

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2012

Eva Šrůtková

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Redukce radiační zátěže
užitím fluoroskopické navigace při transpedikulární
instrumentaci bederní páteře**

bakalářská práce

Autor práce: Eva Šrůtková

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: Prof. MUDr. Radek Hart, Ph.D., FRCS

Datum odevzdání práce: 2. května 2012

Abstrakt:

Předmětem práce je srovnání radiační zátěže při standardní fluoroskopii a navigované transpedikulární instrumentaci bederní páteře, při dodržení standardních metod a přesnosti umístění šroubů.

Materiál a metoda: Statisticky byl zpracován soubor 60 pacientů, kteří byli rozděleni do dvou stejných skupin. V první skupině bylo stabilizováno 1,9 segmentů bederní páteře. Věkový průměr byl 60,8 roků (od 35 do 75 let). Šrouby byly zaváděny transpedikulárně pod kontrolou rtg zesilovače. Ve druhé skupině bylo průměrně stabilizováno 1,8 segmentů. Věkový průměr byl 61,1 roků (od 38 do 75 let). K zavedení šroubů byla pooperačně užita 2D fluoroskopická navigační technika (VectorVision, BrainLAB, Německo). Doba skiaskopie byla získávána z rtg zesilovače a zaznamenávána pro každou operaci (s navigací i bez navigace). Naměřené hodnoty byly mezi sebou porovnány. U obou skupin se umístění šroubů průběžně kontrolovalo pravidly definovanými Learchem, Acikbasem a Whitecloudem v předozadní a laterální projekci s pečlivou palpací pediklu.

Výsledky: Radiační zátěž byla přepočítána na jeden obratel (2 šrouby), a to v obou skupinách. Ve druhé (navigované) skupině byla doba radiační zátěže signifikantně kratší (3,4 s) než v první (standardní) skupině (14,4 s). Čas potřebný k registraci dat byl kolem 6 minut (rozsah 3 – 11 minut). Poměr vzhledem na Acikbas výpočtovou metodu byl v první skupině průměrně 43,2 % (rozsah 32 % - 74 %) a ve druhé skupině 44,1 % (rozsah 35 % - 76 %). Průměrná expoziční dávka první skupiny činila $243 \mu\text{G}/\text{m}^2$ a u druhé skupiny $138 \mu\text{G}/\text{m}^2$. Expoziční dávky jsou ve druhé skupině o $105 \mu\text{G}/\text{m}^2$ menší.

Závěr: Na základě provedených výsledků lze potvrdit hypotézu, že navigace umožňuje při dosažení stejné přesnosti zavedení šroubů do pediklů redukcí radiační zátěže pacientů a personálu operačního sálu přibližně na $\frac{1}{4}$. Tato redukce je významná převážně u více etážových stabilizací páteře a ve spondylochirurgických centrech, kde se denně provádí četné spinální instrumentace.

Reduction of radiation exposure by the use of the fluoroscopic spinal navigation system during the transpedicular screw placement of the lumbar spine.

Summary:

The topic of this thesis is a comparison of radiation exposure during standard fluoroscopy and navigated transpedicular instrumentation of the lumbar spine, in compliance with standard techniques and accuracy of screw placement.

Material and the Method: A group of 60 patients, divided into two equal groups, was statistically processed. In the first group 1,9 lumbar spine segments were stabilized. The patients' average age was 60,8 years (from 35 to 75 years). Screws were inserted transpedicularly under the X-ray image intensifier navigation. In the second group stabilization of 1,8 segments was performed on average. The average age was 61,1 years (from 38 to 75 years). The screws were inserted postoperatively by using 2D fluoroscopic navigation technique (VectorVision, BrainLAB, Germany). The duration of fluoroscopy was collected from the X-ray image intensifier and recorded for each surgery (with navigation and without). The measured values were compared with each other. In both groups the screw positioning was checked continuously according to the rules defined by Learch, Acikbas and Whitecloud in the anteroposterior and lateral projection by meticulous pedicle palpation.

Results: The radiation exposure was calculated to one vertebra (2 screws) in both groups. In the second (navigated) group the radiation exposure time was significantly shorter (3,4 s) than in the first (standard) group (14,4 s). The mean duration of data registration was 6,0 minutes (range 3 to 11 minutes). The mean ratio according to Acikbas's calculation method was 43,2 % (range 32 % to 74 %) in the first group and 44,1 % (range 35% - 76 %) in the second group. The mean exposure dose of the first group was 243 $\mu\text{G}/\text{m}^2$ and 138 $\mu\text{G}/\text{m}^2$ in the second group. Exposure doses are smaller by 105 $\mu\text{G}/\text{m}^2$ in the second group.

Conclusion: Based on the results, the hypothesis that navigation allows the same accuracy of pedicle screws insertion while reducing radiation exposure of the patients and the operating room staff to about $\frac{1}{4}$ can be confirmed. This reduction is more pronounced in multiple-level spinal stabilizations and in the centers for spinal surgeries, where numerous spinal instrumentations are performed every day.

Prohlášení:

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to – v nezkrácené podobě – v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných fakultou – elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 2. 5. 2012

.....

Eva Šrůtková

Poděkování:

Děkuji prof. MUDr. Radkovi Hartovi, Ph.D., FRCS za odborné a vstřícné vedení bakalářské práce a za mnoho cenných rad a připomínek.

Obsah:

Seznam použitých zkratk	7
Úvod.....	9
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	10
1.1 Teoretická část	10
1.1.1 Anatomie páteře	10
1.1.2 Spojení páteře	11
1.1.3 Pohyblivost páteře	14
1.1.4 Zakřivení páteře.....	15
1.1.5 Topografie páteřního kanálu a míchy.....	15
1.1.6 Cévní zásobení páteře a míchy	16
1.1.7 Zádové svaly.....	17
1.1.8 Krajiny zad	18
1.2 Zobrazovací metody bederní páteře	18
1.2.1 Skiografie.....	18
1.2.2 Myelografie	20
1.2.3 Diskografie	20
1.2.4 Výpočetní tomografie bederní páteře	21
1.2.5 Magnetická rezonance bederní páteře	21
1.3 Přístrojové vybavení na operačním sále.....	22
1.3.1 Navigační technika BrainLAB VectorVision Fluoro 3D.....	22
1.3.2 Rentgenový systém BV LIBRA	22
1.4 Indikace k instrumentované stabilizaci páteře	24
1.4.1 Úrazová etiologie	24

1.4.2	Neúrazová etiologie.....	24
1.5	Radiační ochrana v legislativě	26
1.5.1	Koncepce radiační ochrany	26
1.5.2	Cíl radiační ochrany	28
1.5.3	Principy radiační ochrany.....	28
1.5.4	Veličiny a jednotky	31
1.6	Radiační ochrana v radiodiagnostice	35
1.6.1	Klasifikace zdrojů IZ pro lékařské využití.....	35
1.6.2	Kontrolované pásmo.....	35
1.6.3	Sledované pásmo	36
1.6.4	Program monitorování.....	36
2	cíl práce a hypotézy	37
2.1	Cíl práce	37
2.2	Hypotéza	37
3	materiál a metodika	38
4	výsledky.....	43
5	diskuze.....	50
6	závěr	55
7	Klíčová slova	56
8	Seznam použitých zdrojů	57
9	Přílohy	61

Seznam použitých zkratk

ALARA – As Low As Reasonably Achievable (tak nízké, jak je rozumně dosažitelné)

AP – předozadní projekce (anteroposteriorní)

C – krční (cervikální)

CP – centrální paprsek

CT – výpočetní tomografie

DRÚ – diagnostická referenční úroveň

EURATOM – Evropské společenství pro atomovou energii

FAO – Mezinárodní organizace pro potraviny a zemědělství

FSU – funkční spinální jednotka

HDF – vysoké rozlišení (High Definition Fluoroscopy)

IBSS – Mezinárodní základní standard ochrany před zářením a bezpečnosti zdrojů záření (International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources)

ICRP – Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (International Commission on Radiological Protection)

IZ – ionizující záření

KL – kontrastní látka

L – bederní (lumbální)

LDF – nízká dávka (Low Dose Fluoroscopy)

MAAE-IAEA – Mezinárodní agentura pro atomovou energii (International Atomic Energy Agency)

MOP-ILO – Mezinárodní organizace práce

MR – magnetická rezonance

OECD – Organizace pro ekonomickou spolupráci a rozvoj

OK – ohnisková vzdálenost

PA - zadopřední projekce (posteroanteriorní)

PLIF – posteriori lumbar interbody fusion

RBÚ - relativní biologická účinnost

RTG – rentgen, rentgenologický

SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

SZO-WHO – Světová zdravotnická organizace

Th – hrudní (torakální)

UNESCEAR – Vědecký výbor pro účinky atomárního záření (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic)

Úvod

Stabilizace thorakolumbálních páteřních segmentů pomocí fixace transpedikulárními šrouby doznala v posledních desetiletích značného rozšíření, a to zejména pro její široké indikační spektrum zahrnující degenerativní a vývojová onemocnění, segmentální nestabilitu, traumatologickou i onkologickou problematiku. Zavedení šroubů do pediklů může být relativně náročné, např. při těžkých stupních spondylartrózy, u degenerativní skoliózy nebo u výraznější spondylolistézy. V těchto případech bývají anatomické poměry výrazně změněny a správné určení místa vstupu šroubu do pediklu není snadné. Kost bývá často sklerotická, což zásadně ovlivňuje přípravu pilotního kanálu v pediklu. Peroperační radiologická kontrola v zadopřední a bočné projekci je proto považována za „zlatý standard“. I zkušení spondylochirurgové zavádějí pod kontrolou rentgenového zesilovače přibližně 40% šroubů nepřesně. Pokud se chce operátor vyhnout komplikacím a zavádět šrouby za pomoci rentgenového zesilovače co nejpřesněji, mohou radiační dávky značně narůstat. To je samozřejmě nežádoucí jak pro pacienta, tak pro personál operačního sálu. Uvedená práce předkládá výsledky využití fluoroskopické navigace při zavádění transpedikulárních šroubů s ohledem na dávky ionizujícího záření. Cílem této studie bylo potvrdit či vyvrátit hypotézu, že fluoroskopická navigace umožňuje významnou redukci radiační zátěže při zachování stejného operačního postupu.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Teoretická část

1.1.1 Anatomie páteře

Páteř, columna vertebralis, tvoří osu skeletu trupu. Kloubně je spojena s lebkou, pletencem ramenním a pánví. Skládá se z obratlů (*vertebrae*), které jsou navzájem spojeny klouby, vazy a meziobratlovými ploténkami, které umožňují pohyblivost a zajišťují pružnost páteře (21). Celkový počet obratlů člověka je mezi 33 a 34. Dělí se na část krční (*pars cervicalis*), část hrudní (*pars thoracica*), část bederní (*pars lumbalis*), část křížovou (*pars sacralis*) a část kostrční (*pars coccygea*). Jednotlivé obratle daných částí se charakteristicky liší jak tvarově, tak i velikostně (27).

Skládá se ze 7 krčních obratlů (*vertebrae cervicales*, C1-C7), 12 hrudních obratlů (*vertebrae thoracicae*, Th1-Th12), 5 bederních obratlů (*vertebrae lumbales*, L1-L5), 5 křížových obratlů (*vertebrae sacrales*, S1-S5) a 4-5 kostrčních obratlů (*vertebrae coccygeae*, C0), (21).

Stavba obratlů: každý obratel se skládá z těla, *corpus*, oblouku, *arcus*, a výběžků, *processus*. **Tělo obratle**, *corpus vertebrae*, je přední zesílená část obratle. Jeho horní a dolní plocha směřuje k výše a níže uloženému obratli. Ventrální a laterální plocha je konvexní, dorsální je konkávní. Na dorsální ploše těla je větší množství otvorů, kterými vstupují a vystupují cévy a nervy. Těla obratlů jsou navzájem spojena chrupavčitými meziobratlovými destičkami, které vytvářejí pružný sloupec. Tato část obratle se také označuje v radiologické literatuře jako krycí hrana nebo ploténka (*end-plate*). **Oblouk obratle**, *arcus vertebrae*, ohraničuje laterálně i dorsálně otvor, *foramen vertebrale*, který vpředu uzavírá tělo obratle. Na dorsolaterální straně je začátek oblouku zúžený, *pediculus arcus vertebrae*, a na horním i dolním okraji oblouku jsou zářezy, *incisura vertebralis superior* a *incisura vertebralis inferior*, které jsou upraveny tak, že dolní zářez obratle předcházejícího a horní zářez obratle následujícího nasedají proti sobě a tím ohraničují meziobratlový otvor, *foramen intervertebrale*, jímž prochází

míšní nerv s cévami. V páteři tvoří foramina vertebralia kanál páteřní, *canalis vertebralis*, v němž je uložena hřbetní mícha, *medulla spinalis*. **Obratlové výběžky**, *processus vertebrae*, jsou umístěny na oblouku obratle. Nepárový trnový výběžek, *processus spinosus*, je umístěn ve střední čáře na dorsálním okraji oblouku. Ostatní výběžky jsou párové. Horní kloubní výběžky, *processus articulares superiores*, jsou uloženy na kraniální straně oblouku obratle. Dolní kloubní výběžky, *processus articulares inferiores*, vybíhají z kaudální strany oblouku obratle. Na horních a dolních kloubních výběžcích jsou kloubní plošky, *facies articulares superiores et inferiores*, jimiž jsou obratle navzájem skloubeny. Příčné výběžky, *processus transversi*, odstupují na laterální straně oblouku obratle (27).

Bederní obratle, *vertebrae lumbales*, se liší od ostatních obratlů především svou mohutností. Jejich tělo má ledvinovitý tvar, oblouky jsou masivní a obratlový otvor je větší než u obratlů hrudních. Mají tvar nepravidelného trojúhelníku. Příčné výběžky jsou uloženy ventrálně od kloubních výběžků, jsou dlouhé, zpředu oploštělé a míří laterálně a poněkud dorsálně. Vzhledem k tomu, že větší část příčného výběžku tvoří zakrnělé bederní žebro, nazývají se tyto výběžky *processus costales*. V zadní části odstupuje malý výběžek, *processus accessorius*, představující rudiment původního příčného výběžku. Trnové výběžky jsou krátké a široké, ke konci ztlustělé a zaoblené. Kloubní výběžky nasedají na obratlový oblouk, směřují dorsálně od příčných výběžků a jsou orientovány skoro ventrálně. Kloubní plošky leží v sagitální rovině, kde horní je konkávní a je obrácena mediálně, dolní konvexní směřuje laterálně. Při skloubení dvou sousedních bederních obratlů zapadají *processus articulares inferiores* do „objetí“ *processus articulares superiores*, které k nim naléhají ze stran. Na dorsolaterálním okraji *processus articularis superior* je vytvořen zaoblený malý výběžek, *processus mamillaris*, na který se upínají hluboké svaly zádové (27).

1.1.2 Spojení páteře

Obratlová těla jsou spojena navzájem různými anatomickými a funkčními mechanizmy. Patří sem **meziobratlové destičky**, *disci intervertebrales*, které spojují

těla obratlů a jsou uloženy mezi těly dvou sousedních obratlů v krční, hrudní a bederní páteři. Struktura destičky se skládá z periferního fibrosního prstence, *anulus fibrosus*, a centrálně uloženého jádra, *nucleus pulposus*. Prstenec je tvořen systémem lamel z kolagenních vláken, která jsou orientována ve třech směrech: probíhají koncentricky, šikmo (kříží se), nebo spirálovitě. Konce vláken přecházejí do periostu obratlových těl. Gellertovo jádro, *nucleus pulposus*, se vyklenuje nad rovinu *anulus fibrosus*. Je to rosolovitá, bezcévná, spíše chrupavčitá struktura obsahující vysoký podíl proteoglykanů a vody. Množství vody (90%) a napětí plotének (intradiskální tlak) s věkem klesá, proto dochází k jejich snížení a tím i ke zkrácení páteře. Při nižším tlaku vody v ploténce, ploténka vodu nasává, naopak při vyšším tlaku ji ploténka vypuzuje. Tato změna se rytmicky mění při změně polohy těla. Ve vertikální poloze se tlak zřetelně zvyšuje, naopak v horizontální se zmenšuje. Jádro je nestlačitelné, ale deformovatelné (pružné), oválného tvaru, při pohybech páteře se posunuje na stranu extenze (tj. k rozvírající se vzdálenosti mezi těly). Zároveň slouží jako tlumič nárazů v axiální ose (např. doskoky). Při pohybech vpřed, vzad a do stran se ventrodorzálně a mediolaterálně posouvá a vyrovnává asymetrické zatížení mezi těly obratlů (21, 19).

Meziobratlové destičky srůstají s hyalinní chrupavkou, která pokrývá horní a dolní plochy těl obratlů. Výška destiček není stejná, postupně narůstá směrem k dolním oddílům páteře. Tvoří přibližně jednu čtvrtinu délky celé páteře a nenachází se mezi 1. a 2. krčním obratlem (27).

Meziobratlové klouby, *articulationes vertebrales* (zygoapofyzeální klouby, fasety), mají různý tvar a sklon podle jednotlivých úseků páteře. Každý kloub je obalen pouzdrém (kapsulou), která obsahuje kolagenní a elastické vazivo. Mezi klouby jsou synoviální membrány (meniskoidy), které vytvářejí kloubní dutinu, *cavum articulare*, která je orientovaná shodně s polohou a směrem styčných plošek (19). Podle tvaru těchto ploch patří meziobratlové klouby v krční a hrudní části páteře ke kloubům plochým a v části bederní páteře ke kloubům válcovým (27). Kloubní dutina může při patologických okolnostech obsahovat tekutinu, která vytváří v dané oblasti synoviální cystu. V oblasti faset se kříží důležitá vlákna inervující páteřní kanál a současně i svaly.

Patologické změny mohou tyto nervy iritovat a vznikají tak reflektoricky velké svalové spazmy (19).

Vazy páteře, *ligamenta columnae vertebralis*, se dělí na vazy dlouhé a krátké. Obratlová těla jsou na přední a zadní ploše spojena **dlouhými vazy**, *ligamentum longitudinale anterius et posterius*, které pokračují kaudálně na kostrč jako *ligamentum sacrococcygeum anterius et posterius*. Přední podélný vaz (*lig. longitudinale anterius*) je v kaudálních částech páteře výrazně silnější a širší. Vaz se volně spojuje s těly obratlů, těsně s meziobratlovými destičkami. Snopce hluboké vrstvy vazů jsou kratší a spojují sousední obratle, zatímco povrchové snopce jsou delší a pokrývají vždy rozsah čtyř až pěti obratlů. Tyto vazy omezují záklon páteře. Zadní podélný vaz (*lig. longitudinale posterius*) se rozprostírá po zadní ploše obratlových těl v páteřním kanálu. Začíná na ploše těla 2. krčního obratle a dosahuje až po začátek canalis sacralis. V kraniální části páteře je širší než v kaudální. Pevně srůstá s meziobratlovými destičkami a s těly obratlů se spojuje volně. Snopce vazivových vláken jsou u povrchových vazů delší než u snopců hlubokých (27, 19).

Mezi **krátké vazy** páteře patří:

- *ligamenta flava (interarcualia)*, která vyplňují prostory mezi sousedními oblouky obratlů od 2. krčního obratle až po kost křížovou. Tvoří zadní část stěny páteřního kanálu. Jsou složena z elastických snopců, které jim dodávají nažloutlé zabarvení. Tyto vazy se zkracují při záklonu (stabilizují trup podobně jako svaly) a při předklonu se napínají a prodlužují.
- *ligamenta interspinalia*, vyplňují mezery mezi trnovými výběžky. V bederní části páteře jsou mohutnější než v krční oblasti. Dopředu se spojují s *lig. flava* a dozadu na konci trnového výběžku splývají s *lig. supraspinale*.
- *ligamentum supraspinale*, je souvislý pruh, který se táhne po povrchu trnových výběžků obratlů v bederní i hrudní části páteře. V úrovni 7. krčního obratle přechází ve vaz šíje (*ligamentum nuchae*).

- *ligamenta intertransversaria*, jsou tenké vazivové snopce, které jsou slabě vytvořeny v krční a v hrudní části páteře. Silnější jsou v bederním úseku páteře. Jsou to párové vazy, které spojují konce příčných výběžků sousedních obratlů (27, 19).

1.1.3 Pohyblivost páteře

Pohyblivost páteře je odlišná v jednotlivých částech páteře. Rozsah a možnosti pohybů jsou limitovány tvarem a sklonem kloubních plošek, výškou plotének, tuhostí kloubních pouzder, elasticitou a funkcí svalů a vazů. Mezi jednotlivými obratli je rozsah pohybu malý, proto výsledný pohyb celé páteře je dán součtem těchto dílčích pohybů. Základní pohyby, které páteř vykonává, jsou: **anteflexe (předklon) a retroflexe (záklon)** – extenze nebo hyperextenze. Při anteflexi se páteř rozvíjí do kyfózy, kdy horní obratle se předsunují proti dolním zhruba o 2 mm. Přední část ploténky se zužuje, zadní se rozevívá a vyklenutí ploténky do páteřního kanálu se vyrovnává. Předklon je možný ve všech úsecích páteře. Dorziflexe je pohyb složitější, protože je limitována zaklíněním drobných kloubů, které zabraňují dalšímu pohybu dozadu. Páteř se rozvíjí do lordózy, rozevívá se přední okraj meziobratlové ploténky, zužuje se intervertebrální foramen a ploténka se lehce vyklenuje do páteřního kanálu. V krční a bederní páteři je rozsah záklonu menší, než je rozsah předklonu. U hrudní páteře je záklon minimální. **Lateroflexe (úklony)** bývají často kombinovány s rotací, jejich rozsah je ve všech úsecích páteře dostačující, pouze v hrudní oblasti páteře jsou úklony omezeny žebry. Na straně úklonu je meziobratlový prostor zúžen, ploténka je komprimována a horní obratel může být lehce posunut na stranu úklonu (tzv. klouzání obratlů). **Rotace, torze (otáčení)** je nejkomplikovanější pohyb, který nejvíce zatěžuje skloubení páteře. Největší rozsah je v krční páteři (60° na každou stranu), v hrudní páteři je rotace menšího rozsahu (30°). Bederní páteř prakticky nerotuje (postavení kloubů to nedovoluje), i když je běžně popisována skolióza s rotací obratlů, jedná se pouze o pohyb těl vybočením trnů, nikoliv o klasickou rotaci v kloubech (21, 19).

1.1.4 Zakřivení páteře

Páteř člověka je deviována v rovině sagitální i frontální. V sagitální rovině se popisují tři typická zakřivení:

- konvexita (obloukem) vpřed – **krční lordóza** s vrcholem mezi C4 a C5.
- konvexita vpřed – **bederní lordóza** s vrcholem v L4-L5.
- konvexita vzad – **hrudní kyfóza** s vrcholem v Th6-Th7.

Promontorium je úhlovité zalomení páteře na hranici L5 a S1, jeho úhel je fyziologicky 120°. Zakřivení páteře se postupně vyvíjí již od prenatálního období. Lordózy se vyvíjí později: zdvihání hlavy činností šíjových svalů – vznik krční lordózy, vzpřimováním trupu, stojem a chůzí – bederní lordóza. Ve frontální rovině se vybočení páteře do strany nazývá skolióza, která je doprovázena rotací obratlů. Vybočení doprava je dextroskolióza, vybočení doleva sinistroskolióza. Každý jedinec má mírnou skoliózu ve výši Th3-5, obvykle doprava. Patologické zakřivení závisí na mnoha faktorech, nejvíce na asymetrii délky dolních končetin, vrozených vadách obratlů nebo onemocnění kosterního svalstva. Při extrémní skolióze může hrozit zborcení páteře a poškození míchy (21, 19).

1.1.5 Topografie páteřního kanálu a míchy

Páteřní kanál začíná ve *foramen magnum* a končí v *hiatus sacralis*. *Foramina vertebralia* spolu s vazy a zadními plochami meziobratlových disků ohraničují páteřní kanál, *canalis vertebralis*. Páteřní kanál má tvar rovnostranného trojúhelníku. Zadní ohraničení tvoří obratlové oblouky, jejich *laminae* a *liggamenta flava*. V sakrální části tvoří zadní stěnu *facies dorsalis* křížové kosti a kanál se otevírá do *hilus sacralis*. Přední ohraničení tvoří obratlová těla a meziobratlové ploténky. Po zadních plochách obratlových těl a plotének probíhá *lig. longitudinale posterius*. V místech odstupu artikulárních výběžků se nachází párové meziobratlové otvory, *foramina intervertebralia*, kterými prochází nervově-cévní svazek: spinální nerv, radikulární arterie, drénující žíla. Páteřní kanál obsahuje míchu s obaly. Zevním obalem je *saccus*

durae matris spinalis, který končí ve výši S2. Prostor mezi durálním vakem a stěnami páteřního kanálu je **epidurální (peridurální) prostor**, který se dělí na přední a zadní oddíl. Přední prostor bývá méně objemný než prostor zadní. Oba prostory obsahují *plexus venosi vertebrales interni anteriores et posteriores* a určité množství tukového vaziva. Do předních venózních pletení ústí ze zadní plochy obratlových těl *venae basivertebrales*. Na vnitřní plochu durálního vaku naléhá **arachnoidea**, která vymezuje **subarachnoideální prostor**, *spatium subarachnoideum*, ten je vyplněn mozkomíšním mokem a vybíhá podél míšních nervů do durálních kořenových pochev. Na povrch míchy se upíná **pia mater**, která končí v úrovni Th12. Kaudálním pokračováním míchy až do úrovně S2 je *filum terminale*. Vzhledem k rozdílné délce míchy a páteře je poloha míšních segmentů jiná než poloha obratlů. Tento vztah je vyjádřen tzv. vertebromedulární topografií (21, 8).

1.1.6 Cévní zásobení páteře a míchy

a) Tepny

Arteriální zásobení obratlových těl, páteřního svalstva, dura mater, kořenů a míchy vychází ze segmentálních větví interkostálních tepen. Horní hrudní páteř je zásobena z *a. intercostalis suprema*, krční páteř z *aa. vertebrales*, *a. cervicalis profunda* a *ascendens*. Lumbální a sakrální páteř je zásobena z iliolumbálních tepen (*a. iliaca interna*). Samotné zásobení kořenů, dura mater a míchy je z tzv. neuromedulárních tepen, které procházejí po předním a zadním kořeni směrem k míše. Klasifikace těchto tepen rozlišuje, zda se podílí pouze na zásobení kořene (**radikulární tepny**) nebo na zásobení povrchové (piální) sítě míchy (**radikulopiální tepny**). Přítoky, které se podílí na zásobení šedé hmoty z *a. spinalis anterior*, se nazývají **radikulomedulárními tepnami** (19, 2).

b) Žíly

Rozlišujeme tzv. **vnitřní žilní systém** míchy (*plexus venosi vertebrales interni*), který se skládá ze žil probíhajících mezi tvrdou plenou míšního provazce a periostem páteřního kanálu. Žíly jsou zpravidla propojeny, ale vytvářejí na přední a zadní straně

míchy tzv. plexus venosi vertebrales interni anteriores et posteriori. Tyto žíly odvádějí krev do tzv. zevního žilního systému (plexus venosi vertebrales externi), který je tvořen žilami probíhajícími po povrchu páteře. Z této pleteně krev odchází spojkami do velkých žil v jednotlivých úsecích páteře (v.vertebralis, v.cervicalis, v.intercostalis, v.lumbalis, v.sacralis), (19, 2).

1.1.7 Zádové svaly

Svaly trupu (*musculi trunci*) se dělí na:

- **svaly zádové** (*musculi dorsi*)
- **svaly krku** (*musculi colli*)
- **svaly hrudníku** (*musculi thoracis*)
- **svaly břišní** (*musculi abdominis*)

Svaly zádové se rozdělují na **svaly povrchové** (*musculi dorsi superficiales*), mající vztah k horní končetině (*m. trapezius*, *m. latissimus*, *m. rhomboidei major et minor*, *m. levator scapulae*) a ke svalům žeber (*m. serratus posterior superior et inferior*). Dále pak na **svaly hluboké** (*musculi dorsi profundus*), které jsou dlouhé (*m. splenius capitis*, *m. splenius cervicis*, *m. erector spinae*, *m. transversospinalis*) nebo krátké (*mm. interspinales*, *mm. intertransversarii*, *mm. levatores costarum*, *mm. suboccipitales*). Hluboké svaly zádové pokrývá *fascia thoracolumbalis*. Její povrchový list začíná od *processus spinosi* a hluboký list od *processus transversi*. Oba tyto listy splývají a uzavírají osteofasciální prostor pro vlastní zádové svalstvo. Svaly zad jsou rozloženy ve vrstvách. Povrchněji leží vrstva spinohumerálních svalů (*m. trapezius*, *m. latissimus dorsi*) a pod nimi je umístěn *m. levator scapulae* a *mm. rhomboidei*. V další vrstvě jsou spinokostální svaly (*m. serratus posterior superior et inferior* a *mm. levatores costarum*). Poté následuje komplex systémů vlastních zádových svalů (27).

1.1.8 *Krajiny zad*

Krajiny zad jsou rozděleny pomocí orientačních čar. Mezi základní orientační čáry patří *linea mediana posterior*, která prochází spinálními výběžky všech obratlů, *linea paravertebralis* procházející okraji příčných výběžků obratlů a *linea scapularis*, vertikální čára procházející dolním úhlem lopatky. Střední úsek zádových krajin, který odpovídá rozsahu v úrovni samotné páteře, se nazývá **regio vertebralis**. V oblasti os sacrum se označuje **regio sacralis**, v kraniální části je **regio cervicalis posterior**, oblast lopatky je **regio scapularis** a kaudálně od ní leží **regio lumbalis**, která probíhá od posledního žebra až ke crista iliaca (8).

1.2 *Zobrazovací metody bederní páteře*

1.2.1 *Skiagrafie*

Mezi základní vyšetřovací metody bederní páteře pro ortopedii a traumatologii patří prostý snímek skeletu. Vzniklý dvourozměrný rentgenový obraz znázorňuje informace o všech radiokontrastních tkáních trojrozměrného objektu, kterým záření prochází. Aby zhotovený snímek splňoval diagnosticky hodnotitelné prvky, je třeba věnovat zvláštní pozornost provádění daných projekcí a nastavování expozičních hodnot (pokud přístroj nemá expoziční nebo orgánovou automatiku). V dnešní době na většině pracovišť převažují přístroje s digitální radiografií, která je přímá (rentgenové záření dopadá na detektorovou soustavu, která převádí vzniklý elektrický signál do počítače), nebo nepřímá (využívající fosforové fólie, na kterých vznikne latentní obraz a ve speciálních “čtecích” zařízeních se převede do digitální podoby počítače). Výhodou je vysoká kvalita nasnímaných obrazů, které je možno dodatečně postprocessingově zpracovat, redukovat dávky záření, jednoduše archivovat a snadno poskytnout jiným pracovištím. Snímkovací technika zůstává stejná. Pro snímkování páteře je důležité, aby vždy byly zachyceny všechny obratle vyšetřované oblasti, v optimálním případě i první sousední obratel (možnost numerických variant). U mladých jedinců je třeba zvážit snímkování bederní páteře, protože tzv. gonádová dávka je značná. Základní snímky se provádí v předozadní (AP) a bočné projekci (19).

Předozaďní projekce bederní páteře: před vyšetřením si pacient obnaží vyšetřovanou oblast tak, aby části oděvu tuto oblast nezakrývaly. Pacient je pohodlně uložen na zádech, dolní končetiny jsou mírně pokrčeny v kolenou tak, aby páteř lépe doléhala na úložnou desku, a horní končetiny vedou podél těla. Na kazetu 15/40 (30/40) s ohniskovou vzdáleností (OK) 100 cm centrujeme centrální paprsek (CP) kolmo na střed filmu do oblasti L3/4, tj. 2-3 prsty nad bikristální linii. Dolní okraj kazety je uložen pod symfýzou. Důležité je správné stranové označení, které se standardně dává do distálního zevního rohu, a identifikace pacienta na filmovém (digitálním) obraze. Primární clony jsou rozevřeny na velikost kazety. Vzhledem k vyšetřovanému objemu použijeme sekundární Bucky clonu a expoziční automatiku (19, 20).

Bočná projekce bederní páteře: před vyšetřením si pacient obnaží vyšetřovanou oblast a pohodlně se uloží na levý bok. Hlava je položena na polštáři, někdy je podložena horními končetinami, dolní končetiny jsou pokrčeny v kolenou. Pokud je páteř prohnutá, je vhodné ji vyrovnat (papírovou vatou nebo radiotransparentním materiálem). Nyní na kazetu 30/40 se vzdáleností OK 100 cm, centrujeme CP opět kolmo na střed filmu do oblasti L3/4. Dolní okraj kazety zasahuje až ke kostrči. Stranové označení se udává podle toho, na kterém boku pacient ležel (L-levá strana). Důležitá je identifikace pacienta na filmovém (digitálním) obraze. Primární clony jsou rozevřeny na formát kazety. Vzhledem k vyšetřovanému objemu použijeme sekundární Bucky clonu a expoziční automatiku (19, 20).

Šikmé projekce bederní páteře: využívají se zcela výjimečně k posouzení anomálií oblouku u spondylolistéz nebo pro dobře viditelné artrotické změny.

Funkční snímky bederní páteře: provádí se při posuzování funkce, statiky a dynamiky páteře. Snímky se provádějí v přirozené poloze těla, tj. vestoje nebo vsedě, u vertigrafu. Provádí se předozaďní projekce v úklonu (lateroflexi) doleva a doprava nebo v bočné projekci v předklonu (anteflexi) a záklonu (retroflexi). Vždy se jedná o maximální předklon a záklon.

Zobrazení **sakroiliakálního (SI) skloubení a kosti křížové**: je viditelné na standardních snímcích bederní páteře v předozadní i bočné projekci. Na SI skloubení jsou nutné speciální projekce, tzv. šikmé snímky, zvlášť pro každé SI nebo srovnávací snímky SI skloubení. U srovnávacích snímků leží pacient na zádech, dolní končetiny jsou pokrčeny v kolenou, CP míří nad symfýzu, skloněn 30-45 stupňů kranálně a dopadá do středu filmu. Další variantou je pacient ležící na břiše, CP je skloněný 5-15 stupňů kaudálně a dopadá na střed filmu. Jestliže snímáme každý kloub zvlášť, pacienta natočíme 30 stupňů na nevyšetřovanou stranu (vyšetřovaná strana je vyzdvižená a vypodložená). CP míří kolmo do středu třísla a na střed kazety 18/24, OK 100 cm, Buckyho clona. Horní okraj kazety je 2 cm nad hřebenem lopaty kosti kyčelní (19, 20).

1.2.2 Myelografie

Dříve nazývána perimyelografie. Při této metodě se do subarachnoideálních prostorů aplikuje pozitivní jodová kontrastní látka (KL), která následně prochází kolem míchy. Kontrastní látka je neionická, bez neurotoxických účinků. Vyšetření se provádí nejčastěji po lumbální punkci ve výši L3-S1 za přísných aseptických podmínek. Aplikuje se kolem 5-15 ml KL, podle rozsahu vyšetření. Při **sackoradikulografii** (vyšetření bederního úseku) zobrazujeme kořenové pochvy a jejich vztah k meziobratlové ploténce a kostním strukturám. Vyšetření se provádí vestoje v předozadní (AP), zadopřední (PA), obou šikmých polohách a bočné projekci. Podle potřeby je možno vyšetření doplnit o funkční snímky. V dnešní době se již tato metoda využívá ojediněle, protože je nahrazována magnetickou rezonancí (MR myelografie), (12).

1.2.3 Diskografie

Jedná se o invazivní zobrazovací metodu, při které se aplikuje kontrastní látka do *nucleus pulposus* intervertebrálního disku. Pacient leží na břiše, v lokální anestezii je pod skiaskopickou kontrolou zavedena jehla k okraji *anulus fibrosus* a tenkou jehlou se pronikne do středu ploténky. Při aplikaci KL do herniované ploténky vyprovokujeme

radikulární bolest, a tak můžeme prokázat zdroj bolesti. U víceetážových postižení je velký problém zjištění bolesti, která se podílí na obtížích pacienta. Proto se diskografie využívá jen pro vyšetření před perkutánními intradiskálními operacemi (19).

1.2.4 Výpočetní tomografie bederní páteře

Výpočetní tomografie (CT) si zachovala významné postavení v diagnostice páteře a páteřního kanálu. Kvalita zobrazení závisí na kvalitě CT přístroje. Spirální CT s několika řadami detektorů (multidetektorové) zaznamená delší úsek páteře za několik sekund. CT vyšetření se využívá v traumatologii u poranění páteřního skeletu, u degenerativních a nádorových onemocnění a při epidurálních afekcích. Jelikož je hlavní nevýhodou vysoká radiační zátěž, která je závislá na rozsahu a počtu skenů vyšetřované oblasti a na základních skenovacích parametrech (mAs a kV), je nutné přesně lokalizovat onemocnění.

Radiační zátěž bederní páteře při hodnotách 120-140 kV a 160-290 mAs je 2,9-6 mSv efektivní dávky E. Při srovnání efektivní dávky z nativních snímků a CT lze odhadnout, že CT má 3-6 krát vyšší efektivní dávku (21, 19).

1.2.5 Magnetická rezonance bederní páteře

Tato zobrazovací metoda nejlépe umožní zobrazit páteř, páteřní kanál a míchu v celém rozsahu neinvazivním způsobem bez radiačního zatížení. Vyšetření se provádí vleže na zádech s vypodloženými dolními končetinami. Horní končetiny mohou být podél těla, ale i nataženy za hlavou pacienta. Pro zlepšení signálu z vyšetřované oblasti se používají přídavné spojené (array) cívky, které umožňují najednou vyšetřit páteř v délce až 50 cm (19). Vyšetření se provádí ve třech základních rovinách. Běžně se ale používají sagitální 3-4 mm řezy v T1 a T2 vážených obrazech a transversální 3-5 mm řezy v T1 vážených obrazech. Pro lepší vzhled MR snímků se používají pulzní sekvence - sekvence spin echo (SE), turbo spin echo (TSE), gradientní echo-fast field echo (FFE) nebo sekvence, které potlačují v dané oblasti signál tuku (STIR, SPIR), signál vody (FLAIR, WATS). Nativní vyšetření trvá asi 20 minut, s kontrastní látkou asi 30 minut.

Kontrastní látka se aplikuje intravenózně, jedná se o gadolinium vázané v komplexu DTPA (dietylen-triamin-pentaacetylová kyselina). Používá se vždy při podezření na zánětlivá postižení a nádory, ale i u pooperačních vyšetření (21).

Udávané zkratky mohou být u jednotlivých výrobců MR přístroje různé.

1.3 Přístrojové vybavení na operačním sále

K přístrojovému vybavení instrumentované stabilizace bederní páteře patří: počítačová navigační technika a C-rameno rentgenového přístroje s kalibračním kruhem.

1.3.1 Navigační technika BrainLAB VectorVision Fluoro 3D

VectorVision Fluoro 3D je počítačový systém umožňující přesné zavedení titanových šroubů do obratlů bederní páteře během operace a sledování pozice virtuálních šroubů na počítačové obrazovce systému v reálném čase. Umožňuje přesnější zacílení těchto šroubů (bez častých expozic rtg záření) a snižuje celkovou dávku rentgenového záření absorbovanou jak pacientem, tak operačním týmem.

Navigační systém se skládá ze dvou infračervených kamer (snímají pozici sond), a potřebného instrumentária. Jedná se o obratlovou svorku s klíčem a nosičem navigačních markerů, nástroj k otevření pediklu s nosičem navigačních markerů, dilatátor s nosičem navigačních markerů a kalibrační kolébku.

1.3.2 Rentgenový systém BV LIBRA

BV Libra je mobilní rentgenový diagnostický systém firmy Philips (Nizozemí), sloužící k akvizici a prohlížení snímků. Systém se skládá ze stativu C-ramena a mobilní prohlížecké stanice (34).

Stativ C-ramena - je vybaven řízenými kolečky s brzdou, ručním a nožním spínačem (slouží k provedení skiaskopie, a to s nízkou dávkou – Low Dose Fluoroscopy

– LDF nebo s vysokým rozlišením – High Definition Fluoroscopy – HDF), ovládacím panelem a displejem.

Displej je možno rozdělit do tří hlavních oblastí:

- oblast obsahující informace o záření – jedná se o informace v reálném čase s konkrétními hodnotami kV, mA (mAs), stávající dávkou na produkční oblast a celkovou dobou skiaskopie
- funkční oblast – je spjata s funkčními programovatelnými klávesami, které slouží k manuální změně hodnot a k jejich novému zobrazení
- informační oblast – středová část displeje informuje o teplotě rentgenové trubice, stavu záření (během záření se zobrazí symbol dokládající, že právě záření probíhá)

Na samotném C-rameni se na horním konci nachází zesilovač obrazu s kompaktní otočnou TV kamerou CCD se systémem anamorfotických čoček a rentgenovou mřížkou z karbonového vlákna (snižuje rozptýlené záření), na dolním konci je rentgenový tank obsahující rentgenovou trubici s pevnou wolframovou anodou a kolimátor vymežující rtg svazek na velikost zorného pole. Na zesilovač obrazu lze nainstalovat snímatelný laserový zaměřovač (bodový nebo křížový) pro snadnější centraci vyšetřované oblasti.

Mobilní prohlížeč stanice – jedná se o samostatnou stojící jednotku vybavenou dvěma monitory. Levý monitor slouží pro skiaskopii v reálném čase, roadmapy a k zachycení posledního snímku, tj. Last Image Hold (LIH), pravý monitor je určen pro referenční snímky. Stanici lze použít nejen k prohlížení, archivaci snímků, ale k následnému zpracování, tzv. post-processing. Na monitorech se zobrazují další důležité stránky: administrativa pacienta, akvizice, stránka přehledu a zpráva o dávce. Mobilní stanice obsahuje ovládací pult s klávesnicí a s jednotlivými ovládacími prvky související s vyšetřením, manipulací se snímky a prací s pacientem (34).

K fluoroskopické navigaci je zapotřebí před samotným výkonem na C - rameno nainstalovat registrační soupravu. Jedná se o kovový kruh, který po celé ploše obsahuje referenční terčíky. Tyto body odrážejí infračervené světlo vyprodukované kamerou systému a po jejich opětovném přijetí dle jejich pozic počítačový software vyhledá pozici jednotlivých obratlových těl vůči markerům.

1.4 Indikace k instrumentované stabilizaci páteře

1.4.1 Úrazová etiologie

Cílem operačního léčení zlomenin obratlů bederní páteře je urgentní dekomprese míchy, stabilizace páteře a poté možnost částečné rehabilitace nemocného. Indikací pro operační řešení zlomenin obratlů jsou kompresivní zlomeniny s prolomenou zadní hranou obratlového těla, které zužují páteřní kanál a komprimují míchu. Pro stabilizaci obratle s frakturou je možno zvolit přední či zadní přístup, event. při vhodném typu zlomeniny intrakorporální kyfoplastiku nebo vertebroplastiku (22).

1.4.2 Neúrazová etiologie

Vrozené a vývojové vady páteře

Do této skupiny lze zařadit onemocnění vzniklá během fetálního vývoje (vrozené vady) a poruchy, které se vytvářejí a projevují během růstu. Obě skupiny se pak prezentují porušením páteřní křivky buď v rovině frontální, nebo v rovině sagitální.

Do skupiny vrozených vad patří skolióza. Jedná se o deformitu páteře, při níž je páteřní křivka uchýlena doprava (dextroskolióza), anebo doleva (sinistroskolióza). Toto vybočení určuje tzv. Cobův úhel, který vyjadřuje tíži křivky ve stupních. Podle vzniku lze skoliózu rozdělit do dvou skupin, a to na strukturální a nestrukturální skoliózu. K prvně jmenované skupině patří i tzv. idiopatická skolióza, která určuje až 80% pacientů přicházejících do ordinace ortopeda.

Pro zjištění a následnou léčbu skolióz je nejdůležitější RTG snímek a následné měření Coobova úhlu. Jeho velikost s časovou dynamikou změn určuje typ léčby.

Obecně platí pravidlo, že skolióza do 50° se řeší konzervativně (cvičení, rigidní ortéza), nad 50° se řeší rozsáhlou korekcí deviace páteře za pomoci operační osteotomie a následné stabilizace páteře a při velmi těžkých deformitách se musí připojit k zadní instrumentované spondylodéze i přední výkon (26).

Degenerativní změny páteře

- *Spondylóza*: jedná se o degenerativní postižení intervertebrálního prostoru zahrnující spojení mezi meziobratlovou ploténkou a okrajovými částmi těla obratle. Příčinou je postupná degenerace tkáně disku, která vede k nestabilitě v daném segmentu páteře a následně k vytváření okrajových osteofytů mezi jednotlivými obratli. Pacient pociťuje nejprve ranní ztuhlost v zádech, později bolesti lokalizované do určitého místa a později omezení pohyblivosti páteře.
- *Spondyloartróza*: v tomto případě dochází k degenerativnímu procesu postihující meziobratlové klouby. Většinou následuje vznik spondylózy, kdy dochází k přetížení intervertebrálních kloubů a vzniká typická artróza. Klinicky se projevuje obdobně jako spondylóza, rozdíl najdeme na RTG snímku.
- *Stenóza páteřního kanálu*: vzniká jako důsledek spondylózy a spondyloartrózy, kdy dochází k útlaku nervových struktur v páteřním kanálu, k rozvoji myelopatie projevující se slabostí dolních končetin, jejich křečovitostí, snížením citlivosti či příznaky z lokalizované komprese nervových kořenů. Zadní výkony s transpedikulární stabilizací indikujeme při postižení více segmentů s útlakem páteřního kanálu v zadních partiích.
- *Spondylolýza*: jedná se o stav, kdy je centrální část obratlového oblouku vazivově porušena. Tento nález se nejčastěji vyskytuje v oblasti L5 a projevuje se bolestmi v této partii zad při námaze. K operačnímu řešení se přistupuje v případě dlouhodobých obtíží nereagujících na konzervativní terapii.

- *Spondylolistéza*: při tomto onemocnění dochází k posunu jednoho obratlového těla vůči druhému směrem ventrálním. Podle vzniku olistézy se dělí do několika skupin: kongenitální, ischemické, degenerativní. Pacient pociťuje dle stupně posunu těla potíže s bolestmi zad při stožení až po kořenové iritace s křečovitým stažením okolní svaloviny. Metodou volby léčby je tzv. 360° fúze, kdy k zadní instrumentaci připojujeme i přední intersomatickou fúzi (3, 4).

Infekční onemocnění páteře

Častým postižením páteře je spondylodiscitida. Jedná se o onemocnění meziobratlové ploténky s postižením okolních obratlových těl. Toto onemocnění vzniká nejčastěji hematogenním rozsevem infekčního agens, méně často po operacích páteře nebo po výkonech v oblasti páteřního kanálu (cévní operace). Operační řešení volíme při riziku zborcení obratlového těla s možností rozvoje neurologické patologie útlakem páteřního kanálu zánětlivou masou infekce (absces), (26).

1.5 Radiační ochrana v legislativě

1.5.1 Koncepce radiační ochrany

V souladu s obecnými principy ochrany zdraví před působením faktorů životního prostředí a technického rozvoje je cílem radiační ochrany zabezpečit dostatečnou úroveň ochrany zdraví a umožnit přitom přínos z využití zdrojů záření a jaderné energie. Aby bylo možno zabezpečit ochranu zdraví na potřebné úrovni, musí se radiační ochrana opírat o soubor vzájemně vypracovaných koncepcí, které obsahují základní pojmy a kritéria. Tyto koncepce musí být v souladu s novodobými poznatky o biologických účincích ionizujícího záření, s obecnými přístupy společnosti k ochraně zdraví obyvatelstva před faktory technického rozvoje a životního prostředí a brát v úvahu všechny situace v ozáření lidí, jež se vyskytují nebo mohou vyskytovat (35).

V rámci světové odborné veřejnosti postupně vznikaly organizace, které na nejvyšší odborné úrovni vytvářely účinné koncepce pro řešení problémů radiační ochrany. V roce 1928 byla založena **Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP)**, jejíž doporučení se stala základem přístupů světových i regionálních organizací i národních předpisů v otázkách radiační ochrany (nejen při využití zdrojů záření v medicíně, ale i pro celou sféru kontaktu člověka s tímto faktorem). Tato komise vydává na základě aktuálních analýz a poznatků o působení záření na člověka fundovaný výklad, který není brán jako právní předpis. Po 2. světové válce se problematice ionizujícího záření a její ochraně začaly věnovat organizace s různým zaměřením. **Mezinárodní agentura pro atomovou energii (MAAE – IAEA)**, **Světová zdravotnická organizace (SZO – WHO)**, **Mezinárodní organizace pro potraviny a zemědělství (FAO)**, **Mezinárodní organizace práce (MOP – ILO)** a **Organizace pro ekonomickou spolupráci a rozvoj (OECD)**. V roce 1955 vznikl **Vědecký výbor pro účinky atomárního záření (UNESCEAR)**. Jednotlivé organizace vydávaly doporučení, která nebyla vždy navzájem kompatibilní, což vedlo k vydání společných dokumentů pro oblast radiační ochrany. Jedná se o „**Mezinárodní základní standard ochrany před zářením a bezpečnosti zdrojů záření**“ (**IBSS – International Basic Safety Standards**). Daleko vyšší stupeň závaznosti pro legislativu i praxi v dané oblasti v členských státech nesou dekrety Evropské unie, které respektují doporučení vydané ICRP. Předpisy na ochranu před zářením pro ČR vychází z doporučení ICRP a mezinárodních směrnic EU Euratom (35, 15). Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření („Atomový zákon“) a o změně a doplnění některých zákonů je základním právním předpisem v radiační ochraně v ČR. Na základě jeho zmocnění je vydána řada prováděcích předpisů. Tento zákon byl v souvislosti se sjednocováním českých právních předpisů a předpisy EU významně novelizován zákonem č. 13/2002 Sb. (31).

Evropské společenství pro atomovou energii (Euratom) má za cíl zajištění ochrany zdraví obyvatel a pracovníků se zdroji před účinky ionizujícího záření, tzn. stanovení bezpečnostních standardů pro radiační ochranu a zavedení mechanismů pro kontrolu jejich dodržování (35, 31). Hlavní institucí zodpovídající za jadernou

bezpečnost, radiační ochranu a havarijní připravenost je **Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB)**, (15). SÚJB vykonává státní správu a dozor při využívání jaderné energie, ionizujícího záření a v oblasti radiační ochrany (31). Kontrolní činnost SÚJB je zajišťována kontrolními pracovníky, což jsou inspektoři jaderné bezpečnosti nebo radiační ochrany. V minulých letech převážně kontrolovali povolení klinických pracovišť a příslušnou dokumentaci. Dnes je hlavní náplní inspekci i lékařské ozáření, konkrétní optimalizace ozáření pacientů, standardů radiologických postupů včetně hodnocení dávek nebo výběru vhodných rtg přístrojů.

1.5.2 Cíl radiační ochrany

Cílem radiační ochrany je zabránit vzniku deterministickým účinkům a stochastické účinky omezit na přijatelnou úroveň (35, 15).

1.5.3 Principy radiační ochrany

Mezi základní cíle radiační ochrany patří čtyři hlavní principy. Jedná se o princip zdůvodnění, optimalizace, limitování a princip fyzické bezpečnosti zdrojů.

Princip zdůvodnění

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby každá činnost byla zdůvodněna přínosem, který vyváží rizika, jež při těchto činnostech vznikají či mohou vzniknout (11). Z toho vyplývá i správná indikace k vyšetření, vedoucí ku prospěchu ozářené osoby. Indikujícím odborníkem je lékař a aplikujícím odborníkem je radiologický asistent.

Princip optimalizace

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen dosáhnout a dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení (jak zdraví osob, tak i životního prostředí) bylo tak nízké, jak je rozumně možné. Často se princip optimalizace označuje jako princip ALARA (angl. „as low as reasonably

achievable“), (11). Cílem optimalizace pro radiodiagnostická vyšetření je správné využití zobrazovacích metod tak, aby ozáření pacienta bylo co nejnižší, aniž by se omezilo získání diagnostických informací (25). V rámci lékařského ozáření v radiodiagnostice se využívají směrné hodnoty uvedené ve vyhlášce 307/2002 Sb., nazývané „*diagnostické referenční úrovně*“ (DRÚ). Jedná se o úrovně dávek, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. K lékařskému ozáření mohou být použity pouze zdroje IZ, které splňují požadavky na zdravotnické prostředky, procházejí zkouškami dlouhodobé stability a vyhovují národním radiologickým standardům (11). Každoročně se na odděleních radiodiagnostiky provedou místní diagnostické referenční úrovně pro jednotlivá vyšetření, která by neměla překročit národní hodnoty stanovené SÚJB.

Tabulka 1: DRÚ pro skiagrafické a CT vyšetření bederní páteře ve vyhl. č. 307/2002 Sb.

Vyšetření	Projekce	ESD vztažená na jeden snímek (mGy)
Skiaskopie bederní páteře	AP	10
	LAT	30
CT bederní páteře	CTDI pro jedno tomografické vyšetření	35

Zdroj: Praktická radiologie, ročník 7, č. 3

Poznámky: ESD (z angl. entrance surface dose) – vstupní povrchová dávka

CTDI (z angl. computer tomography dose index) – vážený dávkový index

Princip limitování

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření nepřekročilo stanovené limity. Tento princip neplatí pro lékařské ozáření (tj. ozáření osob v rámci diagnostiky a léčby). Lékařské expozice se řídí principy odůvodnění a optimalizace (11, 17).

Limit ozáření je závazný kvantitativní ukazatel pro celkové ozáření osob z radiačních činností, jehož překročení není ve stanovených případech přípustné. Dělí se do tří skupin na limity obecné (pro obyvatelstvo), limity pro radiační pracovníky a limity pro učně a studenty (15).

Obecné limity zahrnují celkové ozáření ze všech radiačních činností, ale nezahrnují ozáření z přírodních zdrojů (mimo zdrojů, které vědomě a záměrně využíváme), profesní ozáření, lékařské ozáření, havarijní ozáření, ozáření ve zvláštních případech (těhotné ženy) a ozáření učňů a studentů (11).

Limity pro radiační pracovníky se vztahují na profesní ozáření, což je ozáření, kterému jsou vystaveni pracovníci vykonávající práci se zdroji ionizujícího záření (11).

Tabulka 2: Přehled obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty

Veličiny	Limity		
	obecné	pro radiační pracovníky	pro učně a studenty
Efektivní dávka za rok (mSv)	1	50	6
Efektivní dávka za 5 za sebou následujících let (mSv)	5	100	-
Efektivní dávka v oční čočce za rok (mSv)	15	150	50
Efektivní dávka na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky za rok (mSv)	-	500	150
Průměrná ekvivalentní dávka v 1 cm ² kůže za rok (mSv)	50	500	150

Zdroj: Praktická radiologie, ročník 7, č. 3

Vysvětlivky: Efektivní dávkou se rozumí součet efektivních dávek ze zevního ozáření a z vnitřního ozáření.

Princip fyzické bezpečnosti zdrojů IZ

Zdroje ionizujícího záření (IZ) musí být zabezpečeny tak, aby nad nimi nemohlo dojít za předvídatelných podmínek ke ztrátě kontroly. Princip zabezpečení zahrnuje i opatření pro zabránění odcizení a přístupu nepovolaných osob, ale i předávání zdroje pouze držitelů povolení, opatření pro technickou bezpečnost a dobrý stav zdroje (11).

1.5.4 Veličiny a jednotky

V oblasti ionizujícího záření představují veličiny a jednotky důležitý údaj nejen pro kvantifikaci záření, biologických účinků, ale i pro jeho měření a monitorování v radiační ochraně. Vhodné je rozlišovat dozimetrické veličiny, které mají čistě fyzikální povahu, a veličiny zavedené pro radiační ochranu. Podstata těchto veličin je

vlastně bio-fyzikální, neboť umožňují kvantifikovat určité biologické účinky na základě zohlednění nejdůležitějších vlastností ionizujícího záření, jako je druh a energie záření, způsob ozáření a radiosenzitivitu nejdůležitějších tkání a orgánů (24).

- *Absorbovaná dávka* (D) je definována jako poměr střední energie ionizujícího záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozářené látky v určitém bodě. Jelikož je dávka definována v daném bodě (objemovém elementu), nelze sčítat dávky, jestliže byla energie předána látce v různých místech (částech těla). Jednotkou je joule na kilogram (J.kg^{-1}), pro který byl zaveden název gray (Gy), dílčí jednotky jsou miligray (mGy), mikrogray (μGy) a nanogray (nGy), (11).

$$D = DE/Dm$$

DE – střední energie ionizujícího záření absorbovaná objemovým elementem látky
 Dm – hmotnost objemového elementu

- *Dávkový příkon* (D') je dávka obdržaná v daném místě ozařovanou látkou za jednotku času, tedy poměr přírůstku dávky dD za časový interval dt . Jednotka je Gray za sekundu (Gy.s^{-1}), v praxi se nejčastěji používají jednotky (Gy/min.) nebo (mGy/hod.), (33).

$$D' = dD/dt$$

- *Kerma* (**k**inetic **e**nergy **r**elaxed in **m**aterial), (K) je veličina příbuzná absorbované látce a používá se v souvislosti s nepřímo ionizujícím zářením (11).

$$K = dE_k/Dm$$

dE_k – součet počátečních kinetických energií
 Dm – hmotnost objemového elementu

Jednotka kermy je 1 Gy.

- *Ekvivalentní dávka* (H_T) představuje součin radiačního váhového faktoru (w_R) a střední absorbované dávky (D_{TR}) v orgánu nebo tkáni (T) způsobené ionizujícím zářením druhu (R). Jednotkou je J.kg^{-1} nazývaná sievert (Sv), (11).

$$H_T = w_R \cdot D_{TR}$$

Radiační váhový faktor w_R je odvozen od relativní biologické účinnosti (RBÚ), což je poměr dávek dvou druhů záření potřebných k vyvolání stejného

biologického účinku (za referenční záření se obvykle používá rentgenové záření s energií 200 keV). RBÚ udává, kolikrát je záření typu R biologicky účinnější než referenční záření. Tyto hodnoty jsou vybrány na základě širokého spektra dat.

Ekvivalentní dávka se používá v ročních limitech ozáření pro radiační pracovníky, obecných limitech a limitech pro učně a studenty. Tato dávka není měřitelná (23).

Tabulka 3: Radiační váhové faktory pro různé druhy záření

Typ záření a energie	Radiační váhový faktor W_R	
	vyhláška 307/2002 Sb.	doporučení ICRP 103
Fotony	1	1
Elektrony	1	1
Neutrony < 10 keV do >20MeV	2-20	Vyjádřeno energetickou závislostí
Protony > 2MeV	5	2
Částice alfa, těžká jádra, štěpné fragmenty	20	20

Zdroj: Radiační ochrana pro radiologické asistenty (11)

- *Efektivní dávka* (E) je součtem součinů tkáňových váhových faktorů (w_T) a ekvivalentních dávek (H_T) v ozářených tkáních a orgánech T. Jednotkou je $J \cdot kg^{-1}$ nazývaná sievert (Sv).

Efektivní dávka je základem obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty. Tato dávka není měřitelná.

$$E = \sum w_T \cdot H_T$$

Tkáňové váhové faktory představují relativní příspěvky tkání nebo orgánů k celkové újmě ze stochastických účinků při rovnoměrném ozáření celého těla (23).

- *Dávkový ekvivalent* (H) je součinem absorbované dávky (D_T) v uvažovaném bodě tkáně nebo vzduchu a jakostního činitele (Q) vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Jednotkou je $J \cdot kg^{-1}$ nazývaná sievert (Sv).

Dávkový ekvivalent se používá v osobní dozimetrii a dozimetrii pracovního prostředí (23).

$$H = D_T \cdot Q$$

Jakostní faktor (Q) se aplikuje na absorbovanou dávku v bodě určitého prostředí (např. ve vzduchu nebo ve tkáni).

Již zmíněná skutečnost, že ekvivalentní dávka i efektivní dávka nejsou měřitelné, byla důvodem pro zavedení **odvozených limitů** pro účely radiační ochrany, jež jsou důležité zvláště v osobní dozimetrii pracovníků. Pro zevní ozáření je to *osobní dávkový ekvivalent* H_p (**0.07**) v hloubce tkáně 0.07 mm a osobní *dávkový ekvivalent* H_p (**10**) v hloubce tkáně 10 mm pod povrchem těla (11). Obě veličiny jsou měřeny dozimetrem poskytovaným oprávněnou dozimetrickou službou.

Tabulka 4: Přehled uvedených veličin a jednotek

Veličina	Název jednotky (symbol)	Symbol veličiny	Vztah pro stanovení veličiny	Charakter veličiny vstupující do vztahu
Absorbovaná dávka	Gray (Gy)	D	-	-
Ekvivalentní dávka	Sievert (Sv)	H_T	$H_T = w_R \cdot D_{TR}$	Střední dávka D_{TR} v orgánu T
Efektivní dávka	Sievert (Sv)	E	$E = \sum w_T \cdot H_T$	Ekvivalentní dávka H_T v orgánu T
Dávkový ekvivalent	Sievert (Sv)	H	$H = Q \cdot D_T$	Dávka D v bodě

Zdroj: Radiační ochrana pro radiologické asistenty (11)

1.6 Radiační ochrana v radiodiagnostice

1.6.1 Klasifikace zdrojů IZ pro lékařské využití

Lékařské rentgenové přístroje jsou podle zákona č. 18/1997 Sb. zařazeny jako generátory záření pro lékařské použití. Dělí se podle významnosti na jednoduché a významné zdroje ionizujícího záření. Mezi významné zdroje patří stacionární rentgenové přístroje skiagrafické, skiaskopicko-skiagrafické a angiografické. Do jednoduchých zdrojů patří přístroje mamografické, vyšetřovací sklopné stěny, CT systémy, zubní rentgeny a mobilní zařízení, která jsou dále rozdělena na skiagrafická a s C ramenem (13).

1.6.2 Kontrolované pásmo

Kontrolované pásmo se vymezuje na pracovištích s ionizujícím zářením a to tam, kde by efektivní dávka mohla být vyšší než 6 mSv za rok nebo kde by ekvivalentní dávka mohla být za rok vyšší než tři desetiny limitu ozáření pro oční čočku, kůži a končetiny (11). V dokumentu o „Vymezení kontrolovaného pásma“ (vyhláška č. 184/1997 Sb.) je přesně stanoven schematický plánec, zdůvodnění, zajištění proti vstupu nepovolaných osob, předpokládaný počet pracujících a způsob jejich poučení o riziku. Návrh a způsob vymezení si podle svých potřeb určuje uživatel zdroje sám, avšak se schválením SÚJB. Takto vymezené pásmo musí být zřetelně označeno znakem *radiačního nebezpečí* a upozorněním: „Kontrolované pásmo se zdroji ionizujícího záření, vstup nepovolaným osobám zakázán“, popř. i údaji o charakteru zdrojů a rizik s ním spojených (11). Do kontrolovaného pásma nesmí vstupovat těhotné ženy a osoby mladší 18 let, pokud se nejedná o pacienty, kteří se mají podrobit lékařskému ozáření nebo osoby připravující se na výkon povolání se zdroji IZ. Pracují zde kvalifikovaní pracovníci kategorie A, již jsou vybaveni osobními dozimetry a používají pro vlastní zdravotní bezpečnost ochranné pracovní pomůcky (olověné zástěry, rukavice, brýle, zástěny).

1.6.3 Sledované pásmo

Sledované pásmo se vymezuje všude tam, kde se očekává, že efektivní dávka by mohla být vyšší než 1mSv ročně nebo ekvivalentní dávka by mohla být vyšší než jedna desetina limitu ozáření pro oční čočku, kůži a končetiny. Vymezuje se jako ucelená a jednoznačně určená část pracoviště, na všech pracovištích I. až IV. kategorie. Označení musí být zřetelně viditelné s označením: „Sledované pásmo se zdroji ionizujícího záření“, příp. i údaji o charakteru zdrojů a rizik s nimi spojených. Nemusí být vymezeno, pokud jeho rozsah nepřesáhl vymezení kontrolovaného pásma. Zajišťuje se zde pouze monitorování pracoviště (11).

1.6.4 Program monitorování

Program monitorování musí mít vypracováno každé pracoviště, které využívá ionizující zařízení. Je složeno z těchto částí: monitorování pracoviště (pracovního prostředí), monitorování osob a na oddělení nukleární medicíny i monitorování výpustí.

- *Osobní monitorování* slouží k zaznamenávání a vyhodnocování osobních dávek za pomoci osobních dozimetrů všech radiačních pracovníků kategorie A v daném sledovacím (kontrolním) období (zpravidla jeden měsíc).

Osobní dozimetr (filmový nebo termoluminiscenční) měří osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$, který se přepočítává na osobní efektivní dávku E , ve které je vyjádřen radiační limit vztažený ke stochastickým účinkům. Dozimetr je nošen na levé pření straně pracovního oděvu v oblasti hrudníku, tzv. referenční místo. Po ukončení uvedeného sledovacího období je dozimetr odeslán k vyhodnocení, které provádí oprávněná dozimetrická služba. Výsledky naměřených hodnot se zpětně zasílají na pracoviště a současně SÚJB.

2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 *Cíl práce*

Srovnání délky radiačního osvitu při skiaskopii během instrumentované stabilizační operace bederní páteře s a bez využití počítačové navigační techniky.

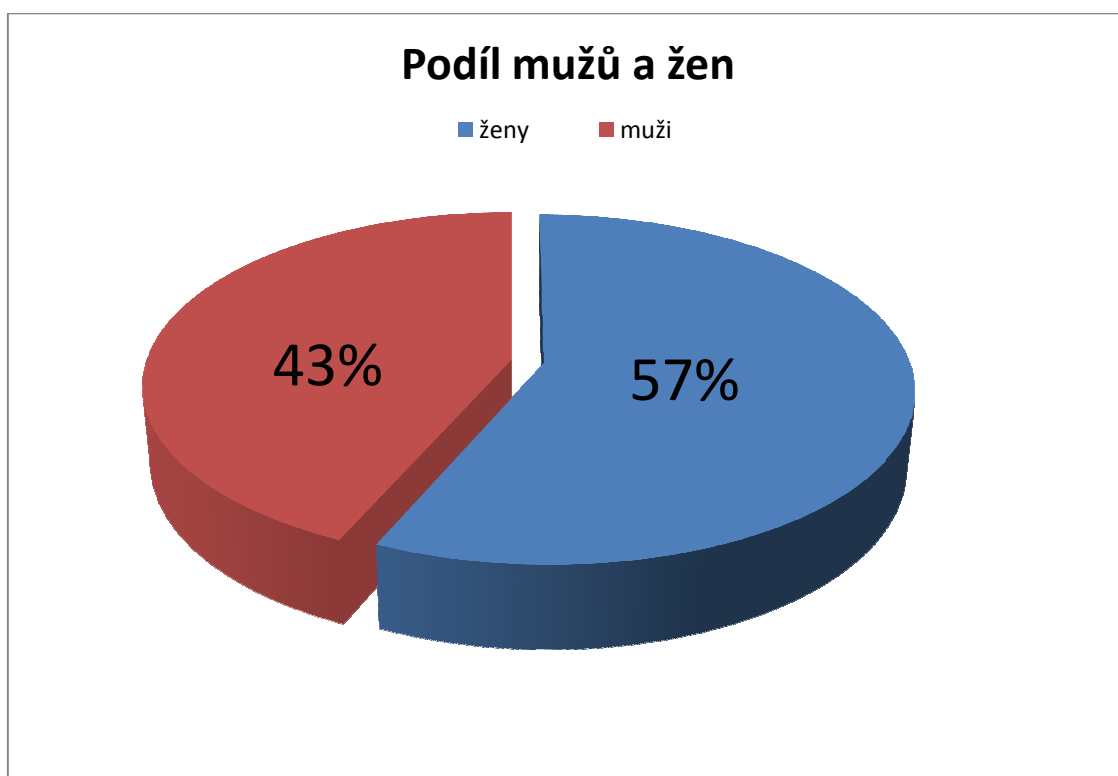
2.2 *Hypotéza*

Využití počítačové navigační techniky snižuje radiační zátěž pro pacienta i pro operační tým během operace.

3 MATERIÁL A METODIKA

Ve studii byli prospektivně sledováni a hodnoceni pacienti s transpedikulární stabilizací bederní páteře. Implantáty jsou charakterizovány tyčí o průměru 5,5 mm, jejichž délka se pohybuje od 50 mm až do 200 mm. Tyče mohou být rovné nebo zahnuté. Za pomoci speciálního ohýbače je možno tyče dotvarovat podle daného zakřivení postiženého úseku páteře. Pro fixaci do pediklů bederních obratlů se používají „U“ šrouby. Vnitřní matice spojuje šroub s tyčí. Šrouby mohou být o průměru 6,2 mm nebo 7,0 mm v délkách od 40-55 mm. Šrouby mohou být monoaxiální nebo polyaxiální, různých průměrů a velikostí, bývají barevně rozlišené. Použité implantáty jsou vyrobeny ze slitin s majoritním podílem titanu. Operační výkony této studie byly provedeny v průběhu 24 měsíců, od ledna 2009 do prosince 2010, pod dohledem erudovaného operátora. Popisovaný soubor byl rozdělen do 2 skupin po 30 pacientech. Jednalo se celkem o 26 mužů a 34 žen v průměrném věku 61 let (min. 35, max. 75 let).

Graf 1: Procentuální vyjádření celkového počtu mužů a žen



U mužů byl věkový průměr 57,3 roku (min. 35, max. 75) a u žen 63,7 roku (min. 39, max. 75). K operačnímu výkonu bylo indikováno v 52 případech chronické onemocnění bederní páteře a v 8 případech se jednalo o trauma. První skupina zahrnovala 18 žen v průměrném věku 64,1 roku a 12 mužů v průměrném věku 55,9 roku, kterým byly šrouby zaváděny pod fluoroskopickou kontrolou mobilního rentgenového C-ramene BV LIBRA (firma Philips, Nizozemí). Jedná se o běžně užívanou skiaskopickou metodu (standardní fluoroskopie), která umožňuje poměrně spolehlivě zavést šrouby do obratlových těl, ovšem za časté skiaskopické kontroly. Proto je tato metoda spojena s poměrně vysokou radiační zátěží pacienta i operačního týmu. Ve druhé skupině bylo operováno 16 žen v průměrném věku 63,3 roku a 14 mužů v průměrném věku 58,6 roku; šrouby byly zaváděny za pomoci fluoroskopické intraoperační 2-D navigace Vector Vision (firma BrainLAB, Feldkirchen, Německo). Jedná se o dvojdimenzionální fluoroskopickou navigaci „2D fluoroscopy-based navigation“, která počítačově zpracovává získaná data z C-ramena BV LIBRA (Philips, Nizozemí). Uložená a vygenerovaná data informují operátora o poloze nástrojů a implantátu ve vztahu k zachyceným anatomickým strukturám dané oblasti na rentgenovém snímku. Operátor si může virtuálně nasimulovat různé úhly, pod kterými zavede šroub do pediklu obratlového těla, a následně tak zvolit nejvhodnější pozici. Vše je prováděno na vyhotovených RTG snímcích bederní páteře v zadopřední (PA) a bočné projekci. Tyto snímky jsou pořizovány radiologickým asistentem na operačním sále na začátku operace. V průběhu operačního výkonu se radiační skiaskopie prakticky nevyužívá. Na konci operace se opět provedou RTG snímky daného úseku ve dvou na sebe kolmých projekcích pro definitivní kontrolu polohy implantátu. Výhodou této metody je nižší radiační zátěž ionizujícím zářením jak pro pacienta, tak i pro celý operační tým. Nevýhodou může být delší doba operačního výkonu. Důležitým faktorem pro navigaci jsou kvalitní snímky získané skiaskopem, což může být problematické zejména u obézních pacientů, kdy kostní struktury bývají hůře zobrazitelné.

Po operačním výkonu mohou nastat všeobecné komplikace, např. infekce apod., což se neliší od jiných operací. Po operaci bederní páteře se používají antibiotika

(cefalosporiny II. generace) po dobu 24 hodin. Je-li pacient alergický na cefalosporiny, podávají se antibiotika jiných skupin (30).

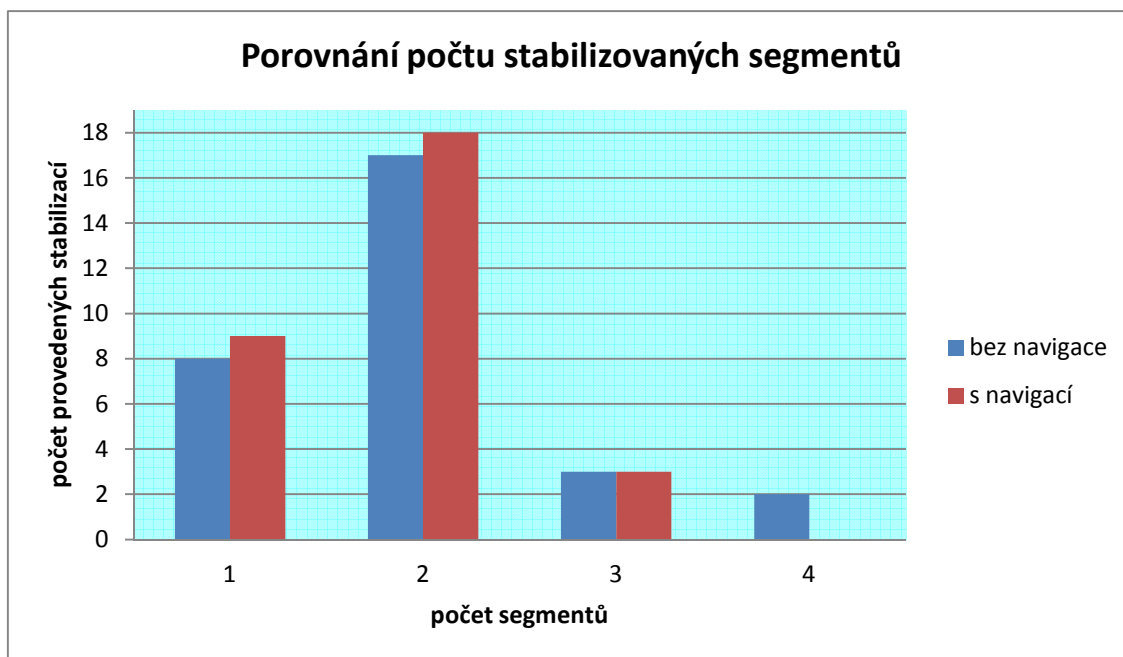
Další výkony, jako např. dekomprese, intersomatická fúze či repozice následovaly vždy až po zavedení šroubů. Vstupní místo do pediklu a zavedení krátkého Kirschnerova drátu bylo v obou sledovaných skupinách prováděno stejně. Zachovaná byla i technika aplikace šroubu.

V první skupině byly polohy Kirschnerových drátů kontrolovány rentgenovým zesilovačem v zadopřední a bočné projekci. Pokud bylo jejich umístění chybné, provedla se nová aplikace pod skiaskopickou kontrolou (standardní fluoroskopie). Následovalo vytvoření vodícího kanálu pro šroub do pediklu podle definovaných pravidel. Postup vrtání byl průběžně skiaskopicky kontrolován převážně v bočné projekci. Stěny kanálu byly následně palpovány háčkovou sondou a pokud došlo k perforaci, byl kanál opět pod skiaskopickou kontrolou převrtán do korektní pozice. V bočné projekci byla sledována hloubka vrtání na stupnici nástroje. Na závěr byla provedena skiaskopická kontrola zavedeného šroubu. Instrumentováno bylo v této skupině celkem 59 segmentů, v průměru 1,9 segmentu (2-5 obratlů). Jednalo se o stabilizaci jednoho segmentu 8 krát, dvou segmentů 17 krát, tří segmentů 3 krát a čtyř segmentů 2 krát. Ke stabilizaci jednoho segmentu (2 obratle) je zapotřebí 4 šroubů. Celkový počet v této skupině činil 178 zavedených šroubů.

Ve druhé skupině bylo postupováno obdobně, ale kontrola byla prováděna za pomoci 2D virtuální fluoroskopie. Rentgenový přístroj zde sloužil pouze na začátku operace. Na zesilovač byla nainstalovaná matice s pasivními markery. Signály z markerů, resp. jejich prostorovou polohu, snímá infračervená kamera navigačního systému. RTG přístrojem byly nejprve kontrolovány polohy Kirschnerových drátů v zadopřední a bočné projekci. Oba snímky (zadopřední a bočný) pak počítač zaregistroval. Potom byla na nejdistaněji obnažený processus spinosus umístěna referenční svorka s pasivními markery. Po kalibraci vrtacího nástroje s připevněnými pasivními markery navigační systém sleduje prostorovou polohu těchto markerů

a současně ji nanáší na již zaregistrovaný zadopřední i boční snímek na monitoru navigačního systému. Prostřednictvím virtuální fluoroskopie má operátor k dispozici orientaci v obou rovinách na monitoru současně, na rozdíl od standardní fluoroskopie. Pokud byly Kirschnerovy dráty pod skiaskopickou kontrolou umístěny chybně, zůstaly dočasně ponechány a vrtací nástroj se bezpečně zavedl již pod navigační kontrolou. Průběh vrtání kanálu a hloubka byla sledována jen na monitoru navigačního systému (bez skiaskopie). Výsledná pozice šroubu byla radiologicky kontrolována až na závěr výkonu. Navigační systém spolehlivě umožňuje využít registrované snímky pro instrumentaci tří sousedních obratlů. Pokud se prováděla delší montáž, bylo potřeba svorku s markery přemístit a vytvořit nový zadopřední i boční snímek a tyto zaregistrovat. Po zavedení všech šroubů následovaly další výkony, např. dekomprese nebo intersomatická fúze. Následně byly šrouby spojeny tyčemi a operační rána byla uzavřena přes odsavné drény, které byly po 48 hodinách extrahovány. V této skupině bylo instrumentováno celkem 54 segmentů, v průměru 1,8 segmentu (2-4 obratle). Jednalo se o stabilizaci jednoho segmentu 9 krát, dvou segmentů 18 krát a tří segmentů 3 krát. Celkový počet zavedených šroubů v této skupině činil 168.

Graf 2: Porovnání počtu stabilizovaných segmentů



Zdroj: autor práce

Po ukončení operačního výkonu byla na displeji rentgenového zesilovače radiologickým asistentem odečtena souhrnná délka radiační expozice a zároveň byl zapsán i počet stabilizovaných obratlů (segmentů) u každého pacienta obou skupin studie. Výsledky skiaskopických časů byly přepočítány na jeden obratel.

Radiologický asistent zaznamenal do provozního deníku i na žádanku výši aplikované dávky záření (dávka lékařského ozáření), která byla odečtena z přístroje BV LIBRA a následně přepočtena na $\mu\text{G}/\text{m}^2$. Údaje z přístroje bývají v $\text{Gy}/\text{cm}^2 \times 100$. Přepočtový faktor = $1 \text{ Gy}/\text{cm}^2 = 1\,000\,000 \mu\text{G} : 10\,000 \text{ cm}^2 = 100 \mu\text{G}/\text{m}^2$ ($10\,000 \text{ cm}^2 = 1 \text{ m}^2$). Výsledky u jednotlivých pacientů obou skupin byly vyhodnoceny.

Všichni pacienti byli po 48 hodinách vertikalizováni a odesláni ke kontrole na radiologické oddělení, kde byly provedeny pooperační radiologické snímky v zadopřední a bočné projekci. V obou skupinách studie byla zvolena metoda publikovaná Acikbasem (1) ke kontrole správnosti zavedeného šroubu. K výpočtu příslušného poměru se na zadopředním snímku měří vzdálenost středů pediklů instrumentovaného obratle před operací (A) a vzdálenost hrotů šroubů v daném obratli po operaci (A'). K vyloučení chyby zapříčiněné nekonstantní vzdáleností daného subjektu od rentgenové lampy se počítá také se vzdáleností středů pediklů nejbližšího neinstrumentovaného obratle před operací (B) a po operaci (B'). Konečný vzorec je ve tvaru $100 \times [(A/B - A'/B') / A/B] = \%$. Ideální poměr u zavedených šroubů v bederních segmentech má být $60 \pm 9 \%$.

4 VÝSLEDKY

Ve druhé skupině byla doba pro nainstalování referenční svorky na nejdistančnější processus spinosus instrumentovaného obratle od 1,0 – 4,0 minut (průměrně 2,0 minuty). Záleželo na anatomických poměrech a na kvalitě kosti. Doba potřebná pro registraci skiaskopických snímků (zadopředního a bočního) a kalibraci vrtacího nástroje byla nejprve delší a pohybovala se od 3,0 do 11,0 minut (průměrně 6,0 minut). Později, po zvládnutí techniky, se tato doba postupně zkrátila na 5 minut.

Doba expozice ionizujícího záření v průběhu operačního výkonu byla přepočítána v obou sledovaných skupinách na jeden obratel, což znamená zavedení dvou stabilizačních šroubů. V první skupině, ve které byla využita standardní fluoroskopie (bez použití navigačního systému), byla průměrná doba ozáření na jeden obratel 14,4 s (6,0 - 26,7 s). Modus byl 9,3 s, medián 13,5 s, rozptyl 25,0 a směrodatná odchylka 5,0 s.

Tabulka 5: První skupina pacientů – BEZ NAVIGACE

	Jméno	Počet segmentů	Čas (s)	Čas / segment	Čas / obratel
1	Ž_01	1	32	32	16,0
2	M_01	2	28	14	9,3
3	M_02	1	31	31	15,5
4	M_03	2	25	12,5	8,3
5	M_04	3	62	20,67	15,5
6	Ž_02	2	44	22	14,7
7	Ž_03	2	80	40	26,7
8	Ž_04	2	45	22,5	15,0
9	Ž_05	4	64	16	12,8
10	Ž_06	2	52	26	17,3
11	M_05	1	45	45	22,5
12	Ž_07	2	42	21	14,0
13	M_06	1	43	43	21,5
14	Ž_08	2	38	19	12,7
15	Ž_09	2	61	30,5	20,3
16	Ž_10	2	34	17	11,3
17	M_07	2	39	19,5	13,0
18	Ž_11	4	56	14	11,2
19	Ž_12	2	19	9,5	6,3
20	Ž_13	2	37	18,5	12,3
21	M_08	1	25	25	12,5
22	Ž_14	2	32	16	10,7
23	Ž_15	2	28	14	9,3
24	Ž_16	1	36	36	18,0
25	M_09	1	49	49	24,5
26	M_10	3	65	21,67	16,3
27	Ž_17	2	27	13,5	9,0
28	M_11	1	12	12	6,0
29	M_12	2	52	26	17,3
30	Ž_18	3	49	16,33	12,3

Zdroj: autor práce

Ve druhé skupině byla využita 2D virtuální fluoroskopie, kde průměrná doba ozáření na jeden obratel činila 3,4 s (1,5 - 5,0 s). Modus byl 3,0 s, medián 3,5 s, rozptyl 1,4 a směrodatná odchylka 0,5 s. Průměrná doba osvitů na jeden obratel ve druhé skupině byla 4,2 krát nižší než doba osvitů v první skupině.

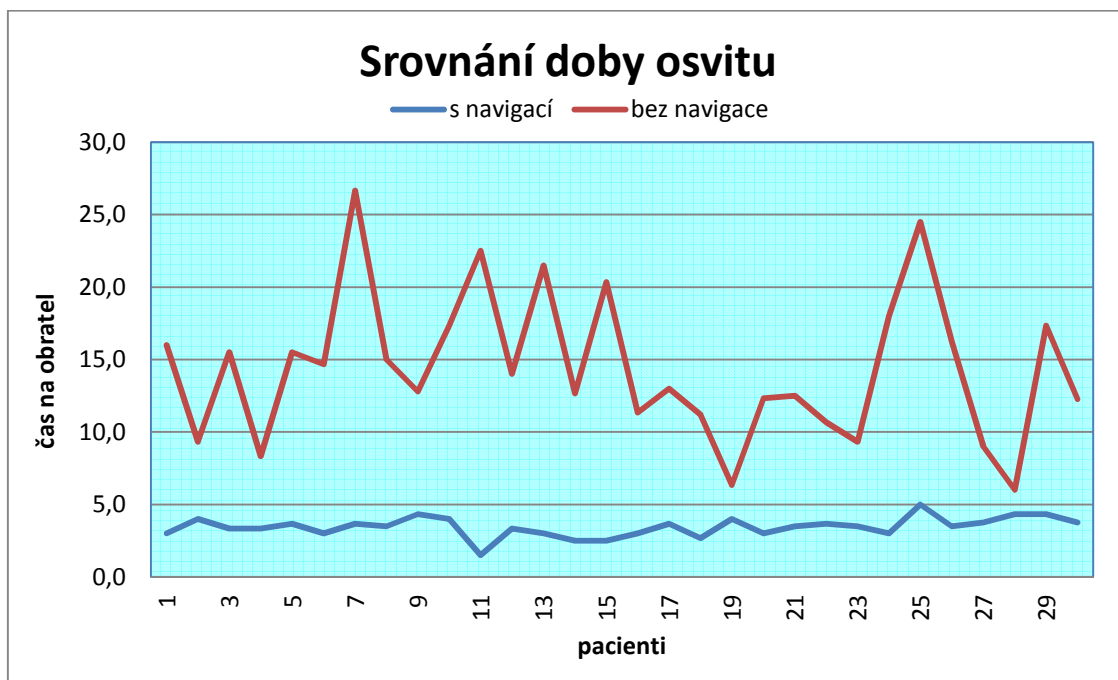
Tabulka 6: Druhá skupina pacientů - S NAVIGACÍ

	Jméno	Počet segmentů	Čas (s)	Čas / segment	Čas / obratel
1	Ž_01	2	9	4,5	3,0
2	Ž_02	1	8	8	4,0
3	Ž_03	2	10	5	3,3
4	Ž_04	2	10	5	3,3
5	M_01	2	11	5,5	3,7
6	Ž_05	2	9	4,5	3,0
7	M_02	2	11	5,5	3,7
8	Ž_06	1	7	7	3,5
9	Ž_07	2	13	6,5	4,3
10	M_03	2	12	6	4,0
11	M_04	1	3	3	1,5
12	Ž_08	2	10	5	3,3
13	Ž_09	2	9	4,5	3,0
14	M_05	1	5	5	2,5
15	Ž_10	1	5	5	2,5

	Jméno	Počet segmentů	Čas (s)	Čas / segment	Čas / obratel
16	M_06	2	9	4,5	3,0
17	M_07	2	11	5,5	3,7
18	Ž_11	2	8	4	2,7
19	Ž_12	1	8	8	4,0
20	M_08	2	9	4,5	3,0
21	M_09	1	7	7	3,5
22	Ž_13	2	11	5,5	3,7
23	Ž_14	1	7	7	3,5
24	Ž_15	2	9	4,5	3,0
25	Ž_16	1	10	10	5,0
26	M_10	3	14	4,7	3,5
27	M_11	3	15	5	3,8
28	M_12	2	13	6,5	4,3
29	M_13	2	13	6,5	4,3
30	M_14	3	15	5,0	3,8

Zdroj: autor práce

Graf 3: Čas osvitů na obrátel



Zdroj: autor práce

Dalším sledovaným aspektem pro srovnávání obou skupin byly dávky ozáření. V první skupině byla průměrná dávka u žen $266 \mu\text{G}/\text{m}^2$ (od 92 do $681 \mu\text{G}/\text{m}^2$) a průměrná dávka na 1 segment (2 obrátel) byla $123 \mu\text{G}/\text{m}^2$. U mužů byla průměrná dávka $210 \mu\text{G}/\text{m}^2$ (od 74 do $386 \mu\text{G}/\text{m}^2$) a průměrná dávka na 1 segment byl $125 \mu\text{G}/\text{m}^2$.

Tabulka 7: Dávky záření bez navigace – ženy (Ž) a muži (M)

	Jméno	Gy/cm ²	μG/m ²
1	Ž_01	2,21	221
2	Ž_02	2,21	221
3	Ž_03	6,81	681
4	Ž_04	2,4	240
5	Ž_05	3,77	377
6	Ž_06	3,61	361
7	Ž_07	2,24	224
8	Ž_08	1,93	193
9	Ž_09	4,49	449
10	Ž_10	1,82	182
11	Ž_11	4,63	463
12	Ž_12	1,83	183
13	Ž_13	0,92	92
14	Ž_14	1,8	180
15	Ž_15	1,78	178
16	Ž_16	0,92	92
17	Ž_17	1,89	189
18	Ž_18	2,66	266

	Jméno	Gy/cm ²	μG/m ²
1	M_01	1,89	189
2	M_02	0,78	78
3	M_03	1,56	156
4	M_04	3,71	371
5	M_05	2,42	242
6	M_06	2,87	287
7	M_07	2,18	218
8	M_08	1,48	148
9	M_09	1,66	166
10	M_10	3,86	386
11	M_11	0,74	74
12	M_12	1,96	196

Zdroj: autor práce

Celková dávka mužů i žen první skupiny činila 243 μG/m². Ženy tuto dávku překročily v průměru o 23 μG/m², muži měli v průměru o 34 μG/m² méně. Ve druhé skupině byla průměrná dávka žen 149 μG/m² (od 51 do 593 μG/m²) a průměrná dávka na 1 segment byl 92 μG/m². U mužů byla dávka v průměru 126 μG/m² (od 31 do 218 μG/m²) a dávka na 1 segment byla 63 μG/m². Celková dávka mužů i žen druhé skupiny činila 138 μG/m². Ženy měly v průměru o 11 μG/m² dávky více a muži o 12 μG/m² dávky méně než byl průměr ve skupině.

Tabulka 8: Dávky záření s navigací – ženy (Ž) a muži (M)

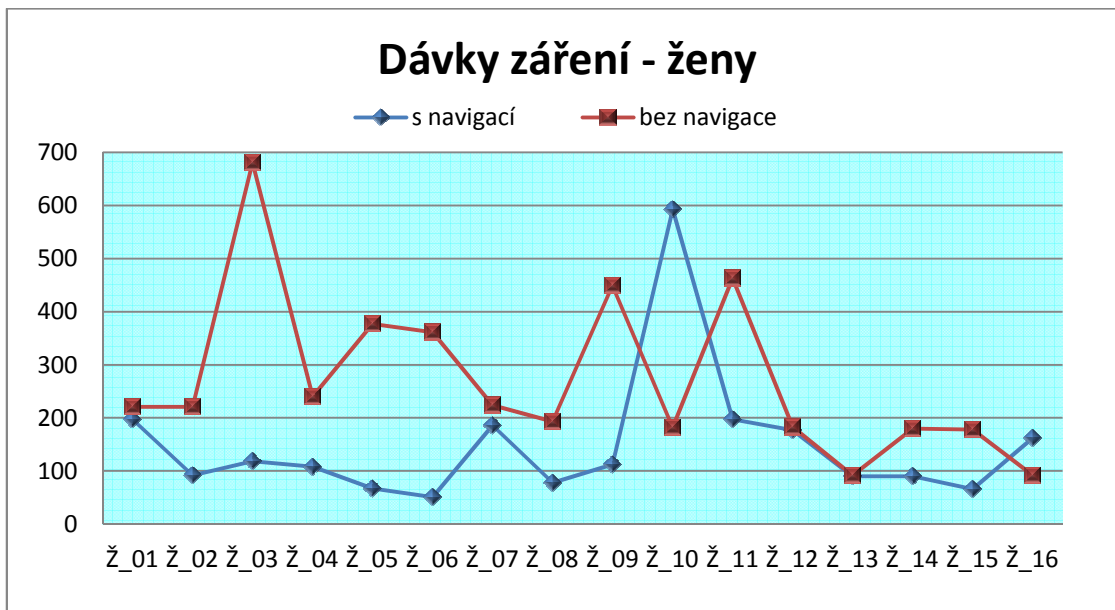
	Jméno	Gy/cm ²	μG/m ²
1	Ž_01	1,97	197
2	Ž_02	0,92	92
3	Ž_03	1,18	118
4	Ž_04	1,08	108
5	Ž_05	0,67	67
6	Ž_06	0,51	51
7	Ž_07	1,86	186
8	Ž_08	0,78	78
9	Ž_09	1,12	112
10	Ž_10	5,93	593
11	Ž_11	1,97	197
12	Ž_12	1,77	177
13	Ž_13	0,9	90
14	Ž_14	0,9	90
15	Ž_15	0,66	66
16	Ž_16	1,62	162

	Jméno	Gy/cm ²	μG/m ²
1	M_01	2,18	218
2	M_02	1,17	117
3	M_03	0,76	76
4	M_04	0,31	31
5	M_05	1,85	185
6	M_06	1,95	195
7	M_07	2,05	205
8	M_08	0,98	98
9	M_09	0,85	85
10	M_10	1,18	118
11	M_11	1,48	148
12	M_12	0,92	92
13	M_13	1,2	120
14	M_14	0,77	77

Zdroj: autor práce

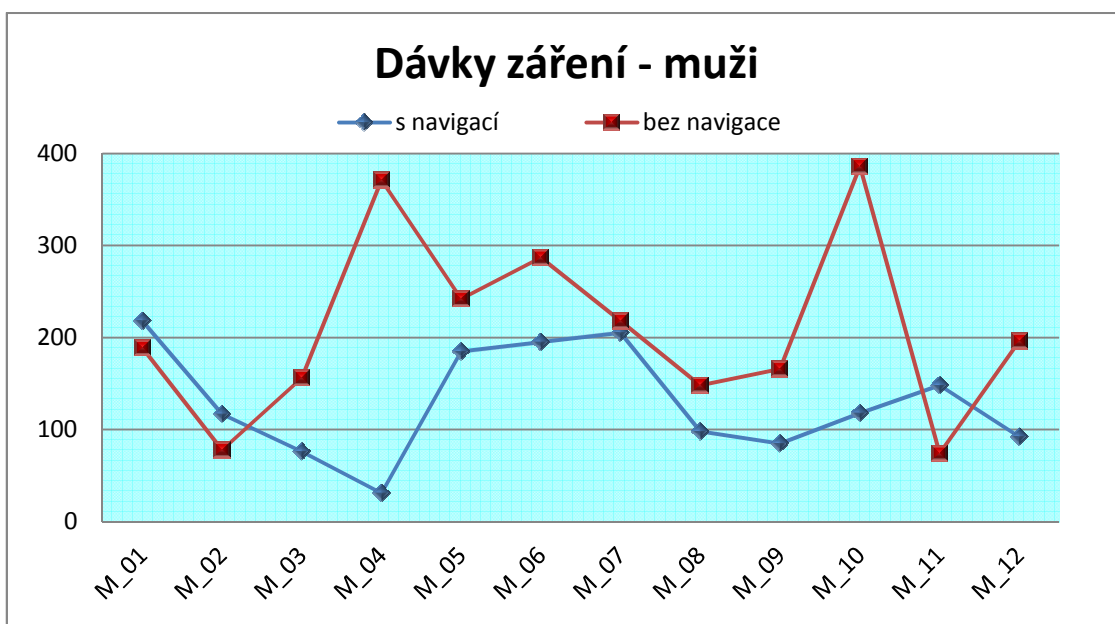
Při posouzení dávek žen obou skupin bylo zjištěno, že ženy ve druhé skupině měly v průměru dávky o 117 μG/m² nižší než ženy v první skupině.

Graf 4: Dávky záření v $\mu\text{G}/\text{m}^2$ u žen (Ž)



U mužů ve druhé skupině byla dávka o $83 \mu\text{G}/\text{m}^2$ nižší než u mužů v první skupině. Dávky pacientů v první skupině byly celkově o $105 \mu\text{G}/\text{m}^2$ vyšší než dávky pacientů ve druhé skupině.

Graf 5: Dávky záření $\mu\text{G}/\text{m}^2$ u mužů (M)



Zdroj: autor práce

Ani v jedné skupině u žádného ze šroubů nebyla po operační radiologické kontrole prokázána výchylka, která by se vymykala daným pravidlům. Při detailním zkoumání rentgenologických pooperačních nálezů výše uvedenou metodou dle Acikbase (1), byl zjištěn průměrný korigovaný poměr mezi vzdáleností pediklů a hrotů šroubů v první skupině 43,2 % (32-74 %), medián 48 % a modus 54 %. Ve druhé skupině byl poměr průměrně 44,1 % (35-76 %), medián 50 % a modus 48 %. V celé sledované skupině 60 pacientů nebyly po operaci objeveny žádné radikulární symptomy, které by nepřímo poukazovaly na chybné umístění některého ze šroubů. Celkem bylo v obou skupinách zavedeno 346 šroubů, průměrně 173 šroubů na 30 pacientů.

Potvrdili jsme tedy hypotézu, že fluoroskopická navigace umožňuje významnou redukci radiační zátěže při zachování stejného operačního postupu a přesnosti výkonu. Radiační zátěž vztažená k dávkám ozáření jednotlivých pacientů obou skupin vykazuje nižší dávky při fluoroskopické navigaci.

5 DISKUZE

Transpedikulární zavedení šroubů v segmentech thorakolumbální páteře nemusí být vždy snadné. V některých případech, zvláště po předchozích operacích nebo po těžkých strukturálních změnách, mohou obvyklé orientační body chybět. Většina stabilizací bederní páteře je prováděna z důvodu degenerativních změn a chronických onemocnění páteře. Kostní struktura takto patologicky změněné páteře bývá silně sklerotická a stěny pediklu pak „nevedou“ operační nástroje tak, jak je běžné u úrazových stavů. Proto se někdy stává, že dojde k perforaci stěny pediklu nástrojem nebo šroubem. Pokud je poškození minimální a nevýznamné, neprojevují se již další pooperační příznaky, které jinak bývají určujícím faktorem nesprávného zavedení šroubu. Durální vak (obsahující míchu a měkké pleny) naléhá na stěny páteřního kanálu (mediálně od kortikalis pediklu), kde je oddělen jen slabou milimetrovou vrstvičkou epidurálního tuku. Míšní kořen probíhá těsně při pediklu, proto nelze vyloučit při nesprávném směru kanálu pediklem pozdější dráždění nervového kořene kovovým instrumentáři. Mezi bezpečné techniky, co se týká místa zavedení šroubu do pediklu, může být zavádění do kraniální části pediklu. Ovšem i při této technice může dojít k průniku šroubu horní krycí ploténkou těla obratle a následně k šíření degenerace meziobratlového disku. K méně závažným přístupovým technikám patří zavádění šroubu procházejícího laterálně od těla obratle (laterální perforace pediklu jsou považovány za méně závažné). Nevýhodou bývá výrazně snížená stabilita montáže. Důležitým faktorem pro zavádění šroubů je bezpochyby tvar pediklu, který je individuálně variabilní. Větší riziko průniku pediklem hrozí převážně u mediolaterálně úzkých pediklů. Abychom předešli perforaci pediklu po provedení vodícího kanálu, je důležité jeho stěny pečlivě opalповat. Dříve se používaly klasické palpační háčky, dnes lze využít endoskopickou kontrolu kanálu, elektrickou stimulaci nebo metodu evokovaných potenciálů. Pokud se perforace pediklu prokáže, je vhodné kanál převrtat ve správném směru. Úspěšnost korektního zavedení šroubu lze výrazně zvýšit pečlivou palpací a skiagrafií. Na většině pracovišť bývá jedinou kontrolou při zavádění transpedikulárních šroubů peroperační skiografie (standardní fluoroskopie za pomoci C-

ramene), i když její spolehlivost není považována za zcela vysokou. Aby byla spolehlivost zavedení šroubů co nejvyšší, využívají se různé navigační metody.

Metoda *klasické CT navigované operace* („CT guidance“). Jedná se o metodu s okamžitou kontrolou každého kroku operace se zárukou vysoké přesnosti a bezpečnosti výkonu. Před samotnou operací umožňuje posoudit tvar, rozsah postižení, rozestup poraněných struktur a zvolit optimální směr a délku implantátu. Během výkonu lze opakovaným CT vyšetřením kontrolovat správnost samotného zavádění šroubů. Nevýhodou této metody je, že implantáty nemohou být zaváděny v jiné rovině než v rovině CT řezu. Radiační dávka pro pacienta se odvíjí od počtu kontrolních skenů. Operatér není při CT kontrole vystaven radiaci (32).

Dvojdímenzionální fluoroskopická navigace („2D fluoroscopy-based navigation“). Tato metoda byla poprvé představena v roce 1999 a v klinické praxi využita o rok později. První zpracování klinického materiálu s touto technologií ve spondylochirurgii publikoval v roce 2001 Foley et al. (5). Metoda spočívá v počítačovém zpracování nahraných dat z C- ramene (jeden zadopřední a jeden boční snímek), převádí je do navigačního systému, který následně navádí speciální přístroje (s referenčními markery) a informuje o poloze implantátu vzhledem k anatomickým strukturám pacienta. Peroperační časová ztráta je nevýznamná, řádově několika minut. Samotné zavádění šroubů se řídí stejnými pravidly jako při standardní fluoroskopii. Během operace je nutno zachovat absolutní stabilitu referenčních svorek a markerů, což je závislé na anatomických poměrech, kvalitě kosti a manipulaci operatéra. 2D navigace se v dnešních dnech využívá běžně i u nás při repozicích a osteosyntézách dlouhých kostí, ale i při perkutánním zavádění sakroiliakálních šroubů při zlomeninách pánve (10). Nevýhodou metody bývá horší kvalita obrazu, která je snižována obezitou pacienta, osteoporózou a střevní náplní. Mezi největší přednosti patří snižování rizika malpozice implantátu a výrazné snížení RTG zátěže pacienta i personálu na operačním sále. Velký pokrok v této technologii učinil prof. Nolte ze Švýcarska, jeden ze zakladatelů Executive Board CAOS – International. V roce 2003 v Německu,

po uvedení nového Iso C 3-D ramene, byl vyvinut i odpovídající 3-D navigační software (pro spondylochirurgii).

Třídimenzionální fluoroskopická navigace („3D fluoroscopy-based navigation“ resp. "izocentrická 3D fluoroskopie"). Izocentrické C-rameno automaticky rotuje kolem pacienta a vytvoří sérii fluoroskopických obrazů, čímž umožňuje během operačního výkonu přímou kontrolu zavádění implantátů. Přístroj pro isofluoroskopii není tak velký jako mobilní CT skenery a umožňuje značnou flexibilitu s ohledem na pozici pacienta. Čas nutný k aktualizaci dat je v porovnání s CT a MRI výrazně nižší. Metoda "step-by-step" umožňuje průběžně monitorovat úhel a hloubku zavádění nástrojů a poté kontrolovat i konečnou polohu implantátu. Nevýhodou metody je fakt, že kvalita skenů je zcela závislá na kvalitě získaných fluoroskopických snímků podobně jako při 2D fluoroskopii a také, že rozsah zobrazeného pole je malý, cca 12 cm³. Nevýhodou metody je i relativně vysoká radiační zátěž (32).

Virtuální navigace na bázi intraoperativního CT. Jde o nejpřesnější metodu virtuální navigace. Přístroj pro CT vyšetření je umístěn na operačním sále a proces registrace je automatizován; variantou je umístění navigační jednotky přímo na CT pracovišti. Data pro navigaci jsou získána ve finální operační poloze pacienta, a tak jsou nepřesnosti minimalizovány. Vyšetření lze kdykoliv aktualizovat i po zavedení části instrumentace a je možno okamžitě verifikovat přesnost zavedených šroubů. Nevýhody: cena sálového CT přístroje (32).

Metodu radiologické kontroly publikovali v roce 2004 Learch et al., (16), jejíž pomocí lze přesnost aplikaci šroubů zvýšit. Tato metoda je založena na hodnocení projekcí zadopřední a bočné. Na zadopředním snímku se obratlové tělo rozdělí na čtyři stejné vertikální kvadranty (označené 1 – 4), které mají střed na processus spinosus. Nulové kvadranty jsou prostory zevně od obratlového těla. Snahou je zavést šroub tak, aby se jeho hrot projíkoval do středních kvadrantů 2 a 3. Jestliže se hrot šroubu na zadopředním snímku objeví v protilehlé polovině obratlového těla, bývá pedikl perforován mediálně. Pokud se hrot šroubu nachází v krajním kvadrantu nebo je

laterálně od obratlového těla, bývá pedikl porušen laterálně. Stín pediklu rozdělujeme i na bočním snímku horizontálně na třetiny, které se označují shora 1 – 3. Korektně zavedený šroub má procházet střední zónou. Kontrolou symetrického zavedení šroubů je i vzdálenost jejich hrotů na zadopředním snímku, která nemá být výrazně menší než 60 % vzdálenosti středů pediklů, aby nedošlo k porušení mediální stěny pediklů. Jestliže je hodnota výrazně vyšší, bývá šroub umístěn laterálně od pediklu (1). Pokud je využita kombinace peroperační skiografie a pečlivé palpce sondou, lze zvýšit úspěšnost korektního zavedení šroubu na více než 95 % (28). Whitecloud et al. zpracoval hloubku zavedení šroubu do bederních obratlů (36). Počítá poměr délky části šroubu zavedené v obratlovém těle a předozadního rozměru obratlového těla na bočním snímku. Při poměru 0,5 šroub neproráží přední kortikalis, při poměru 0,8 ji penetruje ve 30 % případů a při poměru 1,0 šroub perforuje přední kortikalis vždy.

Významné snížení dávek ionizujícího záření při využití 2-D i 3-D technik fluoroskopické navigace v traumatologii a ve spondylochirurgii prokázali již dříve němečtí chirurgové (7). Převážná většina publikací se zabývá přesností zavedených šroubů při využití navigačních systémů v bederní spondylochirurgii v porovnání se standardní fluoroskopií a opomíjí délku ionizujícího záření u jednotlivých skupin pacientů, ale také opomíjí dosažené dávky pacientů při těchto metodách. Ve většině případů se jedná o navigační systémy založené na předoperačním CT plánování nebo o 3-D fluoroskopickou navigaci, zatímco virtuální 2-D fluoroskopie je v písemnictví jen velmi málo diskutována. Fu et al. (6) referovali o užití 2-D fluoroskopické navigace u 12 pacientů, u kterých přesně zavedli 61 z 66 šroubů. Merloz et al. (18) zveřejnil obdobnou studii a dospěli k podobným závěrům. Ve studii srovnávali skupinu 26 pacientů (138 šroubů), kteří byli operováni standardně se skupinou stejného počtu pacientů (140 šroubů), kde byla použita virtuální fluoroskopie. Přesnost zavedení šroubů navíc hodnotili CT vyšetřením. U standardních výkonů došlo ve 13 % k penetraci šroubu pediklem a u navigovaných operací pouze v 5 %. Průměrná doba osvitu jednoho obratle (2 šrouby) byla u standardní skupiny 11,5 s, u navigované skupiny 3,5 s. Čas potřebný k zavedení obou šroubů do jednoho obratle byl u navigací v průměru o 2 minuty delší.

Jedním z hlavních problémů při zavádění transpedikulárních šroubů s využitím rentgenového zesilovače bývá ionizující záření, kterému je vystaven nejen pacient, ale i operační tým. Dnes je však již samozřejmostí nošení olověných zástěr a krčních límců na ochranu štítné žlázy, i když tyto pomůcky zhoršují komfort personálu během skiaskopie. Problematictější je ochrana rukou a očí. Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu doporučila relativně vysoké dávky horních limitů ročních expozic, např. pro končetiny 500 mSv a pro oko 150 mSv (13). Obecně platí, že dávky u těchto výkonů desetinásobně převyšují expozice, jaké bývají u výkonů v nepáteční muskuloskeletární chirurgii vyžadující skiaskopickou kontrolu. Ionizující záření procházející větší vrstvou (objemem), jako je tomu ve spondylochirurgii, vykazují vyšší dávky záření než v chirurgii končetinové, kde jsou objemy tkáně menší. Záleží však i na mnoha jiných faktorech, které dávky zvyšují, např. obezita.

Slabou stránkou této předkládané práce je, že nebyly prováděny pooperační kontroly jednotlivých šroubů za pomoci CT přístroje. Vyšetření je relativně nákladné, ale hlavním důvodem, proč CT vyšetření nezařadit do studie, byla další radiační zátěž pacienta, která není zanedbatelná. To však nebylo předmětem šetření studie. Jako další slabou stránkou užití navigačního systému je relativní komplexnost registračního procesu, který zpočátku učební křivky vyžaduje notnou dávku trpělivosti. Cílem studie bylo srovnání doby radiační expozice při shodném operačním postupu, který umožňují obě metody (standardní a virtuální fluoroskopie). V této práci považujeme za dostačující zachování základních radiologických pravidel pro umístění šroubů.

6 ZÁVĚR

Při zavádění titanových transpedikulárních šroubů v thorakolumbálních páteřních segmentech je dnes standardně používaná skiagrafická kontrola. Pokud jsou dodržena všechna známá pravidla, lze tak docílit relativně vysoké přesnosti, aniž by došlo k větším rizikům poranění důležitých struktur. Informace, které získáváme při užití standardní fluoroskopie, jsou zcela shodné s informacemi při užití 2-D fluoroskopické navigace. Při užití 2-D fluoroskopické navigace je náročnější a delší příprava, která se však při častém používání této metody dá minimalizovat, čímž se relativně zkrátí i celková doba operačního výkonu. Instrumentovaná stabilizace segmentů bederní páteře je dlouhodobě vyzkoušená, je to spolehlivá metoda k léčení bolesti v daných oblastech páteře s dlouhodobými dobrými výsledky. Neustále rychlejší technologický pokrok vede ke zdokonalování navigačních systémů a k jejich dalším možnostem využití. Tím jsou kladeny i větší požadavky nejen na vybavenost operačního sálu, ale i operatérů samotných. Výsledky potom bývají uspokojivé, zvláště co se týče délky osvitů ionizujícího záření při užití počítačové navigace. Ve srovnání se standardní fluoroskopií je tato doba přibližně čtvrtinová. Na základě srovnávání dvou skupin využívající obě výše popsané metody lze potvrdit hypotézu o redukci radiační zátěže užitím fluoroskopické navigace při transpedikulární instrumentaci.

Tato práce dává stručný přehled současného stavu při stabilizacích bederní páteře, jejich metodách, skiaskopických časech a dávkách záření. Může být využita radiologickými asistenty k prohloubení znalostí, orientací v dané problematice a jako návod k podobným měřením

7 KLÍČOVÁ SLOVA

Dávka záření

Doba osvitu

Instrumentovaná stabilizace páteře

Počítačem – navigovaná operace

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. ACIKBAS, S. C., TUNCER, M. R.: *New Metod for intraoperative determinativ of proper screw insertion or screw malposition*. J. Neurosurg., 93: 40-44, 2000
2. ČIHÁK, R. : *Anatomie I* (2. vydání). Praha: Grada Publishing, 2001
3. DUNGL, P.: *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, 2001
4. DUNGL, P.: *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, 2005.
ISBN 80 – 247 – 0550 – 8
5. FOLEY, K. T., SIMON, D. A., RAMPERSAUD, Y. R.: *Virtual fluoroscopy: computer – assisted fluoroscopic navigation*. Spine, 26: 347-351, 2001
6. FU, T. S., CHEN, L. H., WONG, CH. B., LAI, P. L., TSAI, T. T., CHEN, CH. CH.: *Computer – assisted fruoroscopic navigation of pedicle screw insertion. An in vivo feasibility study*. Acta Orthop., 75: 730–735, 2004
7. GEBHARD, F., KRAUS, M., SCHNEIDER, E., ARAND, M., KINZL, L., HEBECKER, A., BÄTZ, L.: *Strahlendosis im OP – ein Vergleich computerassistierter Verfahren*. Unfallchirurg, 106: 492-497, 2003
8. GRIM, M., DRUGA, R.: *Základy anatomie* (5díl Anatomie krajín těla), Praha: Galen, 2002. ISBN 80 – 7262 – 179 – 3
9. HATR, R., KOMZÁK, M., BÁRTA, R., OKÁK, F., ŠRŮTKOVÁ, E.: *Redukce radiační zátěže užitím horoskopické navigace při transpedikulární instrumentaci*. Acta Chir. orthop. traum. čech., 78: 447- 450, 2011
10. HATR, R., KOZÁK, T., deCORDEIRO, J., FILAN, P.: *Fruoroscopy-based komputer assistance used for reduction and internal fixation of long bone fractures*. In: LANGLOTZ, F., DAVIES, B. L., GRÜTZNER, P. A.: *Computer Assisted Orthopaedic Surgery*. Berlin: Pro Business: 421-423, 2007

11. HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*, učební skripta Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc: 2009.
ISBN 978 – 80 – 244 – 2350 – 0
12. CHUDÁČEK, Z.: *Radiodiagnostika 1. část*, učební text, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, Brno: 1995.
ISBN 80 – 7013 – 114 – 4
13. KLENER, V. a kol.: *Princip a praxe radiační ochrany*, Praha: Azin CZ, 2000.
ISBN 80 – 238 – 3703 – 6
14. KOUDELA, K. a kol.: *Ortopedie*, učební texty Univerzity Karlovy v Praze, Praha: Karolinum, 2003. ISBN 80 – 246 – 0654 – 2
15. KUNA, P., NAVRÁTIL, L. a kol.: *Klinická radiobiologie*, studijní text, JCU ZSF
16. LEARCH, T.J., MASSIE, J.B., PATHRIA, M.N., AHLGREN, B.A., GARDIN, S.R.: *Assessment of pedicle screw placement utilizing conventional radiography and computed tomography: a proposed systematic approach to improve accuracy of interpretation*. Spine, 29: 767 – 773, 2004
17. MATZNER, J.: *Radiační ochrana*, doplňkové texty pro posluchače studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“ studijního oboru Radiologický asistent, JCU ZSF, České Budějovice, 2007
18. MERLOZ, Ph., TROCCAZ, J., VOUAILLAT, H., VASILE, CH., TONETTI, J., EID, A., PLAWESKI, S.: *Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery*. Proc. Inst. Mech. Eng., 7: 813-820, 2007
19. NEKULA, J. a kol.: *Zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu*. Hradec Králové: Nucleus, 2005. ISBN 80 – 86225 – 71 – 2

20. ORT, J., STRNAD, S.: *Radiodiagnostika 2. část*, Radiodiagnostika kostí – projekční část, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, Brno: 1997. ISBN 80 – 7013 – 240 – x
21. PETEROVÁ, V. a kol.: *Páteř a mícha*. Praha: Galen, 2005. ISBN 80 – 7262 – 336 – 2
22. POKORNÝ, V.: *Traumatologie*. Praha: Triton, 2002
23. Praktická radiologie 2/2007, Společnost radiologických asistentů ČR: *Veličiny a jednotky dozimetrie a radiační ochrany*. ISSN 1211 – 5053
24. *Radiobiologie* [online]. Dostupné z:
<http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/154.html>,
<http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola.html>
25. Rentgen Bulletin, SÚRO, 9/2009
26. ROZKYDAL, Z., CHALOUPKA, R.: *Vyšetřovací metody v ortopedii*. Brno. LFMU. 2001
27. SINĚLNIKOV, R. D.: *Atlas anatomie člověka 1. díl*. Praha: Avicenum, 1980. ISBN 80 – 039 – 80
28. STEINMANN, J. C., HERLOWITZ, H. N., EL-KOMMOS, H., WESOŁOWSKI, D. P.: *Spinal pedicle fixation. Confirmation of an image-based technice for screw palcement*. Spine, 18: 1856-1861, 1993
29. SUCHOMEL, P., HRADIL, J., FRÖLICH, R., BARSA, P., LUKÁŠ, R.: *Navigační techniky v chirurgii kraniocervikálního přechodu a horní krční páteře*. Acta Chir. orthop. traum. čech., 137-148, 2009
30. SUCHOPÁR, J. a kol.: *Remedia compendium III.*, Praha: Copyright, 1999. ISBN 80 – 902126 – 5 – 4

31. SÚJB [online]. Dostupné z:
http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/zakony/Atomovy_zakon_20120103.pdf
32. TALLER, S., LUKÁŠ, R., ŠRÁM, J.: *Samostatné kanylované šrouby při stabilizaci zlomenin pánevního kruhu acetabula*. Acta Chir. orthop. traum. čech., 78: 568-577, 2011
33. ULLMANN, V.: *Základní veličiny dozimetrie* [online]. Dostupné z:
<http://www.astronuklfyzika.cz/strana2.htm>
34. Uživatelský manuál pro C-rameno BV LIBRA, Nizozemí, Philips Medical Systems, 2001
35. VF, *Radiační ochrana pro radiační pracovníky ve zdravotnictví*, studijní text pro přípravu získání ZOZ, 8/2009
36. WHITECLOUD, T. S., SKALLEY, T. C., COOK, S. D., MORGAN, E. L.: *Roentgenographic measurement of pedicle screw penetration*. Clin. Orthop., 245: 57-68, 1989
37. http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/ICRP103_dokument.pdf

9 PŘÍLOHY

Příloha č. 1: C-rameno BV LIBRA

Příloha č. 2: Mobilní prohlížeč stanice

Příloha č. 3: Navigační systém BrainLAB (VectorVision Floro 3D)

Příloha č. 4: Kalibrační kruh umístěný na zesilovači C-ramene BV LIBRA

Příloha č. 5: Display na C-rameni BV LIBRA

Příloha č. 6: Nástroj k otevření pediklu obratlového těla s markery

Příloha č. 7: Kalibrační snímek v PA projekci

Příloha č. 8: Kalibrační snímek v laterální projekci

Příloha č. 9: Pooperační RTG snímek bederní páteře v AP projekci

Příloha č. 10: Pooperační RTG snímek bederní páteře v laterální projekci

Příloha 1



Příloha 2



Příloha 3

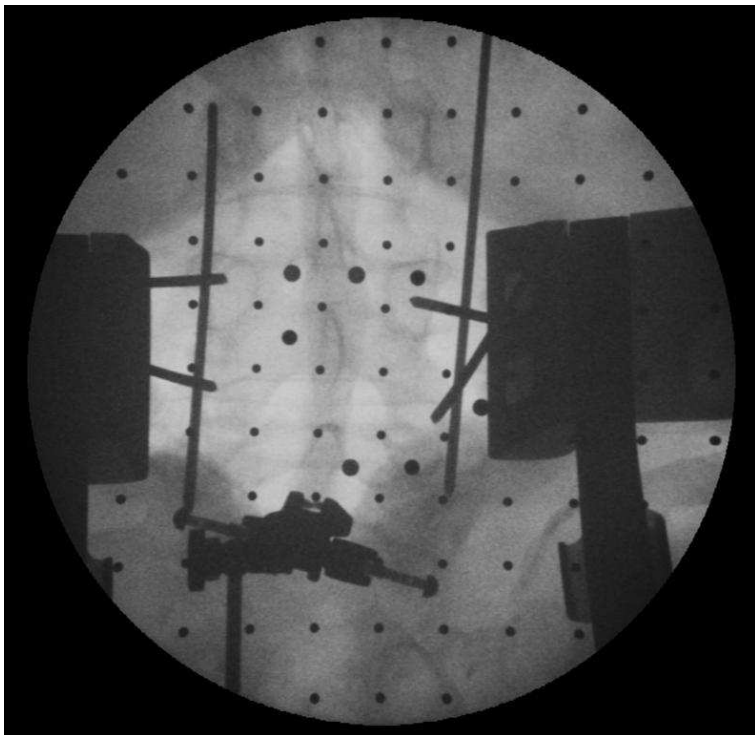


Příloha 4

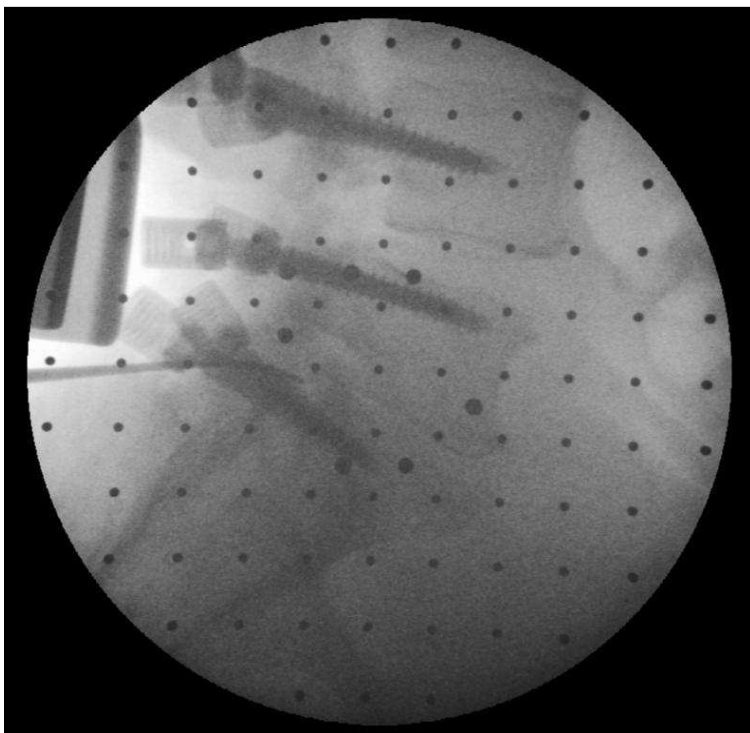


A BrainLab Pupa 2.0 surgical navigation system. The device consists of a long, thin probe with a 0.8 mm tip, a central handle with a black grip, and a vertical adjustment arm with two white knobs. The probe is labeled '0.8 mm', 'BrainLab', '103470003-00000-00', and '2.0 mm'. The handle is labeled 'Pupa 2.0' and 'BrainLab'. The vertical arm is labeled 'BrainLab'. The device is shown against a blue background.

Příloha 7



Příloha 8



Příloha 9



Příloha 10

