

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNÍCH VĚD

Ústav radiologických metod

Bc. Marie Antořová

**Metody skiagrafického zobrazení celé páteře u pacientů
se skoliózou se zaměřením na stitching**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jaroslav Storm

Olomouc 2022

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 20. května. 2022

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Velké poděkování patří vedoucímu práce Mgr. Jaroslavovi Stormovi za cenné rady a čas, který mi věnoval při psaní práce. Ráda bych také poděkovala Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové za umožnění výzkumu a radiologům, kteří věnovali svůj čas k hodnocení snímků. Poděkování patří i mé a rodině a přátelům, kteří mě během celého studia podporovali. Zejména pak mému manželovi, který se mnou prožíval veškeré náročné chvíle studia.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: diplomová

Téma práce: Srovnání metody stitchingu oproti snímkování páteře na stole

Název práce: Metody zobrazení celé páteře u pacientů se skoliózou se zaměřením na stitching

Název práce v AJ: Methods of the whole spine view in scoliosis patients with focus on stitching

Datum zadání: 2021-01-10

Datum odevzdání: 2022-05-20

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Antošová Marie, Bc.

Vedoucí práce: Storm Jaroslav, Mgr.

Oponent práce: Grepl Jakub, Ing.

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce se zabývá snímkováním celých páteří u pacientů se skoliózou. Cílená je na metodu stitchingu. Teoretická část popisuje anatomii páteře, skoliózu, skiagrafické možnosti zobrazení celé páteře a možnosti, jak ovlivnit dávku pacienta. Výzkumná část porovnává standardní a nízkodávkový protokol, které jsou používané ve Fakultní nemocnici Hradec Králové z hlediska radiační zátěže pacienta a kvality zobrazení.

Abstrakt v AJ: The master degree thesis deals with whole spine radiography in patients with scoliosis. The theoretical part describes spine anatomy, scoliosis, whole spine radiography of and methods, how to reduce radiation exposure. The Research part compares two protocols – standard protocol and low dose protocol, which are used in University Hospital Hradec Králové. The protocols are compared in terms of the radiation exposure and the image quality.

Klíčová slova v ČJ: páteř, skiografie, skolióza, stitching

Klíčová slova v AJ: spine, radiography, scoliosis, stitching

Rozsah: 70 s.

OBSAH

Úvod.....	8
1 Rešeršní činnost.....	9
2 Teoretická část.....	10
2.1 Páteř.....	10
2.1.1 Obratle	10
2.1.2 Specifika jednotlivých oddílů páteře	10
2.2 Skolióza.....	11
2.2.1 Dělení skolióz.....	11
2.2.2 Stupně skoliózy	11
2.2.3 Léčba skolióz.....	13
2.3 Skiografie páteře.....	13
2.3.1 Národní radiologické standardy pro skiografii páteře	14
2.3.2 Obecné požadavky pro skiografii páteře dle radiologických standardů 14	
2.3.3 Standardy jednotlivých projekcí.....	14
2.3.4 Možnosti zobrazení celé páteře	15
2.4 Stitching	17
2.4.1 Skenovací metody u stitchingu.....	18
2.4.2 Chybovost stitchingu.....	20
2.5 Další možnosti zobrazení páteře	20
2.5.1 Výpočetní tomografie páteře	20
2.5.2 Magnetická rezonance páteře	21
2.6 Radiační ochrana při skiografii	21
2.7 Veličiny používané v radiační ochraně	22
2.7.1 Absorbovaná dávka (D).....	22
2.7.2 Kerma (K).....	22

2.7.3	Součin kermy a plochy (P_{KA})	22
2.7.4	Ekvivalentní dávka (H_T).....	23
2.7.5	Efektivní dávka (E)	23
2.8	Účinky ionizujícího záření	24
2.9	Možnosti ovlivnění dávky při skiografii	24
2.10	Radiační zátěž při snímkování páteře.....	25
2.10.1	Redukce dávky při snímkování páteře	26
2.10.2	Vliv překryvu snímků na radiační zátěž při stitchingu.....	28
2.11	Shrnutí teoretických východisek	29
3	Cíle práce a hypotézy	31
3.1	Cíl práce	31
3.2	Hypotézy práce.....	31
4	Výzkumná část	33
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	33
4.1.1	Vylučovací kritéria	33
4.2	Metoda sběru dat	33
4.3	Realizace výzkumu	33
4.3.1	Pořízení snímků.....	35
4.3.2	Výpočet BMI.....	35
4.3.3	Výpočet efektivní dávky	35
4.3.4	Výpočet vstupní povrchové kermy.....	37
4.3.5	Metody zpracování dat	38
4.4	Výsledky výzkumu.....	38
4.4.1	Popis souboru	38
4.4.2	Provedení snímků.....	41
4.4.3	Efektivní dávka.....	41
4.4.4	Součin kermy a plochy	42

4.4.5	Vstupní povrchová kerma	43
4.4.6	Hodnocení kvality snímků.....	44
4.5	Testy hypotéz	49
4.5.1	První hypotéza.....	49
4.5.2	Druhá hypotéza.....	49
4.5.3	Třetí hypotéza.....	50
4.5.4	Čtvrtá hypotéza.....	50
4.5.5	Pátá hypotéza.....	51
4.5.6	Šestá hypotéza	51
4.5.7	Sedmá hypotéza.....	51
4.5.8	Osmá hypotéza	52
5	Diskuze	53
5.1	Efektivní dávka	53
5.2	Součin kermy a plochy	54
5.3	Vstupní povrchová kerma	54
5.4	Návrhy k dalším úpravám protokolu.....	55
5.5	Limitace výzkumu.....	56
6	Závěr.....	57
	Použitá literatura	59
	Seznam zkratk a značek	62
	Seznam obrázků a tabulek.....	63
7	Přílohy	65

ÚVOD

Práce se zabývá problematikou snímkování páteře. Skolióza je definována jako laterální zakřivení v koronální rovině, kde Cobbův úhel nabývá hodnot od 10° výše. Při standardním vyšetření pro diagnózu a sledování léčby se používají snímky celé páteře. Skolióza bývá často diagnostikována v dětském věku a kontrolní snímky se provádí až do kosterní dospělosti pacienta. Z důvodu, že děti jsou více radiosenzitivní než dospělí, a navíc během snímkování páteře je ozářena většina orgánů, je důležité brát zřetel na dávku, kterou pacienti obdrží. (Hwang et al., 2018)

Při snímkování celé páteře pomocí digitální radiografie se používá metoda stitching. Nejprve jsou pořízeny samostatné snímky jednotlivých částí páteře, které jsou následně spojeny do jednoho snímku. (Supakul et al., 2012)

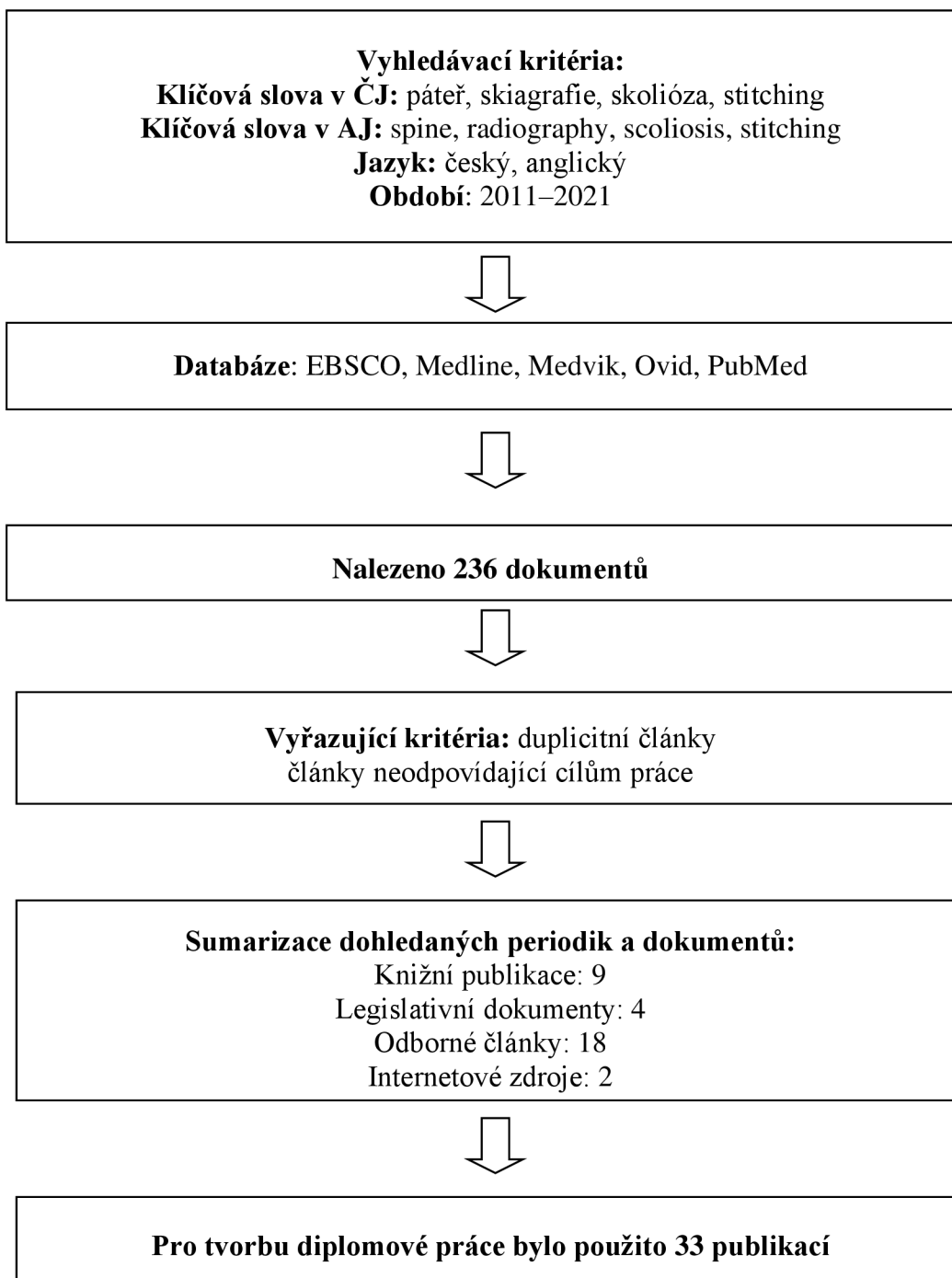
Některé části snímků se tak překrývají. Celková dávka, kterou pacient obdrží, je pak ovlivněna prostorovým překrytím snímků a snímkovanou délkou. (Hwang et al., 2018)

Teoretická část práce se věnuje anatomii zkoumané oblasti. Další část je věnována skolióze. Poté se práce zaměřuje na skiagrafické metody zobrazení páteře, zejména na metodu stitching, která je hojně využívána u skoliotických pacientů.

Výzkumná část seznamuje s retrospektivní studií na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové, která zkoumá radiační zátěž u snímků celé páteře u skoliotických pacientů, dále pak hodnotí přínos zavedeného nízkodávkového protokolu – jak z hlediska dávky, tak diagnostického přínosu.

1 REŠERŠNÍ ČINNOST

Při vyhledávání validních informací pro tvorbu diplomové práce byla použita rešeršní strategie, kterou zachycuje následující schéma. Kromě odborných článků byla použita i odborná literatura z Národní vědecké knihovny v Praze a knihovny UPOL.



2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Páteř

Páteř je součástí osového skeletu. Plní funkci nosného a pohybového aparátu. Kromě toho také chrání míchu s míšními nervy a obsahuje kostní dřeň, která zajišťuje krvetvorbu. (Nekula, 2005, s. 9)

Páteř (columna vertebralis) je složena z obratlů. A to ze 7 krčních (vertebrae cervicales), 12 hrudních (vertebrae thoracicae), 5 bederních (vertebrae lumbales), 5 obratlů křížových, které jsou srostlé v kost křížovou (os sacrum), a 4–5 obratlů kostrčních, jež srůstají v kost kostrční (os coccygis). (Čihák, 2011, s. 103)

2.1.1 Obratle

Obratel se skládá z obratlového těla (corpus vertebrae), obratlového oblouku (arcus vertebrae) a obratlových výběžků, které jsou napojeny na oblouk obratle. Do stran míří dva příčné výběžky (processus transversus) a do zadu míří výběžek trnový (processus spinosus). Na výběžky jednotlivých obratlů se upínají svaly. (Naňka, Eliášová, 2019, s. 20)

Obratle na sebe nasedají, a vytváří díky obratlovým obloukům páteřní kanál (canalis vertebrae), kde je uložena mícha. Příčné výběžky krčních obratlů, které jsou proděravělé, umožňují cestu tepně arteria vertebralis. Jednotlivé obratle jsou propojeny pomocí kloubních výběžků, které se nachází jak na horní, tak i na spodní straně obratle – processus articulares superiores et inferiores. Kloubní výběžky pak spolu tvoří intervertebrální kloub. Kromě intervertebrálních kloubů se na pohybu páteře podílí ještě meziobratlové ploténky (disci intervertebrales). (Naňka, Eliášová, 2019, s. 20)

Z míšního kanálu vystupují míšní nervy otvorem foramen intervertebrale, který vzniká mezi zadní částí těla obratle a dolními kloubními plochami vrchního obratle, mezi obratlovou ploténkou a horními kloubními plochami spodního obratle. (Naňka, Eliášová, 2019, s. 20)

2.1.2 Specifika jednotlivých oddílů páteře

První krční obratel – atlas nemá tělo, pouze přední a zadní oblouk. Oblouky jsou spojeny pomocí spony zvané massa lateris atlantis. Navíc má na svém vrchu kloubní plošky určené pro spojení s týlní kostí. Odlišný je i druhý krční obratel – axis. Jako jediný obsahuje dens axis, na který nasedá atlas. Toto skloubení umožňuje rotační pohyb. Krční obratle mají obecně nižší obratlová těla. (Nekula, 2005, s. 14)

Hrudní obratle mají poměrně vysoká těla. Mají kloubní plošky, pomocí nichž jsou spojeny s žebry – fovea costales. Hrudní obratle jsou ze všech největší a mají vysoká těla.

Krční, hrudní a bederní obratle spolu představují pohyblivou část páteře. (Čihák, 2011, s. 111–112)

Sakrální obratle srůstají v kost křížovou – os sacrum. Kromě toho, že je kost křížová součástí páteře, tak s kostmi pánevními tvoří pánev. Kromě sakrálních obratlů srůstají i obratle kostrční v kostrční kost – os coccygis. (Čihák, 2011, s. 112, 115)

2.2 Skolióza

Zdravá páteř má svá fyziologická zakřivení v sagitální rovině, kterými jsou krční a bederní lordóza a hrudní kyfóza. Pokud však páteř vykazuje zakřivení i v koronální rovině s úhlem větším než 10° , jedná se o skoliózu. Skolióza bývá navíc spojena s rotací obratlových těl. Jedná se o jedno z nejčastějších postižení páteře, které se týká jak dětí, tak i dospělých. (Repko, 2012)

2.2.1 Dělení skolióz

Základní členění skolióz je na skoliózu funkční a strukturální. Funkční skolióza nemá trvalý charakter, je možné ji aktivně či pasivně vyrovnat nebo zanikne po odstranění příčiny jejího vzniku. Některé typy jsou tak označovány jako skoliotické držení páteře. Funkční skolióza tak může vzniknout jako reakce na ulevování si od bolesti. Pokud by však funkční skolióza přetrvávala delší dobu, mohla by přejít ve skoliózu strukturální. Pro ni jsou typické morfologické změny obratlů a jejich velké torze. V tomto případě už její aktivní či pasivní narovnání není možné. (Nekula, 2005, s. 191)

Dále lze skoliózy členit podle příčiny vzniku. Prvním typem je idiopatická skolióza. Jedná se o nejčastější druh – patří sem více než 80 % dětských skolióz. Příčina tohoto druhu není známá, předpokládá se působení vlivu několika faktorů, nejvýznamnější je genetická predispozice. Podle věku vzniku skoliózy se dále člení na infantilní (do 3 let), juvenilní (3–10 let) a adolescentní (nad 10 let). Dalším druhem je kongenitální neboli vrozená skolióza. V tomto případě je příčinou vzniku porucha vývoje jednotlivých páteřních segmentů, která zabraňuje normálnímu růstu. Posledním typem je neuromuskulární skolióza, která je zapříčiněná poškozením horního či dolního motorického neuronu či poškozením myogenním. (Repko, 2012)

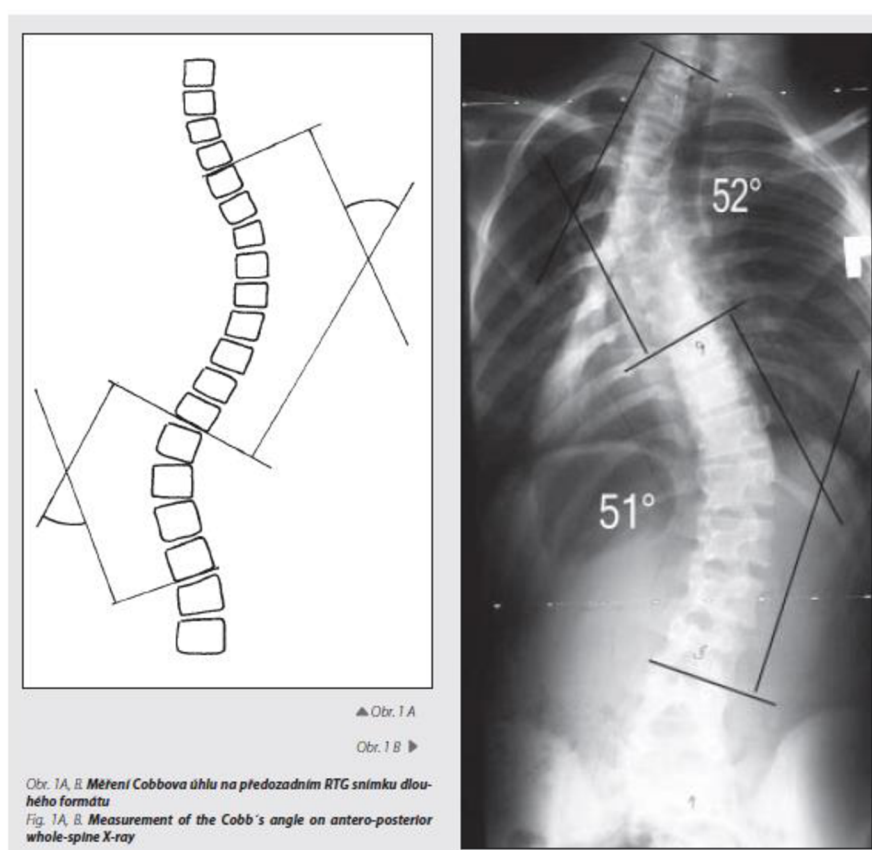
2.2.2 Stupně skoliózy

Pomocí skiagrafických snímků páteře v předozadní projekci se stanovuje Cobbův úhel, na jehož základě je určen stupeň skoliózy.

- Ia – do 10°
- Ib – 11– 30°

- II – 31–60°
- III – 61–90°
- IV – nad 90° (Nekula, 2005, s. 191)

Při měření Cobbova úhlu je na snímku nejprve určen apikální obratel. Jedná se o nejvíce dislokovaný a rotovaný obratel s nejméně nakloněným tělem. Obratle určující oblast měření jsou první s nejvíce nakloněným tělem kranálně a poslední s nejvíce nakloněným tělem kaudálně. U prvního posuzovaného obratle je nakreslena linie podél horní části těla obratle a u posledního posuzovaného obratle linie podél spodní části těla. Úhel mezi těmito dvěma liniemi se nazývá Cobbův úhel. Měření Cobbova úhlu je zachyceno na Obrázku 1. (Hutníková et al., 2008)



Obrázek 1 – Měření Cobbova úhlu (Repko et al., 2006)

Dále se ze snímku určuje kostní věk, který nám poví, zda je již kosterní růst ukončen a zda můžeme předpokládat progresi nemoci. Používá se Risserovo znamení, kdy má kompletní srůst apofýzy s hřebenem kosti kyčelní představovat ukončení růstu. (Nekula, 2005, s. 191)

Při zobrazení páteře je nutné zachytit na AP snímcích pánev. Je to důležité z hlediska posouzení její obliquity (šikmosti) a zároveň pro hodnocení Risserova znamení k určení kostní zralosti.

2.2.3 Léčba skolióz

Pro vhodný postup léčby se vychází z hodnot Cobbova úhlu, ale i věku pacienta. Největším deformitám páteř podléhá v době nejrychlejšího růstu dítěte. Naopak v dospělosti je progresse zakřivení minimální (maximálně 1–2 stupně za rok). (Repko, 2012)

Existují tři základní druhy léčby, které se odvíjí od hodnot Cobbova úhlu. V případě Cobbova úhlu do 20 stupňů je základem sledování pacienta a rehabilitace. Cílem rehabilitační léčby je ovlivnit svalovou nerovnováhu a zlepšit stav pohybového ústrojí. Toho je dosahováno pomocí léčebné tělesné výchovy. (Repko, 2012)

V případě, že hodnota Cobbova úhlu je v rozmezí 20–40 stupňů, přechází se k léčbě konzervativní. Ta je realizována pomocí korzetů a léčebné tělesné výchovy. Korzet plní úlohu zabránění další progresse zakřivení páteře a udržení rovnovážného postavení trupu. Korzety se používají v době, kdy dítě nejvíce roste. Využívají se až do doby ukončení růstu. Pacienti nosí korzet po dobu 23 hodin denně. (Repko, 2012)

Poslední možností je operační léčba. Ta je volena při hodnotách Cobbova úhlu nad 40 stupňů a předpokladu dalšího růstu dítěte. Dětské skoliotické deformity bývají dosti flexibilní a ve většině případů napravitelné. V dospělosti však vznikají degenerativní změny na páteři a odstranění skoliózy bývá obtížné, někdy až nemožné. (Repko, 2012)

2.3 Skiografie páteře

Skiografie je považována za základní vyšetření pro vrozené vady, nemoci či úrazy skeletu. Pomocí rentgenového snímku jsme schopni zobrazit tvar a rozměry kostí, ale i změny v jejich strukturách, které poukazují na dané patologie. Další výhodou skiografie je získání obrazu vývoje a mineralizace kostí, tedy zobrazení osifikace a možnost určení kostního věku. (Malíková et al., 2019, s. 64)

Při popisu rentgenového snímku se hodnotí technické parametry, kterými jsou expozice, centrace, projekce a rušivé sumace. Na skeletu se dále hodnotí tvar a postavení kostí, šíře dřevné dutiny a strukturální změny na kosti. U kloubních spojení se hodnotí šíře kloubní štěrby, která je nepřímým ukazatelem stavu chrupavky, jež na snímcích není vidět. Dále se popisují změny periostální a paraosseální. Pokud se jedná o dětského pacienta, hodnotí se i stav osifikace. (Malíková et al., 2019, s. 65)

Standardními projekcemi u snímků páteře jsou předozadní a boční projekce. Dále mohou být doplněny snímky šikmé na foramina. Pro hodnocení pohyblivosti páteře se používají snímky funkční – v předklonu a záklonu. (Heřman et al., 2014)

Základní snímky páteře, kromě krční se provádí vleže. Je tak možné dobře posoudit tvarové a strukturální změny na páteři. Pokud bychom se však chtěli zaměřit na postavení páteře, provádí se snímky ve stoje. Vleže by se páteř napřímila, čímž bychom přišli o důležité diagnostické informace. (Nekula, 2005, s. 19)

2.3.1 Národní radiologické standardy pro skiografii páteře

Pokud bychom nahlédli do Věstníku MZ ČR (2019, s. 66), tak pro snímky celé páteře je uvedena indikace vrozené poruchy. Jedná se o speciální vyšetření prováděné například u skoliózy. Požadavky na vybavení pracoviště jsou následující: „*Skiografický komplet, na němž je možné snímkovat při nastavení uvedeném u příslušných výkonů.*“

2.3.2 Obecné požadavky pro skiografii páteře dle radiologických standardů

Základní pravidla pro snímkování páteře upravují národní radiologické standardy, které jsou vydány ve Věstníku MZ ČR (2019, s. 69). Dané požadavky jsou shrnuty v následujících bodech.

- *„Příprava pacienta: odložit oděv a sejmut rentgen kontrastní materiály z oblasti zájmu.*
- *Velikost pole v rovině rec.: vyclonit oblast zájmu.*
- *Vzdálenost ohnisko – rec.: min. 100 cm*
- *Přídavná filtrace: není*
- *Expoziční čas: bez požadavku*
- *Formát rec.: velikost odpovídá zobrazované oblasti tak, aby umožnila zachycení požadovaných struktur nejmenším možným počtem expozic.*
- *Povel pacientovi: Nehýbat se! Nedýchat!*
- *Ochranné prostředky: v případě snímkování bederní a křížové části páteře, pokud stínění nezasahuje do oblasti zájmu krát gonády.*
- *Poznámka: V případě, kdy z objektivních příčin (např. fixační materiál, nesnesitelná bolest) nelze zobrazovanou oblast nastavit požadovaným způsobem, se aplikující odborník standardnímu nastavení co nejvíce přiblíží. V případě významné odchylky zaznamenat důvod.“*

2.3.3 Standardy jednotlivých projekcí

Pro informace o standardech snímkování celé páteře je třeba nahlédnout do starého věstníku MZ ČR (2011), kde jsou popsány postupy pro snímkování celé páteře jednou expozicí. Zde se počítá ještě s kazetami. Pro snímky celé páteře existuje speciální kazeta, na kterou je možné zachytit páteř v celé její délce.

Pro snímky celé páteře se používá sekundární mřížka. Vzdálenost ohnisko-přijímač obrazu musí být minimálně 2 m, pokud je k dispozici expoziční automatika, používá se střední senzor. Minimální napětí rentgenky je 90 kV, doporučený rozsah činí 90–110 kV. (MZ ČR, 2011, s. 384, 385, 386)

Pokud se snímkuje páteř metodou stitchingu, kdy se skládají jednotlivé snímky v jeden, je možné se řídit standardy pro projekce jednotlivých částí páteře. Se standardy pro jednotlivé části páteře seznamuje nový věstník MZ ČR (2019).

Pro všechny projekce zobrazující páteř platí používání protirozptylové mřížky a využívání středních senzorů u expoziční automatiky. Vždy je nutné, aby byly zobrazeny všechny obrátle snímkové části páteře. Rozdílné jsou však hodnoty napětí pro dané projekce. Jednotlivé hodnoty jsou zaznamenány v tabulce 1. (MZ ČR, 2019)

Tabulka 1 – Hodnoty napětí pro jednotlivé projekce (MZ ČR, 2019)

Část páteře	Projekce	Minimální napětí [kV]	Doporučený rozsah napětí [kV]
Krční	AP	65	65–85
Krční	boční	65	65–80
Hrudní	AP	70	70–90
Hrudní	boční	70	70–90
Bederní	AP	70	70–90
Bederní	boční	75	75–105

2.3.4 Možnosti zobrazení celé páteře

Před vznikem digitálního zobrazování byly používány dlouhoformátové filmy. Ve stoji tak byl pořízen předozadní snímek jednou expozicí a boční snímek jednou expozicí. Film byl dlouhý 91,4 cm (36 palců). Délka filmu způsobovala geometrické zkreslení. Další limitací byla špatná kvalita obrazu, protože bylo obtížné najít vhodnou dávku pro rozdílné části páteře. (Supakul et al., 2011)

S příchodem nepřímé digitalizace byly vyrobeny speciální prodloužené kazety, které opět sloužily pro zobrazení páteře jednou expozicí. Výhodou snímkování na jednu kazetu je rychlé pořízení snímku, čímž lze omezit pohyb pacienta. (Bassi et al., 2013)

Přímá digitalizace přinesla novou možnost, a to metodu stitchingu, kdy se zhotoví jednotlivé snímky, které jsou následně v počítači spojeny. Podrobněji se stitchingu věnuje následující kapitola.

Jednou z nových možností je EOS zobrazovací systém. Funguje na principu šterbinového snímání celého těla nízkou dávkou záření. Vyšetření je prováděno ve stoje,

takže je zachycen fyziologicky zatížený skelet, čehož je významně užíváno u ortopedických pacientů. Velký význam má EOS zobrazovací systém pro zachycení celé páteře. (Illés, 2012)

EOS zobrazovací systém dokáže snímkovat biplanárně, tedy dvě roviny najednou. Současné kalibrované zachycení předozadní a bočné projekce tak může být softwarově převedeno v 3D rekonstrukci skeletu. (Illés, 2012)

Zařízení je tvořeno dvěma zdroji RTG záření, které jsou kolmo na sebe. Vytvořen je rentgenový svazek široký 45 cm. Zároveň má přístroj dva na sebe kolmé detektory. Pacient během vyšetření stojí uvnitř zařízení. Obraz je zachycen synchronizovaným vertikálním pohybem rentgenek a detektorů. Princip fungování EOS zobrazovacího systému shrnuje Obrázek 2. Lze tak získat až 170 cm dlouhý a 45 cm široký obraz. Pro tvorbu obrazu postačí 25 s. Výsledkem jsou snímky vysoké kvality zachycené v předozadní a bočné projekci. (Illés, 2012)



Obrázek 2 – Princip EOS zobrazovacího systému (Illés, 2012)

Yvert et al. (2015) ve své studii srovnávají zobrazení pomocí digitálního flat-panel detektoru a EOS slot-scanning systému. Porovnávají dávky obdržené při daných vyšetřeních a kvalitu obrazu. Klinická studie obsahovala soubor 57 pacientů, kdy 31 bylo snímkováno pomocí EOS slot-scanning systému a 26 pomocí digitálního flat-panel detektoru. Dávka obdržená při snímkování byla hodnocena pomocí součinu kerry a plochy. Hodnocení kvality bylo realizováno třemi nezávislými radiology.

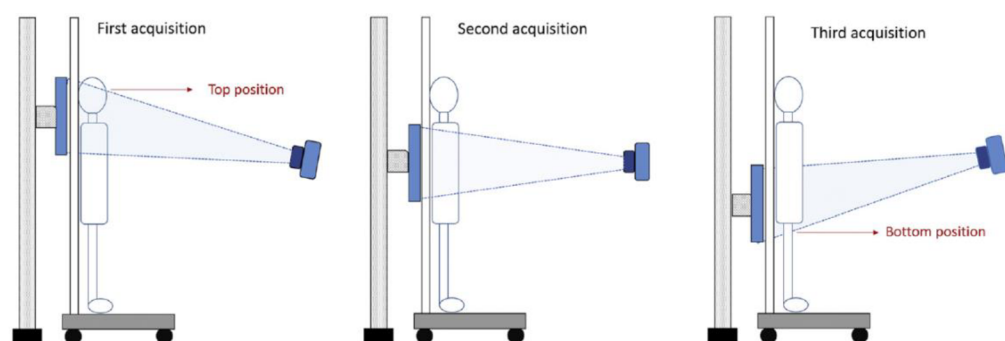
Kvalita zobrazení byla posuzována na dvaceti kritériích pro hodnocení snímků. Ve většině případů byla lepší kvalita zobrazení u slot-scanning systému (SSS). Avšak signifikantně byl SSS lepší pouze pro zobrazení krční páteře, hrudního koše a Risserovo znamení. Digitální flat-panel detektor (DFD) byl signifikantně lepší pro zobrazení bederní páteře, hlavic femuru a kostrče. (Yvert et al., 2015)

Z hlediska radiační zátěže nebyl mezi SSS a DFD signifikantní rozdíl. Součin kerry a plochy pro SSS byl v průměru 31 cGy.cm² a pro DFD 41,3 cGy.cm². (Yvert et al., 2015)

2.4 Stitching

U přímé digitalizace se používají flat-panelové detektory. Výhoda ihned získaného obrazu je však na úkor ceny detektoru, která je poměrně vysoká. Detektory jsou menších rozměrů, a tak není možné zachytit páteř jednou expozicí. Z toho důvodu byla zavedena metoda stitchingu. Název vychází z anglického stitch – spojit. Je pořízeno několik snímků, které se následně spojí do jednoho. (Bassi et al., 2013)

V případě páteře se jedná nejčastěji o dva až tři snímky. Princip, jak funguje, je zachycen na obrázku č. 3.



Obrázek 3 – Stitching (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)

Stitching se nejčastěji používá právě pro snímkování celých páteří, čemuž je věnována tato práce. Dále se dá využít i pro snímky celých dolních končetin či dlouhých bérců.

Výhodou získání jednoho obrazu oproti několika jednotlivým snímkům je možnost lepší diagnostiky některých patologií. Lze tak dobře diagnostikovat skoliózu, problémy s postavením těla, asymetrie kostí dolních končetin či naklonění kyčlí. (Bassi et al., 2013)

Na obrázku č. 4 jsou zachyceny jednotlivé snímky, které byly rentgenem provedeny. Na obrázku č. 5 je vidět již výsledný RTG obraz celé páteře po jejich spojení.



Obrázek 4 – Snímky jednotlivých částí páteře



Obrázek 5 – Snímek celé páteře pořízený metodou stitchingu

Pro správné spojení snímků se používá kombinace dvou principů. První možností je spojení na základě postranních znaků na mřížce detektoru. Dále se uplatňuje spojení na základě podobnosti překryvu sousedních snímků. Pokud bychom se zaměřili na čas pro tvorbu společného snímku, tak hledání společných znaků zabere přibližně 20–30 s na obrázek. Pro zhodnocení překryvu snímků je zapotřebí 1–3 s. (Čapek et al., 2002)

2.4.1 Skenovací metody u stitchingu

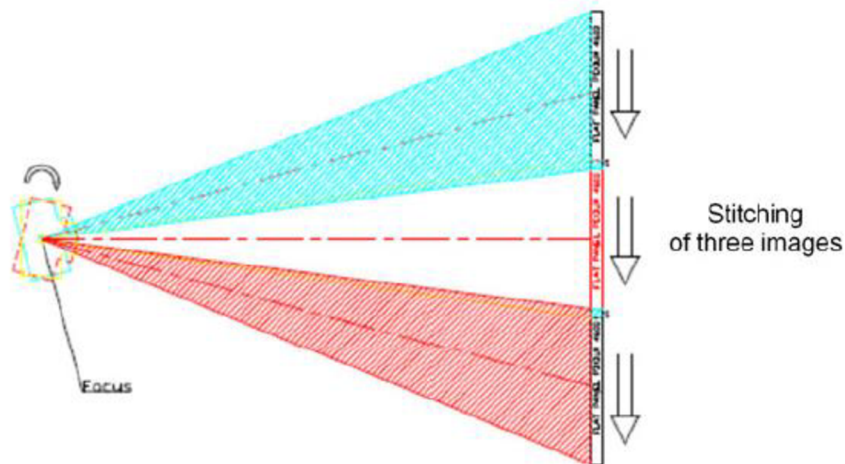
Princip stitchingu se z hlediska skenování (pohyb detektoru a rentgenky) dělí na tři základní metody.

První metodou je lineární stitching. Rentgenka i detektor se lineárně posouvají kolem pacienta. Po technické stránce jde o nejméně náročnou metodu, avšak kvalita zobrazení je horší. Princip je znázorněn na obrázku 6. (Bassi et al., 2013)



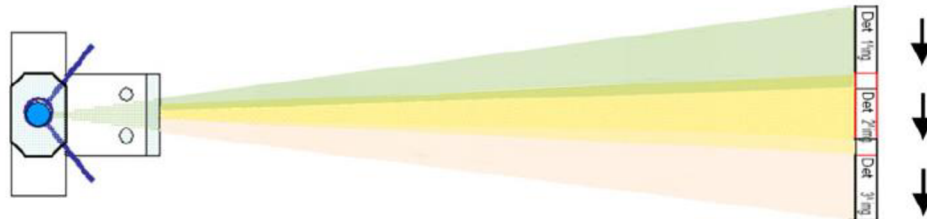
Obrázek 6 – Lineární stitching (Bassi et al., 2013)

Další možností je rotační stitching (obrázek 7). V tomto případě je rentgenka na jednom místě a posouvá se pouze detektor. Rentgenka se pouze sklápí nahoru, na střed a dolů podle nastavené snímkové oblasti. Jedná se o nejčastěji využívanou metodu. Jediná nevýhoda jsou vyšší pořizovací náklady a technicky náročnější princip fungování. (Bassi et al., 2013)



Obrázek 7 – Rotační stitching (Bassi et al., 2013)

Poslední metodou je tzv. široký stitching (obrázek 8). Opět se posouvá jen detektor. Rentgenka zůstává na jednom místě, široký svazek záření je pak vycloněn pomocí speciálních clon na několik užších svazků. Tato metoda je nejbližší nepřímé radiografii, i kvalita obrazu je výborná, nicméně výroba speciálního kolimátoru je náročnější. (Bassi et al., 2013)



Obrázek 8 – Široký stitching (Bassi et al., 2013)

2.4.2 Chybovost stitchingu

Supakul et al. (2011) ve své retrospektivní studii hodnotili snímky celé páteře z hlediska chyb spojených s metodou stitching. Bylo hodnoceno 86 studií, ve výsledku 14 snímků (16 %) obsahovalo chyby, které by mohly zapříčinit špatnou diagnózu. Ve většině případů se jednalo o chyby spojené se špatným srovnáním obratlů. U devíti dětí byla chyba zachycena na bočné projekci, u čtyř v předozadní projekci a u jednoho pacienta se chyba vyskytla na obou projekcích.

Výsledný snímek není ovlivněn polohou pacienta ani přítomností vnitřní fixace. Studie ukazuje potřebu srovnání spojeného snímku se snímkem zdrojovými u veškerých abnormalit. (Supakul et al., 2011)

2.5 Další možnosti zobrazení páteře

2.5.1 Výpočetní tomografie páteře

Indikací k výpočetní tomografii (CT) páteře jsou úrazové, strukturální a degenerativní změny skeletu. Dále CT zobrazuje diskopatie, vrozené anomálie skeletu, zánětlivé změny na skeletu a paravertebrální měkké tkáně. Zobrazit celou páteř jde, ale dělá se to jen výjimečně v případě polytraumat, jinak se ve většině případů vyšetřuje jen určitá oblast. (Heřman et al., 2014, s. 201)

Pro traumatologii je zásadní zobrazení v sagitální rovině a pro degenerativní onemocnění je nejdůležitější rovina axiální. Postprocessing se provádí ve třech rovinách, které je možné doplnit 3D zobrazením (volume rendering technique). (Vomáčka et al, 2015, s. 121)

Indikací pro CT u dětí jsou traumata. Dětské fraktury páteře představují pouze 1–9 % ze všech a bývají příčinou hospitalizace u 1–2 % pediatrických pacientů. Vzhledem k radiační zátěži je nutné zvážit přínos CT vyšetření. Dávku kromě habitu pacienta ovlivní i nastavení expozičních parametrů. (Arslan et al., 2021)

CT vyšetření je v případě skoliózy nejpřesnější metodou pro měření obratlových rotací. Měří se rotace vůči podložce nebo k rovině kosti křížové. Přesné určení obratlových rotací je důležité před operací skoliotických páteří. (Repko, 2006)

2.5.2 Magnetická rezonance páteře

Oproti všem výše zmíněným metodám je u magnetické rezonance (MR) výhoda, že nevyužívá ionizující záření. Naopak nevýhodou je doba vyšetření, která je výrazněji delší.

Pomocí MR je možné zobrazit celou páteř, ale vzhledem k časové náročnosti se v praxi vyšetřuje většinou problémová oblast.

Na MR lze dobře vyšetřit diskopatie, degenerativní změny skeletu, nádory, zánětlivé změny, úrazové postižení měkkých tkání či cévní malformace. (Vomáčka et al, 2015, s. 121)

Základem pro zobrazení je sagitální rovina, která je zobrazena pomocí T2 a T1 vážených obrazů, dále pak T2 STIR sekvence (zobrazení s potlačením tuku). (Vomáčka et al, 2015, s. 121) Dále bývají doplněny T2 axiální řezy v místě patologie. V případě potřeby mohou být doplněny řezy koronální.

Při diagnóze vrozených skolióz se magnetická rezonance využívá pro hodnocení poměrů v páteřním kanálu a k vyloučení případných útlaků. (Repko, 2006)

2.6 Radiační ochrana při skiagrafii

Při snímkování se pracuje s rentgenovým zářením, které může zapříčinit stochastické účinky. Z tohoto důvodu je nutné dbát na radiační ochranu, a to zejména u dětských pacientů, kteří bývají pro diagnostiku snímkování nejčastěji.

Radiační ochrana si klade za cíl vyloučit deterministické účinky a snížit míru rizika účinků stochastických na minimum. K tomuto účelu slouží čtyři základní principy radiační ochrany, kterými jsou:

- princip zdůvodnění
- princip optimalizace
- princip limitování dávek
- princip bezpečnosti zdrojů. (Súkupová, 2018, s. 23)

Princip zdůvodnění spočívá v podmínce správné indikace vyšetření. Diagnostický přínos z vyšetření by tak měl převažovat nad újmou způsobenou ozářením. Pokud by bylo možné zvolit vyšetření, které by nahradilo ionizující záření, je vhodné využít právě jeho. Věstníkem MZ ČR z roku 2003 byla vydána indikační kritéria pro zobrazovací metody.

Jedná se o algoritmy postupů pro indikující lékaře k indikacím zobrazovacích vyšetření při určitých diagnózách. (Súkupová, 2018, s. 24)

Dále se na radiační ochraně podílí princip optimalizace, který si klade za cíl snížení individuálních dávek na minimum. Uplatňuje se princip ALARA –As Low As Reasonably Achievable, tedy tak nízká dávka, jak je rozumně dosažitelné. Je tedy potřeba získat snímek při co nejnižší dávce, avšak dostatečné diagnostické kvality. (Súkupová, 2018, s. 24)

Princip limitování dávek se vztahuje spíše na radiační pracovníky, jelikož lékařské ozáření limitům nepodléhá. Posledním principem je bezpečnost zdrojů. Ten poukazuje na nutnost pravidelné kontroly zdrojů pro ověření jejich stability. (Súkupová, 2018, s. 25)

2.7 Veličiny používané v radiační ochraně

2.7.1 Absorbovaná dávka (D)

Jedná se o základní veličinu dávky v radiační ochraně, ale i radiobiologii či klinické radiologii. Je určena pro všechny typy ionizujícího záření. „*Je definována jako podíl $d\varepsilon$ dle dm , kde $d\varepsilon$ je střední energie ionizujícího záření sdělená látce o hmotnosti dm .*“

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

Jednotkou absorbované dávky je joule na kilogram ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$), který byl nazván gray (Gy). Jedná se o měřitelnou veličinu. (IRCP, 2007, s. 56)

Nevýhodou absorbované dávky však je, že nepopisuje vliv druhu záření a jeho biologický účinek na dané tkáň. (Seidl et al., 2012, s. 83)

2.7.2 Kerma (K)

Kerma je veličina, která má blízký vztah k absorbované dávce. Používá se při popisu nepřímo ionizujícího záření – gama a rentgenové záření či neutrony. Je definována jako podíl součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi a hmotnosti látky, v jejímž objemu byly částice uvolněny. Jednotkou je gray. (Hušák et al., 2009, s. 17)

$$K = \frac{dEK_K}{dm}$$

2.7.3 Součin kermy a plochy (P_{KA})

Jedná se o přímo měřitelnou veličinu. Její velikost není závislá na vzdálenosti od zdroje. „*Součin P_{KA} je roven integrálu kermy ve vzduchu K_i přes plochu rtg svazku A v rovině kolmé na osu rtg svazku:*“

$$P_{KA} = \int_A K_i(x, y) dx dy$$

Používá se jednotka Gy.m². Výhodou je, že hodnotu P_{KA} lze změřit pomocí KAP-metru, který bývá umístěný u výstupu z rentgenky. Jedná se o transparentní planparalelní ionizační komoru. Pomocí konverzních faktorů lze z P_{KA} výpočtem stanovit orgánové a efektivní dávky. (Súkupová, 2018, s. 154, 161)

2.7.4 Ekvivalentní dávka (H_T)

Součinem radiačního váhového faktoru w_R charakteristického pro dané záření a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni získáme ekvivalentní dávku.

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

Jednotkou je opět J.kg⁻¹, v tomto případě nazýván sievert (Sv). Radiační váhový faktor je bezrozměrná tabulková veličina, která charakterizuje jednotlivé druhy záření. Hodnoty jednotlivých radiačních váhových faktorů jsou zaznamenány v tabulce 2.

V radiodiagnostice pracujeme s RTG zářením – tedy fotonovým zářením, pro které w_R = 1, platí tedy číselná rovnost absorbované dávky s ekvivalentní dávkou. (IRCP, 2007, s. 57)

Tabulka 2 – Hodnoty radiačního váhového faktoru (IRCP, 2007, s. 57)

Druh záření	Radiační váhový faktor w _R
fotony	1
elektrony a mezony	1
částice α, štěpné fragmenty, těžké ionty	20
neutrony	spojitá závislost na energii neutronů

2.7.5 Efektivní dávka (E)

„Efektivní dávka je definována jako vážený součet tkáňových ekvivalentních dávek, kde w_T je tkáňový váhový faktor pro tkáň T a $\sum w_T = 1$. Sčítání se provádí přes všechny orgány a tkáň lidského těla, u nichž se předpokládá vnímavost na indukci stochastických účinků.“
Jednotkou je stejně jako u ekvivalentní dávky sievert.

$$E = \sum w_T H_T$$

Jednotlivé tkáňové váhové faktory jsou zachyceny v tabulce 3. (IRCP, s. 60)

Tabulka 3 – Hodnoty tkáňového váhového faktoru (IRCP, s. 58)

Tkáň	WT	Σ WT
Kostní dřev (červená), tlusté střevo, plíce, žaludek, mléčná žláza, zbytek tkání	0,12	0,72
Gonády	0,08	0,08
Močový měchýř, jícn, játra, štítná žláza	0,04	0,16
Povrch kostí, mozek, slinné žlázy, kůže	0,01	0,04
Celkem 1,00		

2.8 Účinky ionizujícího záření

Účinky záření lze dělit podle charakteristiky poškození na deterministické a stochastické. V případě deterministických účinků dochází k usmrcení velké části buněčné populace. Jejich vznik je podmíněn překročením prahové dávky, závažnost účinků roste s absorbovanou dávkou záření. Vznikají v důsledku zániku velkého množství buněk. Mezi deterministické účinky záření řadíme poškození kůže (při překročení dávky 2 Gy), katarakta (od 2 Gy výše), neplodnost (od 2,5 Gy), akutní nemoc z ozáření (celotělové ozáření od 1 Gy). Dávky pro vznik deterministických účinků jsou poměrně vysoké a při klasické skiografii se s nimi nesetkáváme. (Súkupová, 2018, s. 178)

U stochastických účinků neboli pravděpodobnostních, neexistuje prahová dávka. Vznikají z důvodu mutací nebo maligních transformací buněk. Mohou se projevit jako nádorové transformace. Může tak být zapříčiněna leukémie či jiná nádorová onemocnění. (Österreicher a Vávrová, 2003, s. 85)

Ke stochastickým účinkům se váže efektivní dávka, kdy tkáňový váhový faktor vyjadřuje míru rizika vzniku stochastických účinků v daném orgánu či tkáni. (Österreicher a Vávrová, 2003, s. 85)

Možnost vzniku stochastických účinků po opakovaných radiodiagnostických vyšetřeních není vyloučena. Autoři Bone a Gordon (2000) ve své studii udávají, že snímkování celých páteří může být příčinou leukémie (0,8 %) a rakoviny prsu (2,1 %).

Doody et al. (2000) ve své studii uvádí, že opakovaná diagnostická vyšetření skoliotických páteří v dětském a adolescentním věku u žen mohou být příčinou karcinomu prsu v dospělosti.

2.9 Možnosti ovlivnění dávky při skiografii

Cílem radiační ochrany je snížit radiační zátěž na co nejnížší při současně diagnostické kvalitě. Při skiografii máme několik možností, jak můžeme dávku snížit.

První možností je nastavení akvizičních parametrů. Při zvyšování napětí (kV) roste pronikavost záření, čímž je možné snížit radiační zátěž. Zvýšení napětí je současně doprovázeno zvýšením počtu fotonů RTG záření. Díky tomu se dostane více fotonů k detektoru, což umožňuje snížit elektrické množství (mAs), čímž dochází k redukci dávky. (Hušák et al., 2009, s. 86)

Na redukci dávky se dále podílí filtrace. Její význam spočívá v zachycení nízkenergetického záření, které se na tvorbě obrazu nepodílí, protože by tělem pacienta neprošlo. Díky tomu klesá dávka na kůži. Záření vycházející z rentgenky je zeslabováno vlastní filtrací, která je tvořena sklem RTG lampy, chladícím olejem a okénkem krytu. Vlastní filtrace je ekvivalentní 0,5 – 2 mm hliníku (Al). Také je možné použít přídavnou filtraci. Pro tyto účely se používá hliník (Al) nebo měď (Cu). (Seidl et al., 2008, s. 93)

Jednoduchým, avšak významným způsobem redukce dávky je důsledné vymezení pole záření. Je třeba vymežit co nejmenší pole záření, avšak musí být v souladu s vyšetřovanou oblastí a svazek rentgenového záření musí být centrován na vyšetřovaný orgán. (Seidl et al., 2012, s. 93)

2.10 Radiační zátěž při snímkování páteře

Pokud bychom se ohlédli do minulosti, tak na počátku 80. let minulého století se rentgenové záření podílelo na 11 % radiační dávky v populaci. Dnes bychom se pohybovali již kolem 35 %. Nárůst je spojen se zvýšením počtu prováděných vyšetření. (Chudáček, 2016)

Skiografie představuje přibližně 75 % z prováděných radiologických vyšetření, přesto při srovnání s ostatními medicínskými zdroji ionizujícího záření se podílí na celkové dávce z 11 %. I tak je třeba dbát na minimalizaci dávek. Riziko indukce rakoviny v pozdějším životě ozářeného pacienta totiž narůstá s vyšší celoživotní kumulovanou dávkou. Riziko také roste nepřímo úměrně s věkem pacientů. U mladších osob je riziko spojené s ozářením mnohem větší. (Chudáček, 2016)

Průměrná efektivní dávka pro skiagrafické zobrazení krční páteře je 0,2 mSv, z hlediska celoživotního rizika smrti na rakovinu to je 1 na 120 000 pacientů. Při snímkování hrudní/bederní páteře bychom se dostali k hodnotám efektivní dávky na 1,25 Sv. Při statistickém pohledu na celoživotní riziko smrti na rakovinu to je 1 na 20 000 pacientů. (Chudáček, 2016)

Seidl et al. (2012, s. 91) udávají typickou efektivní dávku pro hrudní páteř 0,7 mSv. Tuto hodnotu srovnávají s přibližnou dobou, za kterou by člověk obdržel ekvivalentní

dávku ozáření z přírodních zdrojů, a to 4 měsíce. U bederní páteře udávají typickou efektivní dávku 1,3 mSv. Při srovnání s přibližnou dobou, za kterou by člověk obdržel ekvivalentní dávku ozáření z přírodních zdrojů, bychom se dostali již na 7 měsíců.

Národní diagnostické referenční úrovně v příloze vyhlášky č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně (s. 6881) udávají radiační zátěž pomocí vstupní povrchové kermy, kterou pacient při snímkování obdrží a pomocí součinu kermy a plochy. Udaná hodnota je stanovena na průměrného pacienta, tedy $70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$ v rozmezí 50–90 kg. Pro krční páteř v předozadní projekci je zde uvedena hodnota vstupní povrchové kermy 1,7 mGy. U hrudní páteře v předozadní projekci je udána hodnota vstupní povrchové kermy 4,4 mGy. Pro bederní páteř v AP projekci se posouváme k hodnotě 6,2 mGy. Uvedené hodnoty součinu kermy a plochy jsou pro krční páteř v AP projekci 250 mGy.cm^2 , pro hrudní páteř v AP projekci 1100 mGy.cm^2 a pro bederní páteř v AP projekci 1700 mGy.cm^2 .

2.10.1 Redukce dávky při snímkování páteře

Jeon et al. (2017) ve své studii popisují nízkodávkový protokol pro snímky celé páteře pořízené metodou stitching. Pro snížení dávky snížili hodnotu napětí (mAs) o 50 %. Hodnoty napětí (kV), pro oba protokoly ponechali stejné. Z hodnoty DAP získali pro jednotlivé pacienty hodnoty efektivních dávek, které při vyšetření obdrželi.

Kromě dávky záření na pacienty zkoumali i kvalitu a diagnostický přínos snímků pořízených nízkodávkovými protokoly. Hodnocení diagnostického přínosu bylo zaměřeno na viditelnost Cobbova úhlu. Při posuzování kvality snímků byly sledovány následující struktury: obratlové ploténky, pedikly a obratlová těla. Subjektivní hodnocení kvality bylo provedeno dvěma radiology specializujícími se na muskuloskeletální systémy. Ti jednotlivé snímky ohodnotili bodovým systémem nabývajícím hodnot 0–3. Hodnota 3 znamenala vynikající kvalitu obrazu, 2 dobrý obraz, 1 ucházející kvalita obrazu, 0 nehodnotitelný snímek. (Jeon et al., 2017)

Výsledkem byla signifikantně vyšší dávka u klasických snímků oproti nízkodávkovým. Hodnoty napětí, proudu, DAP a efektivní dávky u studie jsou zaznamenány v tabulce 4. Z hlediska kvality obrazu a diagnostického přínosu snížení mAs o 50 % výsledky zásadně neovlivnilo.

Tabulka 4 – Výsledky studie (Jeon et al, 2017)

Dávka	mAS	kV	DAP (Gy.m ²)	E (mSv)
Standardní protokol	45	85	46,06	11,51
Nízkodávkový protokol	23	85	19,69	4,92

Minehiro et al. (2018) ve své studii popisují možnosti měděné filtrace pro redukci dávky. Studie se skládá ze dvou částí. V první zkoumají využití Cu filtrace na fantomu, druhá část seznamuje s použitím 0,2 mm Cu filtrace u dětských pacientů se skoliózou.

Na fantomu byla provedena čtyři měření pro předozadní projekci a čtyři pro bočnou projekci: bez filtrace, 0,1 mm Cu filtrace, 0,2 mm Cu filtrace a 0,3 mm Cu filtrace. Čím větší filtrace byla použita, tím nižší byla dávka. Výsledky studie zachycuje tabulka 5.

Tabulka 5 – Výsledky studie (Minehiro, 2018)

	Povrchová dávka			
	Bez filtrace	0,1 mm Cu	0,2 mm Cu	0,3 mm Cu
AP projekce	0,31	0,16	0,11	0,08
Bočná projekce	0,93	0,52	0,36	0,27

I v druhé části studie aplikované na pacienty se potvrdilo, že 0,2 mm Cu filtrace pomůže k redukci dávky o více než 60 %. (Minehiro, 2018)

Ramli a Moey (2019) zaměřili svou experimentální studii na snímkování bederní páteře z důvodu vysokých dávek, které pacient při jejím snímkování obdrží. Druhý důvod pro cílení na danou oblast je přítomnost radiosenzitivních gonád.

Studie byla provedena na fantomu. Snímkovalo se na kazety pomocí nepřímé digitalizace. Byl zkoumán vliv střední hodnoty napětí (64,5 – 75 kV) a vysoké hodnoty napětí (81–105 kV) na vstupní povrchovou dávku a na kvalitu zobrazení. Vliv napětí byl sledován u předozadních a bočných snímků.

Výsledkem bylo zjištění, že se zvyšujícím napětím se snižovala vstupní povrchová dávka na fantomu. Výsledky měření jsou zaznamenány v tabulce 6. Tabulka zachycuje sedm zkoumaných expozičních podmínek. Zaznamenané je zkoumané napětí (kV), elektrické množství (mAs) a výsledná vstupní povrchová dávka D_E (mGy).

Tabulka 6 – Výsledky studie (Ramli a Moey, 2019)

Snímek	AP projekce			Bočná projekce		
	kV	mAs	D _E [mGy]	kV	mAs	D _E [mGy]
1	64,5	82,3	24,59	70	131	54,95
2	70	55,5	19,14	75	100	45,58
3	75	42	15,92	81	74,1	36,72
4	81	30,7	13,89	85	62,4	34,56
5	85	27,2	12,38	90	51,4	33,95
6	90	21,7	10,79	96	41,6	31,08
7	96	17,6	9,88	102	34,4	26,63

Další z možností, jak ovlivnit radiační zátěž, je upřednostnění zadopřední projekce (PA) před předozadní (AP). Důvodem je vysoká dávka na mléčnou žlázu. Studie od autorů Gialous et al. (2008) porovnávají radiační zátěž při snímkování celých páteří v rámci dvou nemocnic a udávají hodnoty dávky na mléčnou žlázu v rozmezí 0,002–1,05 mSv. Dávka byla ovlivněna věkem pacienta a zvolenou projekcí.

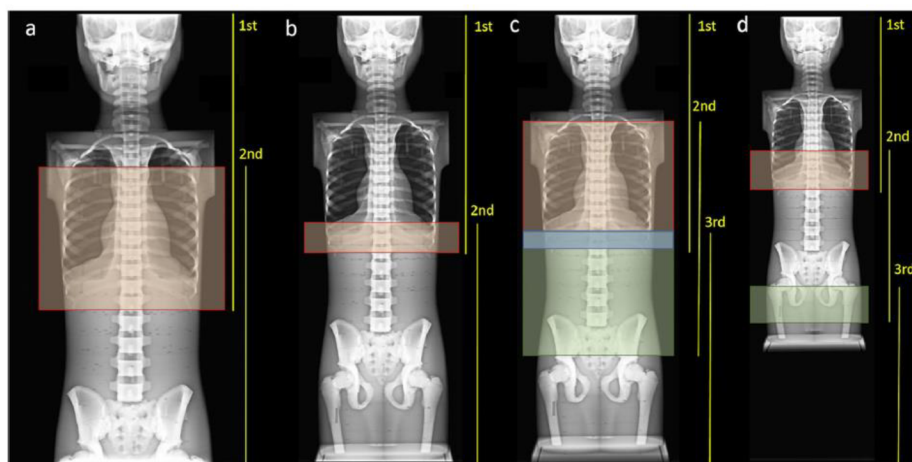
Studie udává, že díky upřednostnění PA projekce před AP se významně sníží dávka na mléčnou žlázu o 40–46 %. Důvodem snížení dávky na prsní tkáň je, že v případě AP projekce rentgenové záření proniká do těla přes prsní tkáň. Na vstupu do těla je záření o největší dávce, při výstupu z těla je záření už zeslabeno. Díky PA projekci se k prsní tkáni dostane již zeslabené RTG po průchodu tělem pacienta. (Gialous et al., 2008)

2.10.2 Vliv překryvu snímků na radiační zátěž při stitchingu

Yi-Shuang Hwang et al. (2018) se zabývali ve své studii vlivem délky vyšetřované oblasti na velikost překryvu jednotlivých snímků při stitchingu páteře. Jelikož je obraz složen z několika snímků, vždy dochází k překrytí v určité oblasti, což vede k vyšší radiační zátěži pacienta.

Dále řešili, jaký bude vliv překryvu snímků na efektivní dávku pro pacienta. Pro získání informací o radiační zátěži použili antropomorfní fantom, který simuloval desetileté dítě o výšce 140 cm. (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)

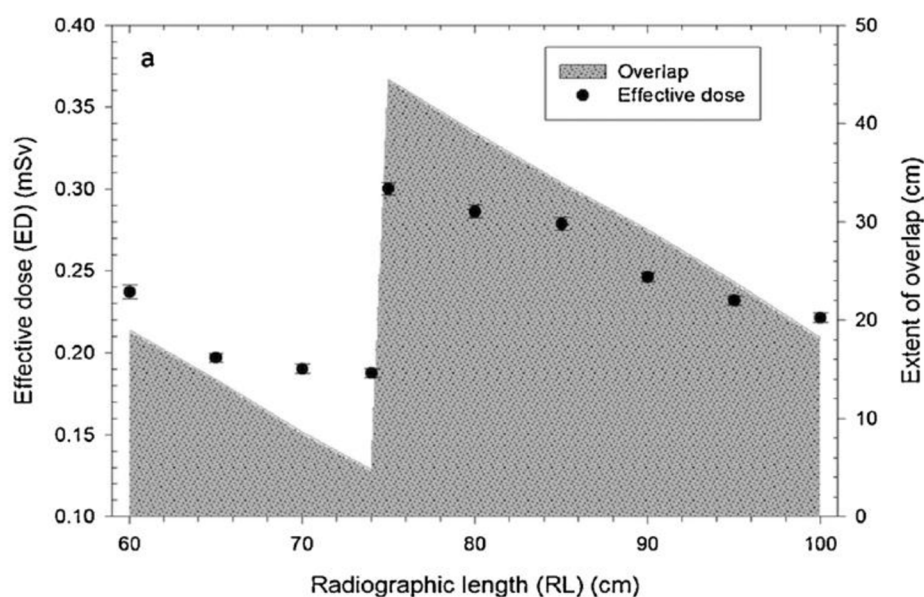
Vliv zobrazované délky je zachycen na obrázku č. 9. Na obrázku A je zachyceno překrytí pro zobrazovanou délku 60 cm, na obrázku B pro 74 cm, obrázek C představuje zobrazovanou oblast o délce 75 cm a obrázek D 100 cm. Ze studie vyplývá, že k největšímu překryvu dochází v případě, kdy je obraz složen ze tří snímků, což je vidět na obrázcích C a D. U obrázku C je dokonce zachycen úsek, kdy se překrývají všechny tři snímky – modrý úsek.



The spatial overlap for an RL of (a) 60 cm, (b) 74 cm, (c) 75 cm, and (d) 100 cm with fixed top positions demonstrated using a 10-year-old pediatric anthropomorphic phantom. The colored zones illustrate the spatial overlap regions, especially the blue zone in Fig. 2c demonstrates the overlap of three exposures.

Obrázek 9 – Vliv zobrazované délky na překryv snímků (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)

Graf zachycený na obrázku č. 10 ukazuje vliv délky zobrazované oblasti na překryvu snímků (šedá křivka) a na efektivní dávce pro pacienta (černé body). Výsledkem studie je, že k největšímu překryvu snímků dochází při zobrazování obrazu o délce 75–80 cm.



Obrázek 10 – Vliv délky zobrazované oblasti na efektivní dávku a překryv snímků (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)

Největší hodnota efektivní dávky při velkém překryvu byla $0,300 \pm 0,002$ mSv. S menším překryvem klesala i efektivní dávka. Nejnižší získaná hodnota byla $0,188 \pm 0,001$ mSv. (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)

2.11 Shrnutí teoretických východisek

Skolióza je nefyziologické zakřivení páteře v koronální rovině. Pro určení jejího rozsahu se používají radiodiagnostické zobrazovací metody. Nejčastější možností je

využití skiagrafického zobrazení pomocí rentgenového záření. Abychom docílili zobrazení páteře v celém jejím rozsahu, je možné využít metodu stitching, která pospojuje jednotlivé RTG snímky částí páteře v jeden.

Skolióza se nejvíce sleduje u dětských pacientů, kteří jsou ve vývinu. Proto zde má radiační ochrana veliký význam. Je uplatňován princip optimalizace záření, kdy se dávky záření snižují na co nejnižší možné při zachování vypovídající diagnostické informace.

Studie pro hodnocení radiační zátěže využívají efektivní dávku. Národní diagnostické referenční úrovně v příloze Vyhlášky 422/2016 Sb. o radiační ochraně (s. 6881) popisují radiační zátěž pomocí vstupní povrchové kermy a součinu kermy a plochy.

Dávku při skiagrafickém zobrazování lze snížit úpravou expozičních parametrů, jako použil ve své studii Jeon et al. (2017). Pro snížení dávky snížili hodnotu elektrického množství (mAs) na polovinu. Vzhledem k expozičním parametrům lze dávky snížit také zvýšením napětí (kV). Důkazem je studie od dvojice autorů Ramli a Moey (2019). Ti na fantomu použili sedm různých expozičních, kdy při zvýšení napětí a současném snížení elektrického množství došlo ke snížení vstupní povrchové dávky.

Další vědecky popsanou možností je použití přídavné filtrace, se kterou seznamuje ve studii Minehiro et al. Poukazuje na přínos použití 0,2 mm Cu filtrace, která dokáže snížit dávku o více než 60 %. (2018)

3 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Cílem výzkumné části je zaměřit se na snímkování dětských pacientů se skoliózou metodou stitchingu a porovnat klasický protokol s nízkodávkovým z hlediska radiační zátěže pacienta a kvality zobrazení.

3.2 Hypotézy práce

Na základě cíle výzkumné části práce byly stanoveny následující nulové a alternativní hypotézy. Prvních pět hypotéz je cíleno na radiační zátěž pacientů. Pátá až sedmá hypotéza se věnují kvalitě zobrazení.

H₀1: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme efektivní dávku pacienta při stitchingu celé páteře.

H_A1: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně efektivní dávku pacienta při stitchingu páteře.

H₀2: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme součin kerry a plochy při stitchingu celé páteře.

H_A2: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně součin kerry a plochy při stitchingu celé páteře.

H₀3: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu pacienta u prvního provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H_A3: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně vstupní povrchovou kermu pacienta u prvního provedeného snímku při stitchingu páteře.

H₀4: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu pacienta u druhého provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H_A4: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně vstupní povrchovou kermu pacienta u druhého provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H₀5: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu pacienta u třetího provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H_A5: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně vstupní povrchovou kermu pacienta u třetího provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H₀₆: Mezi kvalitou zobrazení postavení páteře na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem nebude signifikantní rozdíl.

H_{A6}: Mezi kvalitou zobrazení postavení páteře na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem bude signifikantní rozdíl.

H₀₇: Mezi kvalitou zobrazení pediklů a spinózních trnů na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem nebude signifikantní rozdíl.

H_{A7}: Mezi kvalitou zobrazení pediklů a spinózních trnů na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem bude signifikantní rozdíl.

H₀₈: Mezi kvalitou zobrazení snímků pro hodnocení SI skloubení pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem nebude signifikantní rozdíl.

H_{A8}: Mezi kvalitou zobrazení snímků hodnocení SI skloubení pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem bude signifikantní rozdíl.

4 VÝZKUMNÁ ČÁST

Výzkum probíhal ve Fakultní nemocnici Hradec Králové v rámci Radiologické kliniky, a to jako retrospektivní kvantitativní korelační studie.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Základní podmínkou pro zařazení do výzkumného souboru byla diagnostika skoliózy a snímek celé páteře pořízený metodou stitchingu.

Všichni pacienti byli vyšetřeni na Radiologické klinice FN HK na skiagrafickém zařízení Samsung GC85A firmy Samsung Electronics Co., Ltd.; Korea.

4.1.1 Vylučovací kritéria

Do souboru pro hodnocení radiační zátěže byli zařazeni pacienti s výškou od 129 do 190 cm a váhou v rozmezí 32–76 kg. Další podmínkou bylo využití standardního nebo nízkodávkového protokolu, na jejímž základě byly eliminovány ostatní protokoly.

Pro zařazení pacienta k hodnocení kvality k předchozím podmínkám přibylo ještě kritérium absolvování standardního i nízkodávkového protokolu.

4.2 Metoda sběru dat

Sběr dat probíhal retrospektivně, a to u pacientů, kteří podstoupili vyšetření na základě klinické indikace. Data byla získávána ze systému PACS. Zaznamenávány byly následující parametry:

- **napětí [kV]** u jednotlivých snímků
- **elektrické množství [mAs]** u jednotlivých snímků
- **součin kermy a plochy (P_{KA}) [dGy.cm²]**

Dále bylo nahlíženo do zdravotnické dokumentace v nemocničním informačním systému, odkud byly zaznamenány informace nezbytné pro výpočet efektivní dávky a to:

- **hmotnost [kg]** u jednotlivých pacientů
- **výška [cm]** u jednotlivých pacientů

4.3 Realizace výzkumu

Výzkum byl schválen vedením FN HK, viz příloha 1, zároveň bylo uděleno souhlasné stanovisko etické komise FZV UPOL, viz příloha 2.

Nejprve byl stanoven výzkumný soubor, kam byli zařazeni pacienti s diagnostikovanou skoliózou, u kterých byl pořízen snímek celé páteře metodou stitchingu. Pacienti byli dohledáni v systému PACS. Získali jsme tak základní soubor 116 pacientů. Po vyřazení pacientů, kteří nespĺňovali kritéria pro zařazení k hodnocení radiační

zátěže, jsme získali soubor 48 pacientů, kteří byli snímkováni nízkodávkovým protokolem, který byl vytvořen s cílem snížit radiační zátěž. Dalších 48 pacientů zařazených do studie bylo vyšetřeno standardním protokolem. Celkem tak bylo do studie zahrnuto 96 pacientů.

Pro docílení snížení dávky bylo v rámci optimalizace použito vyššího napětí, díky čemuž mohlo být pomocí expoziční automatiky sníženo elektrické množství. Přednastavené expoziční parametry pro jednotlivé snímky u standardního a nízkodávkového protokolu shrnuje tabulka 7.

Tabulka 7 – Expoziční parametry

Snímek	Standardní protokol		Nízkodávkový protokol	
	kV	mA	kV	mA
1	75	250	85	250
2	80	250	90	250
3	84	320	105	320

Číslo snímku určuje pořadí v rámci stitchingu. U nižších dětí většinou postačí dva snímky, kdy první je cílen na krční páteř a zasahuje do hrudní páteře, druhý zachycuje zbytek hrudní páteře s bederní páteří. Vyšší děti už potřebují pro zachycení celé páteře snímky tři – první je zaměřen na krční páteř, druhý na hrudní a třetí na bederní.

U každého pacienta byla zaznamenána hodnota napětí (kV), elektrického množství (mAs) a součin dávky a plochy – P_{KA} (dGy.cm²). Jednotlivé hodnoty byly přeneseny do programu PCXMC, který vypočítal efektivní dávku pro jednotlivé pacienty. Pro hodnocení radiační zátěže byly dále dopočítány hodnoty vstupní povrchové kerry pro jednotlivé snímky.

Pro hodnocení diagnostického přínosu bylo vybráno 19 snímků z každé skupiny u pacientů, kteří absolvovali vyšetření jak standardním, tak nízkodávkovým protokolem. Vybrané snímky byly zaslepeny. Tři radiologové Radiologické kliniky FN HK obdrželi dotazník a u každého snímku ohodnotili jeho kvalitu, aniž by věděli, zda se jedná o snímek pořízený klasickým protokolem nebo protokolem nízkodávkovým.

Hodnocení probíhalo pomocí číselné škály od 1–5. Kdy hodnota 1 představovala výborné zobrazení, hodnota 2 znamenala velmi dobré zobrazení, hodnota 3 dobré zobrazení, hodnota 4 značila, že snímek lze hodnotit s omezením, a hodnota 5 představovala nehodnotitelný snímek. Každý snímek byl hodnocen pro kvalitu zobrazení pro hodnocení následujících kritérií:

- Postavení páteře

- Zobrazení pediklů a spinosních trnů
- Hodnocení sakroiliakálního (SI) skloubení

Hodnocená kritéria byla vybrána po dohodě s primářem Radiologické kliniky. Vyplněné dotazníky jsou v přílohách č. 3–5.

4.3.1 Pořízení snímků

Veškeré snímky byly provedeny ve stoje u vertigrafu v předozadní projekci. Snímkováno bylo pomocí rotačního stitchingu, při pořizování snímků byl tedy nastaven počátek a konec zobrazované oblasti tak, aby byla zachycena celá páteř. Pole záření bylo vymezeno tak, aby byla zachycena pánev.

Vzdálenost ohniska rentgenky a receptoru byla nastavena na 180 cm. Pro snímkování bylo použito velké ohnisko. Používána byla hliníková filtrace o tloušťce 2,8 mm.

4.3.2 Výpočet BMI

Pro hodnocení habitu pacientů byla vypočtena hodnota BMI pomocí vzorce:

$$BMI = \frac{\text{hmotnost [kg]}}{(\text{výška [m]})^2}$$

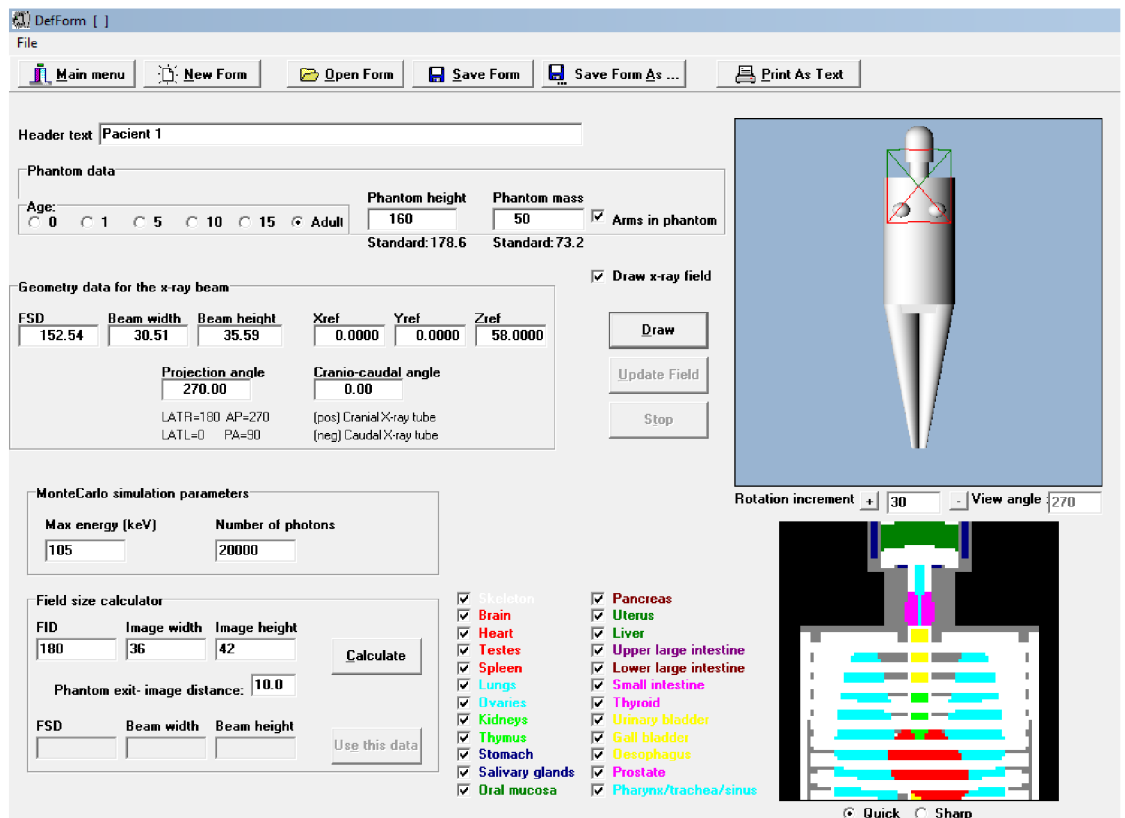
Jednotlivé hodnoty byly rozříděny do kategorií, dle tabulky č. 8.

Tabulka 8 – Kategorie podle BMI (Bezděková, 2021)

BMI	Kategorie
pod 16,5	těžká podváha
16,5–18,5	podváha
18,5–25	ideální (zdravá) váha
25–30	nadváha
30–35	obezita 1. stupně
35–40	obezita 2. stupně
nad 40	obezita 3. stupně

4.3.3 Výpočet efektivní dávky

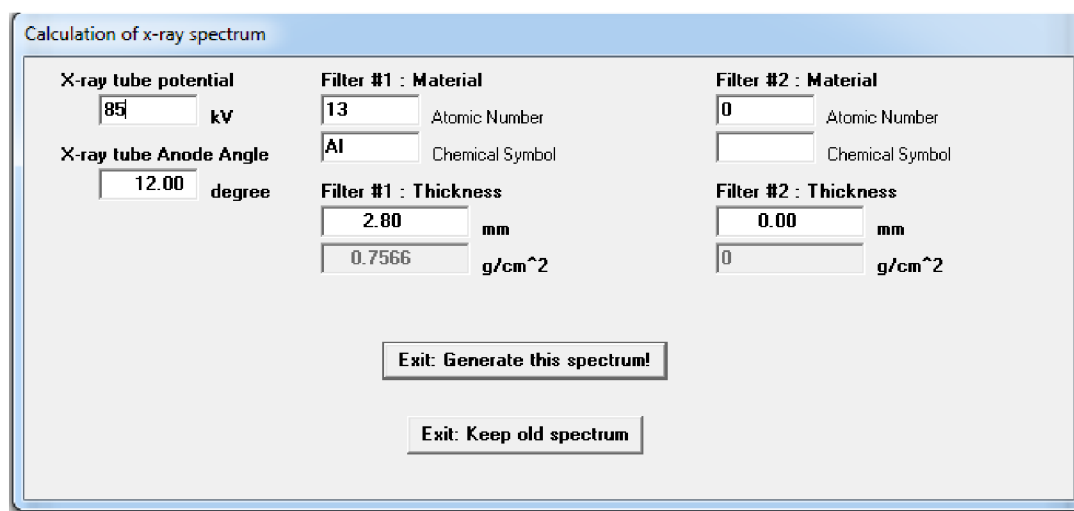
Pro výpočet efektivní dávky byl použit program PCXMC. Nejprve byla u každého pacienta zadána vstupní data. Doplněna byla hmotnost a výška daného pacienta. Maximální energie byla nastavena na 105 keV, vzdálenost ohniska a rentgenky (FID) byla 180 cm a vzdálenost pacienta a receptoru (Phantom exit-image distance) byla 10 cm. U každého pacienta byly takto zakresleny veškeré projekce (2 nebo 3). Zadávání vstupních dat zachycuje obrázek č. 11.



Obrázek 11 – Zadání vstupních dat

Následujícím krokem byla Monte Carlo simulace, kde byla použita připravená vstupní data. Po simulaci následoval poslední krok, kterým byl výpočet dávky pro jednotlivé projekce daných pacientů.

Nejprve bylo vygenerováno spektrum rentgenového záření pro dané napětí. Zadán byl úhel rentgenky – 12° a zaznamenána filtrace – 2,8 mm hliníku, viz obrázek č. 12.



Obrázek 12 – Spektrum rentgenového záření

Posledním krokem byl samotný výpočet dávek pro jednotlivé pacienty pomocí součinu kerry a plochy (DAP). Získané hodnoty ze systému PACS bylo nutné převést z dGy.cm^2 na mGy.cm^2 .

V protokol o zkoušce dlouhodobé stability jsou zaznamenány odchylky měření DAP metru pro 70 kV 2,8% a pro 100 kV 4,8%. Nacházíme se pod hodnotou 5 %, proto nebylo nutné hodnoty DAP upravovat. Výsledkem byla tabulka s orgánovými a efektivními dávkami, odkud jsme převzali efektivní dávku (ICRP 103), viz obrázek č. 13.

The screenshot shows the PCXMC Dose Calculation software window. It displays simulation parameters and a table of organ doses. The parameters include X-ray tube potential (85 kV), filtration (2.8 mm Al), and anode angle (12 deg). The table lists various organs with their respective doses in mGy and error percentages.

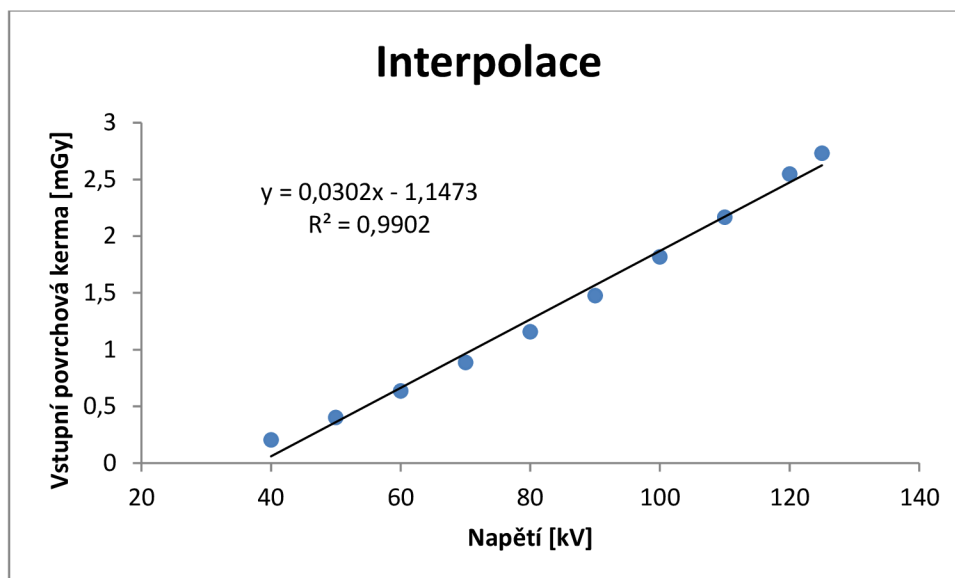
Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0,023280	0,6	(Scapulae)	0,068421	3,1
Adrenals	0,007248	20,1	(Clavicles)	0,410531	2,9
Brain	0,002779	5,5	(Ribs)	0,229032	0,8
Breasts	0,187923	1,8	(Upper arm bones)	0,112212	1,9
Colon (Large intestine)	0,000125	23,9	(Middle arm bones)	0,052739	3,8
(Upper large intestine)	0,000202	25,6	(Lower arm bones)	0,000285	24,0
(Lower large intestine)	0,000022	49,9	(Pelvis)	0,000081	26,4
Extrathoracic airways	0,095153	5,4	(Upper leg bones)	0,000000	NA
Gall bladder	0,002267	19,6	(Middle leg bones)	0,000000	NA
Heart	0,107461	2,0	(Lower leg bones)	0,000000	NA
Kidneys	0,001852	14,4	Skin	0,029691	1,0
Liver	0,008863	3,1	Small intestine	0,000339	18,0
Lungs	0,087850	1,2	Spleen	0,005936	9,9
Lymph nodes	0,042323	2,1	Stomach	0,005743	8,2
Muscle	0,021173	0,4	Testicles	0,000000	NA
Oesophagus	0,034508	6,1	Thymus	0,183292	4,7
Oral mucosa	0,080851	5,0	Thyroid	0,181143	5,4
Ovaries	0,000000	NA	Urinary bladder	0,000018	94,8
Pancreas	0,006465	10,1	Uterus	0,000034	75,0
Prostate	0,000000	NA			
Salivary glands	0,078468	3,6	Average dose in total body	0,026742	0,3
Skeleton	0,055954	0,5	Effective dose ICRP60 (mSv)	0,036526	1,5
(Skull)	0,075942	1,8	Effective dose ICRP103 (mSv)	0,052356	1,1
(Upper Spine)	0,136745	1,9			
(Middle Spine)	0,048885	2,5			
(Lower Spine)	0,001994	17,9	Abs. energy fraction (%)	46,527503	

Obrázek 13 – Vypočtené hodnoty

4.3.4 Výpočet vstupní povrchové kerry

Jako výchozí dokument sloužil protokol o zkoušce dlouhodobé stability, odkud jsme čerpali naměřené hodnoty vstupní povrchové kerry pro určená napětí. Fantom byl ve vzdálenosti od ohniska rentgenky 82 cm a bylo použito elektrické množství 10 mAs.

Nejprve byla provedena interpolace naměřených hodnot, kdy byla mezi jednotlivými body určena lineární závislost, viz graf na obrázku č. 14.



Obrázek 14 – Interpolace

Po dosazení námi používaných napětí do rovnice regrese jsme získali vstupní povrchové kermy daných napětí.

Posledním bodem byla úprava získaných hodnot pro elektrické množství daných projekcí u jednotlivých pacientů a vzdálenost ohniska a kůže (FSD). Elektrické množství jsme získali ze systému PACS a hodnoty FSD byly vypočteny v programu PCXMC při výpočtu dávek.

4.3.5 Metody zpracování dat

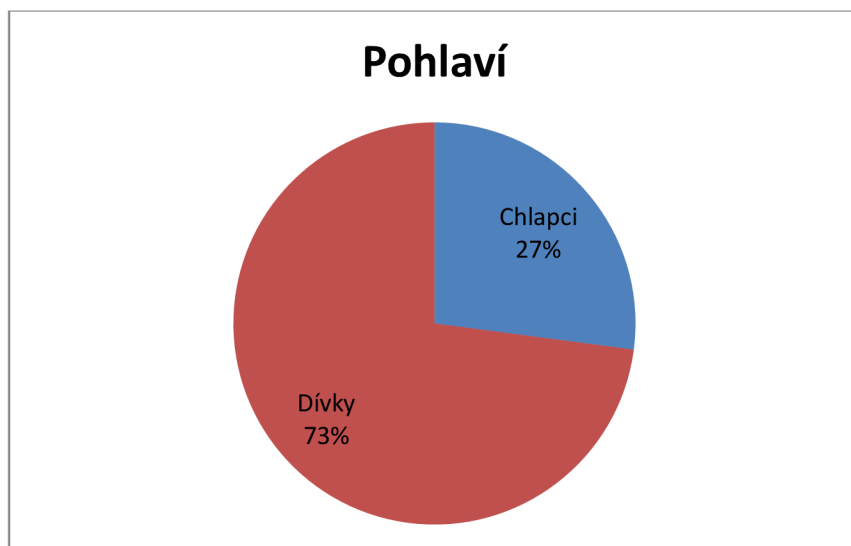
Získaná data byla zpracována v programu Microsoft Excel a v programu Matlab s využitím Statistic toolbox. U kvantitativních proměnných byla provedena popisná statistika, kdy jsme získali u daných hodnot aritmetický průměr, směrodatnou odchylku, maximální a minimální hodnoty. U kvalitativních veličin byly zaznamenány absolutní a relativní četnosti.

Testování hypotéz proběhlo na hladině významnosti 0,05. Nulovou hypotézu bylo možné zamítnout, pokud byla hodnota p nižší než 0,05. Neboť právě taková hodnota je statisticky signifikantní. Při testu normality vyšlo, že data nejsou spojitého rozložení. Z tohoto důvodu byly pro ověření hypotéz použity neparametrické testy. V našem případě byl použit Mann-Whitney U test.

4.4 Výsledky výzkumu

4.4.1 Popis souboru

Výzkumný soubor byl složen z 96 pacientů, z nichž bylo 26 chlapců (27 %) a 70 dívek (73 %). Rozložení souboru znázorňuje graf na obrázku č. 15.

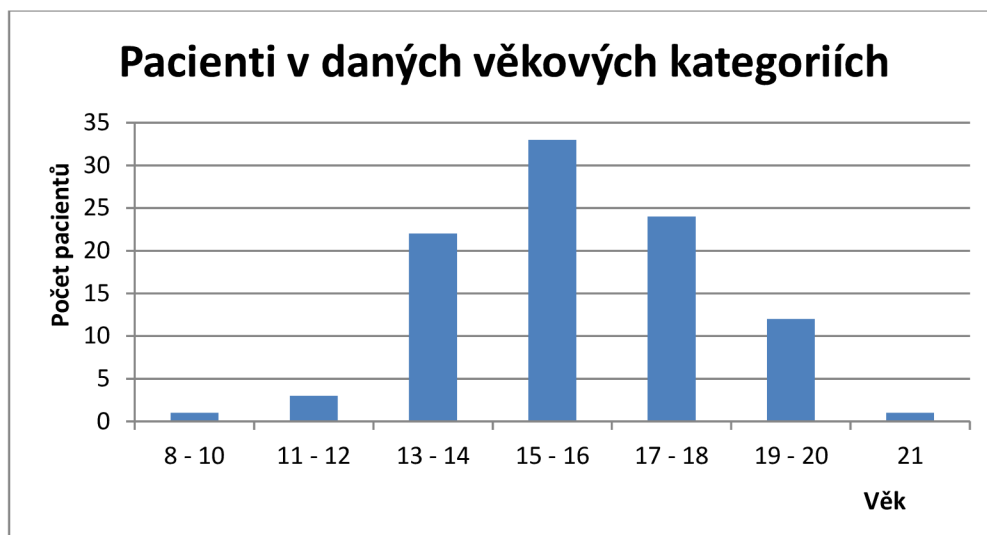


Obrázek 15 – Pohlaví pacientů

Průměrná hodnota věku byla **16 let**. Nejmladší pacient měl 8 let a nejstarší 21 let. Vyšší věk pacientů přisuzují výšce pacientů, kdy u nižších je možné zachytit celou páteř jedním snímkem. Rozložení pacientů podle věku zobrazuje graf na obrázku č. 16. Přehled počtů pacientů v daných věkových kategoriích ukazuje tabulka č. 9.

Tabulka 9 – Počet pacientů podle věkových kategorií

Věk	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
8–10	1	1	0,010	0,010
11–12	3	4	0,031	0,042
13–14	22	26	0,229	0,271
15–16	33	59	0,344	0,615
17–18	24	83	0,250	0,865
19–20	12	95	0,125	0,990
21	1	96	0,010	1,000

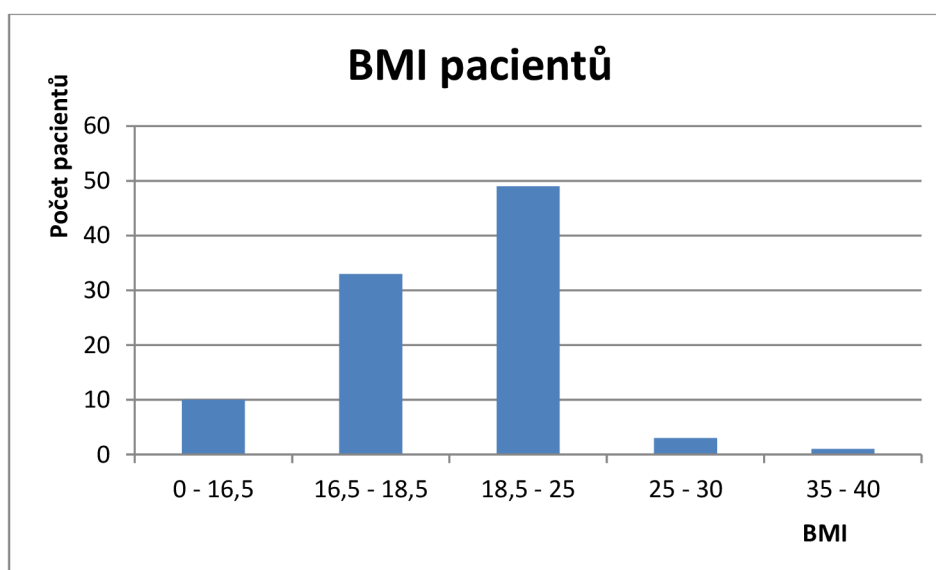


Obrázek 16 – Počet pacientů v daných věkových kategoriích

Z hlediska tělesné konstituce byla střední hodnota BMI **19,216 ± 0,280**. Minimální hodnota byla 13,064 a maximální hodnota byla 30,444. Nejvyšší četnost zastupuje skupina zdravé váhy. Četnosti daných skupin shrnuje tabulka č. 10. Graficky jsou četnosti jednotlivých skupin zobrazeny na obrázku č. 17.

Tabulka 10 – BMI pacientů

BMI	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
0–16,5	10	10	0,104	0,104
16,5–18,5	33	43	0,344	0,448
18,5–25	49	92	0,510	0,958
25–30	3	95	0,031	0,990
35–40	1	96	0,010	1,000



Obrázek 17 – BMI pacientů

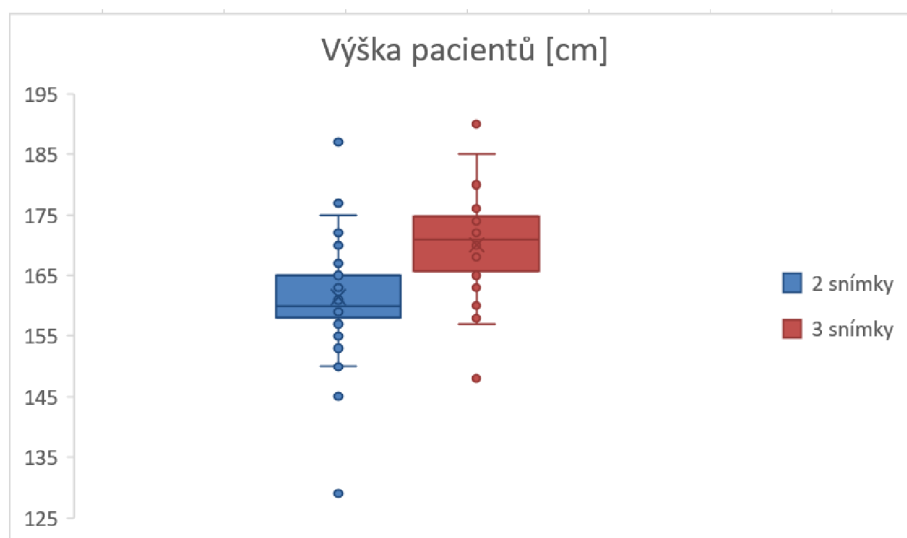
4.4.2 Provedení snímků

U 60 pacientů byla celá páteř snímkována pomocí dvou snímků. Z toho bylo 30 pacientů snímkováno standardním protokolem a 30 nízkodávkovým. Metodu zachycení celé páteře třemi snímky jsme použili u 36 pacientů, kdy 18 bylo snímkováno protokolem standardním a 18 nízkodávkovým.

Střední hodnota výšky pacientů pro snímky celé páteře zachycené pomocí dvou snímků byla $161,417 \pm 1,126$ cm. Minimální hodnota byla 129 cm a maximální 187 cm.

Při pohledu na soubor pacientů snímkových pomocí tří snímků můžeme pozorovat střední hodnotu výšky pacientů $170,083 \pm 1,358$ cm. Minimální hodnota byla 148 cm a maximální hodnota 190 cm.

Porovnání výšek u snímků celých páteří složených ze dvou a třech snímků zachycuje krabicový graf na obrázku 18.



Obrázek 18 – Vliv výšky pacienta na počet snímků

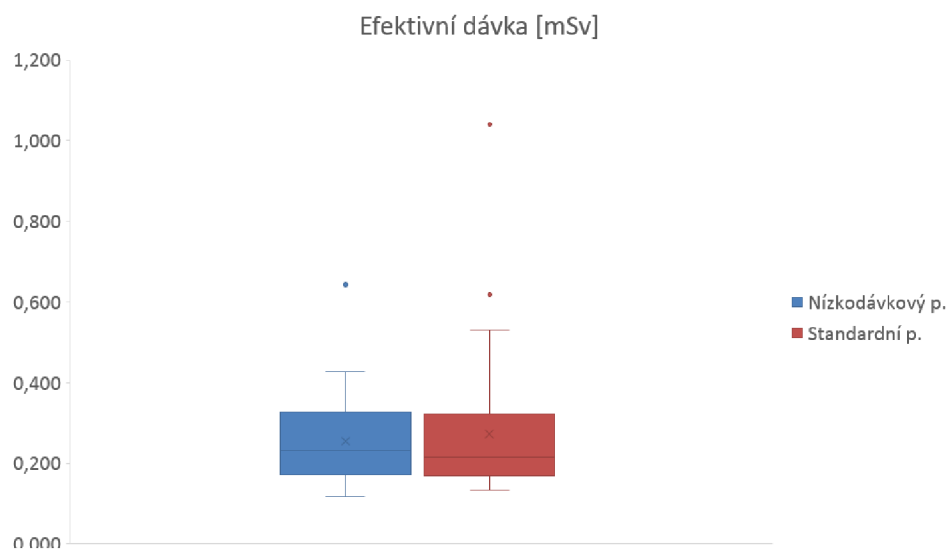
Vliv na počet snímků kromě výšky pacientů mělo nastavení počátku a konce zobrazované oblasti, což bylo možné pozorovat na jednotlivých snímcích při hodnocení.

4.4.3 Efektivní dávka

Hodnoty efektivních dávek byly vypočteny pomocí programu PCXMC. Pro standardní protokol byla střední hodnota efektivní dávky $0,322 \pm 0,055$ mSv. Minimální hodnota byla 0,134 mSv a maximální 1,041 mSv.

Pro nízkodávkový protokol byla střední hodnota efektivní dávky $0,255 \pm 0,015$ mSv. Minimální hodnota byla 0,118 mSv a maximální 0,643 mSv.

Rozložení efektivních dávek u obou protokolů zobrazuje krabicový graf na obrázku 19.



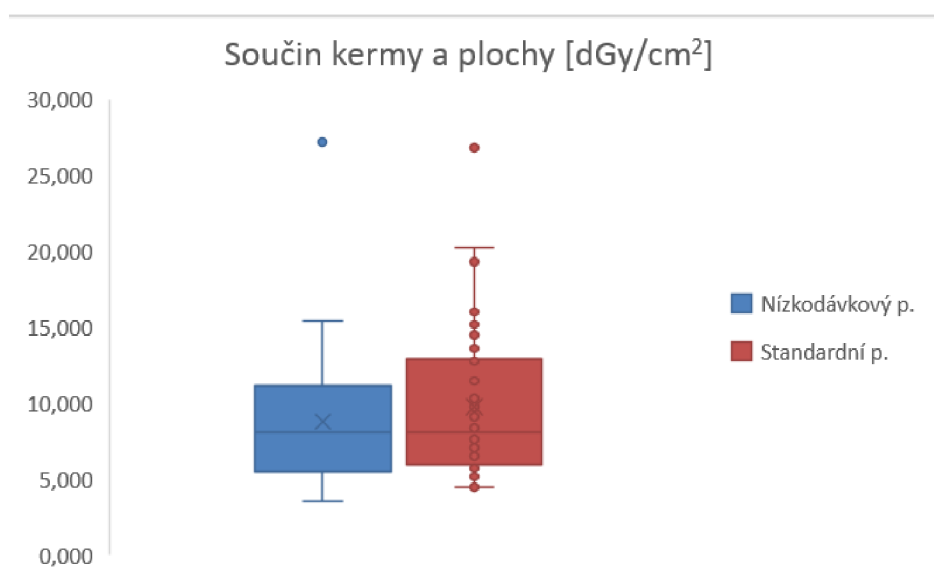
Obrázek 19 – Rozložení efektivních dávek u jednotlivých protokolů

4.4.4 Součin kerry a plochy

Hodnoty součinu kerry a plochy byly získány ze systému PACS a sloužily k následujícímu výpočtu efektivní dávky. Pro standardní protokol byla střední hodnota **9,764 ± 0,713 dGy.cm²**. Minimální získaná hodnota byla 4,45 dGy.cm² a maximální hodnota představovala 26,81 dGy.cm².

U nízkodávkového protokolu byla střední hodnota součinu kerry a plochy **8,788 ± 0,608 dGy.cm²**. Minimální hodnota byla 3,54 dGy.cm² a maximální hodnota byla 27,22 dGy.cm².

Rozložení hodnot součinu kerry a plochy u standardního a nízkodávkového protokolu je graficky zobrazeno pomocí krabicových grafů na obrázku č. 20.



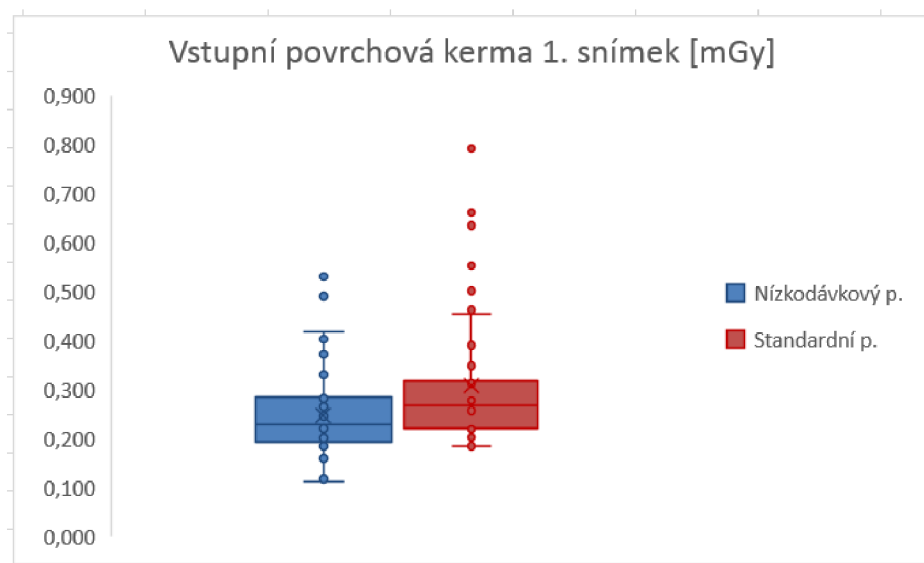
Obrázek 20 – Součin kerry a plochy

4.4.5 Vstupní povrchová kerma

U vypočtených hodnot vstupní povrchové kermy u standardního protokolu pro první snímek byla střední hodnota **0,308 ± 0,19 mGy**. Minimální hodnota byla 0,185 mGy a maximální hodnota 0,792 mGy.

U prvního snímku nízkodávkového protokolu byla střední hodnota vstupní povrchové kermy **0,248 ± 0,012 mGy**. Minimální hodnota byla 0,113 mGy a maximální hodnota 0,531 mGy.

Rozložení vstupní povrchové kermy u jednotlivých protokolů je zachyceno pomocí krabicového grafu na obrázku č. 21.

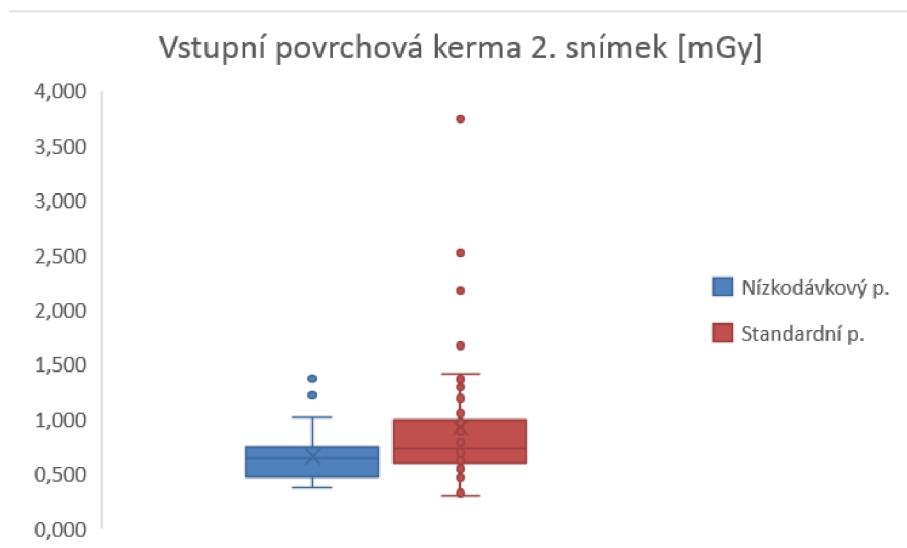


Obrázek 21 – Vstupní povrchová kerma u 1. snímku

Pro druhý snímek standardního protokolu byla vypočtena střední hodnota vstupní povrchové kermy **0,925 ± 0,086 mGy**. Minimální vypočtená hodnota byla 0,299 mGy a maximální hodnota 3,746 mGy.

U nízkodávkového protokolu byla vypočtena střední hodnota vstupní povrchové kermy druhého snímku **0,659 ± 0,035 mGy**. Minimální hodnota představovala 0,372 mGy a maximální 1,432 mGy.

Pomocí krabicového grafu na obrázku č. 22 je zachyceno rozložení hodnot vstupní povrchové kermy u druhých snímků.

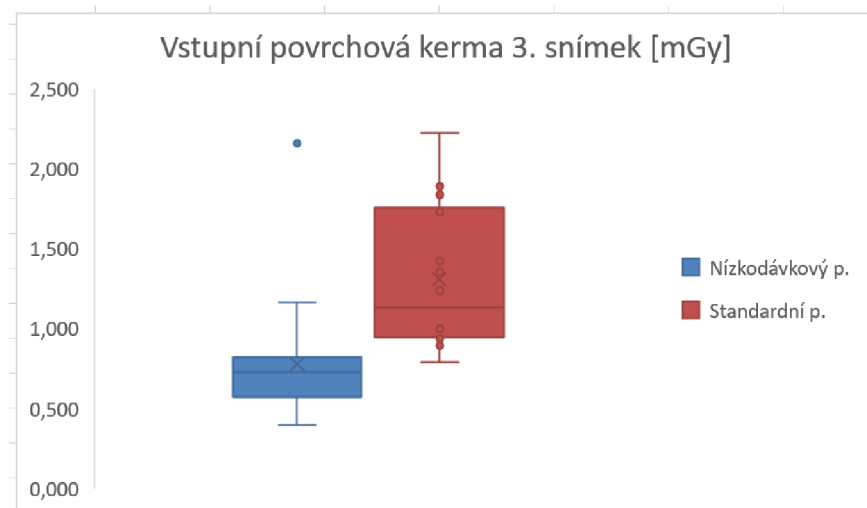


Obrázek 22 – Vstupní povrchová kerma u 2. snímku

Pro třetí snímek standardního protokolu jsme získali střední hodnotu vstupní povrchové kermy **1,309 ± 0,103 mGy**. Minimální získaná hodnota byla 0,789 mGy a maximální hodnota 2,227 mGy.

Ke třetímu snímku nízkodávkového protokolu byla vypočtena střední hodnota vstupní povrchové kermy **0,777 ± 0,091 mGy**. Minimální vypočtená hodnota představovala 0,398 mGy a maximální hodnota 2,158 mGy.

To, jak jsou hodnoty vstupní povrchové kermy u jednotlivých souborů rozloženy, znázorňuje krabicový graf na obrázku č. 23.



Obrázek 23 – Vstupní povrchová kerma u 3. snímků

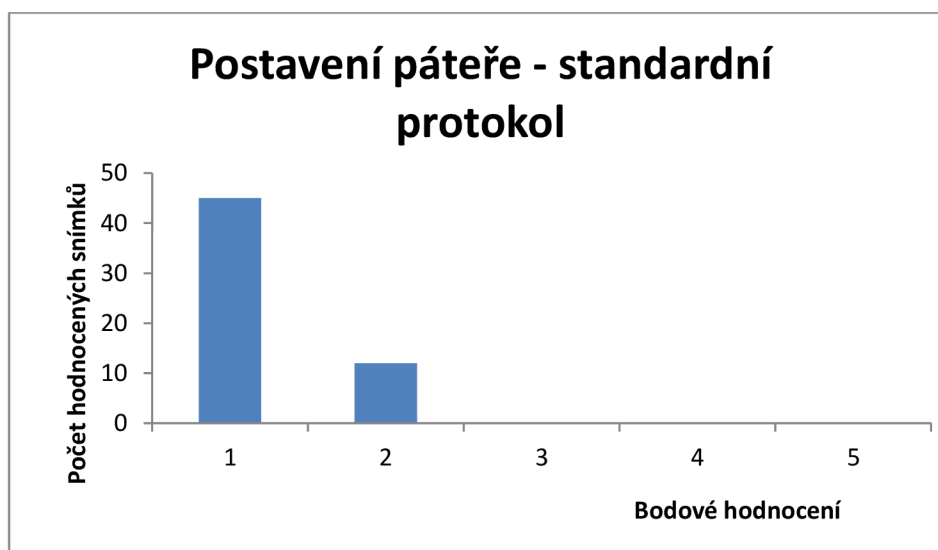
4.4.6 Hodnocení kvality snímků

U každého protokolu bylo předloženo 19 snímků k hodnocení kvality zobrazení. Na hodnocení každého snímku se podíleli tři radiologové. U každého hodnoceného kritéria tak máme 57 hodnotících známek.

Prvním hodnoceným kritériem pro vyjádření kvality snímků bylo zobrazení postavení páteře. Medián pro standardní protokol byla hodnota 1. Četnosti jednotlivých známek jsou shrnuty v tabulce č. 11. Graficky jsou zobrazeny na obrázku č. 24 pomocí histogramu.

Tabulka 11 – Hodnocení zobrazení postavení páteře u standardního protokolu

Bodové hodnocení	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
1	45	45	0,789	0,789
2	12	57	0,211	1,000
3	0	57	0,000	1,000
4	0	57	0,000	1,000
5	0	57	0,000	1,000



Obrázek 24 – Hodnocení zobrazení postavení páteře – standardní protokol

Pro hodnocení zobrazení postavení páteře u nízkodávkového protokolu je medián také hodnota 1. Četnosti jednotlivých známek zaznamenává tabulka č. 12. Histogram na obrázku č. 25 graficky ukazuje rozložení jednotlivých hodnot.

Tabulka 12 – Hodnocení zobrazení postavení páteře – nízkodávkový protokol

Bodové hodnocení	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
1	34	34	0,596	0,596
2	22	56	0,386	0,982
3	1	57	0,018	1,000
4	0	57	0,000	1,000
5	0	57	0,000	1,000

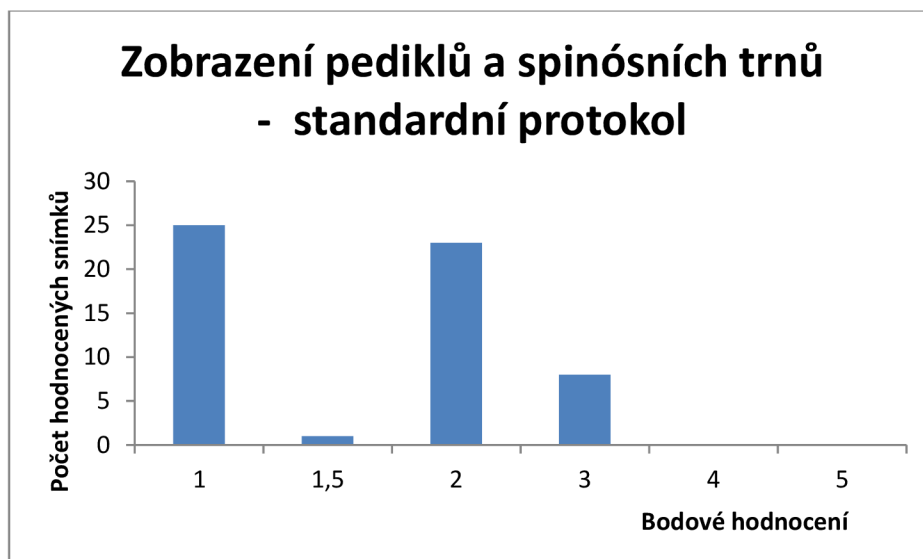


Obrázek 25 – Hodnocení zobrazení postavení páteře – nízkodávkový protokol

Druhé hodnocené kritérium vystihující kvalitu zobrazení bylo zobrazení pediklů a spinózních trnů na jednotlivých snímcích. U snímků pořízených standardním protokolem byl medián hodnota 2. Četnosti jednotlivých hodnocení jsou shrnuty v tabulce č. 13. Grafické znázornění hodnot ukazuje histogram na obrázku č. 26.

Tabulka 13 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinózních trnů – standardní protokol

Bodové hodnocení	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
1	25	25	0,439	0,439
1,5	1	26	0,018	0,456
2	23	49	0,404	0,860
3	8	57	0,140	1,000
4	0	57	0,000	1,000
5	0	57	0,000	1,000



Obrázek 26 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinósních trnů - standardní protokol

Medián u snímků pořízených nízkodávkovým protokolem byla hodnota 2. Tabulka č. 14 zaznamenává četnosti jednotlivých hodnot. Na obrázku č. 27 jsou četnosti jednotlivých hodnot zobrazeny graficky pomocí histogramu.

Tabulka 14 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinósních trnů – nízkodávkový protokol

Bodové hodnocení	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
1	21	21	0,368	0,368
2	26	47	0,456	0,825
3	10	57	0,175	1,000
4	0	57	0,000	1
5	0	57	0,000	1

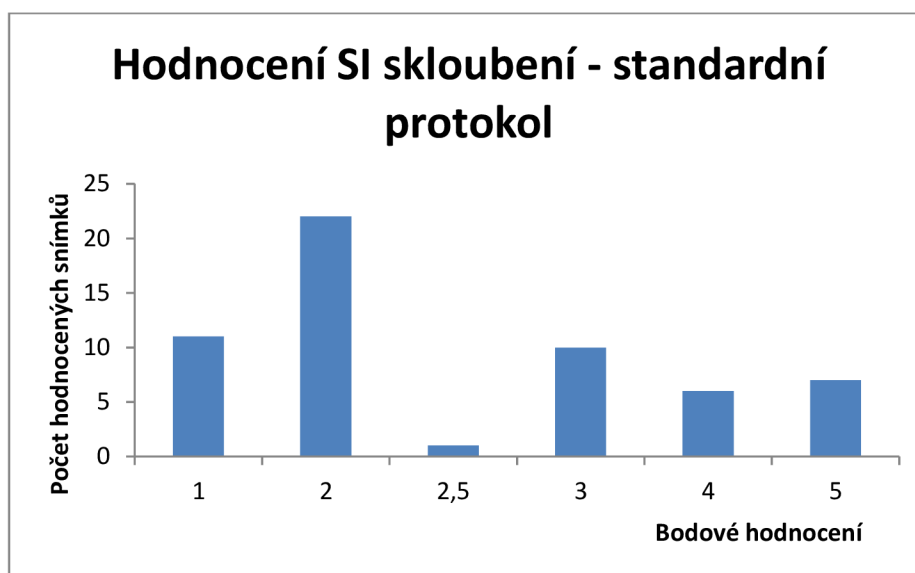


Obrázek 27 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinósních trnů – nízkodávkový protokol

Poslední hodnocené kritérium z hlediska kvality snímků bylo zobrazení SI skloubení. Medián pro snímky pořízené standardním protokolem byla hodnota 2. Četnosti jednotlivých hodnot jsou zachyceny v tabulce č. 15. Obrázek č. 28 zaznamenává rozložení četností jednotlivých hodnot pomocí histogramu.

Tabulka 15 – Hodnocení zobrazení SI skloubení – standardní protokol

Bodové hodnocení	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
1	11	11	0,193	0,193
2	22	33	0,386	0,579
2,5	1	34	0,018	0,596
3	10	44	0,175	0,772
4	6	50	0,105	0,877
5	7	57	0,123	1,000

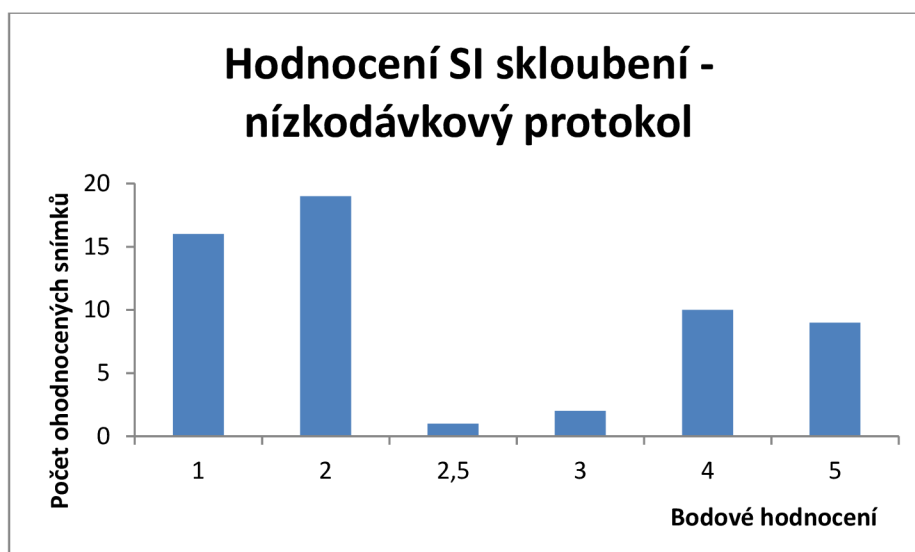


Obrázek 28 – Hodnocení zobrazení SI skloubení - standardní protokol

Pro snímky pořízené nízkodávkovým protokolem byl medián hodnota 2. Pomocí tabulky č. 16 jsou zaznamenány četnosti jednotlivých hodnot. Rozložení hodnot je dále znázorněno pomocí histogramu na obrázku 29.

Tabulka 16 – Hodnocení SI skloubení – nízkodávkový protokol

Bodové hodnocení	Četnost	Kumulativní četnost	Relativní četnost	Relativní kumulativní četnost
1	16	16	0,281	0,281
2	19	35	0,333	0,614
2,5	1	36	0,018	0,632
3	2	38	0,035	0,667
4	10	48	0,175	0,842
5	9	57	0,158	1,000



Obrázek 29 – Hodnocení SI skloubení – nízkodávkový protokol

4.5 Testy hypotéz

U všech souborů bylo otestováno jejich rozložení. Vždy, minimálně u jednoho souboru, byla normalita zamítnuta. Proto pro veškerá testování hypotéz byly použity neparametrické testy.

4.5.1 První hypotéza

H₀1: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme efektivní dávku pacienta při stitchingu celé páteře.

H_A1: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně efektivní dávku pacienta při stitchingu páteře.

Pro hodnocení první hypotézy byl použit Mann-Whitney U test na hladině významnosti 5 %. Test porovnával hodnoty efektivních dávek u standardního a nízkodávkového protokolu při stitchingu celé páteře.

Vypočtená hodnota **p = 0,921** ($p > 0,005$).

Byla tak zamítnuta nulová hypotéza H₀1 a přijata alternativní hypotéza H_A1. Výsledkem tedy je, že nízkodávkový protokol signifikantně neovlivní efektivní dávku pacienta při stitchingu celé páteře.

4.5.2 Druhá hypotéza

H₀2: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme součin kerry a plochy při stitchingu celé páteře.

H_A2: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně součin kerry a plochy při stitchingu celé páteře.

K hodnocení druhé hypotézy byl použit Mann-Whitney U test na hladině významnosti 5 %. Testem byly porovnávány hodnoty součinu kermu a plochy u standardního a nízkodávkového protokolu při stitchingu celé páteře.

Testem byla získána hodnota $p = 0,393$ ($p > 0,005$).

Testem byla zamítnuta nulová hypotéza H_02 a přijata alternativní hypotéza H_{A2} .

Výsledkem tedy je, že použitím nízkodávkového protokolu signifikantně nesnížíme hodnotu součinu kermu a plochy při stitchingu celé páteře.

4.5.3 Třetí hypotéza

H_03 : Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu pacienta u prvního provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H_{A3} : Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně vstupní povrchovou kermu pacienta u prvního provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

Třetí hypotéza byla vyhodnocena pomocí Mann-Whitney U testu na hladině významnosti 5 %. Test porovnával hodnoty vstupní povrchové kermu u prvního provedeného snímku pro snímky pořízené při stitchingu celé páteře u standardního a nízkodávkového protokolu.

Byla vypočtena hodnota $p = 0,004$ ($p < 0,005$).

Pomocí testu byla přijata nulová hypotéza H_03 a zamítnuta alternativní hypotéza H_{A3} . Výstupem testu je fakt, že pomocí nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu u prvního snímku při stitchingu páteře.

4.5.4 Čtvrtá hypotéza

H_04 : Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu pacienta u druhého provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H_{A4} : Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně vstupní povrchovou kermu pacienta u druhého provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

K vyhodnocení čtvrté hypotézy byl použit Mann-Whitney U test na hladině významnosti 5 %. Pomocí testu byly srovnávány vstupní povrchové kermu u druhých snímků při stitchingu celé páteře u standardního a nízkodávkového protokolu.

Získali jsme hodnotu $p = 0,004$ ($p < 0,005$).

Díky testu byla přijata nulová hypotéza H_04 a zamítnuta tak hypotéza alternativní H_{A4} .

Test nám říká, že použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu u druhého snímku při stitchingu celé páteře.

4.5.5 Pátá hypotéza

H₀₅: Použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu pacienta u třetího provedeného snímku při stitchingu celé páteře.

H_{A5}: Použitím nízkodávkového protokolu neovlivníme signifikantně vstupní povrchovou kermu pacienta u třetího provedeného snímku při stitchingu celé páteře u standardního a nízkodávkového protokolu.

Pro hodnocení páté hypotézy byl použit Mann-Whitney U test na hladině významnosti 5 %. Za pomoci testu byly srovnávány hodnoty vstupní povrchové kerry pro třetí snímek při stitchingu celé páteře.

Byla vypočtena hodnota **p = 0,00002** ($p < 0,005$).

Pomocí testu byla přijata nulová hypotéza H₀₅ a zamítnuta alternativní hypotéza H_{A5}.

Výsledkem tedy je, že použitím nízkodávkového protokolu signifikantně snížíme vstupní povrchovou kermu u třetího snímku při stitchingu celé páteře.

4.5.6 Šestá hypotéza

H₀₆: Mezi kvalitou zobrazení postavení páteře na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem nebude signifikantní rozdíl.

H_{A6}: Mezi kvalitou zobrazení postavení páteře na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem bude signifikantní rozdíl.

Šestá hypotéza byla vyhodnocena pomocí Mann-Whitney U testu na hladině významnosti 5 %. Testovány byly hodnoty při hodnocení postavení páteře při stitchingu celé páteře u standardního a nízkodávkového protokolu.

Získána byla hodnota **p = 0,024** ($p > 0,005$).

Byla tak přijata nulová hypotéza H₀₆ a zamítnuta alternativní hypotéza H_{A6}.

Díky testování jsme dosáhli výsledku, že mezi kvalitou zobrazení postavení páteře mezi snímky pořízenými standardním a nízkodávkovým protokolem nebude signifikantní rozdíl.

4.5.7 Sedmá hypotéza

H₀₇: Mezi kvalitou zobrazení pediklů a spinózních trnů na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem nebude signifikantní rozdíl.

H_{A7}: Mezi kvalitou zobrazení pediklů a spinósních trnů na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem bude signifikantní rozdíl.

Pro vyhodnocení sedmé hypotézy byl použit Mann-Whitney U test na hladině významnosti 5 %. Testovány byly hodnoty při hodnocení zobrazení pediklů a spinósních trnů na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem při stitchingu celé páteře.

Pomocí testu byla získána hodnota **p = 0,381** ($p > 0,005$).

Pomocí testu tak byla přijata nulová hypotéza H₀₇ a zamítnuta hypotéza alternativní H_{A7}.

Výsledkem tedy je, že mezi kvalitou zobrazení pediklů a spinósních trnů na snímcích pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem není signifikantní rozdíl.

4.5.8 Osmá hypotéza

H₀₈: Mezi kvalitou zobrazení snímků pro hodnocení SI skloubení pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem nebude signifikantní rozdíl.

H_{A8}: Mezi kvalitou zobrazení snímků pro hodnocení SI skloubení pořízených standardním a nízkodávkovým protokolem bude signifikantní rozdíl.

Pro hodnocení poslední hypotézy byl opět použit Mann-Whitney U test na hladině významnosti 5 %. Testován byl rozdíl hodnot pro hodnocení zobrazení SI skloubení u snímků pořízených pomocí standardního a nízkodávkového protokolu při stitchingu celé páteře.

Testem byla získána hodnota **p = 0,747** ($p > 0,005$).

Díky testu byla přijata nulová hypotéza H₀₈ a zamítnuta alternativní hypotéza H_{A8}.

Výsledkem testování je, že mezi kvalitou zobrazení pro hodnocení SI skloubení není signifikantní rozdíl mezi snímky pořízenými standardním a nízkodávkovým protokolem při stitchingu celé páteře.

5 DISKUZE

Hlavním cílem práce bylo porovnat standardní a nízkodávkový protokol, které jsou využívané ve FN Hradec Králové při snímkování celých páteří metodou stitchingu u skoliotických pacientů. Na protokoly bylo pohlíženo z hlediska radiační zátěže pro pacienty a z hlediska kvality zobrazení. K redukci radiační zátěže bylo využito zvýšení napětí (kV), které expoziční automatice umožnilo snížit hodnotu elektrického množství.

K hodnocení radiační zátěže byly použity následující veličiny: efektivní dávka, součin kermy a plochy, vstupní povrchová kerma pro 1., 2., a 3. snímek.

Diagnostický přínos byl zjišťován pomocí hodnocení kvality zobrazení třemi radiology. Hodnocenými kritérii byla: zobrazení postavení páteře, zobrazení pediklů a spinózních trnů, zobrazení pro hodnocení SI skloubení. Hodnocení proběhlo pomocí číselné škály 1–5.

5.1 Efektivní dávka

Pro standardní protokol byla vypočtena střední hodnota efektivní dávky **0,322 ± 0,055 mSv**. Pro nízkodávkový protokol byla střední hodnota efektivní dávky **0,255 ± 0,015 mSv**. Mezi hodnotami efektivních dávek, které pacienti obdrželi při snímkování standardním a nízkodávkovým protokolem, sice není signifikantní rozdíl, nicméně střední hodnota pro nízkodávkový protokol je nižší.

Jeon et al. (2017) ve své studii popisují redukci efektivní dávky u snímků celé páteře pořízených metodou stitchingu snížením elektrického množství o 50 %. U standardních snímků používají napětí 85 kV a elektrické množství 45 mAs. Pro nízkodávkový protokol mají přednastavené napětí opět 85 kV, ale elektrické množství snížili na 23 mAs. Do studie zahrnuli 102 pacientů. Střední hodnota efektivní dávky pro snímky celé páteře v jejich studii představovala pro standardní protokol $11,52 \pm 1,67$ mSv a pro nízkodávkový protokol $4,92 \pm 0,81$ mSv.

Při srovnání s naší studií dosahujeme výrazně nižších hodnot. Vyšší efektivní dávku mohlo z části ovlivnit BMI pacientů, neboť střední hodnota BMI našeho souboru byla $19,216 \pm 0,280$, kdežto ve výše zmíněné studii pro standardní protokol byla střední hodnota BMI pacientů snímkových standardní protokolem $22,45 \pm 3,59$ a nízkodávkovým $24,77 \pm 4,86$.

Mogaadi et al. (2011) popisují střední dávku u snímků celých páteří, které byly snímkovány pomocí nepřímé digitalizace na kazetu jednou expozicí. Pacienti byli snímkováni ze vzdálenosti 185 cm. Použité napětí bylo v rozmezí 71–81 kV a elektrické

množství 80–150 mAs. Opět se jednalo o pacienty se skoliózou v různých věkových kategoriích. Průměrná hodnota věku našeho souboru byla 16 let. Proto byla ke srovnání použita věková kategorie ≥ 16 let. Střední hodnota efektivní dávky u této skupiny byla 0,789 mSv. V případě věkové kategorie 10–15 let se jednalo o střední hodnotu efektivní dávky 0,678 mSv. V obou případech má naše studie nižší hodnoty efektivní dávky jak u standardního, tak i u nízkodávkového protokolu. U obou studií je poměrně velký rozdíl v hodnotách používaných napětí, která jsou ve srovnání s naší studií nižší.

5.2 Součin kermy a plochy

Pro standardní protokol byla střední hodnota **9,764 \pm 0,713 dGy.cm²**. U nízkodávkového protokolu byla střední hodnota součinu kermy a plochy **8,788 \pm 0,608 dGy.cm²**. Ani u hodnot součinu kermy a plochy pro jednotlivé protokoly nedosahujeme signifikantního rozdílu. Avšak střední hodnoty pro nízkodávkový protokol jsou nižší než u protokolu standardního.

Grieser et al. (2011) ve své studii seznamují s přínosem nízkodávkového protokolu pro snímky celých páteří pořízených metodou stitching. Pacienty snímkuje ze vzdálenosti 2 metrů. U pacientů starších 15 let používají přídavnou filtraci Cu 0,2 mm. Pro pacienty mladší 15 let používají napětí 75 kV a od patnácti let napětí 80 kV. Ve své studii hodnotí soubor 50 pacientů a pro hodnocení radiační zátěže využili hodnotu DAP. Střední hodnota jim vyšla 16,8 dGy.cm². V našem výzkumu se dostáváme téměř k polovičním hodnotám.

5.3 Vstupní povrchová kerma

U vypočtených hodnot vstupní povrchové kermy u standardního protokolu pro první snímek byla střední hodnota **0,308 \pm 0,19 mGy**. Pro první snímky pořízené nízkodávkovým protokolem byla střední hodnota vstupní povrchové kermy **0,248 \pm 0,012 mGy**. U vstupní povrchové kermy bylo dosaženo signifikantního rozdílu mezi standardním a nízkodávkovým protokolem. Při volbě expozičních parametrů bylo bráno v potaz, že první snímek zobrazuje zpravidla pouze krční páteř.

Národní diagnostické referenční úrovně v příloze Vyhlášky č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně (s. 6881) udávají hodnotu vstupní povrchové kermy pro snímky krční páteře v předozadní projekci 1,7 mGy. Hodnoty našeho výzkumu jsou výrazně nižší oproti národním diagnostickým referenčním úrovním. Je však třeba vzít v potaz, že NDRÚ počítají s průměrným pacientem, tedy 70 kg \pm 5 kg v rozmezí 50–90 kg.

Pro druhý snímek standardního protokolu byla vypočtena střední hodnota vstupní povrchové kermy **0,925 \pm 0,086 mGy**. U nízkodávkového protokolu byla vypočtena

střední hodnota vstupní povrchové kermy druhého snímku $0,659 \pm 0,035$ mGy. Opět je mezi hodnotami vstupní povrchové kermy mezi standardním a nízkodávkovým protokolem signifikantní rozdíl. Druhý snímek je cílen na hrudní páteř.

Pro srovnání Národní diagnostické referenční úrovně v příloze Vyhlášky č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně (s. 6881) udávají hodnotu vstupní povrchové kermy u hrudní páteře v předozadní projekci 4,4 mGy. I v případě druhého snímku se dostáváme k zdatelně nižším hodnotám.

Pro třetí snímek standardního protokolu jsme získali střední hodnotu vstupní povrchové kermy $1,309 \pm 0,103$ mGy. Ke třetímu snímku nízkodávkového protokolu byla vypočtena střední hodnota vstupní povrchové kermy $0,777 \pm 0,091$ mGy. I v tomto případě byl mezi hodnotami vstupní povrchové kermy pro dané protokoly signifikantní rozdíl. Třetí snímek je cílen na bederní páteř.

Při srovnání s Národními diagnostickými referenčními úrovněmi ve Vyhlášce č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně (s. 6881), náš výzkum ukazuje výrazně nižší hodnoty vstupní povrchové kermy. Pro bederní páteř v AP projekci NDRÚ udávají hodnotu 6,2 mGy.

Zajímavé je, že hodnoty součinu kermy a plochy vyšly sice rozdílné, ale bez signifikantního rozdílu, na rozdíl od hodnot vstupní povrchové kermy, která byla signifikantní pro všechny snímky. Signifikantní rozdíl není ani u hodnot efektivní dávky, ale tam se to dá předpokládat, z důvodu použití součinu kermy a plochy pro její výpočet.

5.4 Návrhy k dalším úpravám protokolu

Vzhledem k faktu, že mezi kvalitou zobrazení mezi jednotlivými protokoly není signifikantní rozdíl, dalo by se dále pracovat s expozičními parametry, tedy zvýšit hodnotu napětí, při současném snížení hodnoty elektrického množství.

Další možností je použití přídavné filtrace. Minehiro et al. (2018) ve své studii popisují redukci dávky za využití 0,2 mm Cu filtrace o více než 60 % oproti snímkování bez přídavné filtrace.

Další myšlenkou pro redukci dávky, kterou pacient obdrží, je úprava šířky prvních dvou snímků. Pro redukci dávky je důležité vymezení pole záření, avšak při snímkování metodou stitching je šířka snímků pro všechny tři snímky stejná. Šířka je stanovena tak, aby byla zobrazena pánev k měření Risserova znamení a její šikmosti, avšak to by stačilo u posledního snímku. První dva snímky by mohly být provedeny užší, pouze pro zachycení páteře.

Pro ověření míry vlivu vymezení pole záření bylo v programu PCXMC nasimulováno pole záření zúžené o polovinu oproti klasickému nastavení pro první dva snímky. Třetí snímek byl ponechán klasicky vycloněný pro zachycení pánve. Simulace byla provedena u jednoho z pacientů z výzkumného souboru. Měli jsme tak hodnoty dávek pro klasické zobrazení. Použili jsme hodnotu dopadající kermy indikovanou programem PCXMC a dopočítali hodnoty dávek při zúžení radiačního pole. V prvním případě, kdy bylo pole záření u všech snímků vymezeno na rozměr pánve, byla vypočtena efektivní dávka pro vybraného pacienta 0,237 mSv. V druhém případě, kdy bylo pole záření u prvního a druhého snímku redukováno na polovinu, byla vypočtena efektivní dávka 0,176 mSv.

Výrazné rozdíly byly patrné i u orgánových dávek, například dávka na plíce pro běžné zobrazení byla vypočtena 0,183 mGy a při zúžených clonách 0,094 mGy. Dávka byla snížena téměř o polovinu. Největší rozdíl byl zaznamenán pro dávku na mléčnou žlázu, kdy při klasickém zobrazení byla vypočtena orgánová dávka 0,353 mGy a při zúžení clon 0,076 mGy.

Určitým limitem zúženého zobrazování by mohlo být snímkování výrazně vybočené páteře, kdy by užší roztažení clon mohlo vést k opakování snímku, což by vedlo k zvýšení radiační zátěže.

5.5 Limitace výzkumu

K hodnocení radiační zátěže byl použit soubor 96 pacientů, kdy 48 pacientů absolvovalo vyšetření standardním protokolem a 48 pacientů protokolem nízkodávkovým. Počet pacientů je sice pro statistické vyhodnocení dostačující, avšak výsledky by byly přesnější při větším počtu pacientů.

Rovněž mohlo mít na výsledky vliv poměrně široké spektrum pacientů, jelikož do souboru byli zařazeni pacienti s výškou od 129 do 190 cm a hmotností v rozmezí 32–76 kg.

6 ZÁVĚR

Diplomová práce se věnuje problematice skoliózy a možnostem zobrazení celé páteře. Cílená je na metodu stitchingu, kdy je pořízeno několik snímků, které jsou následně spojeny v jeden.

Teoretická část seznamuje s anatomíí páteře a samotnou diagnózou skoliózy. Jedna z kapitol je věnována skiagrafickým možnostem zobrazení celé páteře, shrnuje možnosti od klasické skiografie po nové metody, jako je metoda slot scanning systému. Další z kapitol je věnována metodě stitchingu, kdy popisuje jeho princip jednotlivé typy. Následující kapitola se věnuje radiační ochraně a veličinám, které jsou používány pro stanovení dávky pacienta. Další z kapitol je věnována možnostem, jak ovlivnit radiační zátěž pacienta při skiografii páteře.

Ve výzkumné části je porovnáván standardní a nízkodávkový protokol pro snímky celé páteře pořízené metodou stitchingu, které jsou používány na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové. Protokoly jsou porovnány z hlediska radiační zátěže pacienta a kvality zobrazení.

Radiační zátěž byla popsána pomocí efektivní dávky, součinu kermy a plochy a vstupní povrchové kermy pro jednotlivé snímky. Střední hodnota efektivní dávky pro standardní protokol vyšla $0,322 \pm 0,055$ mSv a pro nízkodávkový protokol $0,255 \pm 0,015$ mSv. Nízkodávkový protokol hodnotu efektivní dávky snížil, avšak mezi jednotlivými protokoly není signifikantní rozdíl.

Získaná střední hodnota součinu kermy a plochy pro standardní protokol byla $9,764 \pm 0,713$ dGy.cm² a pro nízkodávkový protokol $8,788 \pm 0,608$ dGy.cm². Nízkodávkový protokol opět vedl ke snížení DAP, avšak ani zde není mezi hodnotami signifikantní rozdíl.

Střední hodnota vstupní povrchové kermy pro první snímek standardního protokolu byla vypočtena na $0,308 \pm 0,19$ mGy a na $0,248 \pm 0,012$ mGy u protokolu nízkodávkového. V případě druhého snímku standardního protokolu vyšla střední hodnota vstupní povrchové kermy $0,925 \pm 0,086$ mGy a u nízkodávkového protokolu $0,659 \pm 0,035$ mGy. U třetího snímku střední hodnoty vstupní povrchové kermy pro standardní protokol byly vypočteny na $1,309 \pm 0,103$ mGy a u nízkodávkového protokolu na $0,777 \pm 0,091$ mGy. Díky nízkodávkovému protokolu jsme docílili signifikantně nižších hodnot u všech třech snímků.

Pro diagnostický přínos sloužilo hodnocení kvality snímků. Zaslepené snímky byly hodnoceny třemi radiology radiodiagnostické kliniky FN HK. Každý snímek byl hodnocen

na základě třech kritérií, a to: zobrazení postavení páteře, zobrazení pediklů a spinálních trnů, zobrazení pro hodnocení SI skloubení. U všech hodnocených kritérií mezi snímky pořízenými standardním a nízkodávkovým protokolem nebyl signifikantní rozdíl.

Redukci dávky při skiografii lze docílit zvýšením napětí, které umožní současné snížení elektrického množství. Dále je možné redukovat dávku přidanou filtrací nebo vymezením pole záření. Pro redukci dávky v mléčné žláze je vhodné u snímků páteře volit namísto AP projekci PA.

POUŽITÁ LITERATURA

ARSLAN, Sevtap et al., 2021. Radiation dose levels of thoracic-lumbar spine CT in pediatric trauma patients and assessment of scan parameters for dose optimization. *Pediatric Radiology*. 52, s. 65–74. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1007/s00247-021-05170-0>.

BASSI, Sarah et al., 2013. First test on three stitching methods with digital detectors used in radiography. *Radiological Physics and Technology*. 6(1), 187–196. Dostupné z: DOI: [10.1007/s12194-012-0187-9](https://doi.org/10.1007/s12194-012-0187-9).

BEZDĚKOVÁ, Marie, 2021. *Moje zdraví*. [online, cit. 2022-02-04]. Dostupné z: <https://www.mojezdravi.cz/zdravy-zivotni-styl/bmi-index-jak-se-pocita-a-muzeme-mu-duverovat-5234.html>

BONE, CM a H. GORDON, 2000. The risk of carcinogenesis from radiographs to pediatric orthopaedic patients. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 20(2), s. 251–254. PMID: 10739292

ČAPEK, Martin et al., 2002. A Fully Automatic Stitching Of 2D Medical Data Sets. Analysis of biomedical signals and images. 16, s. 326–328. ISSN 1211-412X.

ČIHÁK, Radomír, 2011. *Anatomie I*. Třetí vydání. Praha: Grada, 552 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. Národní radiologické standardy. In: *Věstník MZ ČR*. 2019, částka 3. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-3-2019/>

ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. Národní radiologické standardy. In: *Věstník MZ ČR*. 2011, částka 9. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-9-2011/>

ČESKO, 2016. Vyhláška č. 422/2016. In: Sbíрка zákonů České republiky. Částka 172. ISSN: 1211-1244.

DOODY, MM. et al, 2000. Breast cancer mortality after diagnostic radiography, findings from the U.S. scoliosis cohort study. *Spine*. 25(16), s. 2052–2063. Dostupné z: DOI: [10.1097/00007632-200008150-00009](https://doi.org/10.1097/00007632-200008150-00009).

GIALOUSIS, G. et al, 2008. Comparison of dose from radiological examination for scoliosis in children among two pediatric hospitals by Monte Carlo simulation. *Health Physics*. 94(5), s. 471-478. Dostupné z: DOI: [10.1097/01.HP.0000303105.91168.ea](https://doi.org/10.1097/01.HP.0000303105.91168.ea).

GRIESER, T. et al., 2011. Radiation Dose Reduction in Scoliosis Patients: Low-Dose Full Spine Radiography with Digital Flat Panel Detector and Image Stitching

System. *Technik und Medizinphysik*. 183(7), s. 645–649. Dostupné z: DOI: <http://dx.doi.org/10.1055/s-0029-1246010>.

HEŘMAN, Miroslav et al., 2014. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN:978-80-244-2901-4.

HUŠÁK, Václav et al., 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0.

HUTNÍKOVÁ, Lucia et al., 2008. Scoliosis diagnostics: The new applications for X-ray image analysis. *Lékař a technika*. 38(2), s. 232-236. ISSN: 0301-5491

HWANG, Yi-Shuan et al., 2018. Radiation dose for pediatric scoliosis patients undergoing whole spine radiography: Effect of the radiographic length in an auto-stitching digital radiography. *European Journal of Radiology*. 108, s. 99–106. Dostupné z: DOI: <http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.09.014>.

CHUDÁČEK, Zdeněk. 2016. Radiační dávka u zobrazovacích vyšetření. *Bulletin sdružení praktických lékařů ČR*. 26(4), s. 41-47. ISSN 1212-6152

ILLÉS, Tamás a Szabolcs SOMOSKEÖY, 2012. The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *International Orthopedics*. 36(7), s. 1325–1331. Dostupné z: DOI: 10.1007/s00264-012-1512-y.

IRCP, 2007. Doporučení Mezinárodní komise radiační ochrany. ICRP Publikace 103. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/dokumenty>

JEON, Mi Ran et al., 2017. Radiation dose reduction in plain radiography of the full-length lower extremity and full spine. *British Journal of Radiology*. 90(1080):20170483. Dostupné z: DOI: 10.1259/bjr.20170483.

MALÍKOVÁ, Hana et al., 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Karolinum, 156 s. ISBN: 978-80-246-4036-5

MINEHIRO, Kaori et al., 2018. Dose Reduciton Protocol for Full spine X-ray Examination Using Copper Filters in Patients With Adolescent Idiopatic Scoliosis. *Spine*. 44(3), s. 203-210. Dostupné z: DOI: 10.1097/BRS.0000000000002787.

MOGAADI, M. et al., 2011. Effective dose for scoliosis patients undergoing full spine radiography. *Radiation Protection Dosimetry*. 149 (3), s. 297–303. Dostupné z: DOI 10.1093/rpd/ncr254.

NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ, 2019. *Přehled anatomie*. Čtvrté vydání. Praha: Galén, 416 s. ISBN 978-80-7492-450-7.

NEKULA, Josef et. al., 2005. *Zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu*. Nucleus HK, 216 s. ISBN: 80-86225-71-2.

ÖSTERREICHER, Jan a Jiřina VÁVROVÁ, 2003. *Přednášky z radiobiologie*. Manus, 116 s. ISBN: 80-86571-01-7.

RAMLI, Hanis Asyah a Soo-foon MOEY, 2019. Effects of Kilovoltage on Image Quality and Entrance Surface Dose in Lubar Spine Digital Radiography. *Iran Journal of Medical Physics*. 16(5), s. 368–371. ISSN: 17357241 Dostupné z: DOI 10.22038/ijmp.2018.34167.1431.

REPKO, Martin, 2012. Diagnostika a terapie skolióz. *Medicína pro praxi*. [online]. 9(2), s. 70–73. [cit. 2021-07-23]. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2012/02/08.pdf>

REPKO, Martin et al., 2006. Zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit. *Česká radiologie*. 61(1), s. 74–79. ISSN: 1210-7883.

SEIDL, Zdeněk et al., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, a.s., 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.

SUPAKUL, Nucharin et al., 2012. Diagnostic errors from digital stitching of scoliosis images – the importance of evaluating the source images prior to making a final diagnosis. *Pediatric Radiology*. 42(5), s. 584-598. ISSN 1432-1998. DOI <https://doi.org/10.1007/s00247-011-2293-y>;

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, a.s., 280 s. ISBN 978-80-271-0709-4.

VOMÁČKA, Jaroslav et al., 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 157 s., ISBN: 978-80-244-4508-3.

YVERT, M. et al., 2015. Radiography of scoliosis: Comparative dose levels and image quality between a dynamic flat-panel detector and slot-scanning device (EOS system). *Diagnostic and Interventional Imaging*. 96(11), s. 1177–1188. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.diii.2015.06.018

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

AP	předozaďní (anerioposteriorní)
CT	výpočetní tomografie
Cu	měď
ČR	Česká republika
DAP	součin kerny a plochy
DFD	digitální flat-panel detektor
FN HK	Fakultní nemocnice Hradec Králové
FSD	vzdálenost ohniska a kůže (Focus skin distance)
FZV	Fakulta zdravotnických věd
MR	magnetická rezonance
MZ ČR	Ministerstvo zdravotnictví České republiky
NDRÚ	Národní diagnostické referenční úrovně
RTG	rentgenový
mSv	miliSievert
PA	zadopřední (posterioanteriorní)
SI	sakroiliakální
SSS	slot scanning systém
UPOL	Univerzita Palackého v Olomouci

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1 – Měření Cobbova úhlu (Repko et al., 2006)	12
Obrázek 2 – Princip EOS zobrazovacího systému (Illés, 2012)	16
Obrázek 3 – Stitching (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)	17
Obrázek 4 – Snímky jednotlivých částí páteře.....	18
Obrázek 5 – Snímek celé páteře pořízený metodou stitchingu	18
Obrázek 6 – Lineární stitching (Bassi et al., 2013).....	19
Obrázek 7 – Rotační stitching (Bassi et al., 2013).....	19
Obrázek 8 – Široký stitching (Bassi et al., 2013).....	20
Obrázek 9 – Vliv zobrazované délky na překryv snímků (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)	29
Obrázek 10 – Vliv délky zobrazované oblasti na efektivní dávku a překryv snímků (Yi-Shuang Hwang et al., 2018)	29
Obrázek 11 – Zadání vstupních dat.....	36
Obrázek 12 – Spektrum rentgenového záření	36
Obrázek 13 – Vypočtené hodnoty	37
Obrázek 14 – Interpolace	38
Obrázek 15 – Pohlaví pacientů	39
Obrázek 16 – Počet pacientů v daných věkových kategoriích.....	40
Obrázek 17 – BMI pacientů	40
Obrázek 18 – Vliv výšky pacienta na počet snímků.....	41
Obrázek 19 – Rozložení efektivních dávek u jednotlivých protokolů.....	42
Obrázek 20 – Součin kermy a plochy	42
Obrázek 21 – Vstupní povrchová kerma u 1. snímku.....	43
Obrázek 22 – Vstupní povrchová kerma u 2. snímku.....	44
Obrázek 23 – Vstupní povrchová kerma u 3. snímků.....	44
Obrázek 24 – Hodnocení zobrazení postavení páteře – standardní protokol.....	45
Obrázek 25 – Hodnocení zobrazení postavení páteře – nízkodávkový protokol.....	46
Obrázek 26 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinózních trnů - standardní protokol	47
Obrázek 27 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinózních trnů – nízkodávkový protokol.....	47
Obrázek 28 – Hodnocení zobrazení SI skloubení - standardní protokol	48

Obrázek 29 – Hodnocení SI skloubení – nízkodávkový protokol	49
Tabulka 1 – Hodnoty napětí pro jednotlivé projekce (MZ ČR, 2019).....	15
Tabulka 2 – Hodnoty radiačního váhového faktoru (IRCP, 2007, s. 57)	23
Tabulka 3 – Hodnoty tkáňového váhového faktoru (IRCP, s. 58).....	24
Tabulka 4 – Výsledky studie (Jeon et al, 2017).....	26
Tabulka 5 – Výsledky studie (Minehiro, 2018)	27
Tabulka 6 – Výsledky studie (Ramli a Moey, 2019).....	28
Tabulka 7 – Expoziční parametry	34
Tabulka 8 – Kategorie podle BMI (Bezděková, 2021).....	35
Tabulka 9 – Počet pacientů podle věkových kategorií	39
Tabulka 10 – BMI pacientů	40
Tabulka 11 – Hodnocení zobrazení postavení páteře u standardního protokolu	45
Tabulka 12 – Hodnocení zobrazení postavení páteře – nízkodávkový protokol	45
Tabulka 13 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinózních trnů – standardní protokol	46
Tabulka 14 – Hodnocení zobrazení pediklů a spinózních trnů – nízkodávkový protokol.....	47
Tabulka 15 – Hodnocení zobrazení SI skloubení – standardní protokol	48
Tabulka 16 – Hodnocení SI skloubení – nízkodávkový protokol.....	48

7 PŘÍLOHY


Příloha 1 – <i>Souhlas FN HK s výzkumem</i>	66
Příloha 2 – <i>Souhlas etické komise s výzkumem</i>	67
Příloha 3 – <i>Dotazník pro radiology k hodnocení diagnostického přínosu snímků č. 1</i>	68
Příloha 4 – <i>Dotazník pro radiology k hodnocení diagnostického přínosu snímků č. 2</i>	69
Příloha 5 – <i>Dotazník pro radiology k hodnocení diagnostického přínosu snímků č. 3</i>	70

Příloha 1 – Souhlas FN HK s výzkumem



Fakultní nemocnice Hradec Králové
Sokolská 581, 500 05 Hradec Králové - Nový Hradec Králové

Potvrzení o výzkumu v rámci závěrečné práce

Příjmení a jméno studenta, titul:	Bc. Marie Antošová
datum narození:	31. 7. 1995
adresa bydliště (ulice, čp, PSČ, město):	Roškopov 85, 507 91 Stará Paka
telefonní kontakt:	775 192 722
e-mail:	marie.staffova@seznam.cz
Název školy, fakulta:	Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd
Studijní obor, ročník:	Zobrazovací technologie v radiologii, 1.
Typ práce (bakalářská, diplomová, disertační, habilitační, absolventská, seminární):	Diplomová
Téma:	Srovnání metody stitchingu oproti klasickému snímkování páteře na stole
Jméno vedoucího práce:	Mgr. Jaroslav Storm
Skupina respondentů / předpokládaný počet:	50
Klinika - pracoviště, kde bude výzkum prováděn:	Radiologická klinika
Metodika výzkumu:	Retrospektivní studie, porovnání radiační zátěže pacienta v závislosti na použitém vyšetřovacím postupu
Období výzkumu (od – do):	červen 2021 – duben 2022
Souhlas vedení pracoviště s výzkumem	
Jméno:	paní Jitka Součková
Razítko, podpis, datum:	 

Beru na vědomí, že moje výše uvedené osobní údaje jsou ve smyslu čl. 6, odst. 1 b) Obecného nařízení o ochraně osobních údajů (GDPR) nezbytné pro uzavření smlouvy o odborné praxi - výzkumu s Fakultní nemocnicí Hradec Králové, IČ 00179906, která je bude zpracovávat po dobu průběhu praxe - výzkumu a následně je uloží po dobu běhu skartační lhůty, která aktuálně činí 10 let.

Datum: 21. května 2021

Podpisy žadatele:

Vedoucí práce

Student

Příloha 2 – *Souhlas etické komise FZV UP s výzkumem*



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL- 126036/1070-2021

Vážená paní
Bc. Marie Antošová

2021-06-24


Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Metody skiagrafického zobrazení celé páteře u pacientů se skoliózou se zaměřením na stitching**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,


Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha 3 – Dotazník pro radiology k hodnocení diagnostického přínosu snímků č. 1

Dobrý den, obracím se na Vás s prosbou o ohodnocení předložených RTG snímků sloužících pro výzkum v mé diplomové práci zabývající se snímkováním celých páteří u skoliotických pacientů metodou stitchingu. Práce slouží pro vyhodnocení přínosu nízkodávkového protokolu jak z hlediska radiační zátěže pacienta, tak i diagnostického přínosu.

Kvalitu každého snímku ohodnoťte prosím známkou na škále 1 – 5, kdy hodnota 1 představuje nejlepší možné hodnocení a hodnota 5 nejhorší. Hodnocení není zaměřeno na projekční správnost, nýbrž výhradně na kvalitu obrazu pro hodnocení:

- postavení páteře
 - zobrazení pediklů a spinosních trnů
 - zobrazení SI skloubení
- 1 – výborné zobrazení
2 – velmi dobré zobrazení
3 – dobré zobrazení
4 – lze hodnotit s omezením
5 – nelze hodnotit

Děkuji Vám za ochotu.
Bc. Marie Antošová

Snímek	Postavení páteře	Zobrazení pediklů a spinosních trnů	Zobrazení SI skloubení	Snímek	Postavení páteře	Zobrazení pediklů a spinosních trnů	Zobrazení SI skloubení
1	1	1	1	20	2	1	1
2	1	1	2	21	1	1	1
3	2	3	4	22	1	3	2
4	1	1	4	23	2	2	2
5	2	3	4	24	1	3	2
6	1	2	3	25	1	1	1
7	2	3	1	26	1	1	5
8	1	1	1	27	1	1	1
9	1	3	1	28	1	1	1
10	1	2	3	29	1	2	1
11	1	1	4	30	1	3	2
12	1	1	1	31	1	1	1
13	1	2	4	32	2	3	3
14	1	3	3	33	1	1	4
15	1	3	4	34	1	2	3
16	1	2	4	35	1	2	1
17	2	3	4	36	1	3	3
18	1	1	5	37	2	2	5
19	2	1	1	38	1	2	1

Příloha 4 – Dotazník pro radiology k hodnocení diagnostického přínosu snímků č. 2

Dobrý den, obracím se na Vás s prosbou o ohodnocení předložených RTG snímků sloužících pro výzkum v mé diplomové práci zabývající se snímkováním celých páteří u skoliotických pacientů metodou stitchingu. Práce slouží pro vyhodnocení přínosu nízkodávkového protokolu jak z hlediska radiační zátěže pacienta, tak i diagnostického přínosu.

Kvalitu každého snímku ohodnotte prosím známkou na škále 1 – 5, kdy hodnota 1 představuje nejlepší možné hodnocení a hodnota 5 nejhorší. Hodnocení není zaměřeno na projekční správnost, nýbrž výhradně na kvalitu obrazu pro hodnocení:

- postavení páteře
 - zobrazení pediklů a spinosních trnů
 - zobrazení SI skloubení
- 1 – výborné zobrazení
2 – velmi dobré zobrazení
3 – dobré zobrazení
4 – lze hodnotit s omezením
5 – nelze hodnotit

Děkuji Vám za ochotu.
Bc. Marie Antošová

Snímek	Postavení páteře	Zobrazení pediklů a spinosních trnů	Zobrazení SI skloubení	Snímek	Postavení páteře	Zobrazení pediklů a spinosních trnů	Zobrazení SI skloubení
1	1	1	2	20	1	1	1
2	1	1	1	21	1	1	1
3	1	2	5	22	1	1	2
4	1	1	5	23	1	1	1
5	1	1	5	24	1	2	2
6	1	1	4	25	1	2	2
7	1	3	2	26	1	2	5
8	1	1	2	27	1	1	1
9	1	2	4	28	1	1	1
10	1	1	4	29	1	1	2
11	1	1	3	30	1	3	2
12	1	1	2	31	1	1	2
13	2	1	5	32	1	3	3
14	1	1	3	33	1	3	4
15	1	2	2	34	2	2	3
16	1	1	3	35	1	1	1
17	3	2	5	36	1	2	2
18	1	1	4	37	2	2	5
19	1	1	2	38	1	1	1

Příloha 5 – Dotazník pro radiology k hodnocení diagnostického přínosu snímků č. 3

Dobrý den, obracím se na Vás s prosbou o ohodnocení předložených RTG snímků sloužících pro výzkum v mé diplomové práci zabývající se snímkováním celých páteří u skoliotických pacientů metodou stitchingu. Práce slouží pro vyhodnocení přínosu nízkodávkového protokolu jak z hlediska radiační zátěže pacienta, tak i diagnostického přínosu.

Kvalitu každého snímku ohodnoťte prosím známkou na škále 1 – 5, kdy hodnota 1 představuje nejlepší možné hodnocení a hodnota 5 nejhorší. Hodnocení není zaměřeno na projekční správnost, nýbrž výhradně na kvalitu obrazu pro hodnocení:

- postavení páteře
 - zobrazení pediklů a spinosních trnů
 - zobrazení SI skloubení
- 1 – výborné zobrazení
2 – velmi dobré zobrazení
3 – dobré zobrazení
4 – lze hodnotit s omezením
5 – nelze hodnotit

Děkuji Vám za ochotu.
Bc. Marie Antošová

Snímek	Postavení páteře	Zobrazení pediklů a spinosních trnů	Zobrazení SI skloubení	Snímek	Postavení páteře	Zobrazení pediklů a spinosních trnů	Zobrazení SI skloubení
1	1	1	1	20	2	1-2	2
2	2	2	2	21	1	2	3
3	2	3	4-5	22	2	2	2
4	1	2	4-5	23	2	2	2
5	1	2	4-5	24	2	2	5
6	1	1	2	25	2	2	5
7	2	3	2	26	2	2	5
8	1	2	1	27	2	2	2
9	2	2	2	28	1	1	2
10	1	2	2	29	2	2	2
11	2	2	2	30	1	2	2
12	1	2	2	31	2	2	2
13	1	1	4	32	2	2	2
14	1	2	2	33	1	2	2-3
15	2	1	2	34	2	2	2-3
16	1	1	2	35	1	2	2
17	2	2	4	36	2	2	2
18	2	2	4	37	2	2	5
19	2	2	2	38	1	1	1