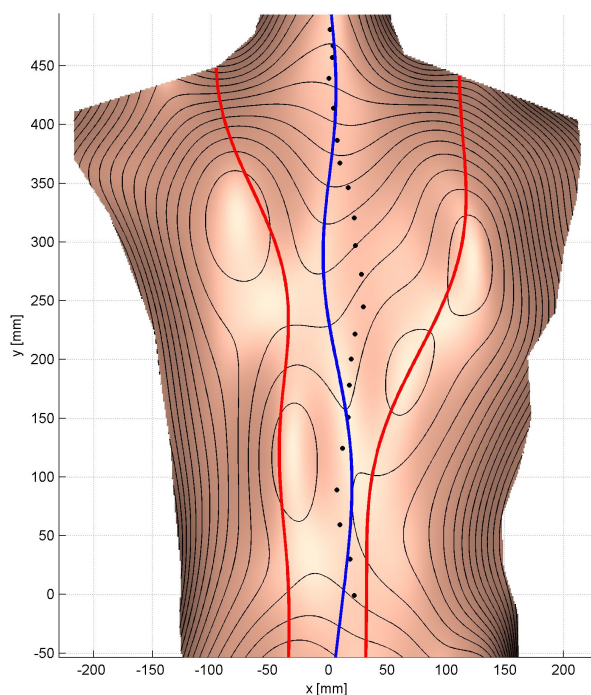
Abs. max – maximální hodnota absolutních hodnot

Tabulka 6. předkládá statistické parametry laterálních souřadnic jednotlivých trnových výběžků (minimální a maximální hodnoty, jejich průměr a směrodatnou odchylku a dále statistickou významnost jednovýběrového t-testu).

Na úrovni Th1 – Th5 sledujeme statisticky významné rozdíly v poloze trnových výběžků, zjištěných palpací a analýzou reliéfu zad. Ve zbývajících etáži páteře Th6 – L5 sledujeme klesající absolutní hodnoty rozdílu x polohy trnových výběžků. Obrázek 30.

ukazuje až do jaké míry se neshodovala poloha jednotlivých trnových výběžků u skoliotického probanda.

Obrázek 30. Reliéf paravertebrálních valů u skoliotika ve vyšetřovací poloze LEH



Legenda:

černé body – polohy trnových výběžků určených palpací

modrá křivka – minima na reliéfu („úžlabí“ na kožním povrchu zad)

červená křivka – maxima na reliéfu (vrcholy paravertebrálních valů)

Nelze tedy opět nahradit palpaci trnových výběžků analýzou reliéfu zad prostřednictvím současné metodiky DTP-3.

H4: nepotvrzujeme

H5: Úhel asymetrie paravertebrálních valů u osob bez diagnostikované deformity páteře v poloze LEH je roven nule.

$$\mathbf{H5: \alpha = 0}$$

Tato hypotéza je obdobou výše uváděné hypotézy H2. Budeme ji opět ověřovat jednovýběrovým t-testem. Předpokládáme, že u zdravé populace bude uvedený úhel α roven nule, a je tedy u zdravých osob potvrzena symetrie paravertebrálních valů. Výsledky

statistického testování sledujeme v tabulce 6. ve sloupci označeném t-test a statistickou významnost vyjádřenou *.

Tabulka 7. Statistické ukazatele pro úhel asymetrie u 38 osob bez diagnostikované skoliózy v poloze LEH.

Trn	Průměr [°]	SD [°]	Min [°]	Max [°]	t-test	KI dolní [°]	KI horní [°]
T1	-0,2	3,6	-10,6	5,8	0,701	-9,6	9,2
T2	0	3,1	-8,9	5,7	0,938	-7,9	8
T3	0,1	2,7	-8,5	5,5	0,788	-6,8	7,1
T4	0	2,6	-8,1	4,7	0,917	-6,8	6,8
T5	0,1	2,6	-8,2	4,2	0,839	-6,6	6,8
T6	0,1	2,5	-7,8	4,3	0,863	-6,4	6,6
T7	0	2,3	-6,1	4,2	0,9	-5,9	6
T8	0,1	2,2	-4,3	4,1	0,803	-5,6	5,7
T9	0,1	2,2	-4	4,8	0,715	-5,4	5,7
T10	0,1	2,2	-5,1	5	0,885	-5,7	5,8
T11	-0,1	2,3	-5,9	4,5	0,853	-6,1	6
T12	-0,2	2,4	-6,8	3,5	0,577	-6,5	6
L1	-0,4	2,4	-7,5	4	0,373	-6,7	5,9
L2	-0,4	2,6	-7,7	5,7	0,321	-7	6,2
L3	-0,4	2,7	-7,4	5,6	0,393	-7,4	6,7
L4	-0,2	2,8	-6,1	5,9	0,675	-7,4	7
L5	0,1	2,5	-4,9	5,6	0,859	-6,4	6,6

Legenda:

Trn – trnový výběžek

Průměr – aritmetický průměr

SD – standardní odchylka

Min – minimální hodnota

Max – maximální hodnota

t-test – statistický jednovýběrový test

* – statisticky významné (signifikace t-testu < 0,05)

KI dolní – dolní mez 99% konfidenčního intervalu

KI horní – horní mez 99% konfidenčního intervalu

V tabulce 7. vidíme, že se průměrné hodnoty tohoto souboru blíží 0, což značí symetrii paravertebrálních valů v jednotlivých úrovních trnových výběžků. Dle t-testu též vidíme, že v žádné úrovni páteře nejsou statisticky nevýznamné rozdíly v úhlu asymetrie paravertebrálních valů. Oba statistické parametry nám popisují symetrii paravertebrálních valů v poloze LEH u populace bez diagnostikované deformity páteře.