

PŮVODNÍ PRÁCE/ORIGINAL PAPER

Trojdimenzionální operační korekce skoliotických křivek sledovaná metodou EOS imaging

Three-Dimensional Surgical Correction of Scoliotic Curves Monitored Using the EOS Imaging

MARTIN REPKO¹, MICHAL GALKO¹, ANDREA ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ², MARTIN PRÝMEK¹, DOMINIK PARÍŽEK¹, MILAN FILIPOVIČ¹

¹Klinika ortopedie a spondylochirurgie Lékařské fakulty Masarykovy univerzity a Fakultní nemocnice Brno

²Klinika radiologie a nukleární medicíny Lékařské fakulty Masarykovy univerzity a Fakultní nemocnice Brno

Publikace je věnována významnému životnímu výročí prof. MUDr. Martina Krbce, CSc., s poděkováním za jeho vedení Ortopedické kliniky LF MU a FN Brno v letech 1999–2009.

Korespondující autor:

MUDr. Michal Galko

Klinika ortopedie a spondylochirurgie LF MU a FN Brno

Jihlavská 20

625 00 Brno

galko.michal@fnbrno.cz

Repko M, Galko M, Šprláková-Puková A, Prýmek M, Pařízek D, Filipovič M. Trojdimenzionální operační korekce skoliotických křivek sledovaná metodou EOS imaging. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2026;93:140-148.

ABSTRACT

Purpose of the study

Structural scoliosis is a three-dimensional deformity that adversely affects the frontal, sagittal, and axial planes. Surgical correction of scoliotic deformities in children requires effective correction of all three planes, with restoration of a balanced position of the spine and the entire trunk. Using modern surgical instruments and targeted intraoperative maneuvers, we achieve this comprehensive 3D correction. The EOS Imaging System enables effective preoperative planning and postoperative verification of outcomes based on software processing of the acquired X-ray images. The aim of the study was to objectively assess the achieved surgical outcomes under the hypothetical assumption of effective surgical correction of spinal deformity in all three planes.

Material and methods

In the study, 20 patients with a primary diagnosis of adolescent idiopathic

scoliosis were examined. All patients underwent a posterior spinal fusion within the planned extent of instrumentation. Stabilisation was achieved exclusively through transpedicular screw fixation, by applying derotation, rod reduction and translation correction maneuvers.

The cohort was divided symmetrically into two groups: patients with primary thoracic structural curves who underwent selective correction in this region, and patients with primary double thoracolumbar structural curves who underwent surgery on both curves. All patients underwent preoperative evaluation using the EOS Imaging System, with subsequent follow-up examinations within a week after surgery and at 4, 12, and 24 months postoperatively.

Results

In both groups, a statistically significant correction of all three curves in the frontal plane and a statistically significant apical vertebral derotation were observed for both the main thoracic and lumbar curves. When comparing the two groups, statistically significant differences were found only in the preoperative lumbar Cobb angle (45.0° for selective instrumentation vs. 53.8° for instrumentation of both curves, $p < 0.05$) and in its absolute change during

the surgical procedure (29.9° vs. 42.1°, $p < 0.05$). No statistically significant difference was found between the groups in the percentage of lumbar curve correction in the frontal plane ($p = 0.147$), in the derotation of lumbar apical vertebra ($p = 0.147$), or in the other evaluated parameters. No statistically significant differences were found in the sagittal parameters, either when comparing preoperative and postoperative conditions within individual groups ($p > 0.05$) or when comparing the two groups with each other ($p > 0.05$). Thus, no significant change occurred in the sagittal profile, and sagittal balance was maintained after surgery regardless of the chosen extent of instrumentation.

Discussion

In both groups, a statistically significant correction of all three curves in the frontal plane and a statistically significant apical vertebral derotation were observed for both the main thoracic and lumbar curves. Significant three-dimensional correction can only be achieved using transpedicular fixation. In his biomechanical study, Le Neveaux confirmed that a higher screw density, particularly on the concave side, promotes more effective correction in the frontal and axial planes. We consider

the finding of high-quality correction of secondary, non-operated curves alongside effective correction of the primary, operated thoracic curve to be a significant result.

Conclusions

Modern surgical instruments, combined with effective corrective maneuvers,

enable efficient three-dimensional correction of the operated segments of the spine as well as parallel correction of unoperated secondary curves. Radiological examination using an EOS device offers precise verification of the surgical outcome with minimal radiation exposure. Three-dimensional correction of spinal deformities is currently the

clear method of choice, and every specialized center should utilize modern instrumentation and its various capabilities for effective correction in all planes of the spine.

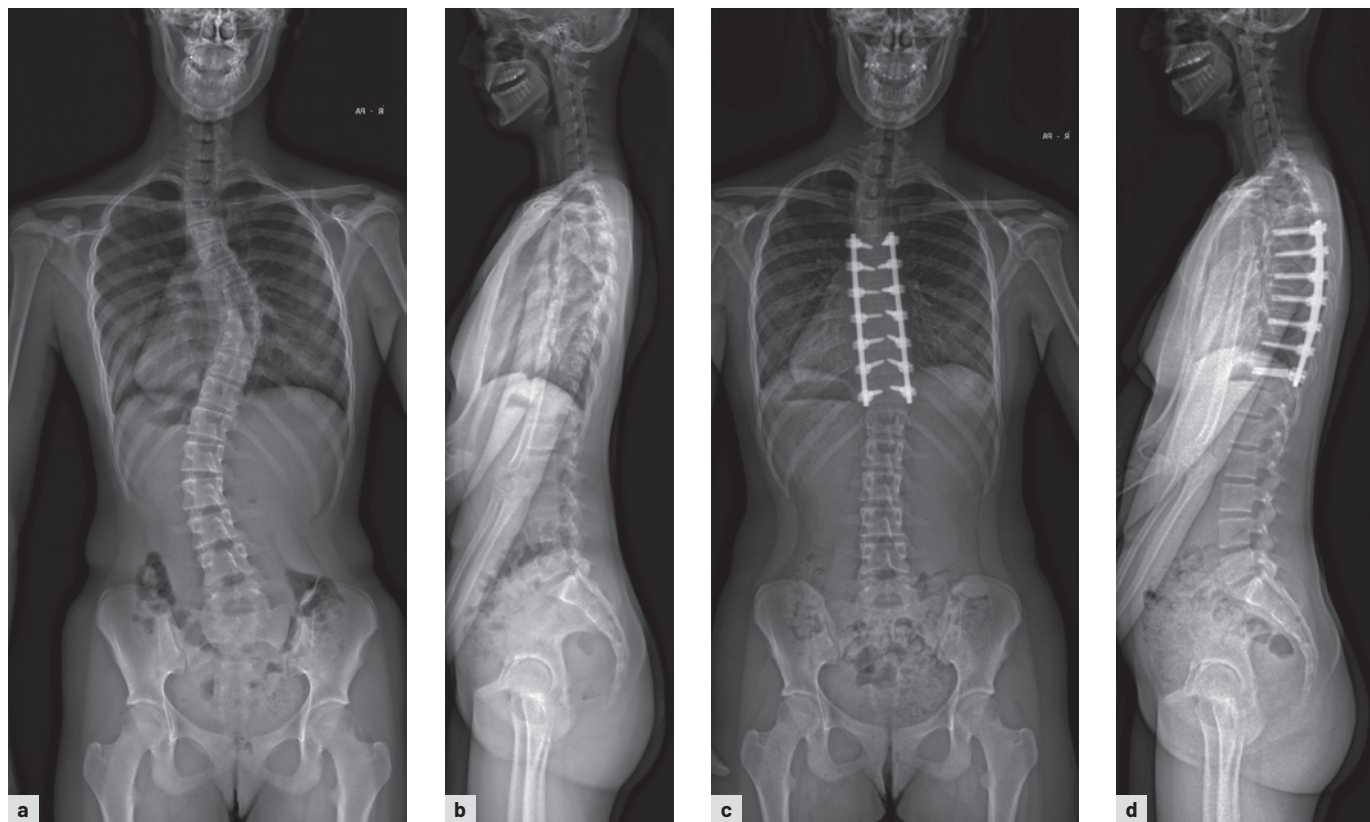
Key words: scoliosis, surgery, 3D, frontal, sagittal, axial, derotation, EOS imaging.

ÚVOD

Skolióza je trojdimenzionální deformitou páteře negativně ovlivňující rovinu frontální, sagitální i axiální. Důsledkem postižení páteře v dětském rostoucím věku je následná deformace celého hrudního koše s negativním vlivem na vývoj i funkci plic a srdce. Nezanedbatelným problémem je i paravertebrální prominence na konvexní straně deformity s nepříznivým kosmetickým efektem. Tato deformita je důsledkem rotace vrcholových obratlů a následným rozvojem deformace žebér.

Deformovaná páteř se v zásadě chová jako spirála v prostoru těla a úkolem operační korekce je rozpletení této spirály s nastolením její optimální prostorové orientace.

Nejčastěji se setkáváme s juvenilními nebo adolescentními idiopatickými deformitami, které mají svoji zásadní progresi v období růstového spurtu. V této době dochází k rychlému zhoršování deformity v rámci týdnů až měsíců, které trvá do doby kostní zralosti. V počátečních stádiích deformity a u menších křivek do 35–40 stupňů dle Cobba využíváme k léčbě kombinaci technik fyzioterapie a aplikace individuálních trupových ortéz (korzetů).



Obr. 1. Předoperační rtg snímek v zadopřední (1a) a boční (1b) projekci, pooperační rtg snímek se selektivně korigovanou hrudní křivkou v zadopřední (1c) a boční (1d) projekci.

Fig. 1. Preoperative X-ray in posteroanterior (1a) and lateral (1b) projections, postoperative X-ray showing selective thoracic curve correction in posteroanterior (1c) and lateral (1d) projections.



Obr. 2. Klinický předoperační pohled na deformitu ze zadního pohledu (2a) a v porovnání s pooperačním klinickým výsledkem (2b) u pacientky řešené selektivně korigovanou hrudní křivkou. Klinický předoperační pohled na deformitu v předklonu (2c) s porovnáním s pooperačním klinickým výsledkem (2d).

Fig. 2. Preoperative clinical view of the deformity from the posterior view (2a) and comparison with the postoperative clinical outcome (2b) in a female patient managed by selective thoracic curve correction. Preoperative clinical view of the deformity in the forward bending position (2c) compared with the postoperative clinical outcome (2d).

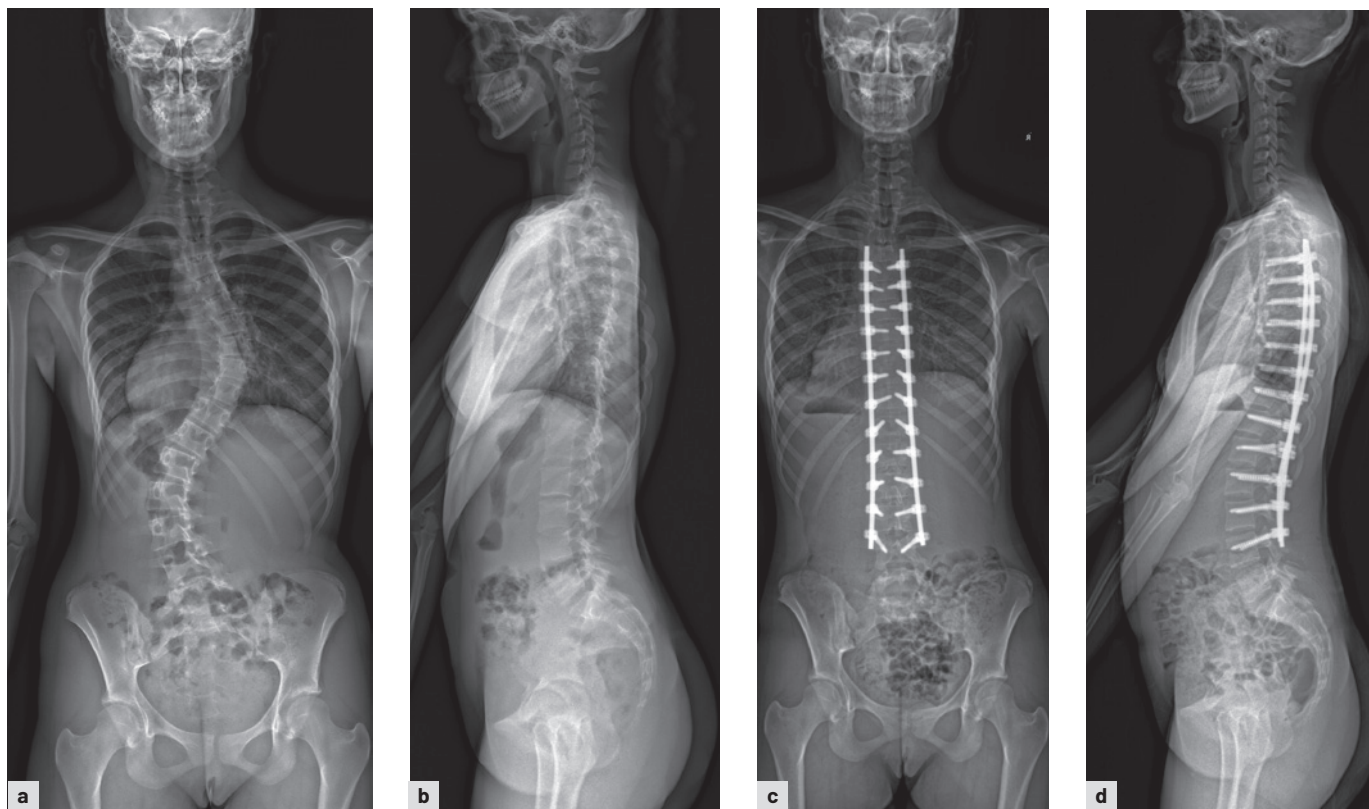
Tyto konzervativní metody mají za základní cíl zabránit progresi, ale nemohou přinést trvalou korekci deformity.

Skoliotické křivky, které dále progredují nad 40 stupňů dle Cobba, jsou indikovány k operačnímu řešení. Základními cíli operační terapie jsou zastavení progresu, uvolnění prostoru pro vnitřní orgány, prevence degenerativních změn v dospělosti vlivem asymetrického zatížení obratlů a meziobratlových plotének a v neposlední řadě i zlepšení kosmetického vzhledu pacienta. Zásadním cílem operační léčby je však korekce křivky pomocí speciálního instrumentária a jednotlivých korekčních manévřů, jejichž vývoj prošel významným pokrokem zejména v posledních dvou dekadách. Prvním instrumentáři byl Harringtonův distrakční a kompresní systém, užívaný od roku 1950. Následně od roku 1983 byl zaveden systém translačních manévřů v podobě CD instrumentária francouzských autorů Cotrela a Dubousseta. Oba typy instrumentárií však dokázaly korigovat výhradně frontální rovinu.

Moderní instrumentária umožňují napravení všech 3 rovin s využitím kombinace variace jednotlivých korekčních manévřů. Základním manévrem zůstává translační posun jednotlivých obratlů ke střední rovině se segmentálními distrakcemi na konkavitě a kompresemi na konvexitě křivek. Tento princip je doplňován zejména derotací páteře. Derotační manévry mohou být realizovány v podobě přímé derotace jednotlivých obratlů (DVR – direct vertebral rotation) (6), nebo derotace

celého vrcholu křivky (VCM – vertebral column manipulation) (10) při spojení 3–4 vrcholových obratlů do jednoho bloku. Derotace vrcholu hrudní křivky významně přispívá ke snížení paravertebrální prominence. Sagitální rovina je korigována derodukčním principem, při kterém přitahujeme jednotlivé obratle k centrální předohnuté tyči doprovázenou sekundární derotací na konkavitě křivky. V rozsahu instrumentace jsou na závěr korekce nastoleny podmínky pro vznik posterolaterální kostěné fúze dekortikací a obložením kostěnými štěpy, nejčastěji autologními. Ke stabilizaci a dokonalé korekci je nutné využít transpedikulární instrumentace šrouby. Celá tato operační technika vyžaduje mandatorní neurologickou monitoraci v průběhu operace (evokované potenciály).

Skoliotické deformity jsou standardně rentgenologicky vyšetřovány dlouhými formáty v zadopřední a boční projekci s doplněním úklonových snímků na konvexitu jednotlivých křivek. Takto jsme však schopni vyšetřit jen frontální a sagitální roviny bez přímého stanovení stupně rotace. Moderní vyšetřovací metodou je EOS imaging systém, který umožňuje počítačovou modelaci trojdimenzionální pohled na deformitu (4). EOS nabízí možnost sledování a zaznamenání všech jednotlivých rovin při několikanásobně nižší radiační zátěži. Díky celotělovému skenu, který tato metoda umožňuje, lze sledovat i paralelní změny v oblasti spinopelvických parametrů a dolních končetin (3).



Obr. 3. Předoperační rtg snímek v zadopřední (3a) a boční (3b) projekci, pooperační rtg snímek u pacientky s operace korigovanými oběma křivkami v hrudní a bederní oblasti v zadopřední (3c) a boční (3d) projekci.

Fig. 3. Preoperative X-ray in posteroanterior (3a) and lateral (3b) projections, and postoperative X-ray of a female patient who underwent surgical correction of both thoracic and lumbar curves, in posteroanterior (3c) and lateral (3d) projections.

Základní hypotéza studie vycházela z predikce možnosti korekce deformity ve všech třech rovinách pomocí korekčních manévrů a moderních typů instrumentárií. V oblasti selektivní operace hrudních křivek jsme se pokusili následně potvrdit, že kvalitní 3D korekci hlavní křivky lze dosáhnout paralelní 3D korekce neinstrumentované horní hrudní a bederní křivky. Toto se děje na základě modelu spirály, která se koriguje v obou křivkách, je-li instrumentovaná část spirály kvalitně korigována ve všech rovinách.

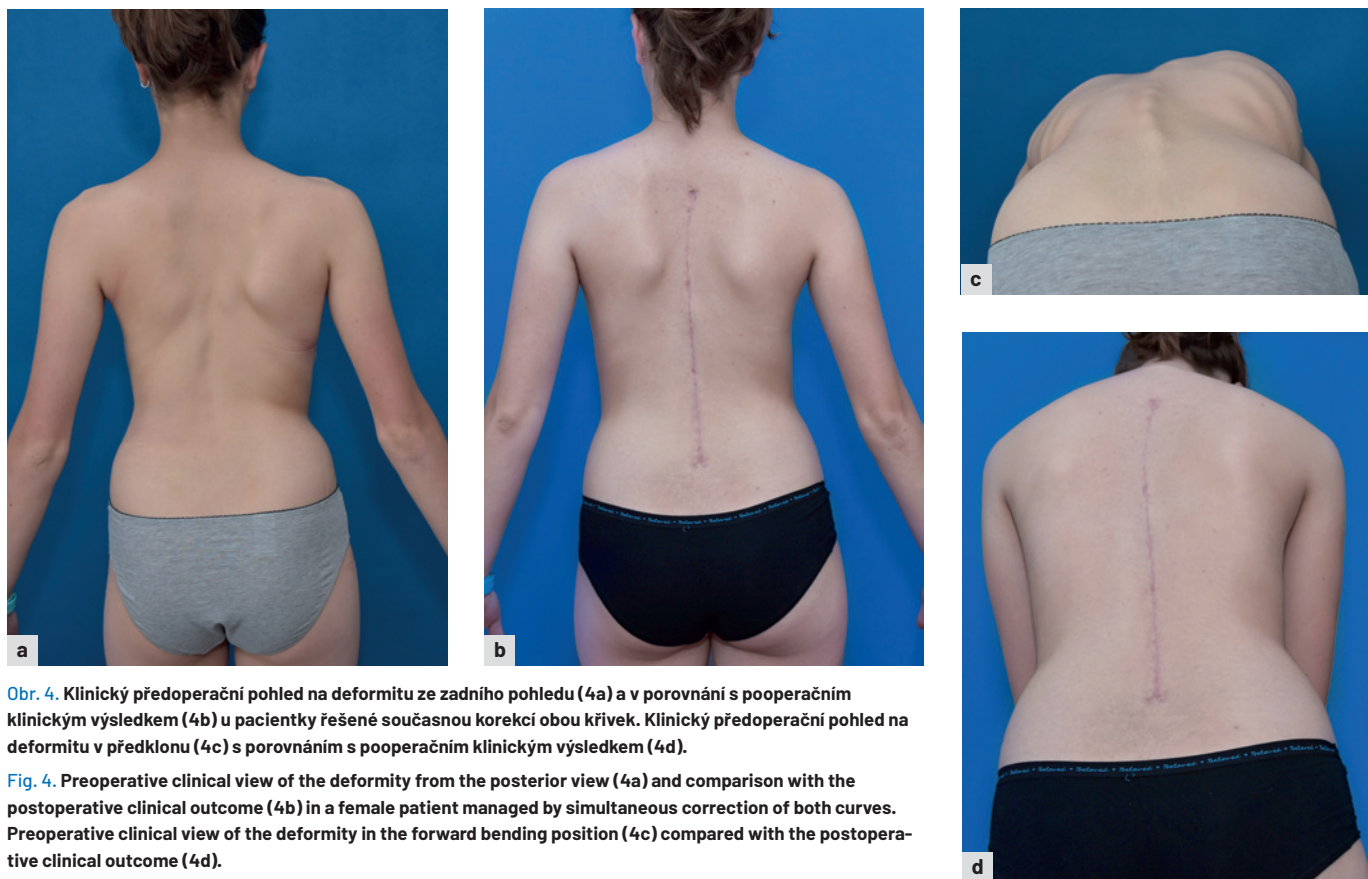
MATERIÁL A METODIKA

Do naší studie bylo zařazeno randomizovaně celkem 20 pacientů operovaných v období od října 2021 do února 2024 se základní diagnózou adolescentní idiopatické skoliózy. Minimální doba sledování je 24 měsíců. Celkem bylo 19 dívek a jeden chlapec.

Všichni pacienti byli operováni ze zadního operačního přístupu v rozsahu plánované instrumentace. Ke stabilizaci bylo využito výhradně transpedikulární fixace šrouby. Ke

korekci deformity byly aplikovány trojdimenzionální korekční manévry s využitím derotačních, derodukčních a translačních manévrů. V závěru operace byly nastoleny podmínky pro posterolaterální kostěnou fúzi v rozsahu instrumentace. Všichni pacienti byli mandatorně peroperačně sledováni neuromonitoringem. V pooperačním průběhu byli vertikalizováni bez korzetu.

Soubor byl rozdělen symetricky na primární hrudní strukturální křivky se selektivní korekcí v této oblasti a na soubor primárně dvojité hrudně-bederní strukturální křivky. V prvním souboru byla operována výhradně hrudní křivka (obr. 1a-d, 2a-d), zatímco v druhém souboru jsme korigovali a operovali obě křivky (obr. 3a-d, 4a-d). Všichni pacienti byli předoperačně vyšetřeni systémem EOS s následnými kontrolami do jednoho týdne od operace a poté 4, 12 a 24 měsíců po operaci. Měřili jsme Cobbův úhel, procentuální korekci a změnu rotace, respektive míru derotace, v procentech. Všechna měření probíhala ve 3 oblastech páteře – horní hrudní, hlavní hrudní a bederní oblasti. Podrobná analýza jednotlivých parametrů EOS měření pak byla realizována nezávislým odborným subjektem.



Obr. 4. Klinický předoperační pohled na deformitu ze zadního pohledu (4a) a v porovnání s pooperačním klinickým výsledkem (4b) u pacientky řešené současnou korekcí obou křivek. Klinický předoperační pohled na deformitu v předklonu (4c) s porovnáním s pooperačním klinickým výsledkem (4d).

Fig. 4. Preoperative clinical view of the deformity from the posterior view (4a) and comparison with the postoperative clinical outcome (4b) in a female patient managed by simultaneous correction of both curves. Preoperative clinical view of the deformity in the forward bending position (4c) compared with the postoperative clinical outcome (4d).

VÝSLEDKY

V souboru pacientů operovaných selektivní instrumentací hlavní hrudní křivky došlo ke korekci v oblasti instrumentované hlavní křivky z průměrných předoperačních hodnot $54,4^\circ$ na pooperačních $11,1^\circ$ Cobbova úhlu ($p < 0,01$). Bylo dosaženo 79,3% korekce v Cobbově úhlu ve frontální rovině křivky. Korekcí axiální roviny bylo dosaženo 89,6% derotace vrcholového obratle ($p < 0,01$).

Korekce neoperované bederní křivky vykazovala paralelní spontánní korekci 66 % Cobbova úhlu ($p < 0,01$), z předoperačních $45,0^\circ$ na pooperačních $15,1^\circ$ ve frontální rovině i statisticky významnou spontánní derotaci vrcholového obratle neinstrumentované bederní křivky o 38,5 % ($p < 0,01$).

Korekce neoperované horní hrudní křivky vykazovala paralelní korekci 55,6% Cobbova úhlu ($p < 0,01$), z předoperačních $22,2^\circ$ na pooperačních $10,2^\circ$ ve frontální rovině a 29,6% derotace vrcholového obratle.

V souboru pacientů operovaných simultánně v oblasti obou strukturálních křivek (hrudní i bederní křivky) došlo ke korekci v oblasti instrumentované hrudní křivky z průměrných předoperačních hodnot $64,0^\circ$ na pooperačních $14,5^\circ$ Cobbova úhlu ($p < 0,01$). Bylo dosaženo 77,9% korekce v Cobbově úhlu ve frontální rovině křivky. Korekcí axiální

roviny bylo dosaženo 98,3% derotace vrcholového obratle ($p < 0,01$).

V oblasti instrumentované bederní křivky došlo ke korekci z průměrných předoperačních hodnot $53,8^\circ$ na pooperačních $11,7^\circ$ Cobbova úhlu ($p < 0,01$). Bylo dosaženo 78,8% korekce v Cobbově úhlu ve frontální rovině křivky. Korekcí axiální roviny bylo dosaženo 67,4% derotace vrcholového obratle ($p < 0,01$).

Korekce neoperované horní hrudní křivky vykazovala paralelní korekci 46% Cobbova úhlu ($p < 0,05$), z předoperačních $21,0^\circ$ na pooperačních $10,6^\circ$ ve frontální rovině a 29,5% derotace vrcholového obratle.

Při vzájemném srovnání obou skupin byly statisticky významné rozdíly zjištěny pouze v předoperační hodnotě Cobbova úhlu bederní křivky ($45,0^\circ$ u selektivní instrumentace vs. $53,8^\circ$ u instrumentace obou křivek, $p < 0,05$) a v jeho absolutní změně v rámci operačního výkonu ($29,9^\circ$ vs. $42,1^\circ$, $p < 0,05$), což logicky odráží rozdílnou indikaci fúze bederní křivky mezi sledovanými skupinami. V procentuální míře korekce bederní křivky ve frontální rovině ($p = 0,147$), v derotaci vrcholového bederního obratle ($p = 0,147$) ani v ostatních hodnocených parametrech nebyl mezi skupinami zjištěn statisticky významný rozdíl (tab. 1).

Tab. 1. Kompletní výsledky celého sledovaného souboru se statistickým zpracováním

Table 1. Complete results for the entire study population, including statistical analysis

PARAMETER	VÝSTUP	A - SELEKTIVNÍ HRUDNÍ	B - OBĚ KŘÍVKY	A - PREOP VS POSTOP P-HODNOTY	B - PREOP VS POSTOP P-HODNOTY	A VS B P-HODNOTY
Horní hrudní křivka - Cobb	PREOP (°)	22.2 ± 6.9 (15.0-35.7)	21.0 ± 5.9 (8.8-28.4)	0,000	0,034	0,787
	POSTOP (°)	10.2 ± 5.4 (6.0-22.1)	10.6 ± 4.0 (4.0-15.8)			0,821
	Korekce PRE-POST (°)	11.9 ± 2.7 (8.0-16.0)	10.4 ± 5.4 (-0.2-14.7)			1,000
	Korekce (%)	55.6 ± 9.7 (38.1-67.3)	46.0 ± 25.4 (-2.8-78.3)			0,633
Horní hrudní křivka - axiální rotace vrcholového obratle	PREOP (°)	4.6 ± 3.2 (-0.6-9.2)	4.0 ± 2.2 (1.2-6.8)	0,111	0,593	0,787
	POSTOP (°)	2.1 ± 3.5 (-3.2-6.5)	2.4 ± 3.5 (-1.5-9.0)			0,984
	Korekce PRE-POST (°)	2.5 ± 4.0 (-2.5-12.0)	1.6 ± 4.3 (-6.0-7.7)			0,806
	Korekce (%)	29.6 ± 199.6 (-439.7-372.7)	29.5 ± 115.7 (-197.5-188.1)			0,809
Hlavní hrudní křivka - Cobb	PREOP (°)	54.4 ± 8.4 (44.1-66.3)	64.0 ± 8.1 (53.9-75.3)	0,000	0,000	0,142
	POSTOP (°)	11.1 ± 4.2 (5.0-19.9)	14.5 ± 7.6 (0.0-23.8)			0,708
	Korekce PRE-POST (°)	43.2 ± 8.5 (29.9-54.8)	49.5 ± 6.0 (37.5-57.5)			0,218
	Korekce (%)	79.3 ± 7.7 (66.6-91.2)	77.9 ± 10.8 (68.2-100.0)			0,926
Hlavní hrudní křivka - axiální rotace vrcholového obratle	PREOP (°)	-15.2 ± 7.3 (-25.7-5.8)	-13.2 ± 4.3 (-19.7-5.2)	0,000	0,001	0,787
	POSTOP (°)	-3.0 ± 5.7 (-14.8-5.5)	-1.6 ± 5.7 (-11.4-3.7)			0,972
	Korekce PRE-POST (°)	12.2 ± 5.0 (3.8-19.7)	11.6 ± 4.3 (2.7-16.4)			0,873
	Korekce (%)	89.6 ± 36.9 (40.1-158.4)	98.3 ± 47.2 (19.3-171.5)			0,914
Bederní křivka - Cobb	PREOP (°)	45.0 ± 6.1 (38.4-55.7)	53.8 ± 4.9 (47.8-59.7)	0,000	0,000	0,048
	POSTOP (°)	15.1 ± 4.7 (8.0-22.4)	11.7 ± 6.9 (-2.0-19.0)			0,708
	Korekce PRE-POST (°)	29.9 ± 7.8 (21.4-44.6)	42.1 ± 5.1 (34.9-49.8)			0,017
	Korekce (%)	66.0 ± 11.0 (55.1-82.8)	78.8 ± 12.2 (68.1-104.2)			0,147
Bederní křivka - axiální rotace vrcholového obratle	PREOP (°)	13.4 ± 4.9 (6.2-22.3)	19.8 ± 8.2 (9.0-31.9)	0,001	0,009	0,211
	POSTOP (°)	8.8 ± 5.3 (1.4-18.8)	5.5 ± 3.2 (1.3-10.2)			0,708
	Korekce PRE-POST (°)	4.7 ± 2.8 (0.1-10.3)	14.3 ± 9.3 (4.5-28.6)			0,126
	Korekce (%)	38.5 ± 23.7 (0.4-84.5)	67.4 ± 21.6 (38.0-90.2)			0,147
Hrudní kyfóza Th4-Th12	PREOP (°)	20.6 ± 12.9 (0.6-39.9)	22.9 ± 11.6 (0.9-36.4)	0,525	0,943	0,787
	POSTOP (°)	22.3 ± 7.8 (5.2-31.6)	22.1 ± 5.1 (16.3-30.3)			0,984
	Korekce PRE-POST (°)	-1.7 ± 7.8 (-18.3-8.3)	0.9 ± 13.1 (-18.7-19.5)			0,806
	Korekce (%)	-17.0 ± 38.5 (-96.8-24.8)	-5.1 ± 48.5 (-95.4-53.6)			0,965
Bederní lordóza L1-S1	PREOP (°)	48.1 ± 8.8 (32.3-58.1)	45.6 ± 11.4 (29.9-66.1)	0,475	0,571	0,787
	POSTOP (°)	46.3 ± 4.9 (38.0-54.3)	48.0 ± 13.0 (31.1-65.8)			0,984
	Korekce PRE-POST (°)	1.7 ± 8.5 (-14.2-8.8)	-2.3 ± 8.5 (-14.0-6.3)			0,319
	Korekce (%)	2.8 ± 17.7 (-30.5-18.7)	-3.4 ± 17.6 (-31.9-14.8)			0,748

V sagitálních parametrech obě skupiny dosahovaly průměrně fyziologických hodnot jak u hrudní kyfózy, tak u bederní lordózy, a to jak v předoperačním, tak i pooperačním období. Ve skupině pacientů se selektivní instrumentací hrudní křivky dosahovala hrudní kyfóza předoperačně průměrné hodnoty

20,6° a pooperačně 22,3°. Bederní lordóza v této skupině vykazovala předoperační průměr 48,1° a pooperačně 46,3°. Ve druhém souboru pacientů operovaných simultánně v oblasti obou křivek byla průměrná předoperační hrudní kyfóza 22,9° a pooperační 22,1°. Bederní lordóza zde činila předoperačně 45,6°

a pooperačně 48,0°. V sagitálních parametrech tedy nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ani při srovnání předoperačního a pooperačního stavu v rámci jednotlivých skupin ($p > 0,05$), ani při vzájemném srovnání obou skupin mezi sebou ($p > 0,05$). Nedošlo tedy k signifikantní změně sagitálního profilu a sagitální rovnováha zůstala po operaci zachována bez ohledu na zvolený rozsah instrumentace. Toto je významným výsledkem z hlediska pozorovaného pravidelného snížení hrudní kyfózy v případech využití starších korekčních manévrů bez možnosti 3D korekce.

Veškeré výsledky byly statistickými ukazateli hodnoceny v porovnání preoperačních versus postoperačních výsledků dle normality buď párového Student t-testu nebo Wilcoxonova testu. Porovnání jednotlivých skupin bylo realizováno pomocí neparametrického Mannova-Whitneyho U testu, párového Studentova t-testu nebo Wilcoxonova testu. Všechny p hodnoty byly s korekcí BH-FDR.

Ve sledovaném jsme nezaznamenali žádné závažné komplikace a žádný z operovaných pacientů nemusel podstoupit reoperaci.

DISKUSE

V rámci obou skupin byla zaznamenána statisticky významná korekce všech tří křivek ve frontální rovině a statisticky významná derotace vrcholového obratle jak u hlavní hrudní, tak i vedlejší bederní křivky. Derotace horní hrudní křivky nebyla statisticky významná ani v jedné ze skupin. Toto předpokládáme nejspíš vzhledem k relativně nízkým vstupním hodnotám a k vysoce variabilnímu stupni derotace u jednotlivých pacientů v horní hrudní páteři. Kromě Cobbova úhlu bederní křivky předoperačně a absolutní korekce bederní křivky ve stupních, nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl. Stejně tak nedošlo ke statisticky významným změnám v oblasti sagitálních parametrů, čímž zůstala u obou skupin po operaci zachována sagitální rovnováha.

Flexibilita, respektive tuhost páteře, je podmíněna její anatomickou strukturou. Měřením kadáverických a experimentálních modelů s matematickými propočty dospěl Panjabi (7) k závěru, že přirozená tuhost hrudní páteře je nejméně významná v oblasti axiální roviny oproti ostatním rovinám. Axiální zatížení pak vede k signifikantnímu horizontálnímu posunu jednotlivých obratlů. Pohybové segmenty páteře jsou více mobilní ve flexi oproti extenzi.

Zásadní trojdimenzionální korekce je možno dosáhnout jen s využitím transpedikulární fixace. Háčky či sublaminární kličky a stuhly mohou být efektivní zejména při korekci frontální roviny, ale zásadně nejsou schopny efektivně ovlivnit zejména rovinu axiální. Na našem pracovišti implantujeme zásadně transpedikulární šrouby v plné denzitě, tedy dva šrouby do každého jednoho obratle, a to do obou pediklů. Toto nám zaručuje bezpečnou a efektivní derotaci obratlů. Snaha o derotaci obratle využitím jen jednostranného šroubu je riziková z pohledu možné dislokace šroubu, ať už do páteřního kanálu, nebo vně obratle. Proto využíváme propojení

šroubů v daném obratli svorníkem a vytvořením trojúhelníkově stabilního a bezpečného systému. Ve své biomechanické studii potvrdil Le Névéaux (5), že vyšší denzita šroubů, zejména na konkávní straně, podporuje efektivnější korekci ve frontální a axiální rovině. Při menší denzitě referuje o vyšším riziku vytržení šroubu zejména na konkávní straně křivky.

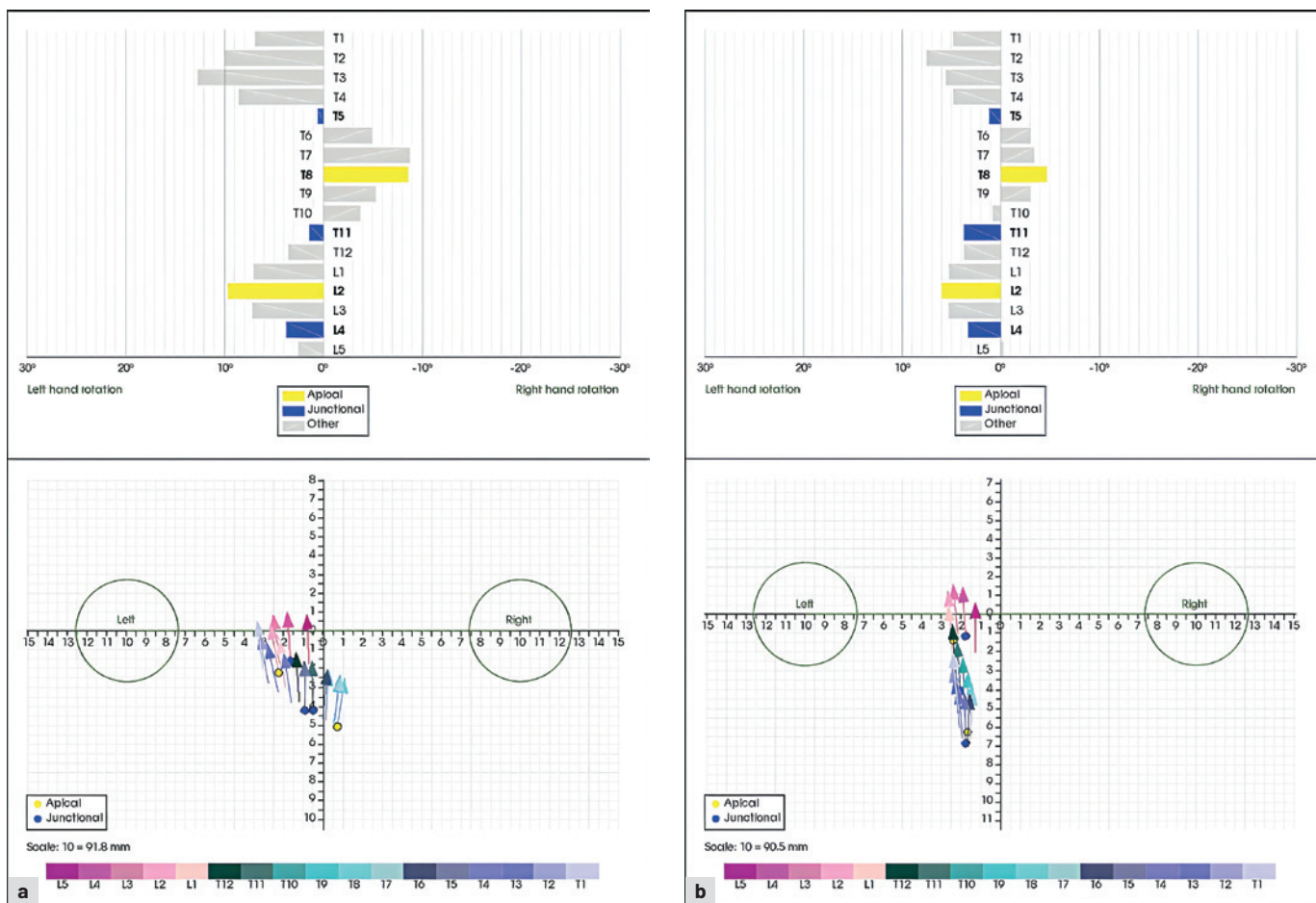
Barbera (1) testoval 1080 virtuálních strategií instrumentace s porovnáním efektivity 3D korekce v porovnání se zachováním mobility přilehlých neinstrumentovaných segmentů. Ačkoli lepší přímé korekce bylo dosaženo při větším počtu instrumentovaných segmentů, tak cílem je zejména efektivní korekce v co nejmenším rozsahu instrumentace a s cílem zachování co největšího rozsahu mobility i růstu páteře.

V recentní práci Pepkeho (8) potvrdili autoři efektivitu trojdimenzionální nápravy komplexní skoliotické deformity s dosažením kvalitní korekce ve frontální rovině, dobré derotace vrcholových obratlů (55–69 %) a se zachováním sagitální rovnováhy. Ve své práci uvádějí techniku zavedení transpedikulárních šroubů s následným zavedením tyčí do hlav šroubů a teprve následně korigují rotaci přímou derotací obratlů. V naší operační praxi předsazujeme derotační manévr fixací tyče do hlav šroubu. Takto zabráníme předčasnému snížení mobility jednotlivých segmentů a umožníme efektivnější derotaci. Na vrcholu deformity dále preferujeme derotaci celého vrcholu en-bloc s následnou přímou derotací okolních obratlů dle míry jejich reziduální rotace. Tento postup považujeme za příčinu dosažení efektivnější derotace vrcholových obratlů v našem souboru operovaných křivek (obr. 5).

K výraznější derotaci, ať už cílené nebo paralelní, docházelo signifikantně více v oblasti hrudní křivky. Toto je dáno zejména anatomickým postavením intervertebrálních kloubů. Zatímco jejich anatomické postavení do frontální roviny umožňuje, zejména po předchozí facetektomii dolního kloubu horního obratle, významně snazší derotaci vrcholových obratlů, v oblasti bederních obratlů tomu brání zejména jejich anatomické postavení do sagitální roviny.

Za významný výsledek považujeme zjištění kvalitní korekce sekundárních neoperovaných křivek při efektivní korekci hlavní operované hrudní křivky. Korekce sekundárních křivek není tak dokonalá jako při instrumentaci obou úseků páteře, ale významně přispívá k celkově dobré komplexní stabilizaci páteře a možnosti jejího dalšího pohybu a růstu.

V oblasti hrudní páteře dochází vcelku pravidelně u adolescentní idiopatické skoliózy ke snížení kyfózy, částečně z důvodu asymetrického růstu páteře do rotace a navazující lordotizace (2). Také k tomuto dochází částečně z důvodu pravidelného předchozího nošení trupové ortézy. Náprava hypokyfózy a nastavení přirozenější kyfózy je obtížné vzhledem k přirozené deformaci tyčí v průběhu korekčních manévrů. Z toho důvodu používáme metodu diferencovaného předohnutí tyčí, větší pro konkavitu křivky, s následným derodukčním manévrem a přitažením daného segmentu k volně stojící tyči. Tento manévr na konkavitě umožňuje i sekundární



Obr. 5. Diagram axiálních rotací a pohled shora na vektory obratlů před a po operaci zobrazené rtg metodou EOS imaging.

Fig. 5. Diagram showing axial vertebral rotations and a top view of vertebral vectors before and after surgery, as visualized using the EOS Imaging System.

derotaci daného obratle, což potvrdil ve své experimentální práci Pillot (9). Watanabe (11) referuje o snížení hrudní kyfózy v důsledku aktivní derotace vrcholových hrudních obratlů. I přes velice důraznou a proaktivní derotaci hrudní křivky ze sagitálních parametrů v našem souboru vychází, že nedocházelo ke snižování hrudní kyfózy.

Limitací naší studie je omezený počet probandů vycházející z náročnosti počítačového zpracování velkého množství dat získaných měřeními na EOS přístroji. Na druhou stranu získaná data byla podrobena důkladné analýze nezávislým externím subjektem a výsledky lze považovat za reprezentativní.

ZÁVĚR

Moderní instrumentária s využitím účinných korekčních manévrů umožňují efektivní trojdimenzionální korekci operovaných úseků páteře i paralelní korekci neoperovaných sekundárních křivek. Radiologické vyšetření s využitím EOS přístroje nabízí přesnou verifikaci operačního výsledku při minimalizované radiační zátěži. Trojdimenzionální korekce deformit páteře je v současné době jednoznačně metodou volby a každé specializované pracoviště by mělo využívat moderních instrumentárií a jejich jednotlivých možností efektivní korekce ve všech rovinách páteře. ■

Literatura

1. Barbera LL, Larson AN, Aubin CE. How do spine instrumentation parameters influence the 3D correction of thoracic adolescent idiopathic scoliosis? A patient-specific biomechanical study. Clin Biomech (Bristol). 2021;84:105346.
2. Castelein RM, Pasha S, Cheng JCY, Dubousset J. Idiopathic scoliosis as a rotatory decompensation of the spine. J Bone Miner Res. 2020;35:10:1850-1857.
3. Ilharreborde B, Sebag G, Skalli W, Mazda K. Adolescent idiopathic scoliosis

- treated with posteromedial translation: radiologic evaluation with a 3D low-dose system. *Eur Spine J.* 2013;22:2382-2391.
4. Illés T, Somoskeőy S. The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *Int Orthop.* 2012;36:1325-1331.
 5. Le Navéaux F, Larson AN, Labelle H, Wang X, Aubin CE. How does implant distribution affect 3D correction and bone-screw forces in thoracic adolescent idiopathic scoliosis spinal instrumentation? *Clin Biomech (Bristol).* 2016;39:343-349.
 6. Lee SM, Suk SI, Chung ER. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29:185-192.
 7. Panjabi MM, Brand RA JR, White III AA. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomechanics.* 1976;9:185-192.
 8. Pepke W, Lauk C, Bruckner T, Akbar M, Hemmer S. Three-dimensional surgical correction analysis in adolescent idiopathic scoliosis treated with posterior fusion. *J Orthop.* 2025;69:200-207.
 9. Pillot C, Wang X, Mallinos A, Ritzman T, Floccari L, Schwend RM, Aubin CE. Biomechanical analysis of 3D correction and bone-screw forces as a function of rod insertion sequence and orientation relative to the sagittal plane in adolescent idiopathic scoliosis instrumentation. *Clin Biomech (Bristol).* 2025;128:106618.
 10. Sun L, Song Y, Liu L, An Y, Zhou Ch, Zhou Z. Bilateral apical vertebral derotation technique by vertebral column manipulation compared with vertebral coplanar alignment technique in the correction of Lenke type 1 idiopathic scoliosis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013;31:175.
 11. Watanabe K, Nakamura T, Iwanami A, Hosogane N, Tsuji T, Ischii K, Nakamura M, Toyama Y, Chiba K, Matsumoto M. Vertebral derotation in adolescent idiopathic scoliosis causes hypokyphosis of the thoracic spine. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13:99.