

Ověření přesnosti systému DTP-3 určeného pro neinvazivní vyšetření tvaru páteře prostřednictvím rtg vyšetření

Validation of the DTP-3 System for Noninvasive Spinal Shape Measurement by Comparison with X-Ray Examination

J. KREJČÍ¹, J. GALLO², J. SALINGER¹, P. ŠTĚPANÍK¹

¹ Katedra přírodních věd v kinantropologii, FTK UP Olomouc

² Ortopedická klinika, LF UP a FN Olomouc

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

Repeated measurements of the spine are absolutely necessary in children and adolescents affected by spinal deformities especially during their growing-up periods. To avoid risks of tissue damage from x-ray exposure, several methods for non-invasive measurement of the spinal curvature have been developed. One of them is the DTP-3 position system allowing for a three-dimensional measurement of anatomical landmarks (spinous processes) and the calculation of curvature angles in both the frontal and sagittal planes. We were interested to know whether the DTP-3 was precise enough to determine the true spinal curvature.

MATERIAL AND METHODS

To determine the precision of the DTP-3 system, we constructed a model of the spine. The model was then repeatedly investigated by both the noninvasive and x-ray methods. The distortion of x-ray images caused by the central projection mechanism was considered and included in the calculation. In addition, a group of patients with scoliosis up to 40° was evaluated by both the DTP-3 system and x-ray (the latter according to Cobb's method).

RESULTS

Differences in spatial coordinates between DTP-3 and x-ray examinations reached 20.9 mm in the frontal plane and 67.3 mm in the sagittal plane without distortion correction of x-ray images. The differences decreased below 1.5 mm after image distortion correction in each plane. Distortion correction had not the same effect for angle parameters as for coordinates. Differences between the DTP-3 angle parameters and Cobb's x-ray angles were below 4.7°, both without correction and after correction. The difference between DTP-3 angle parameters and Cobb's x-ray angles was $-1.8^\circ \pm 3.0^\circ$ (mean \pm standard deviation) when measurement was performed on the patients with scoliosis.

DISCUSSION

The goal of any clinical examination is to obtain data applicable to decision-making analysis. In the case of scoliosis it is necessary to report results in terms of Cobb's angle, which is the problem for all surface-dependent methods, especially in patients with double curves. A solution may be to define the maximal difference between noninvasive and x-ray methods that could be acceptable for good clinical practice.

CONCLUSIONS

In this study we report good concordance between noninvasive and x-ray examinations of a modeled spinal deformity in terms of both angle and linear measurements. The same results were obtained for angle measurements in a group of patients with scoliosis up to 40°. Based on this study and our previous data we believe that the DTP-3 system can be introduced into clinical practice.

Key words: spinal deformity, spinal curvature, measurement, noninvasive, scoliosis, DTP-3 system, validation.

ÚVOD

Včasná a přesná diagnostika progresivních deformit páteře je základní součástí komplexní péče o tato onemocnění (21). V současnosti se diagnostika opírá hlavně o rentgenové (rtg) vyšetření celé páteře vestoje v obou základních rovinách. V případě skoliotických křivek je mnohem přesnější měření rotace vrcholových obratlů pomocí počítačové tomografie (12). Základním problémem rentgenového vyšetření je akumulace radiační zátěže u dětí a adolescentů, protože tato vyšetření se opakují několikrát do roka podle typu a rychlosti progresu deformity, resp. léčebného přístupu, a to až do ukončení růstu (5). Není proto divu, že u těchto pacientů bylo popsáno zvýšené riziko vzniku některých malignit (6).

Především z těchto důvodů jsou vyvíjeny přístroje, které by umožnily věrohodné stanovení tvaru páteře bez radiační zátěže (dále neinvazivní vyšetření). My jsme k měření tvaru páteře využili systém DTP-3, který převádí prostorové souřadnice trnových výběžků, resp. referenčních míst pomocí speciálního programu do grafické podoby tvaru páteře a klinicky užitečných výstupů (14). V případě skoliotické deformity je takovým výstupem Cobbův úhel. Podmínkou širšího zavedení neinvazivních metod do klinické praxe je, aby korelace mezi neinvazivně určenými hodnotami úhlových parametrů a radiologicky stanovenými hodnotami Cobbových úhlů byla co nejvyšší.

Cílem naší studie bylo validovat systém DTP-3 porovnáním se standardním rtg vyšetřením na modelu, resp. souboru pacientů.

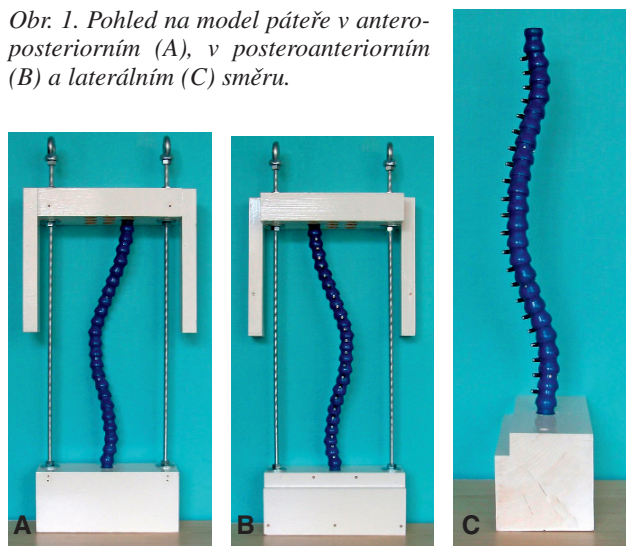
MATERIÁL A METODIKA

Model páteře

Měření byla provedena na 3D modelu (fantomu) lidské páteře. Důvodem pro volbu modelu byla jednak možnost flexibilního nastavení různých modelových křivek páteře a časová stabilita nastavené křivky a jednak vyloučení rozdílů mezi neinvazivním vyšetřením DTP-3 a rtg vyšetřením způsobených rozdílným zaujetím postury v průběhu vyšetření jednou nebo druhou metodou. Dalším podstatným důvodem volby modelu bylo vyloučení neopodstatněné radiační zátěže živých osob.

Model napodobuje lidskou páteř z hlediska 22 obratlových těl C3 až L5 včetně trnových výběžků, akromionů a zadních horních spin (obr. 1). Obratlová těla jsou tvořena plastovými tvarovkami, které jsou vzájemně spojeny kulovými klouby, takže lze flexibilně nastavit požadovaný tvar páteře (jak fyziologický, tak patologický). Trnové výběžky jsou tvořeny plastovými sloupky délky 8 mm, které jsou zakončené krátkými ocelovými šrouby M3 s válcovou hlavou pro vnitřní šestihran. Otvor vnitřního šestihranu umožňuje přesné umístění měřicího hrotu polohového snímače DTP-3 a ocelová hlava šroubu poskytuje ostrý obraz na rtg snímku. Součástí modelu jsou dřevěné základny a výztuha tvořená dvěma závitovými tyčemi, které zajišťují stálost nasta-

Obr. 1. Pohled na model páteře v anteroposteriorním (A), v posteroanteriorním (B) a laterálním (C) směru.



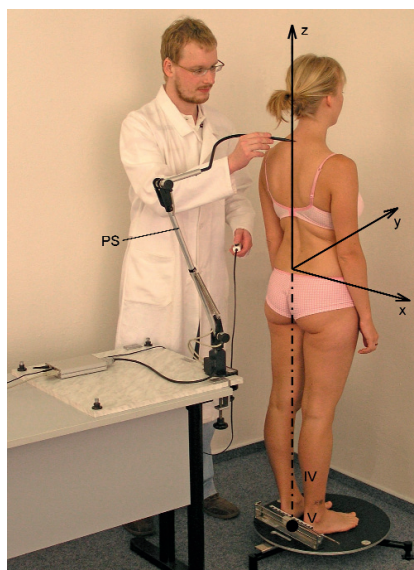
vené křivky páteře. Na horní základně jsou dvěma vruty vyznačeny polohy akromionů. Na dolní základně jsou dvěma vruty vyznačeny polohy zadních horních spin a třemi vruty vyznačeny pomocné body, které slouží pro nastavení frontální roviny a ideální vertikály. Pro určení vertikály a horizontály na rtg snímku byla použita olovnice zavěšená na tenkém drátu o průměru 0,5 mm a ocelové pravítko nastavené do vodorovné polohy libelou.

Zvolený tvar páteře na modelu

Pro účely této studie byla na modelu namodelována křivka páteře s thorakolumbální skoliózou T2 – 38° dx – T10 – 22° sin – L5. Nejdříve bylo provedeno neinvazivní 3D vyšetření systémem DTP-3, které bylo opakováno třikrát z důvodu kvantifikace přesnosti. Opakovatelnost měření byla vyjádřena rozpětími prostorových souřadnic (rozdíl mezi maximální a minimální naměřenou hodnotou jednotlivé prostorové souřadnice) a pro každý měřený bod a každou souřadnici nepřekročila hodnotu 0,6 mm. Pak následovala dvě rtg vyšetření – první v anteroposteriorní (AP) projekci a druhé v laterální (L) projekci.

Měření tvaru páteře na modelu pomocí systému DTP-3

Pro neinvazivní vyšetření tvaru páteře byla zvolena dotyková metoda realizovaná mikropočítačovým polohovým systémem DTP-3 (Univerzita Palackého, Olomouc, ČR), (14), která umožňuje opakovaná vyšetření v krátkém časovém intervalu a nevyužívá rentgenové záření. Třírozměrné (3D) souřadnice anatomických bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby jsou snímány polohovým snímačem a přenášeny do osobního počítače (obr. 2). Polohy naměřených bodů jsou zobrazeny do výstupních protokolů, kde pro posouzení symetrie tvaru páteře je vypočtena tzv. ideální vertikála (IV), což je matematická simulace olovnice, která je vztyčena ve středu spojnice středů patních kostí (V). Orientace 3D kartézské soustavy souřadnic x , y , z je následující: osa z leží na ideální vertikále a má vertikální směr, osa x je rovno-



Obr. 2. Vyšetření tvaru páteře diagnostickým systémem DTP-3.
Legenda:

PS – polohový snímač diagnostického systému DTP-3

V – bod pro vztyčení ideální vertikály

IV – ideální vertikála

x, y, z – souřadnicové osy

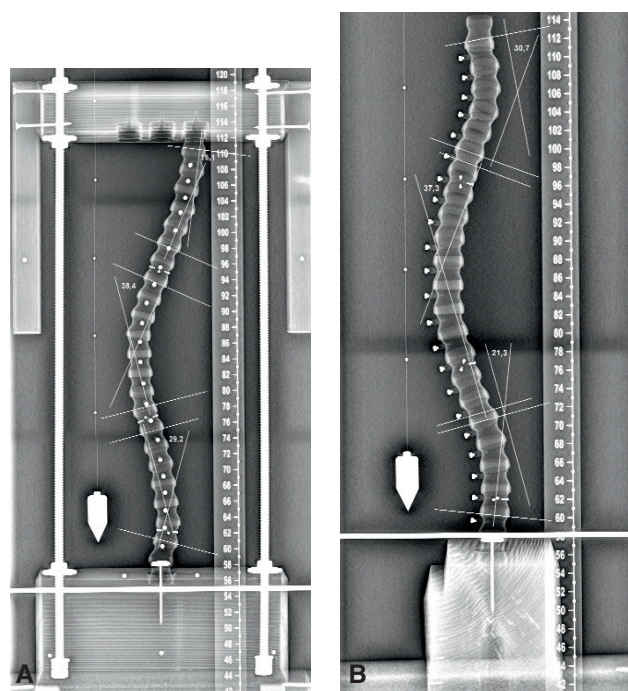
běžná se spojnici středů patních kostí a má mediolaterální směr a osa y má posteroanteriorní směr. Frontální rovina je dána osami xz a sagitální rovina je dána osami yz. Polohový snímač umožňuje měřit polohy bodů nacházející se v oblasti tvaru koule s průměrem 2200 mm a se střední chybou měření 0,5 mm.

Zobrazení tvaru páteře na modelu pomocí rtg vyšetření

Rtg vyšetření tvaru páteře bylo provedeno ve spolupráci s Radiologickou klinikou Fakultní nemocnice Olomouc. Pro vyšetření byl využit digitální přístroj typu DigitalDiagnost (Philips Healthcare, Eindhoven, Netherlands) s ortopedickým stojanem a v konfiguraci pro snímkování páteře na dlouhý formát 30 x 90 cm. Vzdálenost ohniska rentgenky od roviny rtg snímače byla 2420 mm. Dvourozměrné (2D) souřadnice vybraných bodů na rtg snímku byly odečteny ručně s využitím jednoúčelové procedury napsané v jazyce MATLAB (MathWorks, Natick, USA) a pro přepočet na délkové rozměry byl použit parametr rtg snímače: 0,143 mm/pixel.

Popis měření

Pro hodnocení zakřivení tvaru páteře byla použita metoda, která je součástí softwarového vybavení systému DTP-3. Ta spočívá v proložení naměřených poloh trnových výběžků polynomem šestého stupně metodou nejmenších čtverců. Výpočet koeficientů polynomu se provádí zvlášť pro frontální rovinu a zvlášť pro sagitální rovinu. Z koeficientů polynomu jsou dále vypočítány polohy inflexních bodů, které dělí křivku páteře na jednotlivé sektory. Úhlový parametr každého sektoru je



Obr. 3. Rtg snímky modelu v anteroposteriorní (A) a laterální (B) projekci včetně vyhodnocení Cobbových úhlů.

vypočítán jako vrcholový úhel normálových přímk kolmých na křivku polynomu v krajních bodech daného sektoru. V sagitální rovině jsou jednotlivými sektory krční, hrudní a bederní část páteře, ve frontální rovině jsou jednotlivými sektory jednotlivé části případné skoliotické křivky (14).

Z digitálního rtg záznamu byly určeny Cobbovy úhly zkušeným radiologem (obr. 3) podle předem daného postupu (3, 22).

Klinické testování systému DTP-3

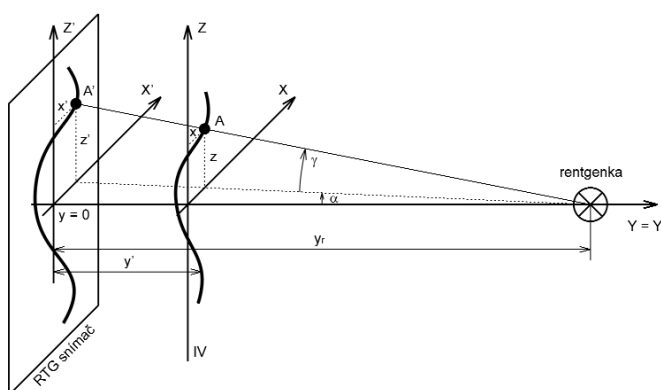
Přístrojem DTP-3 bylo vyšetřeno 14 pacientů (1 muž, 13 žen) s různým stupněm skoliotické deformity. Věk v době vyšetření byl $15,3 \pm 1,8$ roku (průměr \pm SD). Šlo o pacienty ze skoliotické poradny, kteří s vyšetřením souhlasili a měli současně popis rtg snímku s vyjádřením úhlu deformity podle Cobbovy metody (3).

Hypotézy, hodnocení a interpretace výsledků

Specifikem rtg vyšetření je, že hodnotí prostorový objekt na základě rovinného rtg obrazu. Prostorové rozměry objektu se transformují (promítají) na rovinný snímek podle pravidel centrální projekce (8), které lze vyjádřit vztahy (obr. 4)

$$\frac{x'}{y_r} = \frac{x}{y_r - y} = \operatorname{tg} \alpha \quad \text{a} \quad \frac{z'}{y_r} = \frac{z}{y_r - y} = \operatorname{tg} \gamma, \quad (1)$$

kde x, y, z jsou souřadnice předmětu A, x', y', z' jsou souřadnice obrazu A', y_r je vzdálenost rentgenky od rtg snímače, α je úhel odklonu paprsku od optické osy v horizontálním směru a γ je úhel odklonu paprsku od optické osy ve vertikálním směru.



Obr. 4. Princip centrální projekce.

Legenda:

 x, y, z – souřadnice předmětu A x', y', z' – souřadnice obrazu A' y_r – vzdálenost rentgenky od rtg snímače α – úhel odklonu paprsku od optické osy v horizontálním směru γ – úhel odklonu paprsku od optické osy ve vertikálním směru

IV – ideální vertikála DTP-3

Ze vztahů (1) můžeme odvodit vztahy pro souřadnice obrazu na rtg snímku

$$x' = \frac{y_r}{y_r - y} x, \quad y' = 0, \quad z' = \frac{y_r}{y_r - y} z, \quad (2)$$

ze kterých vidíme, že poloha bodu na rtg snímku závisí kromě vzdálenosti od optické osy také na vzdálenosti rentgenky od snímku a na vzdálenosti bodu od rtg snímku. Zkreslení způsobené centrální projekcí může v různých projekcích (např. anteroposteriorní a laterální) nabývat odlišných hodnot.

Software systému DTP-3 standardně poskytuje 2D grafy ve frontální a sagitální rovině, které vzniknou kolmým promítnutím prostorového objektu do příslušné roviny (14). Tyto výstupy systému DTP-3 jsou v této studii označeny jako „bez korekce“. Protože vznik obrazu na rtg snímku je dán pravidly centrální projekce, existuje rozdíl mezi souřadnicemi udávanými systémem DTP-3 a souřadnicemi na rtg snímku. Protože centrální projekce je matematicky vyjádřena vztahy (2), lze ze známých 3D souřadnic objektu a parametrů rentgeno-

Tab. 1. Porovnání souřadnic z vyšetření DTP-3 a rtg ve frontální rovině (AP projekce)

| Bod | Souřadnice x (horizontální) | | | | | Souřadnice z (vertikální) | | | | |
|--------|-----------------------------|--------------|-------------|-------------|--------------|---------------------------|--------------|-------------|-------------|--------------|
| | DTP (mm) | DTPK (mm) | rtg (mm) | D-R (mm) | DK-R (mm) | DTP (mm) | DTPK (mm) | rtg (mm) | D-R (mm) | DK-R (mm) |
| PL | 140,8 | 148,7 | 148,7 | -7,9 | -0,1 | -138,2 | -157,0 | -157,8 | 19,6 | 0,8 |
| PP | -139,6 | -148,2 | -148,8 | 9,2 | 0,7 | -142,1 | -161,2 | -162,2 | 20,1 | 1,1 |
| IV | 0,0 | -0,4 | -0,5 | 0,5 | 0,1 | -139,0 | -157,9 | -158,7 | 19,6 | 0,8 |
| AL | 171,3 | 186,1 | 186,3 | -15,0 | -0,2 | 352,9 | 365,5 | 365,5 | -12,6 | -0,0 |
| AP | -168,2 | -182,4 | -182,3 | 14,0 | -0,2 | 351,3 | 364,0 | 364,1 | -12,8 | -0,1 |
| SL | 44,3 | 47,1 | 47,1 | -2,8 | -0,0 | -39,9 | -55,5 | -55,5 | 15,6 | 0,0 |
| SP | -46,3 | -49,5 | -49,8 | 3,5 | 0,2 | -40,2 | -55,8 | -56,3 | 16,1 | 0,5 |
| C3 | 35,1 | 38,0 | 37,9 | -2,7 | 0,1 | 469,3 | 490,2 | 490,2 | -20,9 | 0,0 |
| C4 | 32,2 | 34,9 | 34,8 | -2,7 | 0,1 | 449,2 | 468,9 | 468,8 | -19,6 | 0,1 |
| C5 | 29,1 | 31,5 | 31,2 | -2,1 | 0,3 | 429,4 | 447,4 | 446,7 | -17,3 | 0,7 |
| C6 | 23,4 | 25,4 | 25,0 | -1,5 | 0,4 | 411,8 | 428,1 | 427,1 | -15,4 | 1,0 |
| C7 | 17,3 | 18,6 | 18,4 | -1,1 | 0,2 | 390,2 | 404,5 | 403,5 | -13,2 | 1,0 |
| T1 | 9,4 | 10,0 | 9,5 | -0,1 | 0,5 | 368,5 | 380,6 | 379,8 | -11,3 | 0,9 |
| T2 | -1,8 | -2,1 | -2,0 | 0,2 | -0,1 | 344,1 | 354,3 | 354,3 | -10,2 | -0,0 |
| T3 | -9,0 | -9,8 | -9,9 | 0,9 | 0,1 | 323,0 | 331,6 | 331,4 | -8,4 | 0,2 |
| T4 | -18,9 | -20,4 | -20,2 | 1,2 | -0,2 | 299,9 | 306,9 | 306,8 | -6,9 | 0,1 |
| T5 | -24,6 | -26,4 | -26,2 | 1,6 | -0,2 | 274,1 | 279,5 | 279,8 | -5,7 | -0,4 |
| T6 | -27,5 | -29,4 | -29,1 | 1,6 | -0,3 | 251,1 | 255,0 | 254,9 | -3,8 | 0,1 |
| T7 | -27,1 | -29,0 | -28,5 | 1,4 | -0,5 | 225,1 | 227,5 | 228,2 | -3,1 | -0,7 |
| T8 | -23,0 | -24,7 | -24,4 | 1,4 | -0,3 | 198,2 | 198,9 | 199,7 | -1,5 | -0,7 |
| T9 | -19,0 | -20,5 | -20,5 | 1,5 | 0,1 | 172,0 | 171,0 | 172,3 | -0,4 | -1,4 |
| T10 | -13,5 | -14,6 | -14,5 | 1,0 | -0,1 | 151,9 | 149,4 | 150,0 | 1,9 | -0,7 |
| T11 | -4,5 | -4,9 | -5,3 | 0,7 | 0,3 | 128,3 | 123,8 | 124,7 | 3,6 | -0,9 |
| T12 | -1,8 | -1,9 | -2,0 | 0,3 | 0,2 | 103,3 | 96,4 | 97,9 | 5,4 | -1,5 |
| L1 | 2,1 | 2,4 | 2,2 | -0,1 | 0,2 | 83,6 | 74,8 | 76,0 | 7,7 | -1,2 |
| L2 | 3,6 | 4,1 | 4,5 | -0,9 | -0,4 | 64,8 | 54,1 | 54,4 | 10,4 | -0,3 |
| L3 | 4,1 | 4,6 | 4,8 | -0,7 | -0,2 | 43,0 | 30,4 | 30,8 | 12,2 | -0,4 |
| L4 | 3,1 | 3,6 | 3,8 | -0,7 | -0,2 | 22,2 | 8,0 | 7,9 | 14,3 | 0,1 |
| L5 | 0,2 | 0,4 | 0,7 | -0,6 | -0,4 | 0,0 | -15,8 | -16,7 | 16,7 | 0,9 |
| průměr | | | | 2,7 | 0,2 | | | | 11,3 | 0,6 |
| max. | | | | 15,0 | 0,7 | | | | 20,9 | 1,5 |

Legenda:

DTP – souřadnice bodu zjištěná systémem DTP-3 bez korekce

DTPK – souřadnice bodu zjištěná systémem DTP-3 po korekci, tj.

po přepočtu podle pravidel centrální projekce

rtg – souřadnice odečtená na rtg snímku

D-R – rozdíl mezi souřadnicemi DTP a rtg

DK-R – rozdíl mezi souřadnicemi DTPK a rtg

PL, PP, IV – pomocné nastavovací body

AL, AP – levý, pravý akromion

SL, SP – levá, pravá zadní horní spina

C3–L5 – trnové výběžky

průměr – průměr absolutních hodnot

max – maximum absolutních hodnot

grafického přístroje vypočítat souřadnice rtg obrazu. Pro účely této studie byl software DTP-3 rozšířen o proceduru napsanou v jazyce MATLAB, která zobrazuje naměřené body do grafu podle pravidel centrální projekce. Tyto výstupy systému DTP-3, tj. přepočítané podle pravidel centrální projekce, jsou v této studii označeny jako „po korekci“. Pracovali jsme s hypotézou, že rozdíly ve výstupech hodnocených vyšetřovacích metod po korekci nejsou pro klinickou praxi významné.

VÝSLEDKY

V tabulkách 1 a 2 jsou uvedeny hodnoty souřadnic bodů modelu zjištěné systémem DTP-3, přičemž hodnoty jsou uvedeny jednak bez korekce a jednak po korekci, dále jsou uvedeny hodnoty souřadnic zjištěné měřením na rtg snímku. Uvedené hodnoty souřadnic jsou také zobrazeny do grafů na obrázcích 5 a 6.

Pro frontální rovinu plyne z tabulky 1, že maximální (průměrný) rozdíl mezi souřadnicemi DTP-3 bez korekce a souřadnicemi na rtg snímku činí 15,0 mm (2,7 mm) v horizontálním směru a 20,9 mm (11,3 mm) ve verti-

kálním směru. Pro sagitální rovinu plyne z tabulky 2, že maximální (průměrný) rozdíl činí 5,7 mm (2,2 mm) v horizontálním směru a 67,3 mm (20,7 mm) ve vertikálním směru. Z tabulek 1 a 2 plyne, že maximální (průměrný) rozdíl mezi souřadnicemi DTP-3 po korekci, tj. po přepočtu podle pravidel centrální projekce, a souřadnicemi na rtg snímku nepřevyšuje hodnotu 1,5 mm (0,6 mm), přičemž se uvažují obě studované projekce (AP a L) a oba směry (horizontální a vertikální).

V tabulkách 3 a 4 jsou uvedeny hodnoty úhlových parametrů modelu zjištěné systémem DTP-3, přičemž opět jsou hodnoty uvedeny jednak bez korekce a jednak po korekci, dále jsou zde uvedeny hodnoty Cobbových úhlů zjištěné na rtg snímku.

Pro frontální rovinu plyne z tabulky 3, že maximální rozdíl (v absolutní hodnotě) mezi úhlovými parametry DTP-3 bez korekce a odpovídajícími Cobbovými úhly na rtg snímku je $-4,7^\circ$. Maximální rozdíl (v absolutní hodnotě) mezi úhlovými parametry DTP-3 po korekci a Cobbovými úhly je $-3,8^\circ$. Korekce zkreslení snižuje v našem případě ve frontální rovině rozdíly mezi vyšetřeními DTP-3 a rtg. Pro sagitální rovinu plyne z tabul-

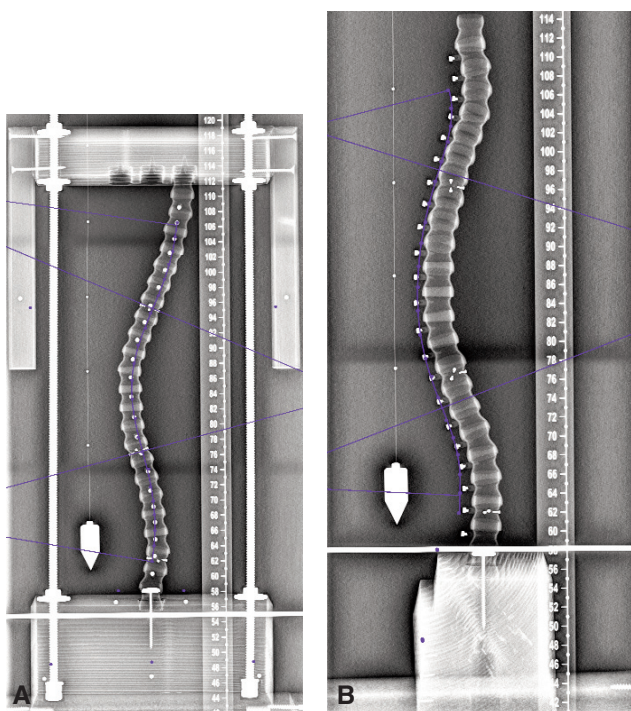
Tab. 2. Porovnání souřadnic z vyšetření DTP-3 a rtg v sagitální rovině (L projekce)

| bod (mm) | Souřadnice x (horizontální) | | | | | Souřadnice z (vertikální) | | | | |
|-------------|-----------------------------|--------------|-------------|-------------|--------------|---------------------------|--------------|-------------|-------------|------|
| | DTP (mm) | DTPK (mm) | rtg (mm) | D-R (mm) | DK-R (mm) | DTP (mm) | DTPK (mm) | rtg (mm) | D-R (mm) | DK-R |
| PL | 0,3 | 1,1 | 0,5 | -0,2 | 0,6 | -140,4 | -158,9 | -159,3 | 18,9 | 0,4 |
| PP | 0,3 | -5,0 | -5,4 | 5,7 | 0,4 | -141,6 | -208,7 | -208,9 | 67,3 | 0,3 |
| IV | 0,0 | -2,1 | -1,9 | 1,9 | -0,2 | -139,9 | -181,0 | -181,3 | 41,4 | 0,3 |
| AL | 16,6 | 17,3 | 16,8 | -0,2 | 0,5 | -40,9 | -63,5 | -63,4 | 22,6 | -0,0 |
| AP | 16,4 | 15,8 | 15,7 | 0,6 | 0,1 | -40,3 | -73,6 | -73,9 | 33,7 | 0,4 |
| SL | 28,4 | 30,4 | 30,7 | -2,3 | -0,4 | 468,7 | 502,9 | 503,4 | -34,7 | -0,6 |
| SP | 31,9 | 34,2 | 34,2 | -2,3 | 0,0 | 448,8 | 481,1 | 481,6 | -32,7 | -0,4 |
| C3 | 31,4 | 33,7 | 33,8 | -2,4 | -0,1 | 429,0 | 459,4 | 459,2 | -30,2 | 0,2 |
| C4 | 28,2 | 30,1 | 30,2 | -2,0 | -0,1 | 411,3 | 440,5 | 440,0 | -28,6 | 0,5 |
| C5 | 21,1 | 22,1 | 22,2 | -1,0 | -0,1 | 389,7 | 417,0 | 416,3 | -26,5 | 0,7 |
| C6 | 14,2 | 14,2 | 14,0 | 0,1 | 0,1 | 367,9 | 393,2 | 392,5 | -24,6 | 0,7 |
| C7 | 7,6 | 6,6 | 6,4 | 1,3 | 0,2 | 343,5 | 366,8 | 366,8 | -23,2 | 0,0 |
| T1 | 3,4 | 1,7 | 1,3 | 2,1 | 0,3 | 322,4 | 343,4 | 343,0 | -20,6 | 0,4 |
| T2 | -1,2 | -3,7 | -4,0 | 2,9 | 0,3 | 299,3 | 317,8 | 317,3 | -18,1 | 0,4 |
| T3 | -4,1 | -7,3 | -7,4 | 3,3 | 0,1 | 273,5 | 288,6 | 288,5 | -15,0 | 0,1 |
| T4 | -4,7 | -8,1 | -8,4 | 3,6 | 0,3 | 250,4 | 262,4 | 261,7 | -11,2 | 0,7 |
| T5 | -4,9 | -8,3 | -8,5 | 3,5 | 0,2 | 224,4 | 232,5 | 232,8 | -8,3 | -0,2 |
| T6 | -2,5 | -5,4 | -5,2 | 2,7 | -0,2 | 197,5 | 201,7 | 202,0 | -4,4 | -0,3 |
| T7 | 3,6 | 1,7 | 1,8 | 1,8 | -0,1 | 171,4 | 171,8 | 172,8 | -1,3 | -0,9 |
| T8 | 10,2 | 9,2 | 9,3 | 0,8 | -0,1 | 151,5 | 149,1 | 149,5 | 2,0 | -0,4 |
| T9 | 17,7 | 17,9 | 18,0 | -0,3 | -0,1 | 127,9 | 122,5 | 123,1 | 4,8 | -0,6 |
| T10 | 26,6 | 28,1 | 28,1 | -1,5 | 0,0 | 103,0 | 94,4 | 95,5 | 7,5 | -1,1 |
| T11 | 34,3 | 36,8 | 37,1 | -2,8 | -0,3 | 83,5 | 72,5 | 73,3 | 10,2 | -0,9 |
| T12 | 39,4 | 42,6 | 42,8 | -3,4 | -0,2 | 64,8 | 51,4 | 51,5 | 13,3 | -0,1 |
| L1 | 41,5 | 45,0 | 45,5 | -3,9 | -0,5 | 43,0 | 26,7 | 27,1 | 15,9 | -0,3 |
| L2 | 41,8 | 45,3 | 45,9 | -4,1 | -0,6 | 22,2 | 3,2 | 3,2 | 19,0 | -0,0 |
| L3 | 40,4 | 43,7 | 44,2 | -3,8 | -0,4 | 0,0 | -22,3 | -23,0 | 23,0 | 0,8 |
| L4 | 0,3 | 1,1 | 0,5 | -0,2 | 0,6 | -140,4 | -158,9 | -159,3 | 18,9 | 0,4 |
| L5 | 0,3 | -5,0 | -5,4 | 5,7 | 0,4 | -141,6 | -208,7 | -208,9 | 67,3 | 0,3 |
| průměr | | | | 2,2 | 0,2 | | | | 20,7 | 0,4 |
| max. | | | | 5,7 | 0,6 | | | | 67,3 | 1,1 |

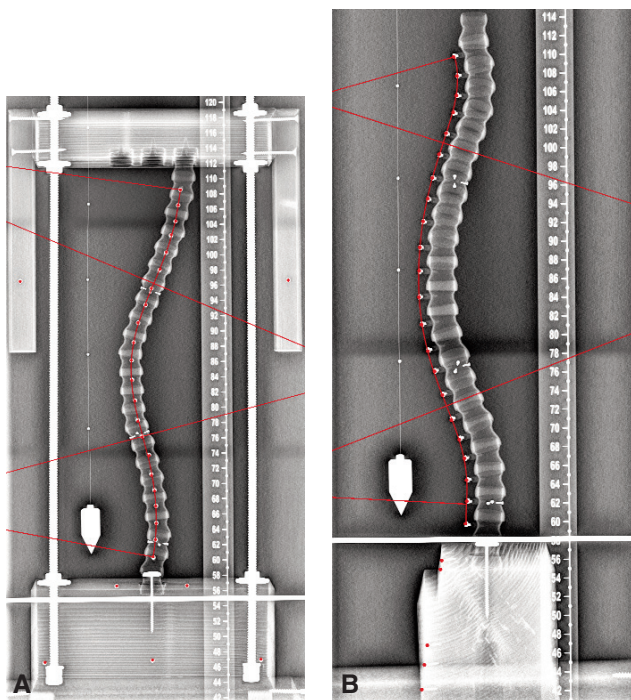
Legenda:

DTP – souřadnice bodu zjištěná systémem DTP-3 bez korekce
DTPK – souřadnice bodu zjištěná systémem DTP-3 po korekci, tj. po přepočtu podle pravidel centrální projekce
rtg – souřadnice odečtená na rtg snímku
D-R – rozdíl mezi souřadnicemi DTP a rtg
DK-R – rozdíl mezi souřadnicemi DTPK a rtg

PL, PP, IV – pomocné nastavovací body
AL, AP – levý, pravý akromion
SL, SP – levá, pravá zadní horní spina
C3-L5 – trnové výběžky
průměr – průměr absolutních hodnot
max – maximum absolutních hodnot



Obr. 5. Grafické porovnání grafického výstupu vyšetření DTP-3 bez korekce a rtg snímku v anteroposteriorní (A) a laterální (B) projekci.



Obr. 6. Grafické porovnání grafického výstupu vyšetření DTP-3 po korekci (tj. po přepočtu souřadnic podle pravidel centrální projekce) a rtg snímku v anteroposteriorní (A) a laterální (B) projekci.

ky 4, že maximální rozdíl mezi úhlovými parametry DTP-3 bez korekce a odpovídajícími Cobbovými úhly je 2,7°. Maximální rozdíl mezi úhlovými parametry DTP-3 po korekci a Cobbovými úhly je 3,2°. Z těchto výsledků vyplývá, že pro úhlové parametry má korekce minimální efekt ve srovnání s hodnotami souřadnic.

Tab. 3. Porovnání úhlových parametrů z vyšetření DTP-3 s Cobbovými úhly z rtg vyšetření ve frontální rovině (AP projekce)

| | C (°) | T (°) | L (°) |
|-------------------|------------|-------------|--------------|
| DTP A | C3-14,7-T2 | T2-37,9-T10 | T10-24,6-L5 |
| DTP B | C3-14,9-T2 | T2-37,8-T10 | T10-24,5-L5 |
| DTP C | C3-14,6-T2 | T2-37,8-T10 | T10-24,4-L5 |
| průměr ± SD | 14,7 ± 0,2 | 37,8 ± 0,1 | 24,5 ± 0,1 |
| DTPK A | C3-14,9-T2 | T2-37,8-T10 | T10-25,5-L5 |
| DTPK B | C3-15,1-T2 | T2-37,8-T10 | T10-25,4-L5 |
| DTPK C | C3-14,7-T2 | T2-37,7-T10 | T10-25,2-L5v |
| průměr ± SD | 14,9 ± 0,2 | 37,8 ± 0,1 | 25,4 ± 0,2 |
| rtg | C3-16,1-T2 | T2-38,4-T10 | T10-29,2-L5 |
| rozdíl DTP – rtg | -1,4 | -0,6 | -4,7 |
| rozdíl DTPK – rtg | -1,2 | -0,6 | -3,8 |

Legenda:

C, T, L – cervikální, torakální a lumbální část páteře

DTP A, B, C – úhlový thorakální parametr zjištěný systémem DTP-3 bez korekce (tři opakování vyšetření)

DTPK A, B, C – úhlový parametr zjištěný systémem DTP-3 po korekci, tj. po přepočtu podle pravidel centrální projekce (tři opakování vyšetření)

rtg – Cobbův úhel odečtený na rtg snímku

Tab. 4. Porovnání úhlových parametrů z vyšetření DTP-3 s Cobbovými úhly z rtg vyšetření v sagitální rovině (L projekce)

| | C (°) | T (°) | L (°) |
|-------------------|------------|-------------|-------------|
| DTP A | C3-31,8-T1 | T1-38,5-T11 | T11-23,9-L4 |
| DTP B | C3-31,7-T1 | T1-38,5-T11 | T11-23,9-L4 |
| DTP C | C3-31,7-T1 | T1-38,6-T11 | T11-24,2-L4 |
| průměr ± SD | 31,7 ± 0,1 | 38,5 ± 0,1 | 24,0 ± 0,2 |
| DTPK A | C3-34,0-C7 | C7-39,4-T11 | T11-24,3-L4 |
| DTPK B | C3-33,8-C7 | C7-39,4-T11 | T11-24,3-L4 |
| průměr ± SD | 33,9 ± 0,1 | 39,4 ± 0,1 | 24,4 ± 0,2 |
| rtg | C3-30,7-T1 | T1-37,3-T12 | T12-21,3-L5 |
| rozdíl DTP – rtg | 1,0 | 1,2 | 2,7 |
| rozdíl DTPK – rtg | 3,2 | 2,1 | 3,1 |

Legenda:

C, T, L – cervikální, torakální a lumbální část páteře

DTP A, B, C – úhlový parametr zjištěný systémem DTP-3 bez korekce (tři opakování vyšetření)

DTPK A, B, C – úhlový parametr zjištěný systémem DTP-3 po korekci, tj. po přepočtu podle pravidel centrální projekce (tři opakování vyšetření)

rtg – Cobbův úhel odečtený na rtg snímku

V klinické části studie bylo změřeno systémem DTP-3 14 pacientů, kteří byli sledováni nebo léčeni konzervativně se skoliózou nepřesahující 40° podle Cobba. Rozdíl mezi úhlovým parametrem DTP-3 a Cobbovým úhlem byl $-1,8^\circ \pm 3,0^\circ$ (průměr ± SD), resp. 0° až 6° (tab. 5).

DISKUSE

Rozdíly mezi výstupními parametry neinvazivního vyšetření a rtg vyšetření mohou být obecně způsobeny odlišnou metodikou výpočtu úhlového parametru (4, 9). U rtg vyšetření je úhlový parametr vypočten z náklonu krycích listů jednotlivých obratlů nebo z křivky, která prochází středy obratlových těl. Zatímco při

Tab. 5. Porovnání úhlových parametrů z vyšetření DTP-3 s Cobbovými úhly z rtg vyšetření ve frontální rovině na souboru 14 pacientů

| Pacient | DTP (°) | Rtg (°) | Rozdíl DTP – rtg (°) |
|---------|------------|------------|----------------------------|
| 1 | 9 | 10 | -1 |
| 2 | 30 | 24 | 6 |
| 3 | 16, 22 | 19, 25 | -3, -3 |
| 4 | 17, 21 | 18, 25 | -1, -4 |
| 5 | 25 | 30 | -5 |
| 6 | 16 | 16 | 0 |
| 7 | 9 | 14 | -5 |
| 8 | 15 | 18 | -3 |
| 9 | 22 | 19 | 3 |
| 10 | 11, 7 | 10, 10 | 1, -3 |
| 11 | 37 | 40 | -3 |
| 12 | 19 | 25 | -6 |
| 13 | 12, 14 | 13, 15 | -1, -1 |
| 14 | 18 | 21 | -3 |
| průměr | | | -1,8 |
| SD | | | 3,0 |

Legenda:

DTP – úhlový parametr zjištěný systémem DTP-3
rtg – Cobbův úhel odečtený na rtg snímku

neinvasivním vyšetření je úhlový parametr vypočten z křivky, která prochází koncovými body trnových výběžků, případně z plochy reliéfu kožního povrchu. Zdrojem neshod může být také různá standardizace vyšetřovací polohy, tedy jaké postavení zaujímá vyšetřovaná osoba v průběhu vyšetření (13, 16). V neposlední řadě může rozdíly způsobovat systematická a náhodná chyba jednotlivých vyšetřovacích metod. Například u rtg vyšetření může systematickou chybu způsobovat metoda centrálního promítání 3D objektu na 2D film. V literatuře jsme nenašli studii, která by se zabývala tím, jestli rozdíly mezi neinvasivním vyšetřením a rtg vyšetřením mohou být, alespoň z části, vysvětleny systematickými chybami měření, resp. zobrazení. Proto jsme se rozhodli problém modelovat a porovnat s výsledky rtg vyšetření.

Z výsledků naší studie vyplývá, že pokud je u úhlových parametrů zanedbáno zkreslení způsobené centrální projekcí, pak rozdíly mezi úhlovými parametry DTP-3 bez korekce a rtg jsou ve frontální rovině do $-4,7^\circ$ (tab. 3) a v sagitální rovině do $2,7^\circ$ (tab. 4). Po korekci zkreslení jsou rozdíly mezi úhlovými parametry ve frontální rovině do $-3,8^\circ$ (tab. 3) a v sagitální rovině do $3,2^\circ$ (tab. 4). Korekce zkreslení v našem případě snižuje rozdíly ve frontální rovině, zatímco rozdíly v sagitální rovině zvyšuje. Přesto je možné považovat chybu v úhlových parametrech způsobenou centrální projekcí za nevýznamnou a bez ohledu na způsob zpracování dat (DTP-3 bez korekce, DTP-3 po korekci) lze považovat úhlové výstupy systému DTP-3 za srovnatelné s výstupy rtg vyšetření.

Systémy, které byly navrženy pro neinvasivní vyšetření tvaru páteře, měří z technického hlediska 3D souřadnice na kožním povrchu zad. Využívají přitom bezpečné fyzikální principy (nízkointenzivní elektromagnetické pole, termografii, optickou profilometrii

atd.) a různě složité matematické postupy (1, 7, 10, 19). Ze změřených 3D dat získaných z jednoho vyšetření je možné vytvořit jednak grafické výstupy do frontální, sagitální a transverzální roviny (jedná se o kolmý průmět do příslušné roviny) a jednak navíc získat grafické výstupy v anteroposteriorní, laterální a v různě šikmé projekci podle pravidel centrální projekce.

V literatuře byla publikována řada studií, které porovnávají výstupy měření získaných neinvasivními a rtg metodami (1, 2, 15, 17–19). Hodnoty korelačních koeficientů se pohybovaly v rozmezí 0,81 až 0,88 a byly statisticky významné, klinicky je však tato míra korelace považovaná stále za nedostatečnou. Jedním z možných vysvětlení může být také zběhlost kliniků v radiologickém hodnocení a jejich nedůvěra v alternativní metody (20). Na stranu druhou existuje i při uvedených hodnotách korelačních koeficientů nezanedbatelný počet pacientů, u nichž je rozdíl mezi neinvasivním a rtg vyšetřením větší než 10° . Není také zřejmé, zda ve výše uvedených studiích byla uvažována možnost zkreslení související s centrální projekcí při rtg vyšetření. Problémem je také to, že neinvasivní vyšetřovací postupy, mezi které patří i diagnostický systém DTP-3, hodnotí pouze souřadnice bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby a vnitřní struktura skeletu může být na základě těchto údajů pouze odhadována (7). Zatímco na rtg snímku se zpravidla hodnotí právě vnitřní struktura skeletu, přičemž důležitou informací je i míra rotace a torze obratlů. Z výše uvedených důvodů se pracovní rozmezí pro neinvasivní metody obvykle situuje do 40° , recentní multicentrická studie uvádí až 48° (18).

Z výsledků naší studie dále vyplývá, že pokud je u délkových parametrů zanedbáno zkreslení způsobené centrální projekcí, pak dochází k rozdílu mezi skutečnými délkovými parametry předmětu a délkovými parametry na rtg snímku až několik desítek milimetrů a to zejména v okrajových částech rtg snímku (tab. 1, tab. 2). Zanedbáním zkreslení se můžeme dopustit významné chyby, proto je nutné při měřeních na rtg snímcích s tímto zkreslením počítat (8). Podle našeho názoru by součástí každé studie, která porovnává výsledky neinvasivního vyšetření a rtg vyšetření, mělo být určení míry zkreslení vyplývající z rtg zobrazení a dále by mělo být zřejmé, zda při porovnávání výsledků bylo či nebylo toto zkreslení zanedbáno.

Kromě toho je zjevné, že popis křivky jednorovinným Cobbovým úhlem obsahuje také určitá omezení ve vztahu k 3D deformitě (20). Zjištěná přesnost měření Cobbových úhlů na rtg se liší podle typu křivky (skolióza, kyfóza, lordóza). Záleží také na tom, zda si přechodné obratle každý vyšetřující určuje sám nebo jsou pevně dány a zda se úhly měří ručně nebo s využitím počítače (22). Proto může variabilita v rámci jednoho hodnotitele dosahovat až 5° , resp. mezi různými hodnotiteli až 8° , což je podobné jako v případě rozdílu mezi rtg a výstupy DTP-3 na modelu, resp. při klinickém vyšetření. Navíc se 5° chyba při hodnocení dvou rtg snímků považuje za klinicky ještě přijatelnou (11).

ZÁVĚR

Prokázali jsme, že měření úhlových a délkových parametrů na 3D modelu páteře, resp. pilotním souboru pacientů pomocí diagnostického systému DTP-3 poskytuje údaje, které jsou srovnatelné s výsledky rtg vyšetření stejných parametrů. V návaznosti na předchozí studie je proto možné doporučit klinické testování diagnostického systému DTP-3. Navíc jsme zjistili, že pokud je na rtg snímku zanedbáno zkreslení způsobené centrální projekcí, mohou být rozdíly mezi skutečnou délkou a reportovaným výsledkem značné. Úhlové parametry nejsou na zanedbání zkreslení tak citlivé.

Poděkování

Autoři děkují MUDr. J. Hrbkovi za změřeni Cobbových úhlů na diagnostické jednotce Radiologické kliniky LF UP a FN Olomouc a Mgr. Ladě Skácelové z téhož pracoviště za pomoc při snímkování modelu. Jsme velmi vděční Skoliotické poradně v Olomouci vedené MUDr. D. Sýkorou za možnost změřit u některých pacientů rozsah skoliotické deformity pomocí systému DTP-3.

Literatura

1. BERRYMAN, F., PYNSENT, P., FAIRBANK, J., DISNEY, S.: A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *Eur. Spine J.*, 17: 663–672, 2008.
2. BLÁHA, J., ETTLEROVÁ, E.: Měření žeberního hrbu skoliometrem za účelem předpovědi Cobbova úhlu u idiopatické skoliózy. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 61: 290–292, 1994.
3. COBB, J. R.: Outline for the study of scoliosis. In: *Instructional course lectures*. Edited: Edwards, J. W. Pp. 261–275, Ann. Arbor., AAOS, 1948.
4. DIAB, K. M., SEVASTIK, J. A., HEDLUND, R., SULIMAN, I. A.: Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by Cobb's method, by Ferguson's method and by a new method. *Eur. Spine J.*, 4: 291–295, 1995.
5. DON, S.: Radiosensitivity of children: potential for overexposure in CR and DR and magnitude of doses in ordinary radiographic examinations. *Pediatr. Radiol.*, 34 Suppl. 3: S167–72, 2004.
6. DOODY, M. M., LONSTEIN, J. E., STOVALL, M., HACKER, D. G., LUCKYANOV, N., LAND, C. E.: Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis cohort study. *Spine*, 25: 2052–2063, 2000.
7. DRERUP, B., HIERHOLZER, E.: Back shape measurement using videorasterstereography and three-dimensional reconstruction of the spine. *Clin. Biomech.*, 9: 28–36, 1994.
8. FROBIN, W., BRINCKMANN, P., BIGGEMANN, M., TILLOTSON, M., BURTON, K.: Precision measurement of disc height, vertebral height and sagittal plane displacement from lateral radiographic views of the lumbar spine. *Clin. Biomech.*, 12 Suppl. 1: S1–S63, 1997.
9. HARRISON, D. E., CAILLIET, R., HARRISON, D. D., JANIK, T. J., HOLLAND, B.: Reliability of centroid, Cobb, and Harrison posterior tangent methods: which to choose for analysis of thoracic kyphosis. *Spine*, 26: E227–34, 2001.
10. HUYSMANS, T., HAEX, B., VAN AUDEKERCKE, R., VANDER SLOTEN, J., VANDER PERRE, G.: Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours. *J. Biomech.*, 37: 1793–1798, 2004.
11. KOTWICKI, T.: Evaluation of scoliosis today: examination, X-rays and beyond. *Disabil. Rehabil.*, 30: 742–751, 2008.
12. KRBEC, M., REPKO, M., SKOTÁKOVÁ, J.: Měření rotace vrcholových obratlů skoliotických deformit páteře CT metodou. *Čes. Radiol.*, 62: 198–202, 2008.
13. KREJCI, J., SALINGER, J., GALLO, J., KOLISKO, P., STEPANIK, P.: Influence of selected examination postures on shape of the spine and postural stability in humans. *Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacky*, 152: 275–281, 2008.
14. KREJČÍ, J.: Systém pro diagnostiku tvaru páteře. Dizertační práce. Univerzita Palackého Olomouc, Přírodovědecká fakulta. 2007. Available at: www.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/krejci_doctoral_thesis.pdf.
15. MANNION, A. F., KNECHT, K., BALABAN, G., DVORAK, J., GROB, D.: A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur. Spine J.*, 13: 122–136, 2004.
16. MARKS, M. C., STANFORD, C. F., MAHAR, A. T., NEWTON, P. O.: Standing lateral radiographic positioning does not represent customary standing balance. *Spine* 28: 1176–1182, 2003.
17. NORTON, B. J., HENSLER, K., ZOU, D.: Comparisons among noninvasive methods for measuring lumbar curvature in standing. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 32: 405–414, 2002.
18. OVADIA, D., BAR-ON, E., FRAGNIERE, B., RIGO, M., DICKMAN, D., LEITNER, J., WIENTROUB, S., DUBOUSSET, J.: Radiation-free quantitative assessment of scoliosis: a multi center prospective study. *Eur. Spine J.*, 16: 97–105, 2007.
19. PARISINI, P., LOLLI, F., GREGGI, T., DI SILVESTRE, M., CIONI, A., GIACOMINI, S., BAKALLOUDIS, G.: An innovative diagnostic procedure of vertebral deformities without exposure to X-rays. *Stud. Health Technol. Inform.*, 123: 527–532, 2006.
20. PATIAS, P., GRIVAS, T. B., KASPIRIS, A., AGGOURIS, C., DRAKOUTOS, E.: A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*, 5: 12, 2010.
21. REPKO, M., KRBEC M., ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, A., CHALOUPKA, R., NEUBAUER, J.: Zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit páteře. *Čes. Radiol.*, 61: 74–79, 2007.
22. STOKES, I. A., ARONSSON, D. D.: Computer-assisted algorithms improve reliability of King classification and Cobb angle measurement of scoliosis. *Spine*, 31: 665–670, 2006.

Korespondující autor:

Doc. MUDr. Jiří Gallo, Ph.D.
Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc
I. P. Pavlova 6
775 20 Olomouc
E-mail: jiri.gallo@volny.cz