

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKARÁŘSKÁ PRÁCE

2021

Debora Kreisingerová

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Debora Kreisingerová

Studijní obor: Radiologický asistent (5345R010)

**ROZDÍL DÁVKY A PLOŠNÉ KERMY PŘI SNÍMKOVÁNÍ
KRČNÍ PÁTEŘE PŘES PROTIROZPTYLOVOU MŘÍŽKU
A PŘI POUŽITÍ VZDUCHOVÉ MEZERY**

Bakalářská práce

Vedoucí: Mgr. Jana Štěpánková Ph.D.

PLZEŇ 2021

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta zdravotnických studií

Akademický rok: 2020/2021

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Debora KREISINGEROVÁ**
Osobní číslo: **Z18B0233P**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Téma práce: **Rozdíl dávky a plošné kermy při snímkování krční páteře přes protirozptylovou mřížku a při použití vzduchové mezery**
Zadávající katedra: **Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví**

Zásady pro vypracování

- Zpracovat seznam odborné literatury
- Stanovit cíl kvalifikační práce
- Zpracovat teoretickou a praktickou část práce dle požadavků FZS
- Popsat metodiku praktické části
- Vypracovat diskuzi a závěr kvalifikační práce
- Dodržet formální úpravu kvalifikační práce dle požadavků FZS
- Dodržet citační normu

Rozsah bakalářské práce:
Rozsah grafických prací:
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

Seznam doporučené literatury:

- Radomír, Čihák. Anatomie 1 – třetí, upravené a doplněné vydání. Praha : GRADA, 2011. 978-80-247-3817-8.
- Heřman, Miroslav. Základy radiologie. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 978-80-244-2901-4.
- Střiteský, Jan. Patologie- učebnice pro zdravotnické školy a bakalářské studium. Olomouc : EPAVA, 2001. 80-86297-06-Seidl, Zdeněk, a další. Radiologie pro studium i praxi. Praha : GRADA, 2012. 978-80-247-4108-6.
- Howard S An, J Michael Simpson. Surgery of the Cervical Spine. Londýn : MARTIN DUNITS, 1994. 1-85317-1042.
- MUDr. Ivo Žvák, MUDr. Jaromír Kočí, doc. MUDr. Alexander Ferko, CSc. Traumatologie ve schématech a rtg obrazech. Praha : GRADA, 2003. 80-247-134-0.
- kolektiv, Edward C. Benzel and. The Cervical Spine. Filadelfie : LIPPINCOTT WILLIAMS AND WOLTERS KLUWER business Two Commerce Square, 2012. 978-1-60547-752-7.
- vlastní záznamy o pacientech, FN Plzeň.

Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Jana Štěpánková, Ph.D.**

Datum zadání bakalářské práce: **1. června 2020**
Termín odevzdání bakalářské práce: **31. března 2021**



PhDr. Lukáš Štich, MBA
děkan



Mgr. Stanislava Reichertová
vedoucí katedry

V Plzni dne 29. ledna 2021

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Veškeré použité podklady, ze kterých jsem čerpala informace, jsou uvedeny v seznamu použité literatury a citovány v textu podle normy ČSN ISO 690.

V Plzni dne 30. 3. 2021


.....
Debora Kreisingerová

Poděkování

Především chci velice poděkovat své vedoucí práce, Mgr. Janě Štěpánkové, Ph.D. za ochotu vést mnou práci, za pomoc, kterou mi poskytla a za trpělivost při tvoření práce. Velice si toho vážím. Dále bych velice ráda poděkovala lékařům, za jejich odborný názor při porovnání snímků krční páteře. Dále mé díky patří radiologickým asistentům, kteří mi ochotně poskytli možnost sbírat potřebná data na jejich pracovišti na FN Lochotín. Jelikož tato práce značí mé ukončení studia, velice ráda bych chtěla poděkovat všem svým vyučujícím, zejména Ing. Petře Smetákové, díky které jsem se mohla blíže seznámit s konvenční radiodiagnostikou, dále Mgr. Pavlu Nedbalovi, který mi v mé bakalářské práci pomohl odbornou terminologií a byl mi velkým vzorem během mého studia. Nakonec bych také ráda poděkovala Ing. Kamile Honzíkové, která byla po celé tři roky naší vedoucí ročníku a ochotně pomohla vždy, když to bylo třeba. Děkuji jí za všechny vědomosti, které nám předala a hlavně za její železné nervy a trpělivost. Chci také poděkovat své rodině za podporu a trpělivost, která musela být z kamene.

Abstrakt

Pro svou bakalářskou práci jsem si stanovila cíl, ve kterém chci především porovnat celkovou a místní dávku při snímkování krční páteře s použitím protirozptylové mřížky a bez ní, pouze s nevyhnutelnou účastí air gap. Mým druhým bodem zájmu bude zjištění radiační dávky při neurochirurgických operacích krční páteře. K zjištění výši expozičních hodnot a k hodnotám plošných kerem chci dosáhnout pomocí praktického měření, které bude probíhat ve FN Plzeň.

Předpokládám, že hlavním přínosem bude porovnání kvality snímků s použitím protirozptylové mřížky a bez ní. Dalším přínosem bude zjištění, které z dávek je více šetrivá pro pacienta a jaký má radiační dávka dopad na kvalitu snímku. Dále chci ve svém výzkumu zjistit, zda přítomnost či absence protirozptylové mřížky má markantní vliv na radiační dávku a na kvalitu snímku. V závěrečné části bych se ráda věnovala přezkoumání velikosti celkové plošné kermy při RTG plic a při neurochirurgické operaci krční páteře.

Klíčová slova: C páteř, kerma, protirozptylová mřížka, radiační ochrana, RTG

Abstract

For my bachelor's thesis, I have set a goal to compare the total and local doses when imaging the cervical spine with and without the use of an anti-scatter grid, only with the inevitable usage of an air gap. My second goal is to determine the proper radiation dose in neurosurgical operation of the cervical spine. I want to achieve these goals through practical measurement, which will take place at the University Hospital Pilsen.

I assume that the main contribution of my thesis will be a determination when it is appropriate to use an anti-radiation grid. My other goal is to find out which of the doses is more suitable for the patient and what effect the radiation dose has on the image quality. In the part of my thesis where the radiation dose will be examined during neurosurgical operation, the main goal will be to determine the impact of the radiation dose on the image quality.

Keywords: anti-radiation grid, C spine, kerma, radiation protection, RTG

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	12
ZKRATKY	13
ÚVOD	15
TEORETICKÁ ČÁST.....	16
1 ANATOMIE KRČNÍ PÁTEŘE A KRKU	16
1.1 Páteř.....	16
1.2 Spojení na páteři.....	17
1.2.1 Symphyses intervertebrales	17
1.2.2 Ligamenta páteře.....	17
1.2.3 Articulationes columnae vertebralis.....	19
1.2.4 Cévy a nervy meziobratlových kloubů.....	19
1.2.5 Kraniovertebrální spojení	19
1.3 Svalový aparát krku.....	20
1.3.1 Platysma	20
1.3.2 Musculus sternocleidomastoideus.....	20
1.3.3 Musculi suprahyoidei	21
1.3.4 Musculi infrahyoidei	22
1.3.5 Musculi scaleni	22
1.3.6 Hluboké svaly	22
1.3.7 Fascie cervicalis	23
1.4 Traumatologie	23
1.4.1 Druhy úrazů krční páteře	23
1.4.2 Katovská zlomenina	27
1.5 Onemocnění krční páteře.....	28
1.5.1 Příznaky degenerativních změn krční páteře	28
1.5.2 Vyšetření degenerativních změn krční páteře.....	29
1.5.3 Způsoby terapie degenerativních změn krční páteře.....	29
1.5.4 Komplikace.....	29
2 RADIODIAGNOSTIKA.....	31
2.1 Historie	31
2.2 Vznik rentgenového záření.....	31
2.2.1 Brzdné záření	32

2.2.2	Charakteristické záření	32
2.2.3	Primární záření.....	33
2.2.4	Sekundární záření.....	33
2.2.5	Filtrace záření	34
2.2.6	Polotloušťky.....	34
2.3	Vlastnosti a účinky rentgenového záření.....	34
2.3.1	Pronikavost hmotou	34
2.3.2	Fotoelektrický jev	35
2.3.3	Luminiscenční efekt	35
2.3.4	Ionizace.....	36
2.3.5	Biologický efekt.....	36
2.4	Rentgenový přístroj	36
2.5	Přístroje podle využití síťového proudu	37
2.5.1	Jednopulzní přístroje	37
2.5.2	Dvoupulzní přístroje.....	38
2.5.3	Šestipulzní přístroje.....	38
2.5.4	Dvanáctipulzní přístroje	38
2.5.5	Vysokofrekvenční a středofrekvenční přístroje	38
2.5.6	Přístroje s plně vyhlazeným napětím	38
2.5.7	Bateriové a kondenzátorové přístroje.....	39
2.6	Rentgenka	39
2.6.1	Rentgenka se žhavenou katodou.....	39
2.6.2	Katoda	39
2.6.3	Anoda	39
2.6.4	Kryt rentgenky	40
2.7	Primární a sekundární clony	40
2.7.1	Primární clony.....	40
2.7.2	Sekundární clona.....	41
2.8	Protirozptylová mřížka	42
2.8.1	Lamely.....	43
2.8.2	Fokusovaná mřížka	43
2.8.3	Paralelní mřížky	44
2.8.4	Křížové mřížky	44
2.8.5	Manipulace s mřížkou	44

2.9	Vznik a tvorba rentgenového obrazu	45
2.9.1	Rentgenový film.....	45
2.9.2	Zesilovací fólie.....	46
2.9.3	Manuální vyvolávací proces	46
2.9.4	Temná komora	47
2.9.5	CR Nepřímá digitalizace	47
2.9.6	Přímá digitalizace.....	48
2.9.7	Artefakty.....	49
2.10	Kvalita rentgenového obrazu	50
2.11	Faktory ovlivňující kvalitu rentgenový obraz	52
2.12	Dozimetrie v rentgenové diagnostice	53
2.13	Pomůcky pro radiodiagnostiku.....	54
2.13.1	Snímkovací stůl.....	54
2.13.2	Vertigraf.....	56
2.13.3	Stojan pro rentgenku.....	57
2.13.4	Stropní závěs rentgenky	58
2.13.5	Vyšetřovací stěny s rentgenkou za nemocným	58
3	PROJEKCE KRČNÍ PÁTEŘE.....	59
3.1	Předozadní projekce	59
3.2	Boční projekce.....	60
3.3	Boční projekce se záklonem hlavy	61
3.4	Boční projekce s předklonem hlavy	62
3.5	Šikmá projekce na foramina	63
3.6	Projekce podle Sandberga	65
4	ŘEŠENÍ PORANĚNÍ C2 (KATOVSKÁ ZLOMENINA) NA OPERAČNÍM SÁLE.....	66
5	SKIASKOPIE NA OPERAČNÍM SÁLE	69
5.1	Přímá skiaskopie	69
5.2	Nepřímá skiaskopie	69
5.3	Přístroje stabilní a mobilní.....	69
	PRAKTICKÁ ČÁST	72
6	CÍLE A HYPOTÉZY.....	72
6.1	Metodika.....	73

7	ŠETŘENÍ CÍLŮ	74
8	ŠETŘENÍ HYPOTÉZ	87
9	DISKUZE	89
	ZÁVĚR	92
	ZDROJE.....	94
	SEZNAM PŘÍLOH.....	96
	PŘÍLOHY	97

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Brzdné záření	32
Obrázek 2: Charakteristické záření	33
Obrázek 3: Protirozptylová mřížka	43
Obrázek 4: Uchovávání protirozptylových mřížek	45
Obrázek 5: Flat panel s nepohyblivou protirozptylovou mřížkou (Lisholmova mřížka)	49
Obrázek 6: Snímkovací stůl na pracovišti RTG na urgentním příjmu ve FN Lochotín..	56
Obrázek 7: Vertigraf na pracovišti RTG na urgentním příjmu ve FN Lochotín	57
Obrázek 8: Předozadní projekce na krční páteř	60
Obrázek 9: Bočná projekce na krční páteř.....	61
Obrázek 10: Bočná projekce na krční páteř se záklonem hlavy	62
Obrázek 11: Bočná projekce na krční páteř s předklonem hlavy	63
Obrázek 12: Šikmá projekce na levé foramina	64
Obrázek 13: Šikmá projekce na pravá foramina.....	65
Obrázek 14: Katovská zlomenina	68
Obrázek 15: Skiaskopie na operačním sále	71
Obrázek 16: Průměrné hodnoty kV a mAs u AP, LAT, FORAMEN a C2 projekci s použitím protirozptylové mřížky.....	74
Obrázek 17: Průměrné hodnoty kV a mAs u AP, LAT, FORAMEN bez použití protirozptylové mřížky.....	76
Obrázek 18: Průměrné expoziční hodnoty při peroperační skiaskopii s použitím protirozptylové mřížky.....	77
Obrázek 19: Průměr plošné kermy při snímkování C páteře s použitím protirozptylové mřížky.....	78
Obrázek 20: Průměr plošné kermy při snímkování C páteře bez použití protirozptylové mřížky.....	79
Obrázek 21: Porovnání plošné kermy s použitím protirozptylové mřížky a bez ní.....	81

ZKRATKY

AgBr	bromid stříbra
AgI	jodid stříbra, anorganická sloučenina jódu a stříbra
Al	aluminium, hliník
AP	anterior-posterior projekce
C	carboneum, uhlík
C/kg	1 coulomb
CCD	světlo citlivý čip
CdS	sulfid kadmiový, anorganická sloučenina síry a kadmia
cm	centimetr
CsI	jodid cesný
CT	computer tomography – počítačová tomografie
DDR	direct digital radiography
DGE	digitální obraz
dGy *cm ²	deciGray na centimetr čtvereční
DQE	detektorová kvantová výtěžnost
DR	direct radiography
FN	Fakultní nemocnice
FOV	oblast zájmu
Gy	gray, 1Gy=100 rad
km/s	kilometr za sekundu
kV	kilovolt
LAT	laterální projekce
lat.	Latinsky
mA	miliampér, 1mA=0,001 A, jednotka stálého elektrického proudu
mAa	1 miliampér za 1 sekundu
mGy *m ²	miliGray na centimetr čtvereční
mm	milimetr
MR	magnetická resonance
mSv	miliSievert
OID	vzdálenost rentgenka-flat panel
rad	jednotka dávky ionizujícího záření

RTG	rentgen, radiodiagnostika
SID	vzdálenost rentgenka-vyšetřovaný objekt
X	rentgenové paprsky X, nepřímo ionizující záření, fotony
ZnS	sulfid zinečnatý, je anorganická sůl sulfanu a hydroxidu zinečnatého
$\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$	mikroGray na centimetr čtvereční
μm	mikrometr

ÚVOD

Radiologie, jako jedna z nejmladších metod, je v dnešní době jedna z nejvyužívanějších metod pro diagnostiku. Podle mého názoru je to jedna z prvních voleb vyšetření a diagnostiky. Většina pacientů, kteří přicházejí na pohotovost, jsou vystaveni radiačnímu ozáření. I když je toto jednotlivé ozáření nepatrné, a nemá žádný biologický vliv na pacienta, přesto se radiologie stále snaží snížit radiační dávku pro pacienta, ale zachovat kvalitu obrazu.

V současné době se vedou diskuse právě o snížení dávky a dopadu na pacienty i zdravotníky (při peroperačních skiaskopiích), kteří jsou s tímto typem záření vystavováni každý den. Jedním s diskutovaných témat je užití protitirozptylové mřížky při snímkování krční páteře. Jak víme, krční páteř je část těla, kde radiační záření neprostopuje silnou vrstvou tkáně, jako je to například u snímkování pánve, kde naopak radiační záření prostopuje silnou vrstvou složenou z kostí, svalstva, orgánů a tuku. Při snímkování pánve je tedy logické použít protitirozptylovou mřížku, abychom zabránili hlavně nekvalitnímu obrazu a sekundárnímu záření, které má obrovský vliv na vznik šumu a tím pádem na celkovou kvalitu snímku.

Při snímkování krční páteře je mnohem více faktorů pro a proti použití protitirozptylové mřížky, záleží na váze pacienta a na celkovém habitu. Například stavba jedince. Pokud se tedy jedná o malé dítě do 20 kg, protitirozptylovou mřížku standardně nepoužíváme. Kvalitního obrazu docílíme i bez ní a pro malého pacienta je to ušetřená dávka. U větších dětí záleží na habitu. Na rozdíl od dospělých pacientů bych protitirozptylovou mřížku použila.

Cílem mé práce je vydat se do praxe a porovnat snímky s přítomností či absencí protitirozptylové mřížky. Doufám, že výsledek mé práce by mohl ovlivnit technické postupy při snímkování C páteře s ohledem na kvalitu snímku a na radiační ochranu pacienta.

TEORETICKÁ ČÁST

1 ANATOMIE KRČNÍ PÁTEŘE A KRKU

Pro samotný začátek tohoto tématu představím anatomický popis krční páteře-kostěné, vazivové a cévní struktury. Dále popíši některé mechanismy traumatických poškození a nejčastější onemocnění C páteře a jakým způsobem je k nim přistupováno.

1.1 Páteř

Páteř člověka je osovitě zakřivená kostra složená z jednotlivých obratlů. Obratle svým rozdílným tvarem tvoří jednotlivé oblasti páteře. Krční páteř tvoří 7 obratlů, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových a 4-5 obratlů kostrčních.

Krční obratle (*vertebrae cervicales*) ve zdravotnické terminologii značíme písmeny C1-C7. Jejich těla jsou nízká a užší oproti ostatním obratlům. Po svých laterálních stranách mají otvory pro vertebrální tepnu. Všechny krční obratle nejsou tvarově stejné. Zásadní rozdíl můžeme vidět u C1, neboli Atlasu a C2, Axis.

První krční obratel, Atlas, jinak zvaný jako nosič, nemá tělo. Na místo těla ho tvoří kostěný oblouk. Rozeznáváme několik útvarů a to přední oblouk atlasu (*arcus anterior*), uprostřed předního oblouku můžeme zpozorovat nízký hrbolek (*tuberculum anterius*), zadní oblouk atlasu (*arcus posterior*) a vyčnívající hrbolek ze zadního oblouku (*tuberculum posterius*). Spojem pro přední a zadní oblouk atlasu je *massae laterales*, což je mohutná postranní část. Dále je atlas obstarán příčnými výběžky, na které se nacházejí kloubní plochy. Horní kloubní výběžky zaručují skloubení s kostí týlní a dolní kloubní výběžky zase skloubení s C2. Dalším kloubním spojením s C2 je kloubní ploška na vnitřním předním oblouku, který tvoří kloubní spojení s *dens axis* (C2).

Druhým krčním obratlem je Axis, obecně znám jako čepovec. Jeho tvar odpovídá tvaru krčního obratle, ale je o něco větší a navíc má na své horní části nápadný výběžek (*dens axis*) zub čepovce. Charakteristickými útvary pro axis jsou kloubní plošky na zubu čepovce, horní a dolní kloubní výběžky.

1.2 Spojení na páteři

Páteř je tvořena z jednotlivých obratlů, které na sebe nasedávají a společně tvoří oporu těla. Aby byla zajištěna pružnost a soudržnost jednotlivých obratlů, jsou navzájem spojeny následujícími třemi způsoby. Prvním způsobem spojení obratlů jsou chrupavčité spoje mezi obratli, kterým se říká *synchondroses columnae vertebralis*. Tvoří *symphysis intervertebralis*, která obsahuje ploténku, což je chrupavčitá destička. Dalším spojem na páteři jsou vazivová spojení, *syndesmoses columnae vertebralis*. Třetím způsobem spojení na páteři jsou *articulationes columnae vertebralis*, meziobratlové klouby, které se nacházejí mezi výběžky obratlů.

1.2.1 *Symphyses intervertebrales*

Jedná se o chrupavčité spojení doplněná o vaziva, která se nacházejí mezi presakrálními obratli a jejich základem jsou *disci intervertebrales*, meziobratlové destičky. Tvoří se jen v presakrálních, neboli v pohybových částech páteře. Fungují jako spojky mezi sousedícími obratli a to tak, že naléhají na jejich terminální plochy. Meziobratlových destiček je celkem 23 a nenacházejí se mezi atlasem a axis. První *discus intervertebralis* se nachází až u spojení mezi axis a C3 a poslední spojuje L5 s S1. Zajímavé je, že meziobratlové destičky jsou v oblasti krční páteře vyšší než v oblasti hrudní páteře a to vzhledem k plošné velikosti.

Každý disk je tvořen z vazivové chrupavky, která se na jeho okrajích mění na fibrosní vazivo. Také se na jeho okrajích nachází hyalinní chrupavka, která je srostlá s kostí.

Vazivová chrupavka a fibrosní vazivo jsou tvořena *anulus fibrosus*. Je to vlákno, které cirkulárně probíhá při obvodu disku a vytváří prsteneček. Svým tvarem a uspořádáním zvyšuje pružnost a pevnost meziobratlových destiček. Díky tomu mohou destičky fungovat jako systém pružných vložek.

Nucleus pulposus je struktura, která je uložena v každém disku. Je vodnatá a má kulovitý tvar. Nachází se v dorzální části disku a je tvořena přeměnou materiálu vlastního disku.

1.2.2 *Ligamenta páteře*

Jak již bylo zmíněno výše, druhým důležitým spojem páteře jsou vazivové spoje. Ty se rozdělují na dlouhé vazy a krátké vazy.

Dlouhé vazy páteře podélně spojují a poutají celou páteř. Patří k nim tyto vazy: Ligamentum longitudinale anterius, posterius a ligamentum sacrococcygeum posterius superficiale.

- a) Ligamentum longitudinale anterius, přední podélný vaz se táhne od předního oblouku atlasu až ke kosti křížové. Táhne a svazuje obratlová těla. Přiléhá více k tělům obratlů, než k meziobratlovým destičkám. Na jeho konci se napojuje další vaz, ligamentum sacrococcygeum anterius;
- b) Ligamentum longitudinale posterius, zadní podélný sval se upíná k týlní kosti a končí na kosti křížové. Svou spojovací funkcí upíná obratle po jejich zadní části. Více se upíná k meziobratlovým destičkám než k tělům obratlů. Kaudální pokračování tohoto vazy je ligamentum sacrococcygeum posterius profundum;
- c) Ligamentum sacrococcygeum posterius superficiale je vaz táhnoucí se po zadní straně kosti křížové;

Krátké vazy páteře jsou spojovací faktory k upevnění oblouků a výběžků sousedících obratlů.

- a) Ligamenta flava jsou tvořeny z elastického vaziva, které pod mikroskopickým pohledem jemně nažloutlé. Tyto vazy díky svému úponu na oblouky obratlů plní funkci napínací při ohýbání páteře a dále vyplňují páteřní kanál;
- b) Ligamenta intertransversaria upevňují příčné výběžky obratlů a nejsilnější jsou v bederní oblasti;
- c) Ligamenta interspinalia upíná trnové výběžky obratlů. Nejsou pružné a jsou tvořeny z pevného vaziva. Díky této pevné struktuře omezují rozvírání trnových výběžků při předklonu páteře. V některých oblastech páteře, konkrétně v krční a hrudní oblasti, se tyto vazy stávají vazivovými pruhy, které se táhnou i mimo trny a pokračují dorzálně od nich. Těmto pruhům se říká ligamentum supraspinale;
- d) Reticulum caudale cutis. Jedná se o sloupec vaziva, který přiléhá na hrot kostrče a upíná se ke kůži. Díky tomuto spojení vzniká foveola coccygea, což je mělká jamka na kůži.

1.2.3 *Articulationes columnae vertebralis*

Jedná se o klouby páteře, které přiléhají do prostor mezi *processus articulares* sousedících obratlů. Mají různý tvar, který se určuje podle úseků na páteři. Jejich rozdílný tvar a výška mají za důsledek různou pohyblivost páteře.

1.2.4 Cévy a nervy meziobratlových kloubů

Cévní zásobení je obstaráváno a. *vertebralis* z krční oblasti v hrudní oblasti z *rr. dorsales interkostálních arterií*, stejně tak v bederní oblasti z lumbálních tepen. Inervaci obstarávají větévky z *r. dorsalis* z příslušných míšních nervů.

1.2.5 Kraniovertebrální spojení

Jedná se o systém kloubních spojů a vazivových úchytů, které společně spojují kost týlní s atlasem a axis. Pro párové skloubení mezi kostí týlní a atlasem tu je *articulatio atlantooccipitalis*. Druhým kloubním a spojem je *articulatio atlantoaxialis*, který je složen ze tří kloubů. Z nepárového kloubu, *articulatio atlantoaxialis mediana* a z párových kloubů *articulatio atlantoaxialis lateralis*.

Articulatio atlantooccipitalis je párové skloubení, které spojuje kondyly na kosti týlní s atlasem, konkrétně s jeho jamkami. Klouby na obou stranách jsou součástí velmi důležité rotační plochy, díky které jsou vykonávány tyto pohyby. Kývavé pohyby, předozadní, kolem osy horizontální frontální. Mimo jiné jsou možné i menší pohyby, které jsou uskutečňovány díky pohybům kondylů do stran.

Cévně jsou tyto párové klouby zásobeny z a. *vertebralis* a z a. *meningeae posterior*. Inervaci zaručuje n. *suboccipitalis*.

Articulatio atlantoaxialis, jak již bylo výše zmíněno, je kloubním spojením, které je složeno ze tří kloubů.

- a) *Articulatio atlantoaxialis mediana* tvoří velmi volné pouzdro mezi *dens axis* a obloukem atlasu, které dovoluje otáčení atlasu kolem zubu čepovce. Ač je toto kloubní spojení volné a dovoluje velkou pohyblivost, je zesíleno dalšími vazy. *Ligamentum cruciforme atlantis* je jedním z posilovacích vazů. Jinak se mu říká křížový vaz atlasu a spojuje zadní stranu zubu atlasu k čepovci a jde až na týlní kost. Dalším posilovacím vazem je tak zvaná křídla. Jedná se o *ligamenta alaria*. Po křídlech jsou pojmenována podle jejich rozestupu od boků *dens axis* a jejich

šikmým stoupáním až k bokům týlní kosti, konkrétně ke kondylům. Omezují rotaci týlní kosti z atlasem. Membrana atlantooccipitalis anterior pokrývá oblast mezi předním obloukem atlasu a tělem axis. Její součástí jsou membrana tectoria a membrana atlantooccipitalis posterior.

- b) Articulatio atlantoaxialis lateralis. Jedná se o párové klouby, které spojují proc. articulares C1 a C2. Tvoří volné pouzdro, které umožňuje otáčení atlasu vůči axis.

1.3 Svalový aparát krku

Svaly na krku jsou různorodé a navzájem se liší jiným původem i inervací.

1.3.1 Platysma

Jedná se o podkožní sval nacházející se na krku u krční fascie. Je velmi tenký a plochý. Začátkem svalu platysma je podklíčková krajina a povrch deltového svalu a táhne se až k dolní čelisti. V místech, kde se platysma upíná v obličejové krajině, přecházejí z jejího okraje pars facialis platysmatis. Tyto drobné svalíky se vplétají do mimických svalů a to zejména do oblasti dolního rtu, kde se upínají na mandibulu.

Funkcí platysmy je ovládnutí napětí kůže na krku a další funkcí je synergie mimických svalů dolního rtu.

Nerv, který inervuje platysmu se nazývá r. colli nervi facialis.

1.3.2 Musculus sternocleidomastoideus

Jde o silný sval, který najdeme na laterální straně krku, čímž tvoří hranici mezi krční krajinou. Rozděluje je na přední krční krajinu a postranní krční krajinu.

Začátek svalu má dvě části. Jedna část začátků svalu je na manubrium sterni a druhá část se nachází na sternálním konci claviculy. Mezi oběma začátky je snížený prostor, neboli fossa. Tento prostor rozdělujeme na dvě části: Fossa supraclavicularis minor a fossa jugularis (hrdelní jamka).

Musculus sternocleidomastorideus se upíná na procesus mastoideus a na linea nuchalis superior.

Jelikož je tento mohutný sval upnutý před a za osou kývání, je jeho funkce mnohem složitější. Funkce záleží na tom, jaké svalové sloupce se zapojují do daného

úkonu. Mohou to být svalové sloupce zadní části, či sloupce přední části nebo se zapojují sloupce celého svalu a a to buď jednostranně, nebo oboustranně.

Při oboustranném pohybu, jako je záklon hlavy, nebo její zdvižení se zaktivuje zadní sloupec. Přední sloupec má za následek sklonění hlavy. Za horizontální posun hlavy dopředu je odpovědný celý sval. Jednostranný pohyb nám dovolí naklánět hlavu na stranu a otáčet s ní k protilehlé straně. K tomuto patří i chorobné zkrácení m. sternocleidomastoideus, jinak zvané jako torticollis.

1.3.3 Musculi suprahyoidei

Neboli horní svaly jazylky. Tyto svaly se upínají mezi lebkou a jazylkou. Jsou to svaly m. mylohyoideus, m. digastricus, m. stylohyoideus a m. geniohyoideus.

Musculus mylohyoideus jakožto plochý sval se nachází mezi linea mylohyoidea mandibuly, tělem jazylky a druhostranným svalem spojen proužkem vaziva (raphe mylohyoidea). Tvoří diaphragma oris což je pružné dno úst. Funkcí tohoto svalu je především deprese mandibuly při fixované jazylce a zdvihání jazylky při fixované mandibule. Ze třetí větve n. trigeminus jde inervující nerv, pro m. mylohyoideus a to n. mylohyoideus.

Musculus digastricus, dvojbříškový sval, je uložen za m. mylohyoideus a na jeho dolní straně. Jeho název, dvojbříškový sval, vyplývá ze dvou částí, ze kterých je složen. Přední bříško, venter anterior, má svůj začátek na mandibule a pokračuje k jazylce. V tomto místě přechází ve šlachy a ta navazuje na venter posterior. Musculus digastricus společně s dolním okrajem mandibuly ohraničuje charakteristickou krajinu krku, kterou je trigonum submandibulare. Dvojbříškový sval má také dvě inervace. Na přední bříško vede, stejně tak jako u m. mylohyoideus, n. mylohyoideus. Venter posterior je inervován n. facialis.

Musculus stylohyoideus patří ke štíhlým svalům, který vede před venter posterior m. digastricus od processus styloideus k jazylce. Na svém konci je rozštěpen do vidlice. V tomto otvoru je vsunuta šlacha m. digastricus, která spojuje obě části m. digastricus. Funkcí tohoto svalu je táhnout jazylku dorzokraniálně. Musculus stylohyoideus je inervován stejným nervem, jako zadní bříško, tedy n. facialis.

Musculus geniohyoideus je párový proužek, který je uložen na horní straně m. mylohyoideus. Jeho funkce se stejná, jako svalu, na kterém sedí. Stejně tak s m. mylohyoideus tvoří pružné dno úst.

1.3.4 Musculi infrahyoidei

Dolní svaly jazyky tvořící tenký pás mezi jazykou, sterni a manubrium, konkrétně jeho zadní plochou. Jednotlivé svaly mají názvy podle začátku. Jsou to m. sternohyoideus, m. sternothyroideus, m. styrohyoideus a m. omohyoideus.

Tento poslední sval, m. omohyoideus, dělí krční krajinu na dva trojúhelníky díky svému průběhu. Mají název trigonum omoclaviculare a trigonum omotrapezium. Společně tyto infrahyoidní svaly tvoří střední pretracheální list krční fascie, odborně nazýván lamina pretrachealis faciae cervicalis.

Funkci mají infrahyoidní svaly stejnou. Jejich hlavním úkolem je udržet odpovídající tvar krku a to tím, že svými úpony táhnou jazyku kaudálně a při ohybu či rotaci napínají nebo povolují pretracheální list krční fascie.

Jejich inervaci zajišťují nervy krčních obratlů, C1-C3.

1.3.5 Musculi scaleni

Jedná se o tři šikmé svaly. M. scalenus anterior, m. scalenus medium a m. scalenus posteriori. Šikmé jsou proto, že vystupují od příčných výběžků krčních obratlů a šikmo laterokaudálně míří k prvnímu a druhému žebro.

Musculus scalenus anterior začíná na krčních obratlech, konkrétně mezi C3-C6 a končí na tuberculum musculi scaleni anterior prvního žebra.

Začátek musculus scalenus medius je též na krčních obratlech C2-C7 a sestupuje za m. scalenus anterior na první žebro, ale někdy může dosahovat i na žebro druhé.

Musculus scalenus posterior začíná na dolních krčních obratlech C5-C7 a míří na druhé žebro.

Funkce mm. scaleni je uklánění při jednostranné akci páteře na stranu stahu a její otočení na opačnou stranu. Při zafixované páteři se mm. scaleni, nejvíce m. scalenus medius, podílí na pohybu prvního a druhého žebra při klidovém dýchání.

1.3.6 Hluboké svaly

K této skupině krčních svalů jsou přiřazováni m. longus capitis, m. longus colli, m. intertransversarii anterior cervicis, m. rectus capitis anteriori a m. tectus capitis lateralis.

Musculus long capitis je svalem táhnoucím se před horní polovinu m. longus colli až k bazi lebeční. Jeho funkcí je předklánění hlavy a inervuje ho rr. Ventrals krčních nervů od C1-C5.

Musculus longus colli je sval, který se rozprostírá přes celou krční páteř až k začátku hrudní páteře. Jeho funkce nám umožňuje oboustrannou akci, díky níž můžeme ohýbat krční páteři a při jednostranné akci sval uklání krční páteř. O jeho inervaci se starají rr. Ventrals krčních nervů s kořenovou inervací z C3-C8.

1.3.7 Fascie cervicalis

Krční fascie se skládá ze tří hlavních složek. Z povrchového listu (lamina superficialis), středního pretracheálního listu (lamina pretrachealis) a z hlubokého listu (lamina prevertebralis).

Lamina superficialis fasciae cervicalis, povrchový list krční facie společně s platysmou pokrývá povrch krku. Rozpíná se od okraje mandibuly, zabírá krajinu zevního zvukovodu, táhne se k proc. mastoideus a ke krajině týlní až na přední plochu manubrium sterni, claviculi a akromia. Jeho součástí jsou svaly m. sternocleidomastoideus a m. trapezius. Díky srůstu s jazylkou je rozdělena na pars suprahyoidea, který kryje suprahyoidní svaly a pars infrahyoidea, kde se nachází přední plocha sterna a claviculi.

Lamina pretrachealis fasciae cervicalis má trojúhelníkový tvar, který jde od jazyky přes infrahyoidní svaly, se kterými se společně upíná na zadní plochu sterna.

Lamina prevertebralis fasciae cervicalis kryje prevertebrální svaly a mm. scaleni.

1.4 Traumatologie

K poranění krční páteře může dojít hned z několika důvodů. Na krční páteř může zapůsobit silný tlak nebo rotace, či jejich kombinace. Nejčastěji se hlavním mechanismem úrazu stávají pády, dopravní nehody a sport.

1.4.1 Druhy úrazů krční páteře

Poranění krční páteře dělíme na dvě skupiny a to na poranění horní krční páteře a poranění dolní krční páteře. Toto rozdělení je dáno odlišnou stavbou krčních obratlů.

Poranění horní krční páteře

Poranění horní krční páteře, tedy v rozsahu od C0 až C2. Poranění v této oblasti je jednou z nejčastějších tedy 1/3 z celkové statistiky poranění krční páteře. Tyto poranění vznikají mechanicky, tedy při pádu nebo dopravní nehodě. Díky anatomické odlišnosti těchto obratlů pozorujeme různé druhy poranění. Dochází ke zlomeninám jednotlivých segmentů či k luxačním poraněním.

Zlomeniny kondylů tylní kosti patří právě z typu poranění horní krční páteře. Můžeme ho rozdělit do tří typů a to od zlomenin kondylů související s frakturou baze lebni, dále kompresivní izolovanou zlomeninou způsobenou axiálního násilí a zlomeninou kondylu avulzní, která vzniká při rotačním násilí tahem ligg. alaria. Při prvotním vyšetření se zjišťuje bolest šíje. U prvního typu poranění jsou poškozeny některé hlavové nervy a objevují se příznaky komoce či kontuze mozkové. Druhým typem jsou přítomny neurologické příznaky a ve třetím typu dochází k atlantookcipitální dislokaci. Při diagnostice používáme RTG zobrazení a to snímkem krční páteře v pozici AP a boční, která nám dá prvotní informace o stavu poškození, ale celkovou informaci o rozsahu poškození využíváme techniky CT. Terapie se odráží od druhů typů poškození. U prvního typu poškození je konvenční léčbou znehybnění krční páteře límecem, při druhém a třetím typu je indikován lék Minervu nebo halo-stabilizaci a dále u třetího typu provádíme dorzální spondylodézu v rozsahu C0-C2.

Dalším poraněním horní krční páteře je atlantookcipitální dislokace, která může vzniknout ve třech směrech a to vertikální, dorzální a longitudinální. Klinickým nálezem je buď okamžitá úmrtí, nebo dlouhodobé bolesti šíje. Při diagnostice používáme RTG, ale poškození je viditelné jen v bočné projekci, kde je pozorovatelné rozšíření prevertebrálního stínu měkkých tkání. K získání přesnějších dat je nutné použít CT. Po poškození je třeba zajistit základní životní funkce a pak může probíhat následná terapie, případně repozice pod skiaskopickou kontrolou.

Poměrně časté jsou zlomeniny atlasu, kdy dochází ke zlomení předního nebo zadního oblouku, také k prolomení proc. transversus či zlomenině massa lateralis. Ovšem nejčastější bývá Jeffersonova zlomenina což je čtyřfragmentová kombinovaná zlomenina obou oblouků. Pokud nedojde k přetržení lig. transversum atlantis, tato zlomenina bývá stabilní. Při diagnóze Jeffersonovy zlomeniny lze použít speciální projekci při RTG snímkování a to transorální projekci. Terapií při stabilní zlomeně

je fixace krční páteře a u nestabilních zlomenin se provádí operační dorzální spondylodéza C1 a C2 sešroubováním dle Magerla.

Při atlantoaxiální instabilitě rozeznáváme tři druhy a to ventrální, dorzální a rotační. Klinickým nálezem bývá bolest v šíji, neurologické příznaky a u třetího typu bývá přítomna tortikolis. Při diagnóze pozorujeme v bočné projekci rozšířenou projekci rozšíření štěrbin mezi dentem a předním obloukem atlasu. U typu dorzální instabilitě pozorujeme luxovaný dens před oblouk atlasu. Při terapii se indikuje dorzální spondylodéza C1 a C2 sešroubováním dle Magerla.

Zlomeniny dentu, které byly rozděleny na tři typy a to zlomeniny apexu, zlomeniny střední části a zlomeniny baze. Pozorujeme přítomnost bolesti na šíji a objevuje se i náhlá smrt. Jsou přítomny i neurologické příznaky. Diagnóza může být obtížná, ale používá se bočná a transorální projekce při RTG snímkování. Pro potvrzení diagnózy používáme CT se sagitálními řezy.

Traumatická spondylolistéza C2, dále známá jako katovské zlomenina, protože byla poprvé zpozorována u oběšenců. V dnešní době k ní dochází při dopravních nehodách. Láme se oblouk C2 v interartikulární části a může dojít k poškození disku C2 a C3. Může dojít i k luxaci kloubních výběžků mezi C2 a C3. Klinicky pozorujeme bolesti šíje, omezení pohybu, problém při polykání, mohou se projevit i neurologické projevy na končetinách, dokonce i porucha vidění. Toto poranění zjistíme pomocí RTG snímku v bočné projekci, informaci můžeme doplnit CT vyšetřením. Více o této specifické zlomenině, napíší v kapitole Katovská zlomenina.

Poranění dolní krční páteře

Poranění dolní krční páteře je poranění nacházející se v úseku C3 až C7. Nejčastěji bývá poraněn prostor mezi C5 a C6. Poranění bývá způsobeno mechanickým otřesem, jako mohou být dopravní nehody či pády z výšek. K poranění dochází mechanismem komprese, která bývá kombinovaná s flexí či extenzí, dokonce i rotací. Dochází k vazovým poraněním nebo zlomeninám nebo ke kombinaci obojího.

Takovými zlomeninami mohou být zlomeniny obratlového těla, zlomeniny kloubního pilíře, zlomeniny kloubního výběžku, oblouku či trnového výběžku, které jsou velmi vzácné. Dále vazová poranění. Při klinickém vyšetření jsou přítomny bolesti šíje, nestabilita, nemožnost pohybu nebo jeho omezení, v neposlední řadě i neurologické příznaky. Poranění můžeme diagnostikovat pomocí RTG snímku a to předozadní či bočnou projekcí, s doplněním šikmými a funkčními snímky. Na CT

můžeme vidět stav páteřního kanálku, a zda nejsou přítomny tříštivé zlomeniny. Magnetická resonance je indikována v případech, pokud je podezření na vyhrzlou ploténku do páteřního kanálu. Terapie se odvíjí podle typu poranění. Stabilní poranění lze léčit konzervativním způsobem, mezi který se řadí fixace límcem. K operativní léčbě přistupujeme při tříštivých zlomeninách zepředu a u poranění disku s luxační zlomeninou zezadu.

Distorze krční páteře

Distorze krční páteře je poranění, které vzniká z nepřiměřeného násilí a jeho mechanismus se popisuje jako prásknutí bičem. Nastává ve vysoké rychlosti po střetnutí dvou vozidel. Nastává prudká hyperextenze, během které dochází k distenzi až parciální ruptuře prevertebrálních krčních svalů, poranění jícnu, trachey, laryngu, temporomandibulárních kloubů, podráždění sympatiku, poranění disků. V první fázi po poranění není klinický příznak nijak viditelný, ale poté nastupuje ztuhlost a bolesti hlavy a šíje. Dochází i k chrapotu, eventuálně nevolnost, smrt. Přesná diagnóza se nedá určit, záleží jen na typu poranění. Od toho se odvíjí i následná terapie, kdy je pacient neustále pozorován a je mu nasazen límec pro znehybnění.

Poranění nervových struktur

Poranění nervových struktur často doprovází zlomeniny páteře. Poškození míchy a míšní kořeny mají pestrý klinický projev. Od lehké parézy až po smrt. Lehká poranění mohou být dočasná, trvalá poranění se projevují různými klinickými syndromy. Kořenový syndrom je neurologická porucha týkající se dysfunkce jednoho nebo více kořenů. Syndrom kaudy je spojen se slabou paralýzou svalů a časté jsou poruchy močení a stolice. Brown-Sequardův syndrom je syndrom, při které vzniká malá léze v polovině míchy. Dochází k motorické plegii na poraněné straně. Syndrom centrální míchy je porucha horní motoriky na končetinách s přítomností dysfunkce gastrointerstinálního traktu a močového měchýře. K dalším syndromům poruch nervových struktur se řadí i syndrom předních provazů míšních. Ke zhodnocení závažnosti poranění se používá Frankelova klasifikace.

Pozdní následky zlomenin páteře

Léčba je zaměřována na zabránění pozdních komplikací, které se mohou projevit po úrazu. Mohou to být následky jako deformace obratlového těla, pakloub nebo rozvoj

potraumatického segmentálního instabilu. Pakloub vzniká při poranění celého obratlového těla. Deformace se vyvíjí několik měsíců až let po úrazu, doprovázena bolestí. Vyvíjí se tlakové změny na kůži a podkoží. Může dojít i k útlaku durálního vaku a nervových kořenů. K vyřešení těchto změn je zapotřebí rozsáhlá chirurgická rekonstrukce, které mají velmi dobrou prognózu.

1.4.2 Katovská zlomenina

K poškození dentu a těla C2 dochází při prudkém nárazu, kdy je krční páteř prudce natažena s následnou kompresí, či dojde-li k extrémní rotaci krční páteře. Samozřejmě tyto náhlé a v rychlém sledu za sebou jdoucí pohyby mohou být v různých variacích. Mechanismem úrazu je dopravní nehoda, kdy právě dochází k extenzi a kompresi krční páteře nebo pád na hlavu – například skok do vody.

Nárazem dochází k různým druhům fraktur obratlového těla. Pokud pacient vůbec nehodu přežije – většinou totiž dojde k přerušení míchy, je možné u něj pak diagnostikovat následující:

Frakturu apexu, těla a baze dentu, nebo tzv. katovskou zlomeninu, kterou jako první popsal v roce 1913 přírodovědec Frederic Wood Jones. Ta pak následně byla přejmenována na traumatickou spondylolistézu dentu.

Ovšem do přesných kategorizací zapadá je $\frac{3}{4}$ případů. Ostatní poranění C2 nelze zařadit pro jejich různorodost. Dochází ke kombinacím fraktur, ke kominutivním poraněním, k dislokacím, k sublucacím až luxacím.

Při podezření na trauma v oblasti krční páteře je nutné co nejdříve zajistit fixaci límcem. Mezi klinické projevy se řadí bolesti šíje, omezení pohybu a svalové spasmy. Neurologické příznaky jsou vzácné, vyskytují se u přeživších méně, než ve 20%.

U polytraumatu je základním diagnostickým vyšetřením helikální CT, u lokálních poranění je prvním vyšetřením RTG C páteře v základních projekcích - tedy AP a v bočné. Pokud stav pacienta dovoluje, provádí se transorální snímek dentu z AP přístupu.

Dle druhu poranění rozhodne neurochirurg o možnosti léčby. Ta je u stabilních fraktur obratlového těla C2 volena konzervativně, tedy fixačním límcem.

U nedislokovaných fraktur je volena fixace haló konstrukcí. Váha hlavy (cca 5,5 kg) je nesena konstrukcí, obratle jsou odlehčeny a zafixovány.

U nestabilních fraktur je volena fixace operativním řešením. Fraktura čepovce je řešena jedním nebo několika šrouby z předního šikmého přístupu. Vícečetné fraktury obratlového těla je možné řešit fixací nosnou dlahou a šrouby s možností náhrady těla obratle.

1.5 Onemocnění krční páteře

Degenerativní změny krční páteře se objevují bez rozdílu u všech věkových skupin, nejčastěji ve čtvrté životní dekádě. Degenerativními změnami může být postižena celá páteř, ale nejčastěji se jedná o takové úseky páteře, které jsou nejpohyblivější. Jedná se tedy o krční a bederní páteř.

Degenerativní onemocnění krční páteře mohou vzniknout vlivem několika faktorů. Jejich vznik podporuje životní styl, kdy je krční páteř nepřirozeně zakřivena a dochází k namáhání jednotlivých obratlů. K jejich vzniku může dojít i po drobnějších úrazech, které mnohdy nemusíme vnímat. I pozice hlavy při spánku má svůj podíl při vzniku degenerativních onemocnění.

1.5.1 Příznaky degenerativních změn krční páteře

Nejčastějším příznak degenerativních změn je bolest, která často vystřeluje až do horní končetiny. Bolest je často doprovázena mravenčením a brněním v končetinách. Ojedinele se objevuje slabost svalstva a jejich znečitlivění. Jednotlivé příznaky se objevují v lokacích, ke kterým směřuje postižený nerv.

- a) CB (cervikobrachiální) syndrom se projevuje bolestí v horní končetině. Jedná se o postižení krční páteře v její dolní části. Tento syndrom je také znám jako syndrom zmrzlého ramene;
- b) CC (cervikokraniální) syndrom je další z degenerativního poškození krční páteře. Jedná se o bolest hlavy, za kterou zodpovídá poškození v horní části krční páteře. Bolest se projevuje po fyzické námaze, či při stresových situacích. Tento syndrom se často popisuje, jako závrať;
- c) CV (cervikostibulární) syndrom je způsobem špatným postavením krční páteře a její operabilní řešení není nikterak účinné.

Při cervikální myelopatii je postižena funkce míchy. Projevem je brnění pocíťovaném v horních a dolních končetinách. Častými projevy je i neschopnost chůze.

1.5.2 Vyšetření degenerativních změn krční páteře

Jako první vyšetření se volí RTG snímek krční páteře. Zřizují se RTG snímky v AP projekci, boční projekci a funkční snímky. Mohou být doplněny i projekce cílené na foramina. Pro podrobnějšímu zobrazení obratlů krční páteře využíváme CT vyšetření a pro zobrazení míchy a ostatních měkkých tkání, provádíme MR. K lepšímu zobrazení míšního kanálku, využíváme kontrastní látky. Pokud tato vyšetření potvrzují poškození a podráždění nervových struktur, následuje operační terapie.

1.5.3 Způsoby terapie degenerativních změn krční páteře

Bolest krční páteře můžeme léčit dvěma způsoby a to operační cestou, nebo konzervativní léčbou.

Konzervativní léčba, tedy neoperační terapie, je volena ve chvíli, kdy operace není nutná. Pacientovi jsou podávány léky na utlumení bolesti a léky uvolňující svaly. Nejdůležitější terapií je rehabilitace.

K operační terapii se naklání až ve chvíli, kdy konzervativní léčba byla neúspěšná. Mezi nejčastějšími operačními výkony je odstranění meziobratlové ploténky. Celý výkon probíhá v celkové narkóze pacienta. Dochází k odstranění degenerativně poškozené meziobratlové ploténky a k jejímu nahrazení umělou náhradou. Tato umělá náhrada je vyplněna materiálem, který má pozitivní účinky k růstu kostí. Sousedící obratle jsou zafixovány titánovou dlahou zpevněnou šrouby.

1.5.4 Komplikace

Během operace dochází ke komplikacím jen ve výjimečných případech, které mohou být spojeny se samotným chirurgickým zákrokem, ale také se mohou spojit s celkovou anamnézou. Mezi vzácné komplikace způsobené během operace patří poranění jícnu, hrtanu či některých cév, nervových kořenů nebo míchy.

K dalším velmi vzácným komplikacím, ke kterým dochází, je cévní mozková příhoda či k ochrnutí pacienta.

K nepříjemným komplikacím dochází po ukončení operace a po probuzení může pacient pociťovat tak zvaný "knedlík v krku". Kvůli otoku krku po operaci může pacient dočasně chraptět. K dalším pooperačním komplikacím se řadí i vytvoření hematomu v ráně, infekce v ráně nebo její rozestup.

Pozdní komplikace jako je uvolnění šroubu či jeho zlomení nebo poškození dlahy, jsou málo časté.

2 RADIODIAGNOSTIKA

Jedná se o specifický lékařský obor, který využívá ionizující záření pro určení diagnózy a terapeutických postupů.

2.1 Historie

Na vzniku radiologie se podíleli fyzici, kteří prováděli pokusy s vakuovými trubnicemi a to již na přelomu 19. a 20. století. V roce 1895 bylo německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem objeveno elektromagnetické záření, nazvané jako X záření. Tento objev výrazně přispěl ke vzniku radiologie a za tento objev v roce 1901 pan Röntgen dostal Nobelovu cenu za fyziku.

Röntgen používal ke svým pokusům Crookesovu trubici, což byla skleněná trubice naplněna řídkým plynem. Tato trubice byla po 1. světové válce nahrazena vakuovou rentgenkou se žhavicím vláknem. V této době se také podařilo vyjádřit vlnovou délku záření X a také jeho rychlost šíření, která je totožná s rychlostí světla.

V meziválečném období byly vynalezeny další součásti rentgenového přístroje, jako je rotační anoda rentgenky, pohyblivé sekundární clony, zdokonalení krytu rentgenky a vzduchové chlazení rentgenky.

Po 2. světové válce dochází k objevu zesilovače obrazu, který měl velký vliv na kvalitu obrazu.

2.2 Vznik rentgenového záření

Jedná se o elektromagnetické vlnění s vlnovou délkou mezi 0,01 - 0,05nm. Rentgenové záření prochází hmotou a vakuem, kde se šíří přímočaře. Největší zastoupení rentgenového záření se nachází v přírodě a to až v 90%. Hlavními přírodními zdroji rentgenového záření jsou radionuklidy, terestrální záření a kosmické záření. Umělé zdroje tvoří 10% z celkového výskytu záření a jejich zdrojem je rentgenka.

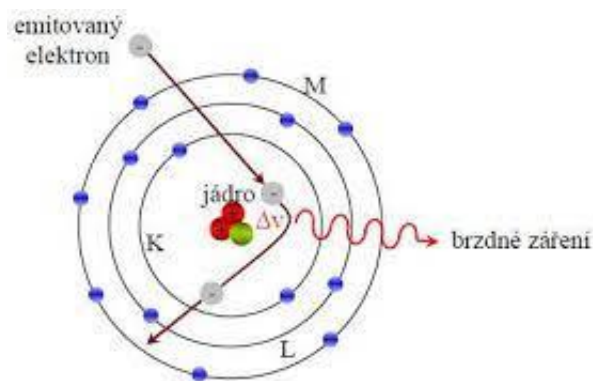
Pro radiodiagnostiku se využívá umělý zdroj rentgenového záření. Rentgenka obsahuje dvě důležité části, které zajišťují vznik záření. Katodu a anodu. Mezi katodou a anodou je vysoké napětí. Katoda emituje elektrony kolem rozžhaveného vlákna vyrobeného z materiálu o vysokém protonovém čísle. Tok elektronu je následně usměrněn fokusační miskou, která je z niklu a nachází se za vláknem katody. Elektrony

následně dopadají na anodu, a čím větší je potenciál mezi katodou a anodou, tím větší je urychlení elektronů. To má za následek, že vznikající záření na anodě má kratší vlnovou délku. Když elektrony dopadnou na wolframovou anodu, vzniká brzdné a charakteristické záření.

2.2.1 Brzdné záření

Brzdné záření vzniká dopadem, neboli zabrzděním, elektronů o anodu. Hodnota napětí rychle letících elektronů je 100 kV a jejich rychlost dosahuje 165 000 m/s. Elektron prolétající elektronovým obalem atomu je přitahován jádrem atomu. Díky přitažlivosti jádra je elektron zbrzděn a nabírá nového směru, ovšem ztrácí svoji energii. Rozdíl mezi počáteční a výslednou energií je vyzářen v podobě fotonu.

Obrázek 1: Brzdné záření



Zdroj: Tomáš Michálek, *Internetový portál RTG, online stránka*

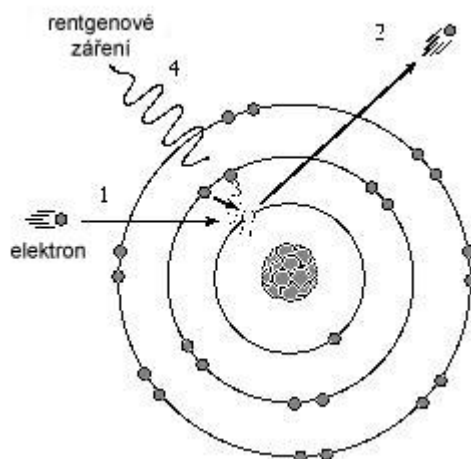
Čím je vyšší protonové číslo anody, tím je vyšší pravděpodobnost tvorby brzdného záření.

2.2.2 Charakteristické záření

Charakteristické záření je tvořeno jen z některých vlnových délek a vzniká tak, že elektron mířící k anodě vyrazí ze slupky atomu označovaných jako slupka K nebo slupka L. Tyto slupky jsou blízké jádru atomu. Po vystřeleném elektronu se vytvoří volné místo, které je hned obsazeno jiným elektronem, který je ze vzdálenější slupky. Dochází k přeskokům elektronů. Část energie se ztrácí, část se zachová a tento rozdíl energií je vyrážen v podobě fotonu.

Charakteristické záření se využívá pro měkčí snímky (pro mammografické zobrazování). Anoda je z rozdílného materiálu o nižším protonovém čísle (molibden).

Obrázek 2: Charakteristické záření



Zdroj: Tomáš Michálek, Internetový portál RTG, online stránka

2.2.3 Primární záření

Primárním zářením označujeme to záření, které vzniklo při dopadu elektronů na ohnisko anody. Jinak je můžeme označovat za užitečné záření. Ne všechny elektrony mířící z katody, dopadnou do ohniska anody. Míjí ji. Vznikající záření je tedy mimoohniskové neboli extrafokální. Vystupující užitečné záření má tvar kužele. Součástí je rušivé záření, které vznikne nesprávným směrem primárního záření a extrafokálního záření. Výstupnímu paprsku, který probíhá v ose kužele, říkáme centrální paprsek.

2.2.4 Sekundární záření

Sekundární záření vzniká ve tkáni nebo hmotě, která je ozářena. Sekundární záření je záření o nízké energii. Sekundární záření se nepohybuje ve směru primárního záření, ale šíří se všemi směry. Proto z pacienta, který podstupuje RTG vyšetření, vychází sekundární záření různými směry. Tomuto záření říkáme rozptylové záření. Sekundární záření není žádané z několika důvodů. Dále sekundární záření zhoršuje ostrost i kontrast vznikajícího obrazu. Ohrožuje zdravotnický personál, který je v blízkém kontaktu s pacientem, zejména při skiaskopických vyšetření.

Sekundární záření nelze eliminovat, je vždy přítomno při RTG vyšetření. Čím větší a širší je tkáň, kterou musí RTG záření projít, tím je třeba pro kvalitní zobrazení zvýšit kV a tím více vzniká sekundárního záření. Dále se na vzniku sekundárního záření podílí vzduchová mezera, která je mezi receptorem obrazu a vyšetřovaného objektu.

Potlačení působení sekundárního záření slouží protirozptylové mřížky a sekundární clony.

2.2.5 Filtrace záření

Filtraci záření využíváme k zachycení neúčinného a škodlivého záření. Filtrace záření je součástí rentgenky. Ekvivalentem primární filtrace bývá 1 mm hliníku a většinou se musí doplnit další přídatnou filtrací. Přídatnou filtrací bývají destičky hliníku. Celková filtrace tedy tvoří 2 až 4 mm vrstvy hliníku v závislosti na velikosti napětí. Hliník je v některých přístrojích změněn za měď.

2.2.6 Polotloušťky

Polotloušťky se využívají ke stanovení kvality rentgenového záření. Jedná se o vrstvu hliníku nebo mědi, která snižuje intenzitu záření na polovinu. Tloušťka polotloušťky se určuje podle pronikavosti záření, tedy podle velikosti krátkých vlnových délek. Určujeme tak zvanou homogenitu záření. Stupně homogenity 1 by měla být v naprosto homogenním prostředí, ale v běžné diagnostice se jedná o homogenitu s velikostí 0,6 - 0,8.

2.3 Vlastnosti a účinky rentgenového záření

Rentgenové záření je to záření, které je elektromagnetickým vlněním a jeho rychlost je 300 000 km/s. Okem ho nemůžeme spatřit, a jeho intenzita ubývá se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Níže si představíme konkrétní vlastnosti rentgenového záření.

2.3.1 Pronikavost hmotou

Rentgenové záření proniká hmotou, ale při průchodu je zeslabováno. Na jeho zeslabení se podílí tři jevy a to absorpce, rozptyl a tvorba párů elektronů. Tyto jevy závisí na energii záření.

- a) Absorpce je jev, při kterém foton, pohybující se vysokou rychlostí, narazí do oběhového elektronu a při nárazu mu předá veškerou energii. Toto předání energie znamená, že dojde k zániku fotonu. Elektron, do kterého narazil foton a předal mu svou energii, je vystřelen ze své slupky. Když opustí oblast silového pole atomu, dojde k ionizaci. A pokud elektron zůstane v silovém poli atomu, samotný atom se dostane do vybuzeného stavu a při jeho návratu do klidového stavu je vyzářena energie. Při absorpci vzniká sekundární záření;
- b) Comptonův rozptyl je jev, který popisuje sražení kvantum záření s elektronem. Při tomto jevu je záření vychýleno ze svého původního směru a část své energie ztratí. Pokračuje dál jako kvantum a má větší vlnovou délku. Elektron, který je po strážce, je vyražen z oběhové slupky atomu. Při klasickém a Comptonově rozptylu dostává sekundární záření různý směr. Tento jev probíhá ve vnějších elektronových slupkách. Comptonův rozptyl můžeme ovlivnit tím, že zvýšíme energii (kVp) při které dochází ke snížení vzniku Comptonova rozptylu;
- c) Tvorba elektronpozitronového páru vzniká při použití vysokoenergetických hodnot RTG záření. Jedná se o tvrdé záření, které svou hodnotou dosahuje 1,02 MeV a může stoupat. Ke tvorbě EP páru dochází v blízkosti jádra za změny negativního elektronu (e^-) a pozitivního elektronu (e^+). Dochází k excitaci, ionizaci a anihilaci;

2.3.2 Fotoelektrický jev

K fotoefektu dochází po interakci gama záření v elektronovém obalu, při kterém je vystřelen elektron a to z důvodu absorpce záření. Uvolněný elektron vylétává z elektronového obalu a je označován jako fotoelektron. Fotoefekt vzniká za předpokladu, že energie je větší, než je vazebná energie elektronu v slupce. Vliv na vzniku fotoefektu má jednak zvyšující se energie a to tak, že pokud je vyšší energie, pravděpodobnost vzniku fotoefektu je menší. Atom je po ztrátě vytrženého elektronu v nestabilním stavu. Do svého stabilního stavu se navrácí po vyzáření kvantum elektromagnetického záření, které označujeme jako foton.

2.3.3 Luminiscenční efekt

Luminiscenční efekt je efektem světélkování materiálu po dopadu rentgenového záření. V radiodiagnostice využíváme látky, tedy luminifory z materiálů jako je ZnS,

CdS, kyanid platnabarnatý, wolfram vápenatý, CsI a oxidy vzácných zemin jako je lantan a gadolinium. Při luminiscenčním efektu se elektron vystřelí ze své zevní oběhové slupky a skončí na jiné oběhové slupce, která je blíže jádru. Při tomto jevu se uvolní menší energie, než je energie při vzniku charakteristického záření. Energie je menší, protože dochází k přeskoku elektronu na zevních drahách. Tato energie vychází v podobě světla. To má větší vlnovou délku, než rentgenové záření.

2.3.4 Ionizace

K ději ionizace dochází tím, že dopadem rentgenového kvanta na elektron atomu dojde k vyražení daného elektronu mimo atom. Nastane porušení elektrické rovnováhy atomu. K další ionizaci dochází tím, že vyražený elektron se potká s jiným elektronem neutrálního atomu a dojde k předání části energie. Vznikají sekundární elektrony.

Intenzitu rentgenového záření můžeme měřit za pomoci ionizační komůrky. Ty měří množství volných elektronů, které vznikají pomocí ionizace. Hlavní součástí ionizačních komůrek jsou dvě elektrody v uzavřeném prostoru, který je vyplněn plynem. K ionizaci plynu v ionizačních komůrkách dochází při dopadu rentgenového záření a následně vznikají záporně nabitě elektrony a kladně nabitě zbytky atomu. Pokud jsou elektrody pod napětím, katoda přitahuje kladné zbytky atomů a anoda přitahuje záporné volné elektrony. Ionizace se zvětšuje se zvětšující se intenzitou záření. Díky stoupajícímu napětí až do určité hodnoty, kdy se všechny ionty dostanou k elektrodám, nastává jev, kterému říkáme nasycené napětí. Naměřený proud v nasyceném napětí je přímo úměrný intenzitě záření, které dopadá na ionizační komůrky.

2.3.5 Biologický efekt

Rentgenové záření škodí živé hmotě, ale mechanismus poškození není přesně znám. Biologickým efektem se zabývá obor, který se nazývá radiobiologie.

2.4 Rentgenový přístroj

Rentgenový přístroj je složen ze souhrnu elektrických, elektronických a výpočetních prvků, bez kterých by rentgenový přístroj nemohl fungovat.

Napájením rentgenového přístroje je vysokonapěťový transformátor. Ten zajišťuje přísun napětí o hodnotách desítek či stovek kV. Toto vysoké napětí

je nutné k vytvoření rentgenového záření v rentgence. Vysokonapěťový transformátor je uložen v nádobě vyplněné dokonale izolačním olejem. Zvyšuje síťový proud o hodnotách kV a mA. Vysokonapěťové transformátory jsou dvojcívkové. Jednofázové transformátory jsou využívány u stejnojmenných přístrojů, tedy u jednopulzních a u dvojpulzních. Šestipulzní a dvanáctipulzní přístroje využívají třífázové transformátory.

Ovladač pro rentgenový přístroj obsahuje řídicí a kontrolní prvky, které kontrolují kV a mAs, dále i řadu pomocných obvodů, jako je obvod pro osvětlení místnosti a obvody pro řízení a připojení RTG přístroje a náradí. K ovládání užíváme různá tlačítka a páčky. Jejich uspořádání a množství záleží na každém výrobci a proto je laborant vždy povinen podstoupit školení a seznámit se s přístrojem do takové míry, aby mohl samostatně a sebejistě ovládat přístroj. V dnešní době je rentgenový přístroj řízen mikropočítačem s více mikroprocesory.

Mikroprocesor nám poskytuje výraznou výhodu, protože spojuje všechny obvody a tím nepotřebujeme více kabelů. Také jsme schopni pomocí počítače provádět kontrolu stavu a funkce rentgenového přístroje. Počítač také porovnává kapacitu, tepelnou vodivost a zatížení rentgenky.

Rentgenové přístroje se dělí do různých kategorií, jako je třeba dělení podle toho, jaké využívají síťové napětí, jestli jsou stabilní nebo mobilní a samozřejmě, jaký mají výkon.

2.5 Přístroje podle využití síťového proudu

Rentgenové přístroje se rozdělují podle využití síťového proudu a to na jednopulzní, dvoupulzní, šestipulzní, dvanáctipulzní, vysokofrekvenční a středofrekvenční, dále na přístroje s plně vyhlazeným napětím, bateriové a kondenzátorové přístroje a nakonec přístroje pro vyšetřování ženského prsu.

2.5.1 Jednopulzní přístroje

Jedná se o přístroje s malou hmotností a objemem, která je výhodou snadného přenosu a snadnou obsluhou. Velkou nevýhodou bylo jejich využití půlvlny střídavého proudu a tím jejich malá výkonnost. Proud je usměrňován ze sekundární cívky na rentgenku a rentgenka začne emitovat X záření pouze ve směru proudu z katody na anodu. Druhou příčinou malého výkonu je spektrální složení emitovaného záření,

keré neopustí rentgenku. Vzniká při kV 35 a méně. Při více jak 35 kV zůstává v okolí rentgenky a neprostupuje tělem a nepodílí se na tvorbě obrazu. K dalším nevýhodám můžeme zařadit i dlouhé nažhavování katody. Proti přehřátí anody a zničení katody bombardováním elektrony je zapojen kompenzační usměrňovač, který má snižovat napětí v nepotřebné půlvině.

2.5.2 Dvoupulzní přístroje

Tyto přístroje mají čtyři usměrňovače, které usměrňují střídavý proud na stejnosměrný pulzní. Díky usměrňovačům je zaručeno to, že na konci katody je vždy mínus a na anodě plus. Dvoupulzní přístroje mají o něco větší výkon než jednopulzní a expozice jsou poloviční.

2.5.3 Šestipulzní přístroje

Tyto přístroje jsou třífázové se šesti usměrňovači. Zatížení ohniska už tolik nekolísá jako u předešlých přístrojů a životnost anody se zvyšuje. Čas expozice se stále zkracuje, záření je homogennější.

2.5.4 Dvanáctipulzní přístroje

Jedná se o třífázové přístroje, kdy za jednu periodu na rentgenu dojde 12 impulzů. Anoda není už tak termicky zatěžována a tím se naskytuje výhoda zvýšit zatížení rentgenky. Také spektrum záření je o něco homogennější a tvrdší. Dvanáctipulzní přístroj je velmi technicky náročný.

2.5.5 Vysokofrekvenční a středofrekvenční přístroje

Velmi používané nástroje díky své technice vzniku stejnosměrného napětí s velmi malou pulzací a to díky usměrňování a následnému filtrování síťového napětí. Jejich výhodou je větší výtěžnost dávky, a díky tomu je i zatížení pacienta nižší. V neposlední řadě je jednou z výhod i expoziční čas.

2.5.6 Přístroje s plně vyhlazeným napětím

Komplikované a drahé dvanáctipulzové přístroje. Mezi sekundární stranou vysokonapěťového transformátoru a rentgenkou se nachází dvě triody nebo tetrodiody.

2.5.7 Bateriové a kondenzátorové přístroje

U bateriových přístrojů se používají niklkadmiové baterie. Kondenzátorové přístroje našli využití u pojízdých přístrojů. Kondenzátor po pořízení snímku se musí znovu nabít. Jak bateriové tak kondenzátorové přístroje se přestali vyrábět a dala se přednost využívat vysokofrekvenční přístroje.

2.6 Rentgenka

První rentgenkou byla iontová rentgenka s anodou, katodou a antikatodou tvořená z Crookesových trubic. Roku 1914 byla objevena otáčivá anoda.

2.6.1 Rentgenka se žhavenou katodou

Rentgenku můžeme popsat jako skleněnou trubici, ve které je vakuum a obsahuje dvě elektrody, katodu a anodu. Další součástí rentgenky je vstupní okénko které souží pro vstup užitečného primárního svazku.

2.6.2 Katoda

Katoda je elektroda tvořena z materiálu jménem wolfram. Wolfram se používá proto, že má vysoký bod tání a je mechanicky stálý. Díky rozžhavenému vláknu katody se umožňuje emise elektronů. Vláknko katody má tvar spirály. Kolem katody se nachází fokusační miska, díky níž se elektrony shlukují do úzkého proužku uprostřed misky.

Dnešní katody využívají dvě spirálová vlákna, z nichž jedna je delší. Po nažhavení spirály a přítomnosti vysokého napětí mezi katodou a anodou dochází k dopadání elektronů na anodu. Je třeba zajistit, aby katoda byla nažhavena na správnou teplotu. K tomu se používá zpožd'ovací relé, díky němuž nedojde k okamžitému vysokému napětí po tlačení příslušného tlačítka.

2.6.3 Anoda

Anoda je elektroda, která nám slouží pro vznik rtg záření. Místo dopadu na anodu nazýváme dopadové nebo termické ohnisko, které má obdélníkový tvar díky tvaru anody. Ontické ohnisko vzniká projekce dopadového ohniska na pomyslnou plochu kolmou na centrální paprsek záření vystupujícího z dopadového ohniska.

Na anodě se během expozice tvoří teplota 2 000 a více stupňů. Je tedy třeba volit správný materiál, ze kterého je anoda vyrobena a to z kovu, který má vysoký bod tání. Jako je wolfram, který je ideální pro splnění těchto podmínek.

Existují dva druhy anody. Pevná a otáčivá. Pevná anoda mohla dovolit jen malé zatížení ohniska a je hojně využívána u stomatologických rentgenkách nebo u mobilních přístrojů. Anoda byla tvořena z mědi s wolframovou destičkou, která slouží jako dopadové ohnisko.

Otáčivá anoda, tedy její myšlenka byla navržena roku 1914, ale sestrojena byla až v roce 1929. Díky otáčivému pohybu anody dochází k menšímu tepelnému zatížení anody. Otáčivá anoda je dnes nejvíce používanější a to hlavně proto, že zvyšuje výkon rentgenky. Anoda má tvar talíře, který je z wolframu a někdy je přidán i další kov. Podle toho, jak rychle se anoda otáčí, výkon se zvyšuje. Jinou možností zvýšení výkonu je zvětšení poloměru anodového talíře. Anody, jak už bylo zmíněno, jsou tvořeny z wolframu, přičemž průměr anody je 5-10 cm a wolframová vrstva má tloušťku 3-5 mm.

2.6.4 Kryt rentgenky

Kryt slouží k ochraně a odstínění neužitečného záření, který by mohl dopadat na pacienta nebo obsluhující personál. Chrání před vysokým napětím a před mechanickým poškozením rentgenky. Jeho tvar je válcový, který schovává rentgenku a mezi nimi je olej, který má za úkol elektrickou izolaci a chlazení.

Materiál krytu jsou lehké slitiny, na některých částech je vyztužen olovem. Na krytu se nachází výstupní okénko krytu. V krytu také končí vysokonapěťový kabel, který slouží pro spojení napájecího zdroje a rentgenky.

2.7 Primární a sekundární clony

Clony jsou součástí příslušenství rentgenového přístroje. Jejich rozdělení je primární, sekundární a omezovací.

2.7.1 Primární clony

Primární clony slouží k vymezení svazku užitečného záření, díky kterému můžeme zajistit průchod zářením krajinou zájmu. Díky tomu, že dochází k vymezení svazku, snižuje se dávka záření a tím se zlepšuje radiační ochrana vyšetřovaného

pacienta. Primární clona také snižuje vznik sekundárního záření, které snižuje kontrast a ostrost vzniklého RTG obrazu.

Nejstaršími používanými primárními clonami jsou tubusy. Jejich tvar lze popsat jako kužel z plechu se stranami vyloženými olovem. Byly upevněny na výstupní okénko rentgenky a daly se vyměnit podle toho, o jaký druh vyšetření se jednalo.

Dalším druhem primárních clon jsou hloubkové clony, které jsou využívány při skiagrafii. Mají tvar krychle a uvnitř clony se nacházejí 2-4 etáže olovených lamel, z nichž každá etáž je tvořena čtyřmi lamelami. Ty se dají od sebe přibližovat a oddalovat. Lamely nám slouží k vyclonění jehlanu užitečného záření a mimo tento jehlan se dostane jen minimum záření. V primární cloně je zabudována žárovka, která tvoří světelné pole dopadající na tělo pacienta. Toto pole určuje velikost svazku užitečného záření a díky upravitelnosti velikosti můžeme pole zvětšit nebo zmenšit.

Popisujeme i automatické clony, které se automaticky rozevírají na druhu nastaveného vyšetření a na ohniskové vzdálenosti. Jsou využívány hlavně u skiaskopických přístrojů.

2.7.2 Sekundární clona

Sekundární clona je tou clonou, která vychytává sekundární záření a není součástí rentgenky. Nachází se na kazetě nebo detektoru. Sekundární clona se používá u objemů vyšetřovaného objektu větší 15 centimetrů. Základem sekundární clony je mřížka, jejíž lamely vychytávají sekundární záření, tedy záření, které jde mimo primárního svazku záření. Mřížka obsahuje lamely, které jsou vyrobeny z olova a wolframu a mezi těmito tenoučkými lamelami se nachází prostor vyplněn hliníkem. Účinnost mřížky nám udává pojemem ratio neboli poměrem mřížky. Poměr se určuje výškou lamel a jejich vzdáleností. Účinnost mřížky také můžeme určit poměrem propuštěného primárního a sekundárního záření a udává se při 100 kV. Při použití sekundární clony je třeba zvýšit expozici a to 2 krát nebo až 4 krát než je běžná dávka u expozic bez sekundární clony. Počet lamel způsobuje viditelnost mřížky na obraze a to tak, že čím více lamel je, tím méně jsou na obraze viditelné. Mamografie používá jiný druh lamel, než klasický rentgenový přístroj. Tyto lamely jsou tlusté pouze 20 mikrometrů, ohnisková vzdálenost činí 60 centimetrů a mřížka dosahuje tloušťky 3 milimetrů.

2.8 Protirozptylová mřížka

Protirozptylová mřížka v radiodiagnostice slouží k zabránění rušivých elementů na rentgenový obraz. Těmito elementy se myslí sekundární záření, ze kterého vzniká šum. Je umístěna na svrchní části flat panelu. Pokud na flat panelu není umístěna protirozptylová mřížka, řízení přístroje by nemělo dovolit snímkování. Výsledný obraz je totiž málo kvalitní.

Jak by se dalo milně domnívat, protirozptylová mřížka nesnižuje množství vzniklého sekundárního záření, ale umožňuje fotonům, které míří z primárního svazku, aby dopadly až na flet panel. Protirozptylovou mřížku dělíme na čtyři základní typy. Paralelní (Lysholmova) mřížka, křížená mřížka, fokusovaná mřížka a pohybová mřížka (Potter-Buckyho). Názvy těchto mřížek vznikli z postavení lamel a jejich velikostí v jednotlivých mřížkách.

Katapultovací pohyb zajistí rychlé pohyby mřížky. Tento pohyb je velmi rychlý a pak se zpomaluje. Motor katapultovací clony uvede pohyb mřížky až do maximální rychlosti, která se pak pomalu zpomaluje. Do základní polohy mřížku navrátí systém vaček. Zpoždovací relé rtf přístroje zajišťuje, že expozice začne v co nejrychlejším pohybu mřížky.

Obrázek 3: Protirozptylová mřížka



Zdroj: vlastní

2.8.1 Lamely

Lamely uvnitř mřížek, jsou vyrobeny z materiálu, která má vysoké protonové číslo a proto se za nejčastější materiál používá olovo (Pb). Mezi lamelami se nachází plast, uhlík (C) a hliník (Al).

2.8.2 Fokusovaná mřížka

Mřížky fokusované jsou ty mřížky, ve kterých se lamely sbíhají do ohniska. Tyto lamely mají jiné parametry než u paralelních mřížek a tím parametrem je jejich výška, která se během expozice pohybuje. Pohybem těchto lamel zamezuje viditelnost mřížek na vzniklém obraze.

Při použití fokusovaných mřížek se lze dopustit několika chyb a těmi je nerespektování uvedené ohniskové vzdálenosti na mřížce. Pokud je ohnisková vzdálenost menší, než je předepsáno od výrobce dané mřížky, dojde k defokusaci. Na snímku se defokusace projeví podexponováním nebo jsou na obou stranách bílé.

Další chybou, které se můžeme dopustit je decentrace. Decentrace je způsobena posunem ohniska rentgenky stranou od střední lamely mřížky.

2.8.3 Paralelní mřížky

U paralelních mřížek se lamely nepohybují a jsou nižší. Dají se použít u pojízdných přístrojů.

2.8.4 Křížové mřížky

Křížové mřížky jsou dvě, které jsou proti sobě pootočený o 90 stupňů. Výhodou je, že křížové mřížky velmi dobře vychytávají sekundární záření, ale faktor mřížky je neúměrně vysoký.

2.8.5 Manipulace s mřížkou

Laborant může sklánět rentgenku jen dvěma směry a to k hlavě pacienta a k jeho nohám. Při sklonu na jiné strany dochází k decentraci. K decentraci může dojít proto, že lamely probíhají ve směru dlouhé osy vyšetřovacího stolu.

Při změně mřížky musí laborant být pečlivý a pozorný, aby nedošlo k jejímu poškození. I při vkládání mřížky do vyšetřovacího stolu se musí dbát na obezřetnost. Pokud dojde k obrácenému vložení mřížky, dojde k vychytání primárního svazku záření na obou stranách okraje mřížky. Na obraze se to projeví chybějící částí obrazu na obou stranách.

Obrázek 4: Uchovávání protirozptylových mřížek



Zdroj: vlastní

2.9 Vznik a tvorba rentgenového obrazu

Rentgenový snímek je analogií stínu a vzniká různým útlumem svazku v různých tkáních těla a jejich projekcí na film nebo detektor. Obraz zachycujeme na film, kde ho potom zviditelníme vyvoláním, nebo na digitální snímač, který zviditelnění obrazu vytvoří na PC monitoru nebo na zesilovače obrazu, které jsou spojeny s monitorem.

2.9.1 Rentgenový film

Rentgenový film zajišťuje zachycení a následným vyvoláním zviditelnění RTG obrazu. Film má dvě části a to bázi a emulzi, která může být jednostranná a nebo oboustranná. Mezi těmito částmi je adhezivní vrstva a na povrchu se nachází ochranná vrstva. Film je vyroben z takového materiálu, aby byl citlivý na záření a světlo. Emulze je tedy takzvaná aktivní část filmu. Jako použitelný materiál se používá homogenní směs želatiny a halogenidů stříbra. Báze je vyrobena z polyesteru, dříve se používala skleněná deska. Báze musí být pevná, RTG kontrastní a chemicky stálá.

Vyvolání obrazu probíhá v naprosté tmě a se směsí halogenidů, která podle vlastností definuje vlastnosti filmu jako je kontrast, rozlišení a rychlost vzniku obrazu.

Hlavními vlastnostmi filmu je kontrast, senzitivita, shoda spektra a bezpečné světlo. Kvalita kontrastu závisí na rozdílu dvou optických denzit, tedy na velikosti krystalů a vzdálenost krystalů od sebe. Pokud je vysoký kontrast, objevuje se zbarvení černá a bílá. Jestliže je kontrast nízký, objevuje se barva šedé.

Film musí být také dostatečně citlivý na množství světla, které je potřebné k získání denzity. Míra citlivosti závisí na velikosti a tvaru halogenidových krystalů, zda je přítomna zesilovací fólie a šířka vrstvy emulze.

Shoda spektra je senzitivita emulze na světlo různé barvy tedy rozlišnost mezi modrým spektrem a zeleným spektrem. Pokud je zvoleno nesprávné spektrum, dochází ke snížení citlivosti filmu.

Bezpečné světlo je to světlo, které se dá použít jako osvětlení ve vyvolávací, neboli temné komoře, ve které dochází k vyvolání filmu. Používané světlo je červené.

Velikost filmu je různá a různé velikosti se používají podle druhu vyšetření. Mohou to být standardně velké filmy nebo speciální.

2.9.2 Zesilovací fólie

Jedná se o plastové fólie, které jsou potažené fluorescenčním materiálem měnícím X fotony na světelné. Probíhá luminiscenční efekt. Zesilovací fólie obsahuje stejně jako u filmu bázi. Báze je polyesterová fólie, která je RTG transparentní, díky svému chemickému složení i chemicky a věkově stálá. Její plocha je potažená reflexní vrstvou z oxidu titanu, který přidává vlastnost odrazu světla na film. Pro ochranu je používá želatinová vrstva.

Nevýhodou zesilovací fólie je menší detail, který nám sníží prostorové rozlišení. Dále je také nutná péče o fólie. Naopak výhodou je významné snížení expozičních hodnot, které tak šetří pacienta i životnost rentgenky.

Může vzniknout šum, při ozáření fólie z druhé strany filmu.

2.9.3 Manuální vyvolávací proces

Jedná se o proces, při kterém dochází k zviditelnění latentního obrazu a to cestou chemického procesu. Používá se černé metalické stříbro. Vyvolání může být manuální nebo automatické.

Před manuálním vyvoláním je potřeba zkontrolovat roztoky, popřípadě promíchat. Musí mít i správnou teplotu. Film se vypne do rámu, ponoří se do vývojky, opláchne se v kyselém roztoku, následně se dá do ustalovače a znovu se propláchne. Nakonec se musí nechat uschnout. Celý vyvolávací proces trvá hodinu.

2.9.4 Temná komora

Temná komora je místnost sloužící k vyvolání rentgenového obrazu. Temná komora musí splňovat několik parametrů, aby byla vhodná k vyvolávání snímků. Temná komora musí být světlotěsná, tedy nesmí mít žádná okna, kterými by do místnosti pronikalo sluneční nebo umělé světlo. Jako osvětlení místnosti se používá červené světlo. Také musí být dobře odventylovaná, aby se v místnosti nehromadily výpary z používaných roztoků.

Místnost také musí mít vhodnou teplotu, která by měla dosahovat maximálně 26 stupňů a vlhkost od 30 do 60%. Stěna a podlahy musí být dobře umyvatelné a odolné proti chemikáliím. V místnosti musí být přítomen i odpad na roztoky.

Obsluhující personál se skládá z radiologických asistentů a z dalších specializovaných pracovníků.

Mezi temnou komorou a snímkovnou je stěna, která musí splňovat radiologickou ochranu, tudíž je obložena olovem a je světlotěsná. Vstup do temné komory je vybaven systémem dvou dveří, aby se zamezilo úniku světla do vyvolávací místnosti.

2.9.5 CR Nepřímá digitalizace

U nepřímé CR digitalizace byl RTG film nahrazen paměťovou fólií, která je umístěna do kazety, na které je daný objekt snímán. Tloušťka fólie je 1 mm a je tvořena z několika vrstev. Konkrétně z ochranné vrstvy, fotostimulační vrstvy, adhezivní vrstvy, vrstvy anti halo (slouží pro potlačení šumu), báze PET a na nejspodnější části se nachází laminát.

Kazeta

Kazeta je nosič filmu, který ho chrání před světlem, fólii přitlačuje k filmu a oba je chrání před poškozením.

Ideální kazeta by měla být lehká, měla by mít možnost se otevírat, bez ostrých hran, přesto odolná a pevná a RTG transparentní. Používaný materiál pro kazetu

je plast, kov a uhlíková vlákna. Olovo se nachází na zadní straně kazety a to jako tenká fólie a na přední straně kazety jako signafot. Vnitřek kazety je vyplněn molitanovými polštářky, které přitlačují fólii k filmu.

Existují různé typy kazet a těmi jsou jednostranné, které v sobě mají jen jednu fólii. Používají se třeba pro mamografii. Druhým typem kazet jsou takové kazety, které v sobě mají dvě fólie a jsou to běžně používané kazety. Speciálním typem kazet jsou zakřivené kazety, které se používají při vyšetření zubů a pro nestandardní snímky. V neposlední řadě může jít o vakuové kazety, které jsou flexibilní.

Každý snímek by měl být řádně označen, aby se dal lehce vyhledat a využít k dalším diagnózám. Snímek by tedy měl obsahovat jméno pacienta, jeho rodné číslo, čas a datum vyšetření a na jakém přístroji bylo vyšetření provedeno.

Vyvolávací automat

Automatické vyvolání probíhá ve vyvolávacím automatu. Oproti ručnímu zaznamenalo automatické vyvolání několik zásadních změn.

Tak třeba to, že při propláchnutí filmu jsou použité válce a stěrky. Používá se kyselý roztok, který zastavuje účinky vývojky a odstraňuje želatinu a zbytky chemikálií. Film jde dále do dalšího kyselého roztoku a to ustalovače. Nakonec vymývání, kdy se odstraňují zbytky chemikálií a solí stříbra. Pokud je film špatně vymyt, dochází k zhnědnutí obrazu, či k přítomnosti hnědých skvrn.

Vyvolávací automat slouží pro automatické vyvolání obrazu. Jeho hlavní součástí je řídicí jednotka, která zajišťuje transport filmu, regenerace roztoků, recirkulace, řídí teplotu, vymývá a suší. Filmy jsou ve vyvolávacím automatu transportovány pomocí soustavy válců, které zajišťují posun bez poškození filmu. Čas vyvolání trvá přibližně 90 vteřin.

2.9.6 Přímá digitalizace

DR (direct radiography) a DDR (direct digital radiography) jsou v dnešní době nejpoužívanější metody přímé digitalizace. Přímá digitalizace využívá detektory, které jsou uspořádány do ploché matice. Toto zařízení se nazývá flat panel.

Flat panel je konstrukce, na které se v moderní době na moderních přístrojích snímkuje. Vytváří digitální obrazy. Tento flat panel, neboli receptor obrazu je složen z detektorů, které jsou na digitálním obraze zobrazeny jako obrazové body, kterým

se říká pixely. Jednotlivé pixely jsou sestaveny v tak zvané matici, jejíž velikost se mění v závislosti na nastavení velikosti snímkaného objektu.

Výhodou zhotoveného digitálního obrazu je jeho velká škála stupnice šedi, která může činit až 65 000 odstínů. Pokud chceme zkoumat expoziční parametr, využíváme expoziční histogram. Expoziční histogram slouží ke grafickému zobrazení škály odstínu šedi.

Obrázek 5: Flat panel s nepohyblivou protirozptylovou mřížkou (Lisholmova mřížka)



Zdroj: vlastní

2.9.7 Artefakty

Artefakty vznikají nesprávnou manipulací s kazetou a filmem, či s nesprávně zadanou dávkou. Na obraze se objevují mnoha způsoby a znemožňují kvalitu obrazu a určení správné diagnózy.

Artefakty vzniklé ve vyvolávacím procesu mohou vzniknout následujícími způsoby. Statickou elektřinou, která se na obraze může jako strom nebo tečkovaná čára.

Při nesprávné manipulaci s filmem může vzniknout artefakt z otisků prstů a otisky válců. Dále to mohou být skvrny od vody z nesprávného vyprání.

Artefakty vzniklé při expozici mohou vzniknout třeba za přítomnosti cizího tělesa, dvojexpozice, pohyb pacienta, špatný kontakt fólie na film, obrácená kazeta či rozbitá kazeta a nesprávné zvolená mřížka.

Další artefakty jsou způsobeny škrábancemi, otlačeninami, závoj radiace nebo světla.

2.10 Kvalita rentgenového obrazu

Pro kvalitní zobrazení rentgenového obrazu je třeba znát dva důležité pojmy a těmi jsou umbra a penumbra. Umbra, jinak stín, jsou reálné stíny okraje obrazu a penumbra, plostín, jsou rozostřené okraje vzniklé divergencí svazku.

Kvalitu obrazu ovlivňuje i stupeň denzity. Zčernání závisí na množství dopadeného záření na receptor.

Snímek musí být věrným zobrazením anatomické struktury, kterou vyšetřujeme. Záleží na třech faktorech a těmi jsou snímače, geometrické faktory a vyšetřovaný objekt. Kvalita samotného obrazu záleží na faktorech, jako je zvětšení či zmenšení obrazu, jas obrazu, kontrastu a zda je přítomen a v jakém množství šum.

Důležitou roli v kvalitě obrazu hraje rozlišovací schopnost, která je ovlivněna ostrostí a kontrastem. Rozlišovací schopnost nám umožňuje zobrazit malé struktury, které mají vysoký kontrast a dále nám umožňuje zaznamenat počet informací, které může získat jednotka plochy obrazu. Rozlišovací schopnost se určuje počtem párů čar na mm. Schopnost není ovlivněna expozicí a u digitálního zobrazení je ovlivněna velikostí pixelu, matice, detektoru a samoplovací frekvence, neboli frekvence laseru.

Kontrast

Kontrast slouží k vyjádření gradientu rozdílu při absorpci rentgenového záření a to pomocí stupně šedi, která se může u digitálních přístrojů upravovat v post processingu. Kontrast je negativně ovlivňován Comptonovsky rozptýleným zářením. Kontrast tedy odděluje vyšetřované oblasti na světlá a tmavá místa a to v závislosti na detailu, vyšetřovaného objektu, radiogramu a subjektivním kontrastu.

Při kontrastu v detailu jde o určení stupně šedi u dvou sousedících bodů. Celkový kontrast zase udává rozdíl denzity v celém obrazu a to od nejtmaššího místa

po nejsvětlejší. Ovlivňující faktory celkového kontrastu jsou absorpční poměry, jakou tloušťku vyšetřovaný objekt má, vliv primárního a sekundárního záření, u filmu platí i faktor vyvolávacího procesu. Tkáňový kontrast je kontrast vyšetřované plochy a závidí na materiálním složení vyšetřovaného objektu, či zda je přítomna kontrastní látka. Dále se může ovlivnit s přítomností patologie a množstvím použitého záření. Na konec subjektivní kontrast je takový kontrast, který mi subjektivně můžeme posoudit. Je ovlivňován hned několika faktory a to jaký laborant či lékař si dané snímky prohlíží. Také záleží na jejich subjektivním pohledu, dále jaké jsou okolní podmínky a jaké kvality je diagnostický monitor.

Ostrost snímku

Ostrost snímku je schopnost, kterou pozorujeme nejmenší anatomické či patologické struktury na obraze. Ostrost je ovlivněna přítomností a velikostí polostínu.

Oproti ostrosti popisujeme i neostrost. Celková neostrost se řadí do tří kategorií a to geometrická neostrost, pohybová neostrost a technická neostrost. Geometrická neostrost je dána ohniskem a to především jeho celisvostí tvarem a sklonem. Dále SID, což je vzdálenost od rentgenky na vyšetřovaný objekt, kterým je pacient a OID jakož to vzdálenost od rentgenky na flat panel.

Pohybová neostrost je způsobena pohybem pacienta. Jedná se jak o ovlivnitelné pohyby, které může neklidný pacient způsobovat, či neovlivnitelné pohyby, jako je srdeční činnost či peristaltika střev. Dále může jít o pohyb zdroje a receptoru. Neovlivnitelný pohyb můžeme napravit zkrácením expozičního času a ovlivnitelný pohyb zase můžeme omezit díky pomůckám, která brání mechanickému pohybu, či za použití farmakologie.

Šum

Šum výrazně snižuje kontrast a proto je nežádoucí fluktuace signálu v odezvě. Na jeho vzniku se výrazně podílí sekundární záření. Rozdělujeme dva hlavní druhy šumu a to ovlivnitelný typ představený jako quantum mottle a neovlivnitelný typ jako zrnitost obrazu.

Quantum mottle je šum, který vznikne z nedostatku dopadlého záření na snímač obrazu, ale dá se snížit díky zvýšení mAs a snížení kVp. Zrnitost obrazu je dána distribucí a velikostí halogenidových zrn v emulzi.

2.11 Faktory ovlivňující kvalitu rentgenový obraz

Hlavním faktorem, které ovlivňuje kvalitu vzniklého rentgenového obrazu je množství použitého kV a to tak, že čím vyšší kV, tím má záření kratší vlnovou délku. Množství záření se určuje časem mAs a to tak, že čím je mAs větší, tím je množství záření také větší.

Prací laboranta je pořídit takové snímky, které budou dostatečně kvalitní a ze kterým se pak dá vyčíst následná diagnóza. Jelikož se vyšetřují různé části lidského těla a různé orgány, které se od sebe liší svou tloušťkou, musí laborant měnit mA a čas, pokud není změněna hodnota kV a naopak, pokud se mění hodnota kV při zachování hodnot mAs. Jedná se tedy o techniky snímkování konstantním kV a techniky snímkování konstantním mAs.

Kontrola výkonu rtg přístroje je zkouška, která ukazuje, zda jsou snímkovací hodnoty přesně redukované. Mezi další kontroly se přiřazuje i kontrola stálosti, ke které nám napomáhá hliníkový žebříček. Je tvořen hliníkovými plíškami o tloušťce 1 mm a leží jeden na druhém.

Nutností na každém pracovišti je přítomnost návodu k obsluze přístroje, provozní deník, sešit poruch a expoziční tabulky. Expoziční tabulka musí obsahovat údaje o kV a mAs pro jednotlivé projekce.

Expoziční automatika je soubor systémů a zařízení, které nám pomáhá zabránit přetížení rentgenky, a zjednodušují volbu expozičních hodnot. Jde o optimální vytížení rentgenky. Existují různé druhy expoziční automatiky, jako je plná automatika, které se jinak říká tříknoflíková. Další typem je dvouknoflíková automatika, orgánová automatika a jednoknoflíková automatika.

Dalším faktorem pro kvalitní rentgenový obraz je pacient. A to hlavně pacientův habitus, protože běžné nastavení přístroje je v hodnotách pro sthenického pacienta. Sthenický pacient je zdravý a aktivní člověk. Dávky se by se měly přizpůsobit různému habitu pacientů a to tak, že se dávka zmenšuje při vyšetření štíhlých pacientů a zvyšuje při vyšetření obézních pacientů.

2.12 Dozimetrie v rentgenové diagnostice

Dozimetrie je obor, který se zabývá měřením dávek ionizujícího záření.

Expozice

Expozice je dnes udávána jako náboj, dříve dávka záření, která při průchodu ionizujícího záření získává 1 kg hmoty. Jednotkou expozice je množství záření vyvolané nábojem 1 coulombu (C/kg)

Expoziční rychlost

Za expoziční rychlost máme proběhlou expozici v jednotce času za sekundu.

Absorbovaná dávka

Udává dodanou energii záření při průchodu hmoty o velikosti 1 kg. Jednotkou absorbované dávky je gray (Gy). platí, že 1 Gy se rovná 100 rad.

Dávkový ekvivalet Sv

Dávkový, neboli biologický ekvivalet Sievertu je nutný udávat, protože ačkoliv různá záření vyvolávají stejný fyzikální efekt, jejich biologický efekt je různý. Dávkový ekvivalent se určuje tím, že se rovná faktoru kvality krát absorbovaná dávka.

Vynálezy, které nám slouží ke zjištění expozice u zdravotnického personálu, jsou dozimetry a to buď filmové, nebo tužkové.

- a) Filmové dozimetry jsou pouzdra vyrobené z umělé hmoty, které zdravotníci nosí na referenčním místě svého oděvu. Tedy na levé straně na hrudi. Každý zdravotník pracující na oddělení radiodiagnostiky, je povinen nosit tento dozimetr. Filmový dozimetr obsahuje několik párů filtrů, které jsou z materiálu, jako je měď a olovo, které jsou různé tloušťky. Z jedné strany filmového dozimetru je malý otvor, který musí mířit od těla, aby jím mohlo vstoupit záření. V pouzdru se nachází bezfóliový film, který se každý měsíc obměňuje. Použitý film, tedy exponovaný film, se posílá na výzkumné pracoviště, které také zajišťuje výrobu jiných filmů a posílá je zpět. Na každém dozimetru musí být popsán měsíc a rok, pro který je daný film v dozimetru určen. Pro určení dávky, která byla zachycena na filmový dozimetr, se používá metoda vyvolání. Určuje se podle stupně začervení, která se projeví až po vyvolání. Pokud jsou

hodnoty zvýšené a jsou nad normu, je nutné kontaktovat příslušné orgány, které řeší příčinu naměřených takto vysokých hodnot;

- b) Tužkové dozimetry jsou jednoduché ionizační komůrky, které je potřeba ve speciálním zařízení nabíjet. Tím, jak na tužkový dozimetr účinkuje záření, se vybíjí a jeho stupeň se dá určit odečtením odchylky vlákna na stupnici dozimetru;
- c) Prstenový dozimetr je dozimetr ve tvaru kruhu, který se navléká na prst a určuje stupeň expozice;

Tyto dozimetry určují pouze orientační informace o velikosti dávky. K přesnému měření jsou mnohem kvalitnější dozimetry, kterými se mohou měřit dávky ve vzduchu tak, aby dozimetr nezachytil sekundární záření. Tomuto se říká vzduchová expozice. Dále je tento kvalitnější dozimetr schopen měřit dávku na povrchu objektu ze strany dopadajícího záření. Říká se tomu povrchová expozice. Při hloubkové expozici se zkoumá dávka v objektu v jeho hloubce. V radiodiagnostice je nejvýznamnější celková dávka a gonádová dávka (na pohlavních žlázách)

Je třeba věnovat maximální pozornost ochraně proti záření, jelikož se škodlivé účinky ze záření sumují na živé hmotě a mohou způsobit patologické změny. Jedna z hlavních ochran je právě dozimetrie, kdy jsou určeny maximální dávky pro personál. Za rok by dávka zdravotnického personálu neměla překračovat celosvětově stanovenou hodnotu.

2.13 Pomůcky pro radiodiagnostiku

Pomůcky, které jsou příslušenstvím RTG přístroje, umožňují provést RTG vyšetření s co nejvyšší účelností a tak, aby měl pacient při vyšetření co největší pohodlí. Druhy těchto přístrojů a pomůcek je velké množství a neexistuje na ně přesný předpis.

2.13.1 Snímkovací stůl

Mezi nejhlavnějšími pomůckami pro provedení RTG vyšetření, je snímkovací stůl. Používá se jak při skiaskopických vyšetření, kdy je potřeba, aby pacient ležel, tak v jiných vyšetření, kdy se nesnímkuje na kazety, ale na detektor uložený ve vyšetřovaném stole.

Základem snímkovacího stolu je úložná deska vyrobená z umělé hmoty tak, aby minimálně absorbovala záření. Je také potřeba, aby se povrch dal čistit

desinfekčními prostředky a aby nebyla plocha, na kterou pacient uléhá, příliš chladná. Úložná deska je plovoucí, takže ji lze pohybovat do podélných a příčných směrů. Některé snímkovací stoly jsou nejen plovoucí, ale také se mohou pohybovat nahoru a dolů. Nejnižší poloha stolu je využívána hlavně při přeložení pacienta ze sedačky na stůl. Vyšší polohy jsou používány při dodržení ohniskové vzdálenosti.

Posun plovoucí desky umožňují dva páry kolejnic. Mezi kolejnicemi je vyhranění prostor pro vložení sekundární clony či kazetového vozíku. Jsou zabudovány napevno a plovoucí deska, jak bylo již uvedeno, je k cloně pohyblivá a proto se dá pohodlně zacílit na místo zájmu i v případě, že pacient nehybně leží uprostřed úložné desky.

Obrázek 6: Snímkovací stůl na pracovišti RTG na urgentním příjmu ve FN Lochotín



Zdroj: vlastní

2.13.2 Vertigraf

Vertigraf je přístroj, díky kterému jsme schopni snímkovat pacienta ve stoje a to horizontálním paprskem. Nejčastějším orgánem snímkaným u vertigrafu jsou plíce. Vertigraf je deska vyrobená z umělého materiálu a navržena tak, aby minimálně

absorbovala rentgenového záření. Uvnitř desky je zabudována sekundární clona a komora expozičního automatu.

Vertigraf popojíždí směrem nahoru a dolů, novější přístroje mají možnost se dostat i do vodorovné polohy. Přístroj je zabudován do pevného nosníku, nebo na stěně vyšetřovny. Starší přístroje mají i uchycení pro kazety. Na horním kraji vertigrafu bývá výřez pro bradu, kterou pacient opře během vyšetřování plic. Vertigraf je také sestaven tak, aby se mohl posunout co nejnižší, což nám umožňuje snímkování kloubu hlezna a dalších struktur na dolních končetinách.

Obrázek 7: Vertigraf na pracovišti RTG na urgentním příjmu ve FN Lochotín



Zdroj: vlastní

2.13.3 Stojan pro rentgenku

Jde o pojízdnou dráhu, která se může vyskytovat na zemi, či být upevněna na stropě. Tato konstrukce umožňuje pohyb rentgenkou od snímkovacího stolu k vertigrafu, je-li ve stejné místnosti. U některých přístrojů stojan umožňuje se posouvat a rameno lze otáčet v horizontální poloze o 180 až 270 stupňů. I samotnou rentgenkou

lze otáčet a to díky rukojetím připevněním na krytu primární clony. Na krytu bývají nainstalována tlačítka, díky kterým je možná aretace a odaretování polohy rentgenky.

2.13.4 Stropní závěs rentgenky

Umístění stropního závěsu rentgenky je na stropu místnosti. Je složen ze dvou kolmých pojízdných drah, které umožňují zavedení rentgenky do různých koutů místnosti. Pohyblivost rentgenky ve vertikálním směru zajišťují teleskopy, což jsou do sebe zasunovatelných tyčí. Rentgenka je upevněna na dolním konci stropního závěsu. Nabízí se tu možnosti pohybu rentgenkou jako je vertikálním směrem, šikmo a horizontálním směrem. Na krytu primární clony jsou nainstalovány rukojeti a aretace. Toto umožňuje rentgenku nastavit do jakékoli nastavitelné projekce.

Hraniční nosností stropního závěsu pro rentgenku je 50 kg, ale existují i další stropní závěsy, které mají větší nosnost a umožňují zavěšení pro zesilovače jasu obrazu či ramene C. C rameno má na jednom konci upevněnou rentgenku a na tom druhém zesilovač jasu. C rameno se používá při skiaskopii a skiagrafii, kdy centrální paprsek stále míří do středu zesilovače, i přes různé nastavení polohy C ramene.

2.13.5 Vyšetřovací stěny s rentgenkou za nemocným

Vyšetřovací stěny, či sklopné stěny slouží ke skiaskopii a skiagrafii trávicí trubice, žlučové cesty, močové cesty, či při kontrastním vyšetření páteřního kanálu a lymfatických cest a žil. Dále se dosti využívá při skiaskopii, kdy je třeba zavádět cévky do cév a lidských orgánů.

Stěna je zkonstruována tak, aby umožnila plynulý přechod z vertikální polohy do horizontální. U sklopné stěny jsou oba kraje, jak hlavový tak ten opačný, jinak vysoký. Hlavová strana je nižší, než ta druhá.

Součástí přístroj je i skiaskopický štít se sérografem, který umožňuje lékaři pozorovat právě zhotovený obraz. Na štítovou fólii je ze strany lékaře uloženo olověné sklo, které tak chrání dotyčného lékaře před ozáření. Další součástí je panel s ovládáním, který umožňuje posouvat vyšetřovací stěnu. Dalším panelem je možné spustit a vypnout skiaskopii nebo zhotovit rentgenový snímek.

3 PROJEKCE KRČNÍ PÁTEŘE

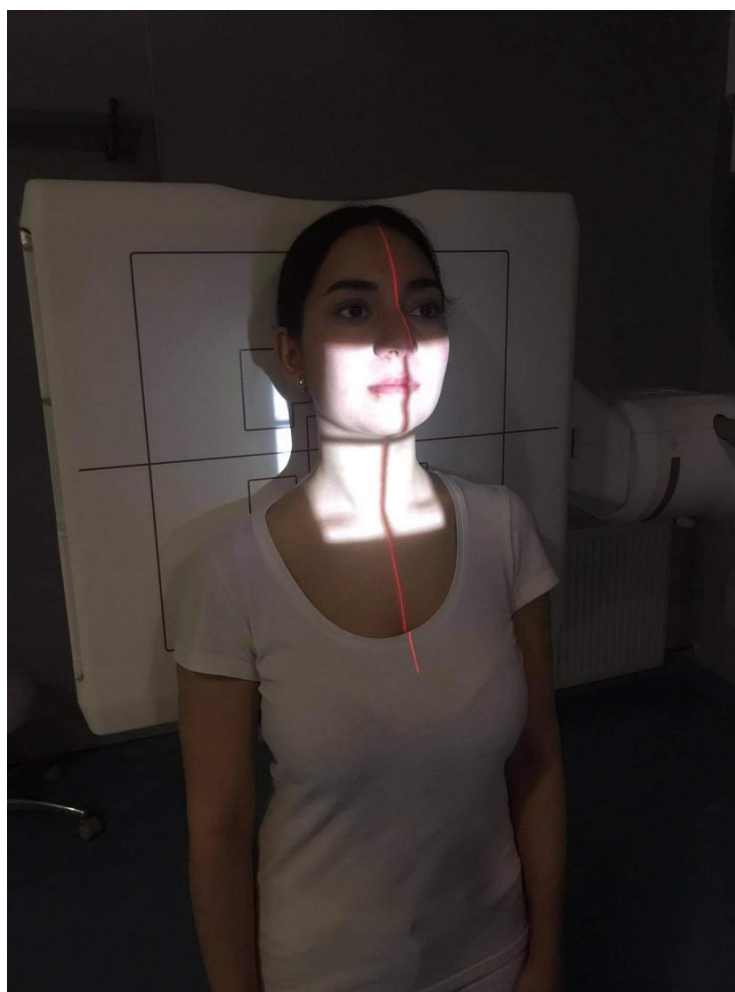
Při projekcích na krční páteř používáme sekundární clony. Ohnisková vzdálenost při snímkování je 100 cm. Využívané fólie univerzální, nebo fólie ze vzácných zemin. Klasické zesilující fólie může využít, když zájmová oblast neobsahuje skelet. Pacient před expozicí dostává povel. Nadechnout, vydechnout, nedýchat.

3.1 Předozadní projekce

Příprava pacienta před ozáření krční páteře na předozadní projekci není složitá. Jedná se o sejmutí všech ozdob a odhalení krku. U žen používajících košíčkové podprsenky se doporučuje svlečení do poloviny těla. Při snímkování je nutné použít sekundární clonu.

Příprava projekce spočívá v následujících úkonech. Pacient podle mobility stojí u vertigrafu, sedí na zabrzděném pojízdném křesle, nebo leží na zádech na stole. Dostává pokyn k zaklonění hlavy do takové míry, aby spojnice mezi ústních koutků a ušních lalůček byla kolmá k desce stolu či vertigrafu. Primární clony se nastavují tak, aby podélný pruh byl v sagitální rovině těla, a kraniální konec desky je 4 cm kraniálně od zevního zvukovodu. Je třeba clonu vyclonit podle okrajů krku a horní hranice zvukovodů. Napětí se pohybuje mezi 60-65 kV.

Obrázek 8: Předozadní projekce na krční páteř



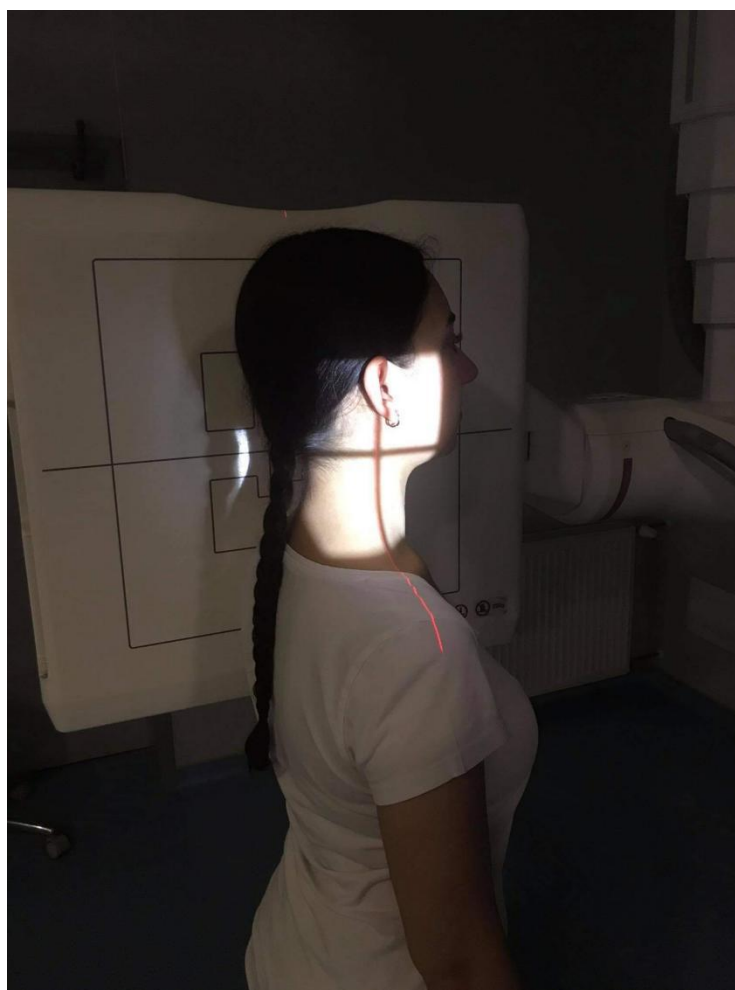
Zdroj: vlastní

3.2 Bočná projekce

Příprava pacienta na bočnou projekci krční páteře je stejná jako u předozadní projekce. Opět se jedná o sejmutí všech ozdob a vysvlečení do půl těla. Rentgenka je vzdálena od desky 100 cm. Sekundární clona se nemusí použít.

Pacient sedí nebo stojí bokem k desce. Ramenem se jemně opírá o desku k zajištění stability pacienta a minimalizovat nehybnost při snímkování. Pacientovi je vydán pokyn ke stáhnutí ramen dolů a to co nejvíce to jde. Horní konec clony končí nad zevním zvukovodem, aby bylo zajištěno zobrazení celé délky krční páteře. Používáme napětí o velikosti 60-65 kV.

Obrázek 9: Bočná projekce na krční páteř



Zdroj: vlastní

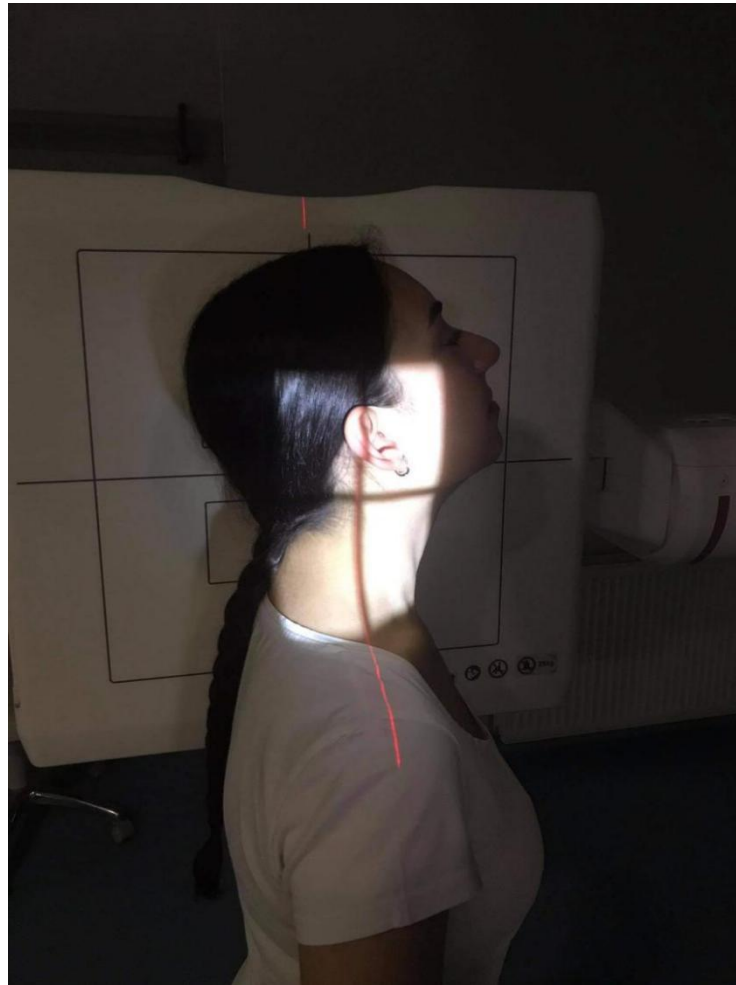
3.3 Bočná projekce se záklonem hlavy

Bočná projekce se záklonem hlavy se zaměřuje na funkční stav krční páteře. Pacient před vyšetřením sundá všechny vyjímatelné protézy, ozdoby, ženy se svlékají do půl těla.

Přístroj se v ideálních případech, kdy je pacient schopný stát, nastaví na vyšetření u vertigrafu. Pacient se postaví bokem (stranu si určuje každé pracoviště samo, pozor však při popisování snímků) a mírně zakloní hlavu.

Používáme ohniskovou vzdálenost 100 cm a napětí v hodnotách 60-65 kV.

Obrázek 10: Bočná projekce na krční páteř se záklonem hlavy



Zdroj: vlastní

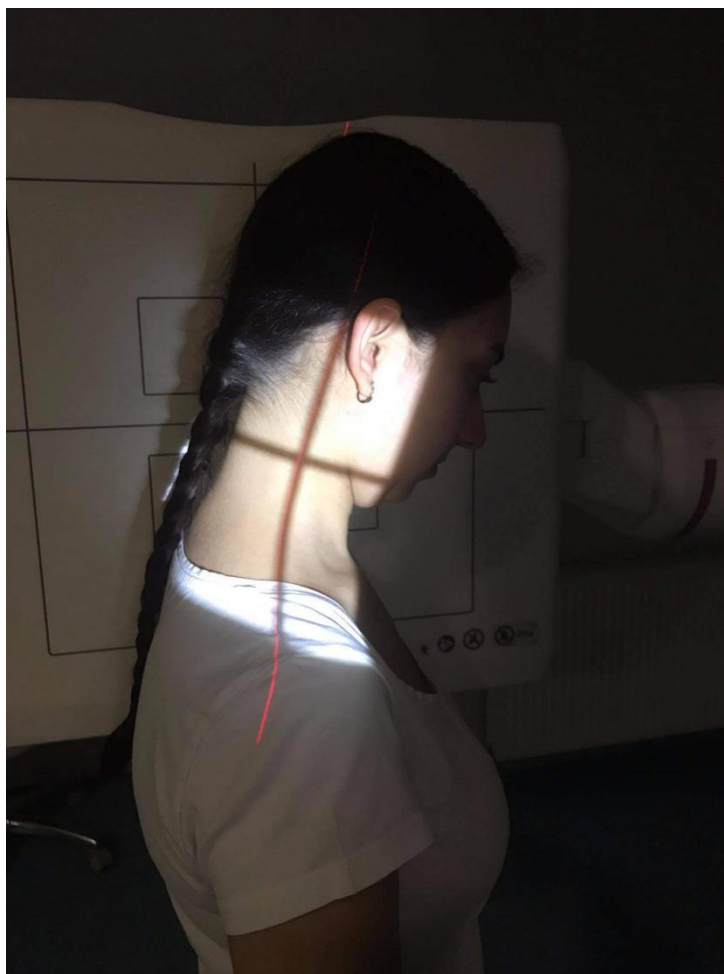
3.4 Bočná projekce s předklonem hlavy

Bočná projekce s předklonem hlavy se zaměřuje na funkční stav krční páteře. Pacient odejme všechny šperky a pokud má vyjímatelné protézy, vyjme i ty.

Pokud je pacient schopný stát, vyšetření probíhá u vertigrafu. Pacient může i sedět na vozíku a odejme se opěra vozíku. Pacient se opět snímkuje z boku s předklonem hlavy.

Ohnisková vzdálenost činí 100 cm a použité napětí má hodnotu 60-65 kV.

Obrázek 11: Bočná projekce na krční páteř s předklonem hlavy



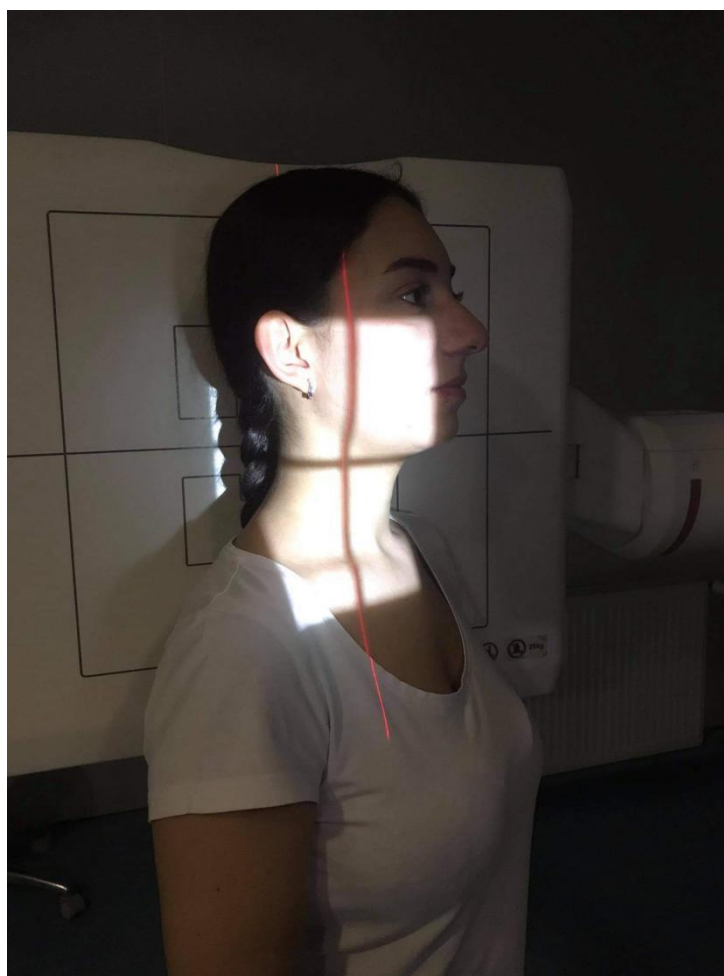
Zdroj: vlastní

3.5 Šikmá projekce na foramina

Pacient dostává pokyn k sejmutí všech ozdob, zubních náhrad a spon do vlasů, aby bylo zajištěno odhalení krku. Je třeba svlečení do půl těla. Sekundární clona je nutná.

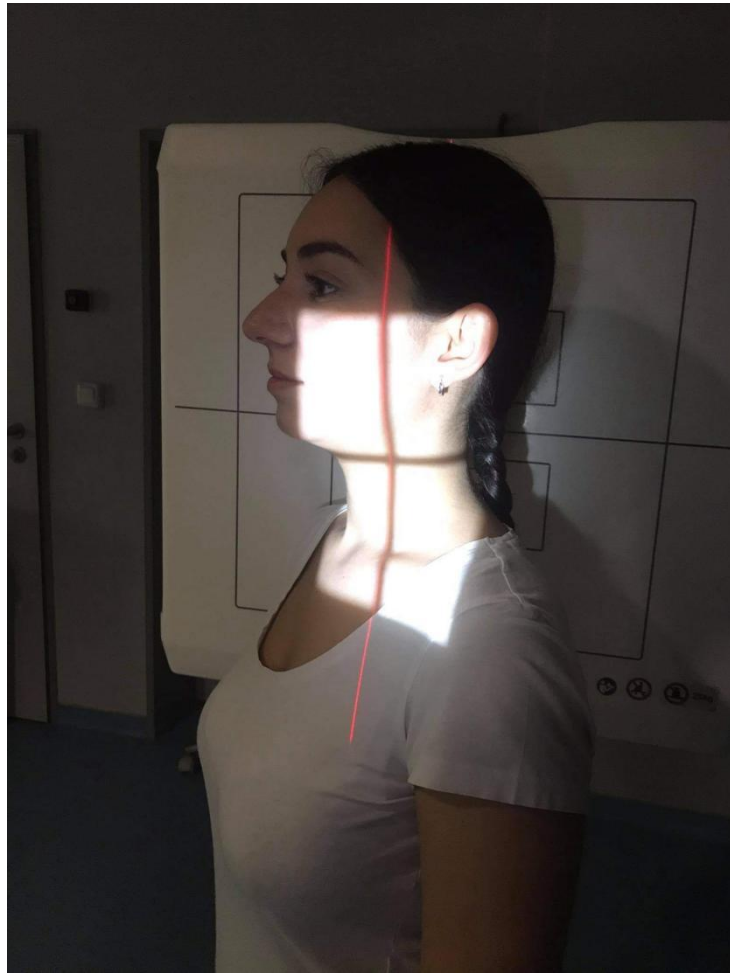
Před projekcí je třeba pacienta nejdříve otočit bokem a ujistit se, že německá horizontála je ve vodorovné poloze. Pacienta dále otočíme o 45 stupňů dále od desky. Clony je třeba upravit tak, aby horní okraj mířil nad zevní zvukovody. Centrální paprsek míří na C4 a na střed kazety. Ohnisková vzdálenost je 100 cm. Clony musí být nastaveny tak, aby v celém rozsahu byl zachycen processus spinosus C7. Používané napětí je 60-65 kV.

Obrázek 12: Šikmá projekce na levé foramina



Zdroj: vlastní

Obrázek 13: Šikmá projekce na pravá foramina



Zdroj: vlastní

3.6 Projekce podle Sandberga

Projekce podle Sandberga je projekce, která se provádí v AP projekci. Zachycuje C páteř, hlavně C1 a C2. Pacient podle mobility stojí u vertigrafu nebo leží na zádech na stole. Pacient musí při tomto vyšetření maximálně otevřít ústa. Centrální paprsek nastavíme tak, aby byla zabrána celý krční páteř, tedy horní okraj centrálního paprsku míří kranálně tak, že vstupuje 1 cm kaudálně od horního prvního řezáku a dolní část centrálního paprsku končí 1cm od hmatného dolního okraje týlní kosti.

4 ŘEŠENÍ PORANĚNÍ C2 (KATOVSKÁ ZLOMENINA) NA OPERAČNÍM SÁLE

K poškození dentu a těla C2 dochází při prudkém nárazu, kdy je krční páteř prudce natažena s následnou kompresí, či dojde-li k extrémní rotaci krční páteře. Samozřejmě tyto náhlé a v rychlém sledu za sebou jdoucí pohyby mohou být v různých variacích. Mechanismem úrazu je dopravní nehoda, kdy právě dochází k extenzi a kompresi krční páteře nebo pád na hlavu – například skok do vody.

Nárazem dochází k různým druhům fraktur obratlového těla. Pokud pacient vůbec nehodu přežije – většinou totiž dojde k přerušení míchy, je možné u něj pak diagnostikovat následující:

Frakturu apexu, těla a baze dentu, nebo tzv. katovskou zlomeninu, kterou jako první popsal v roce 1913 přírodovědec Frederic Wood Jones. Ta pak následně byla přejmenována na traumatickou spondylolistézu dentu.

Ovšem do přesných kategorizací zapadá je $\frac{3}{4}$ případů. Ostatní poranění C2 nelze zařadit pro jejich různorodost. Dochází ke kombinacím fraktur, ke kominutivním poraněním, k dislokacím, k sublucacím až luxacím.

Při podezření na trauma v oblasti krční páteře je nutné co nejdříve zajistit fixací límecem. Mezi klinické projevy se řadí bolesti šíje, omezení pohybu a svalové spasmy. Neurologické příznaky jsou vzácné, vyskytují se u přeživších méně než ve 20%.

U polytraumatu je základním diagnostickým vyšetřením helikální CT, u lokálních poranění je prvním vyšetřením RTG C páteře v základních projekcích - tedy AP a v bočné. Pokud stav pacienta dovoluje, provádí se transorální snímek dentu z AP přístupu.

Užíváme expoziční automat, dle habitu pacienta je samozřejmě možno expozici upravit. Rozdíly v nastavení expozice se řídí typem rentgenového přístroje a také snímkuje-li u vertigrafu či na mobilní detektor. Takže 60–70 kV, 15–20 mAs. Objekt zájmu je 1m od ohniska, na detektoru je pevná mřížka.

Dle druhu poranění rozhodne neurochirurg o možnosti léčby. Ta je u stabilních fraktur obratlového těla C2 volena konzervativně, tedy fixačním límcem.

U nedislokovaných fraktur je volena fixace haló konstrukcí. Váha hlavy (cca 5,5 kg) je nesena konstrukcí, obratle jsou odlehčeny a zafixovány.

U nestabilních fraktur je volena fixace operativním řešením. Fraktura čepovce je řešena jedním nebo několika šrouby z předního šikmého přístupu. Vícečetné fraktury obratlového těla je možné řešit fixací nosnou dlahou a šrouby s možností náhrady těla obratle.

Přeneseme se již na operační sál, kdy pacient je uložen vleže na zádech s maximálně otevřenými ústy. Pozice otevřených úst je fixována roubíkem. Vkládání roubíku je náročné, nesmíme zapomenout na anesteziologické instrumentarium, které je nutné k zajištění dýchání pacienta.

Radiologický asistent přiváží na sál dvě C ramena. Po jejich zprovoznění, volbě programu (ortopedie standart, volba pulzů) je první umístěn do polohy laterolaterální – tedy zesilovač a rentgenka jsou v horizontální rovině. Skia obrazem je nalezena nejvhodnější pozice a C rameno je zabrzděno.

Poté je nastaveno druhé rameno, kdy rentgenka oproti zesilovači je ve vertikální rovině. C rameno skláníme cca o 10 stupňů kraniálně. Opět správnost pozice ověřujeme snímkem. Pokud je dnes dobře viditelný v plném rozsahu, C rameno zabrzdíme. Zajistíme také vhodné umístění obou monitorů, aby na ně operatér dobře viděl.

Mezi tím dochází k přípravě operačního pole – tedy k desinfekci pacienta, obalení sterilními rouškami a také k potažení sterilními pytli zesilovačů a rentgenek. Operace začíná. Radiologický asistent exponuje vždy na povel operatéra. Jistě jste si všimli zcela netypického postavení vertikálně stojícího rentgenu – a to, že zesilovač není zrovna blízko u těla pacienta. Na úkor kvality zobrazení přeci jen musíme operatérovi nechat nějaký ten prostor pro jeho šikovné ruce.

Opět využíváme komfortu expozičního automatu, který (opět dle habitu pacienta) v průměru zaznamená 70kV/4 mAs.

Obrázek 14: Katovská zlomenina



Zdroj: WikiSkripta

5 SKIASKOPIE NA OPERAČNÍM SÁLE

Skiaskopii řadíme do technik planární radiologie a slouží k dynamickému zaznamenávání rentgenového obrazu. Díky své funkci pořizovat více dynamických snímků jsou vždy expoziční dávky vyšší než u klasické skiografie. Expoziční parametry se dají snížit a to pulzním systémem, který pacienta ochrání před vyšší radiační zátěží. Skiaskopii rozdělujeme na dva základní druhy a to skiaskopii přímou a skiaskopii nepřímou.

5.1 Přímá skiaskopie

Přímé skiaskopii se dříve říkalo fluroskopie a jednalo se o techniku, která za svého vyšetření produkovala velké množství záření a tím byl radiační zátěží ohrožen nejen pacient, ale také vyšetřující lékař a pomocný personál. Rentgenové záření vycházelo z rentgenky, mířilo přes pacienta a dopadalo na fluorescenční fólie, uvnitř kterých docházelo k zelenkavé luminiscenci.

Touto technikou se zobrazovali vyšetřované orgány, ale jejich kvalita byla velice omezena. Celé vyšetření probíhalo v tmavé místnosti a vyšetřující lékař ihned po pořízení snímku prohlížel orgánové struktury.

5.2 Nepřímá skiaskopie

Nepřímá skiaskopie je v současné době využívanou dynamickou technikou snímání. Ke své funkci využívá zesilovače obrazu a dále obrazové digitální zpracování. Pořízené snímky obecně mají nízkou kvalitu. Jsou málo ostré, málo kontrastní a díky přítomnosti sekundárního záření je přítomen šum. Ke zvýšení kvality a zdůraznění kontur na obraze se používá kontrastní látka.

5.3 Přístroje stabilní a mobilní

Stabilní a mobilní přístroje se od sebe liší hlavně svou výkonností. Z pravidla platí, že stabilní přístroje jsou vysoce výkonné a jsou pevně upevněny na jednom místě. Hlavními součástmi stabilního přístroje je rentgenka, která je upevněna na pohybovém rameni, který je upevněn na stropě. Další hlavní součástí je plovací stůl, který je pevně zabudovaný do podlahy vyšetřovny a obsahuje zesilovač nebo flat panel s protirozptylovou mřížkou.

Mobilní přístroje se mohou pohybovat po odděleních, ale jejich výkon je malý. Častým problémem mobilních přístrojů při snímkování je jejich dlouhá expozice a tvoří se rozmazané snímky. Přístroje mobilní se pohybují po odděleních a jezdí k imobilním pacientům, kteří se nemohou dopravit na klasickou ozařovnu. Mobilní přístroje se hojně využívají i na operačních sálech.

Odlišujeme dva druhy mobilních přístrojů a to hlavně podle toho, kde je používáme. Typy mobilních přístrojů jsou přístroje, které se používají pouze ke snímkování a druhým typem je přístroj využívající se na operačních sálech.

Přístroje sloužící ke snímkování mají nejen samotný RTG přístroj, ale také rameno rentgenky. Rameno je v parkovací poloze složeno tak, aby nebyl problém se pohybovat po odděleních, úzkých uličkách a aby se vešel do výtahu. Rameno má také možnost různorodého pohybu, které nám umožňuje snadnější nastavení na pacienta.

Přístroj používaný na operačních sálech má specifické rameno ve vertikální poloze, a svým vzhledem připomíná písmeno C. Na jednom konci ramene se nachází rentgenka, na konci druhém zesilovač obrazu. Nedílnou součástí C ramene na operačním sále je i monitor, který slouží pro digitální zobrazení právě pořízených snímků na operačním sále. Rentgenový přístroj také musí mít ovládací konzoly, která je umístěna na samotném přístroji a v odstíněné části. Další nedílnou součástí přístroje je i nožní šlapka, která slouží lékařům pro spuštění expozice. Tuto expozici lze omezit na jednu expozici snímku, či na sériovém zobrazení a to v závislosti na délce sešlápnutí expozičního kontaktu.

Oba přístroje, jak stacionární tak mobilní, jsou napájeni energií z generátoru, který zajišťuje přívod vysokého napětí a jeho vyhlazení. Toto vysoké napětí pak vstupuje do rentgenky mezi anodu a katodu a způsobuje nahřívání katody. Po procesech, které byly popsány výše, vzniká RTG záření.

Obrázek 15: Skiaskopie na operačním sále



Zdroj: vlastní

PRAKTICKÁ ČÁST

6 CÍLE A HYPOTÉZY

- CÍL 1: Zjištění průměru expozičních hodnot při snímkování C páteře ve všech projekcích při použití protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích;
- CÍL 2: Zjištění průměru expozičních hodnot při snímkování C páteře ve všech projekcích bez protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích;
- CÍL 3: Zjištění průměru expozičních hodnot při peroperační skiaskopii při použití protirozptylové mřížky na mobilních sálových C ramenech;
- CÍL 4: Zjištění průměrné celkové plošné kermy při snímkování C páteře ve všech projekcích při použití protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích;
- CÍL 5: Zjištění průměrné celkové plošné kermy při snímkování C páteře ve všech projekcích bez protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích;
- CÍL 6: Zjištění průměrné celkové plošné kermy při peroperační skiaskopii C páteře na mobilních sálových C ramenech;
- CÍL 7: Porovnání celkové plošné kermy při použití protirozptylové mřížky a bez ní;
- CÍL 8: Porovnání celkové plošné kermy s průměrnou dávkou při pořízení RTG plic;
- CÍL 9: Zjištění subjektivního názoru radiologických lékařů na kvalitu RTG snímků C páteře s použitím protirozptylové mřížky a při její absenci;
- HYPOTÉZA 1: Předpokládám, že absence protirozptylové mřížky při všech projekcích C páteře výrazně sníží celkovou radiační zátěž na pacienta;
- HYPOTÉZA 2: Předpokládám, že při absenci protirozptylové mřížky je pořízená RTG obrazová dokumentace C páteře validně hodnotitelná radiologickými lékaři.

6.1 Metodika

Odpovědi na stanové cíle jsem hledala na Klinice zobrazovacích metod ve FN Plzni – Lochotín, konkrétně na všech pracovištích se stacionárními RTG přístroji, které jsou od firem Siemens a Samsung a dále na operačních sálech, kde jsou používány mobilní C ramena od firmy Samsung.

Vyhledávala jsem pacienty, kteří měli indikovány snímky C páteře. Žádanky nejčasněji vystavovali ortopedičtí lékaři v rámci traumat pacientů a neurologičtí lékaři na základě CB syndromu a dalších dlouhodobých bolestí pacientů. Mnoho pacientů podstupovalo opakované snímkování C páteře, v závislosti na době obtíží a případného pooperačního sledování.

Vedla jsem si tabulky, kde jsem ke každé projekci zaznamenala expoziční nastavení a výslednou plošnou kermu. Samozřejmě jsem vedla záznamy o přítomnosti či absenci užití protirozptylové mřížky. Na základě těchto tabulek a následných výpočtů jsem stanovila cíle a hypotézy své bakalářské práce.

U pacientů, kteří podstoupili operativní řešení svých obtíží, a u kterých proběhla peroperační skiaskopie k navigaci neurochirurgického instrumentaria, jsem taktéž zaznamenávala průměrné expoziční hodnoty a celkovou výslednou plošnou kermu.

Na snímkování jsem se mnohdy sama podílela v rámci praxe na tomto úseku. Mimo dobu mé praxe jsem využila dat ze zdravotnické databáze WinMedicalc.

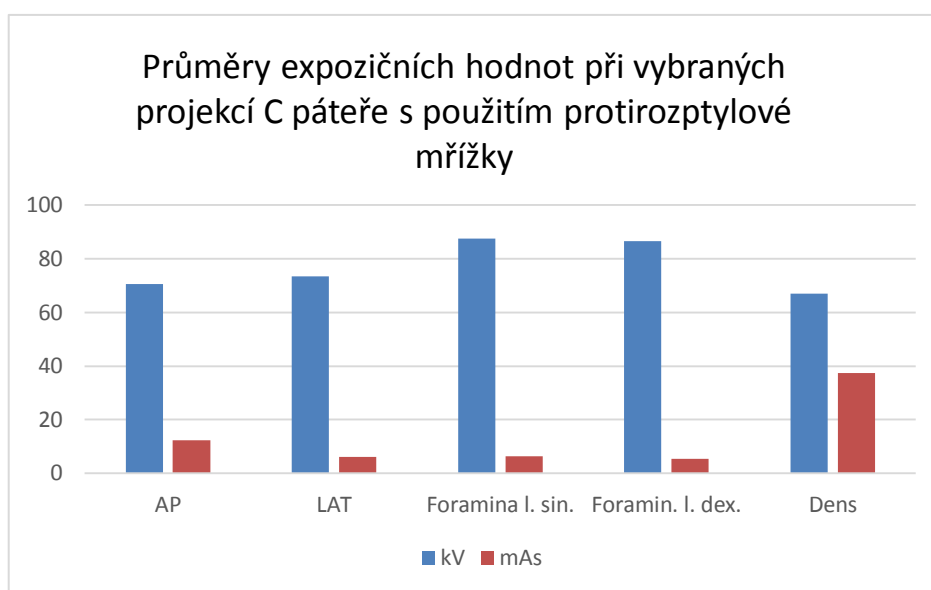
Pro výsledky cílů a hypotéz jsem použila formu jednoduché statistiky, výpočtů a grafů. Otázky ke kvalitě snímků jsme odeslala radiologickým lékařům prostřednictvím e-mailu. Jejich odpovědi anonymně uvedu a převedu do přehledného grafu.

7 ŠETŘENÍ CÍLŮ

Cíl 1

CÍL 1: Zjištění průměru expozičních hodnot při snímkování C páteře ve všech projekcích při použití protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích.

Obrázek 16: Průměrné hodnoty kV a mAs u AP, LAT, FORAMEN a C2 projekci s použitím protirozptylové mřížky



Zdroj: vlastní

Sledovala jsem 51 pacientů, kterým bylo provedeno 113 vyšetření a 292 projekcí celkem. Projekce, které podléhaly mému šetření, byly: AP a laterální projekce, dále projekce na pravé a levé foramen a v nejméně zastoupené projekce cílené na obratel dnes axis.

Je třeba znovu zdůraznit, že jsem při mém výzkumu nezohledňovala věk ani pohlaví pacientů, stavbu habitu a váhu snímkaných a ani výšku a šířku kolimace oblasti zájmu.

První graf nám přehledně ukazuje průměrné hodnoty expozičních nastavení pro každou vybranou projekci zvlášť. Modrou barvou jsou označeny hodnoty kV – tedy vyjádření energie emitovaných elektronů z katody. Červenou barvou jsou zastoupeny hodnoty mAs – tedy vyjádření počtu emitovaných elektronů v závislosti na čase.

První sloupec představuje hodnoty pro AP projekci C páteře, což jsou 70,51kV /12,23mAs.

V druhém sloupci téhož grafu je zachyceno expoziční nastavení pro laterální projekci C páteře - 73,46kV/6,12mAs. Již zde stojí za povšimnutí markantní rozdíl v hodnotách mAs, které si řídí sám expoziční automat v závislosti na habitu pacienta a na velikosti kolimace. V laterální projekci se tato hodnota v průměru o polovinu snížila. Domnívám se, že důvodem pro tuto skutečnost je, že na AP projekci paprsek X prochází dýchací trubicí a následně i skeletem C páteře, kdežto na laterální projekci je prostupu X paprsků tkání a skeletem kladen menší odpor – dýchací trubice a páteř nejsou exponovány v jedné ose.

Třetí sloupec ukazuje opět průměrné hodnoty pro šikmou projekci na levá foramina - 87,61kV/6,31mAs.

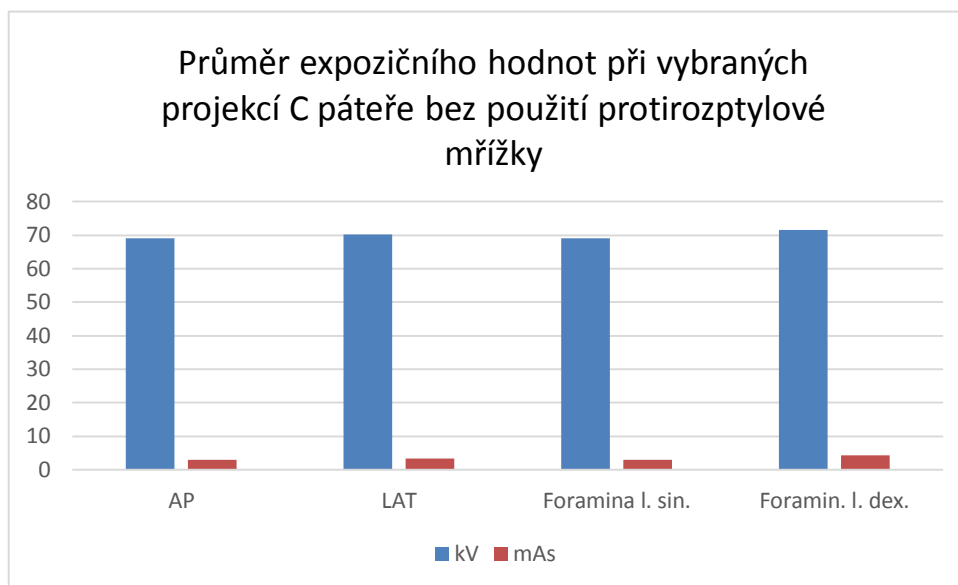
86,70kV/5,41mAs jsou expoziční hodnoty ve čtvrtém sloupci, který náleží k šikmé projekci na pravá foramina. Zde vidíme jen mírný rozdíl v hodnotách mAs, který připisuji pouze k rozdílné pozici pacienta oproti vertigrafu pravým a levým ramenem, a k velikosti vzduchové mezery.

V posledním sloupci jsou průměrné expoziční hodnoty u cílené projekce na C2 – dens axis – 67.12kV/37,4mAs. Bohužel těchto projekcí jsem našla velmi málo, jsou indikovány pouze v případech pooperačních při katovské zlomenině obratle C2.

Cíl 2

CÍL 2: Zjištění průměru expozičních hodnot při snímkování C páteře ve všech projekcích bez protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích.

Obrázek 17: Průměrné hodnoty kV a mAs u AP, LAT, FORAMEN bez použití protirozptylové mřížky



Zdroj: vlastní

Sledovala jsem 115 pacientů se stejným počtem vyšetření a projekcí na oblast, která je naším bodem zájmu. Pozice C páteře na obrazových dokumentacích jsou v AP a laterálním postavení a dále šikmé pozice na pravé a levé foramen. Projekci, cílenou na C2, jsem bez protirozptylové mřížky nezískala žádnou.

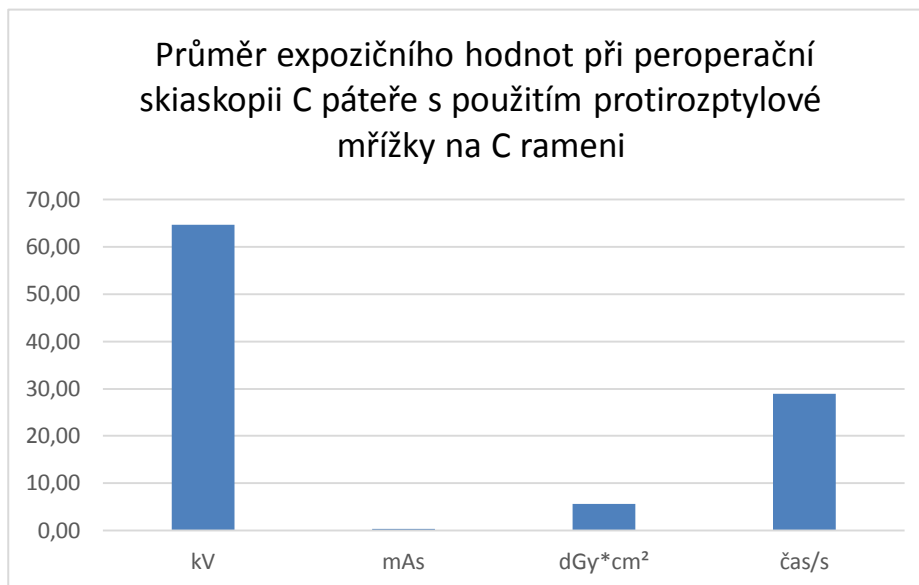
Graf znázorňuje expoziční hodnoty opět rozdělené na hodnoty kV a mAs. Modrou barvou je znázorněna průměrná výše kV a červenou mAs.

V AP projekci jsem získala expoziční hodnoty bez protirozptylové mřížky 69,02kV/3,01mAs a v laterální projekci 70,21kV/3,32mAs. Ve třetím sloupci vidíme hodnoty pro šikmou projekci na levé foramen, které jsou 69,05kV/3,04mAs. Následující sloupec vyjadřuje hodnoty též pro šikmou projekci, ale na pravé foramen, které jsou 71,66kV/4,31mAs. Na první pohled je patrné, že expoziční hodnoty jsou téměř vyrovnány. Zda tomu bude odpovídat i v průměrná plošná kerma, dozvíme se v jednom z následujících grafů.

Cíl 3

CÍL 3: Zjištění průměru expozičních hodnot při peroperační skioskopii při použití protirozptylové mřížky na mobilních sálových C ramenech.

Obrázek 18: Průměrné expoziční hodnoty při peroperační skiaskopii s použitím protirozptylové mřížky



Zdroj: vlastní

V rámci tohoto šetření jsem nasbírala data od 46 pacientů, kterým bylo provedeno ve stejném počtu vyšetření a stejného počtu bylo i projekcí, tedy 46. V celém výzkumu stále platí, že jsem nezohledňovala stavbu habitu pacienta, jeho věk, pohlaví, váhu a další již zmíněné parametry.

Třetí graf nám ukazuje průměr expozičních hodnot, které byly naměřeny při peroperační skiaskopii krční páteře a to s použitím protirozptylové mřížky. V tomto grafu neodlišuji žádné další projekce, jelikož se peroperační skiaskopie vyšetřuje jen v jedné projekci a to v laterální projekci. Jen finální snímky se snímají v projekci AP a laterální.

První sloupec nám představuje hodnotu kV při snímání C páteře, která v průměru dosahuje hodnot 64,71 kV.

Druhý sloupec tohoto grafu odpovídá průměru hodnot mAs, které dosahují velmi malých hodnot a to 0,32 mAs díky pulzační technice, která tyto hodnoty snižuje.

Třetí sloupec nám znázorňuje hodnotu plošné kermy, která v průměru ze všech nasbíraných dat dosahuje hodnoty 5,62 dGy*cm². K získání této hodnoty byl potřebný převod jednotek, jelikož prvotní získaná hodnota plošné kermy je v jednotkách $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$. Jsou to celkové hodnoty, jelikož se snímá dynamicky, tedy pro jednu expozici vzniká více obrazů. Pro převod jednotek jsem použila vzorec:

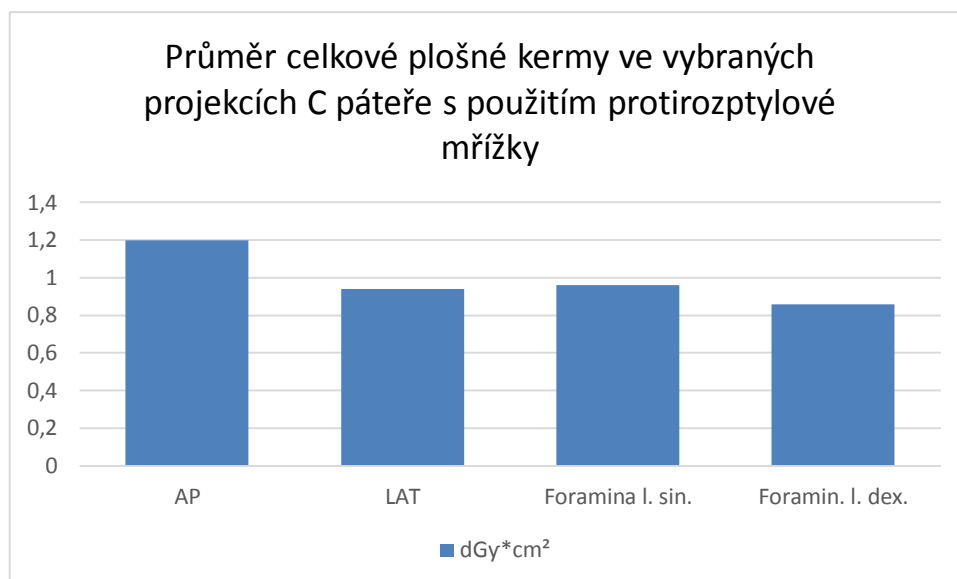
$$1\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 = 10^{-1} \text{dGy} \cdot \text{cm}^2$$

Ve čtvrtém sloupci si můžeme povšimnout průměru z času/s a tato hodnota je 28,95 čas/s.

Cíl 4

CÍL 4: Zjištění průměrné celkové plošné kermy při snímkování C páteře ve všech projekcích při použití protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích.

Obrázek 19: Průměr plošné kermy při snímkování C páteře s použitím protirozptylové mřížky



Zdroj: vlastní

Pro vyhodnocení tohoto cíle jsem sledovala 51 pacientů, kterým bylo provedeno 113 vyšetření. Hledala jsem průměr hodnoty vypovídající o plošné kermě v AP a laterální projekci a šikmé projekci na obě foramina.

Čtvrtý graf nám znázorňuje průměrné hodnoty plošné kermy a to ve všech již zmíněných projekcích. Plošná kerma je znázorněna v hodnotách dGy*cm². Tato hodnota je v grafu znázorněna modrou barvou.

První sloupec nám znázorňuje hodnotu plošné kermy v projekci AP na krční páteře. Tato průměrná hodnota z nasbíraných dat dosahuje výše 1,2 dGy*cm².

Druhý sloupec nám podává informaci o hodnotě plošné kermy v laterální projekci krční páteře a tato hodnota v průměru odpovídá 0,96 dGy*cm².

Při šikmé projekci na levá foramina průměrná hodnota plošné kermy dosahuje hodnoty 0,96 dGy*cm².

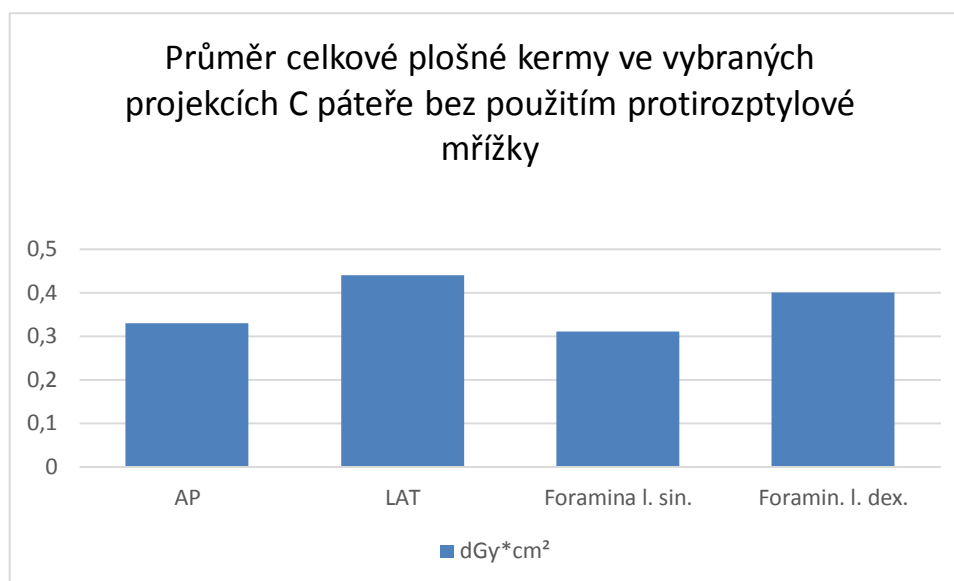
Poslední cílenou vyšetřovanou projekcí je šikmá projekce na pravá foramina a její plošná kerma se v průměru dostala na hodnotu 0,86 dGy*cm².

Z výsledku hodnot vidíme, že průměrná plošná kerma při vyšetření, závisí na typu vyšetření. Tedy závisí na materiálu, kterým rentgenové záření prochází. Nejvyšších hodnot plošná kerma dosahuje při snímkování krční páteře v AP projekci, kdy RTG záření musí projít nejen měkkými tkáněmi, ale i dýchací trubicí a krčními obratli.

Cíl 5

CÍL 5: Zjištění průměrné celkové plošné kermy při snímkování C páteře ve všech projekcích bez protirozptylové mřížky na stacionárních RTG přístrojích.

Obrázek 20: Průměr plošné kermy při snímkování C páteře bez použití protirozptylové mřížky



Zdroj: vlastní

Jak již jsem zmiňovala výše, snímkování C páteře bez protirozptylové mřížky bylo podrobena 115 pacientů.

V grafu jsou znázorněny průměrné hodnoty celkové plošné kermy. V AP projekci tato hodnota dosahuje 0,33 dGy*cm², v laterální projekci 0,44 dGy*cm².

Následují průměrné hodnoty z šikmých projekcí na levé a pravé foramen: 0,31 dGy *cm² a 0,40 dGy *cm².

Jak byly vyrovnány expoziční hodnoty, tak i hodnoty plošné kermy nenabývají zásadních rozdílů. Mohu tedy vyslovit domněnku, že absence protirozptylové mřížky při snímkování C páteře rapidně snižuje radiační zátěž pacienta.

Cíl 6

CÍL 6: Zjištění průměrné celkové plošné kermy při peroperační skioskopii C páteře na mobilních sálových C ramenech.

Ke stanovení tohoto cíle jsem sesbírala data od 46 pacientů, kterým byla provedena peroperační skioskopii během neurochirurgického výkonu na operačním sále mobilním C ramenem včetně užití protirozptylové mřížky. Z těchto dat vyplývá 46 různých hodnot celkové plošné kermy - tedy nikoliv kerma za jeden skioskopický pulz, ale kerma za celou sérii pořízené skioskopické dokumentace. Tato celková plošná kerma je v jednotkách, které jsem musela převést, abych je mohla dále porovnávat a stanovit i další cíle. Pro převod jednotek jsem použila tento vzorec:

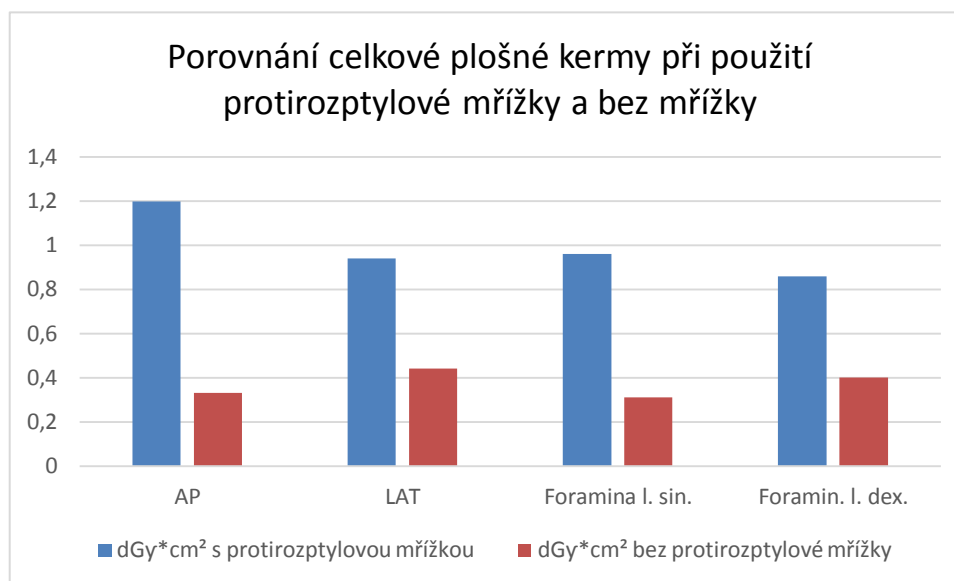
$$1\mu\text{Gy} * \text{m}^2 = 10^{-1} \text{dGy} * \text{cm}^2$$

Průměrná hodnota celkové plošné kermy před převodem činí hodnotu 56,18 1μGy *m². Po převodu celková plošná kerma činí 5,62 dGy *cm².

Cíl 7

CÍL 7: Porovnání celkové plošné kermy při použití protirozptylové mřížky a bez ní.

Obrázek 21: Porovnání plošné kermy s použitím protirozptylové mřížky a bez ní



Zdroj: vlastní

V tomto šetření jsem použila data od pacientů, kteří podstoupili RTG vyšetření s protirozptylovou mřížkou a bez protirozptylové mřížky. V tomto grafu se srovnávají hodnoty plošné kermy.

V prvním sloupci je srovnání plošné kermy při snímkování krční páteře v AP projekci. Modře zbarvený sloupec popisuje plošnou kermy, kdy byla použita protirozptylová mřížka. Hodnota plošné kermy je 1,2 dGy*cm². Červený sloupec popisuje plošné kermy, kdy protirozptylová mřížka použita nebyla a tato hodnota je 0,33 dGy*cm².

Druhý hlavní sloupec se zabývá porovnáním hodnot plošné kermy z laterálního vyšetření krční páteře. Modrý sloupec vyjadřuje plošné kermy s protirozptylovou mřížkou a červený sloupec ukazuje hodnotu plošné kermy bez použití protirozptylové mřížky. S mřížkou dosáhla plošná kermy hodnot 0,94 dGy*cm² a bez použití mřížky byla hodnota nižší a to 0,44 dGy*cm².

Třetí sloupec se věnuje porovnáním plošné kermy při snímkování krční páteře za zvolené projekce šikmé na levá foramina. Plošné kermy s protirozptylovou mřížkou dosáhlo hodnot 0,96 dGy*cm² a bez použití mřížky byla plošná kermy 0,31 dGy*cm².

Poslední čtvrtý sloupec srovnává plošné kermy při snímkování krční páteře šikmou projekcí na pravá foramina. S protirozptylovou mřížkou má plošné kermy hodnotu 0,86 dGy*cm² a bez mřížky zase hodnotu 0,4 dGy*cm².

Jak je již z grafu patrné, ty vyšetření, při kterých nebyla použita protirozptylová mřížka, mají výrazně nižší hodnoty plošné kermu, než vyšetření, při kterých protirozptylová mřížka použita byla. Jedná se o rozdíl více než dvojnásobných hodnot.

Z toho lze usuzovat, že obraz vzniklý bez použití protirozptylové mřížky, velmi citelně šetří celkovou dávku na pacienta. Otázkou zůstává kvalita snímků. Dle mého laického pohledu kvalita obrazu v AP a v laterální projekci velmi neutrpěla. Ač toto nebylo předmětem mého zkoumání, i projekce funkční, tedy předklon i záklon, žádnou újmu co do kvality obrazu, neutrpěly. Naopak u šikmých projekcí na obě foramina je dobře patrna, při absenci protirozptylové mřížky, mírná neostrost obrazu, která jistě má vliv na kvalitní popis obrazu.

Cíl 8

CÍL 8: Porovnání celkové plošné kermu s průměrnou dávkou při pořízení RTG plic.

Pro to, abych byla schopna porovnat celkovou plošnou kermu ze skiaskopie na operačním sále s průměrnou hodnotou plošné kermu při pořízení RTG plic, jsem musela zjistit průměrnou (\emptyset) hodnotu efektivní dávky plic. Ta je stanovena Věstníkem od Ing. Lucie Súpupové, Ph.D. a stanovuje \emptyset hodnotu efektivní dávky (dále značenou jako E_f) u RTG plic na 0,03, která je stanovena v mSv. To byl můj první krok. Tuto hodnotu jsem získala díky Mgr. Janě Štěpánkové, Ph.D. radiologický fyzik, FN Lochotín.

Druhým krokem bylo zjištění koeficientu plošné kermu na efektivní dávku. Tato efektivní dávka je nazývána jako normalizovaná efektivní dávka a dále ji budu značit jako E_{KAP} . Jednotkou normalizované efektivní dávky jsou mSv/Gy*cm². Použila jsem hodnotu 0,01 mSv/Gy*cm², protože je odvozena od použití 65 kV.

Ve třetím kroku bylo nutné převést \emptyset hodnotu efektivní dávky ze snímku plic určenou pro ČR (SÚRO) na plošnou kermu, která je centrem našeho šetření. Vycházela jsem z již známých hodnot a stanoveného vzorce:

$$E_f = E_{KAP} * P_{KA}$$

E_f - známá \emptyset hodnota efektivní dávky (0,03mSv)

E_{KAP} - známá normalizovaná efektivní dávka (0,10mSv/Gy*cm²)

P_{KA} - neznámá hodnota plošné kermu (?)

Pro zjištění hodnoty plošné kermu pro RTG plic jsem stanovila tento vzorec a vypočítala:

$$P_{KA} = \frac{E_{KAP}}{E_f} = \frac{0,10}{0,03} = 3,333 \text{ Gy*cm}^2$$

Ve třetím kroku jsem si tedy vypočítala plošnou kerma u RTG plic a dále s touto hodnotou můžu pokračovat.

Čtvrtý krok jsem věnovala uspořádání jednotek, aby se mi s hodnotami plošné kermy z RTG plic a ze skiaskopie na operačním sále lépe pracovalo. Plošná kerma z RTG plic ($P_{KA\phi plic}$) je dána v Gy*cm^2 , ale celková plošná kerma ze skiaskopie (P_{KA}) vychází v dGy*cm^2 . Počítala jsem s průměrnou hodnotou celkové plošné kermy ze skiaskopického přístroje na operačním sále, která činí $5,62\text{dGy*cm}^2$.

$$P_{KA\phi plic} = 3,333\text{Gy*cm}^2 \rightarrow 33,333\text{dGy*cm}^2$$

$$P_{KA} = 5,62\text{dGy*cm}^2$$

V pátém kroku se věnuji zodpovězení na otázku: Kolikrát se vejde RTG snímek plic do dávky ze skiaskopie na operačním sále. Použila jsem tento vzorec:

$$\frac{P_{KA}}{P_{KA\phi plic}} = \frac{5,62}{3,333} = 1,69\text{dGy*cm}^2$$

Z výsledku vzorce je již jasné, že průměrná plošná kerma z RTG plic se rovná skoro dvojnásobku celkové plošné kermy ze skiaskopie na operačním sále.

Cíl 9

CÍL 9: Zjištění subjektivního názoru radiologických lékařů na kvalitu RTG snímků C páteře s použitím protirozptylové mřížky a při její absenci.

Abych se více dozvěděla o názoru radiologických lékařů, kteří každodenně vyhodnocují desítky rentgenových snímků a dokáží posoudit kvalitu snímku, oslovila jsem 22 lékařů pracujících na Klinice zobrazovacích metod ve FN v Plzni. Bohužel, kvůli pracovní vytíženosti, odpovědělo pouze 7 lékařů, ale i těchto pár subjektivních postojů je pro mě velmi cenných.

- a) Poprosila jsem o zodpovězení a hlavně porovnání snímků u vybraných pacientů, kterým byla osnímkovaná C páteř za přítomnosti protirozptylové mřížky a bez ní;
- b) Dále mě zajímal názor na společné snímkování C páteře a lbi v laterální projekci. Lebka a C páteř je často indikována klinikem po traumatických úrazech hlavy a páteře, například po autonehodách, kdy může dojít k posunu obratlů - tedy k blokaci páteře;

c) Poslední otázkou bylo sledování rozdílného expozičního nastavení na dvou stacionárních rentgenových přístrojích. Jednalo se o zvýšení či snížení expozičních hodnot kV a tím logicky vyplývající snížení či zvýšení hodnot mAs. Zajímavým rozdílem bylo zjištění, že při vyšších hodnotách mAs výsledná plošná kerma dosahovala 2 – 3 násobku oproti „běžnému“ expozičnímu nastavení. Na základě vyšších hodnot mAs byl získán velmi kvalitní, ostrý snímek avšak za cenu vyšší radiační dávky pro pacienta. Lékaře jsem poprosila o zhodnocení snímků s rozdílným expozičním nastavením a o odpověď, zda je pro ně ostřejší snímky (s vyšší plošnou kermou), výtěžnější, co se diagnostiky týče.

Zde jsou odpovědi (ty nevypisuji doslovně, jména lékařů neudávám záměrně).

1. Ad a) Po porovnání snímků s protirozptylovou mřížkou a bez ní upřednostňuji snímky s mřížkou.
Ad b) Lebku a C páteř snímkovat odděleně.
Ad c) Obrazová dokumentace pořízená s vyšší hodnotou mAs (nižší kV) a tím vyšší plošnou kermou jsou velmi pěkné, ostré, ale neposkytují vyšší diagnostickou výtěžnost.
2. Ad a) Rozhodně doporučuji použít protirozptylovou mřížku.
Ad b) Spojení laterální projekce lbi a C páteře mi nevadí.
Ad c) - odpověď chybí –
3. Ad a) Snímky bez protirozptylové mřížky spíše ne, jsou celkově hůře hodnotitelné.
Ad b) Projekci lbi a C páteře v laterální rovině zvlášť.
Ad c) RTG dokumentace s vyššími hodnotami mAs je celkově velmi dobře hodnotitelná, ale nikterak nepřevyšující výtěžnost snímků pořízených za běžného expozičního nastavení.
4. Ad a) Protirozptylovou mřížku rozhodně ano, bez mřížky moc šumu.
Ad b) RTG lbi a C páteře raději zvlášť díky lepší ostrosti a vykreslení detailů. Objemná oblast lbi může subjektivně strhnout pozornost od struktur C páteře.
Ad c) Obrazová dokumentace s vyšší plošnou kermou je velmi hezká avšak diagnostická výtěžnost nikterak nepřevyšuje ostatní snímky.
5. Ad a) Bez protirozptylové mřížky C páteř nesnímkovat, vadí šum, neostrost. S mřížkou jsou lépe viditelné kontury kostí. Rozhodně lepší při posuzování

obrate C1 a C2, kde trauma může být naznačeno pouze tenkou linií. U snímků, hodnotící degenerativní změny páteře, dostačují bez použití mřížky, avšak vadí šum.

Ad b) Lebku a C páteř v laterální projekci snímkovat zvlášť, ve společné projekci vidím odbývání práce.

Ad c) - odpověď chybí –

6. Ad a) S protirazptylovou mřížkou, snímky jsou tak mnohem lepší, avšak pro diagnostický účel postačí základní nastavení v přístroji.

Ad b) Lebku a C páteř v laterální projekci snímkovat zvlášť, snímky jsou tak v lepším rozlišení.

Ad c) Obrazová dokumentace s navýšením mAs je nesrovnatelně lepší, ale pro určení diagnózy postačuje základní nastavení expozičních hodno.

7. Ad a) Určitě s použitím protirazptylové mřížky, obraz je jinak rozmazaný.

Ad b) Nemám rád, když jsou snímky bočné lebky a krční páteře dohromady, dávka jedotatečná a snímek se špatně hodnotí.

Ad c) Jednoznačně je lepší kvalita snímku za cenu vyšší dávky, ale neposkytuje výrazně větší diagnostickou výtěžnost.

Tabulka 1: Přehled odpovědí lékařů

	Protirazptylová mřížka	Snímky lbi a C páteře	Obr. dokumentace s navýšením mAs je diagnosticky výtěžnější
	ano - ne	dohromady - zvlášť	ano - ne
1	Ano	Zvlášť	Ne
2	Ano	Nevadí mi dohromady	X
3	Ano	Zvlášť	Ne
4	Ano	Zvlášť	Ne
5	Ano	Zvlášť	X
6	Ano	Zvlášť	Ne
7	Ano	Zvlášť	Ne

Zdroj: vlastní

Do přehledné tabulky jsem umístila zásadní odpovědi radiologických lékařů na výše uvedené otázky. Ve většině odpovědí se lékaři shodují. Rozhodně doporučují snímkovat C páteř s protirazptylovou mřížkou i za cenu navýšení celkové dávky na pacienta z důvodu lepší diagnostické výtěžnosti díky snížení objemu šumu a zvýšení

ostrosti obrysů kostí. Společné snímkování laterální projekce lbi a C páteře radiologové nevítají kvůli horší ostrosti obou snímkových objektů (centrální paprsek míjí obě zájmové oblasti) a kvůli možnému přehlédnutí traumatu. Na poslední otázku jsem získala jen 3 odpovědi, ale všechny se shodují v tom, že snímkování C páteře při „klasicky“ nastavených expozičních hodnotách je dostačující. RTG dokumentace za přítomnosti vyšší hodnoty mAs a tím pádem vyšší celkové kermy je velmi pěkná, ostrá, s minimem šumu, ale její diagnostická výtěžnost nepřesahuje „běžné“ snímky.

8 ŠETŘENÍ HYPOTÉZ

Ke správnosti námi určených hypotéz jsem došla ze sběru velkého množství dat od 212 pacientů, kteří dohromady prodělali 274 vyšetření. Ke sběru dat jsem využila zdravotnickou dokumentaci WinMedicalc a zapisovala expoziční parametry vyhotovených snímků, včetně výsledné plošné kermy u daného snímku.

Z těchto hodnot jsem zhotovila tři tabulky. První tabulka byla věnována expozičním hodnotám při snímkování krční páteře s použitím protitirozptylové mřížky. Druhá tabulka se věnovala expozičním hodnotám při RTG vyšetření krční páteře bez použití protitirozptylové mřížky. A poslední tabulka nesla expoziční hodnoty z peroperační skiaskopie.

Ve všech tabulkách jsem zprůměrovala expoziční hodnoty (kV, mAs a plošné kermy) a s těmito průměry déle pracovala a porovnávala je mezi ostatními. Z výsledných hodnot jsem sestavila grafy odpovídající jednotlivých zadaným cílům.

Ve výše stanoveném cílu jsem se obrátila na lékaře s několika dotazy týkající se jejich subjektivního názoru na kvalitu RTG snímku C páteře s použitím protitirozptylové mřížky a bez ní. Oslovila jsem 22 lékařů. Celkově jsem sesbírala subjektivní názory pouze od šesti lékařů, což je 27% z celkového počtu oslovených.

K zodpovězení cílu věnujícím se porovnání celkové plošné kermy ze skiaskopie na operačním sále s průměrnou hodnotou plic. Pro stanovení tohoto cílu jsem zvolila tři průměrné hodnoty plošné kermy plic. První hodnota je uvedena NDRÚ, druhá od paní Ing. Sůkupové Lucie, Ph.D. EACMPE (Evropská atestace, expert v medicínské fyzice) a poslední je hodnota průměrné plošné kermy plic z FN Lochotín, která mi byla poskytnuta Mgr. Janou Štěpánkovou, Ph.D.

HYPOTÉZA 1:

Předpokládám, že absence protitirozptylové mřížky při všech projekcích C páteře výrazně sníží celkovou radiační zátěž na pacienta.

Tato hypotéza se nám potvrdila. Jak je již zřejmé na grafu číslo 6, expoziční hodnoty při vyšetření C páteře bez použití protitirozptylové mřížky jsou výrazně menší, než expoziční hodnoty při vyšetření krční páteře s protitirozptylovou mřížkou.

Z těchto vyplývajících hodnot tedy můžeme potvrdit, že pacient, podstupující vyšetření C páteře bez použití protitirozptylové mřížky, je vystaven menší radiační zátěží, než kdyby podstupoval vyšetření s použitím protitirozptylové mřížky.

HYPOTÉZA 2:

Předpokládám, že při absenci protitirozptylové mřížky je pořízená RTG obrazová dokumentace C páteře validně hodnotitelná radiologickými lékaři.

Ke stanovení této hypotézy jsem oslovila několik radiologických lékařů a poprosila je o jejich subjektivní názor na kvalitu snímku a to s použitím protitirozptylové mřížky a bez ní. Oslovených lékařů bylo 22 a odpovědi mi přišlo pouze 7 (32%), což odpovídá pracovnímu zatížení lékařů.

První otázka se věnovala preferenci, zda při snímkování použít protitirozptylovou mřížku, či je výsledný obraz hodnotitelný i bez použití mřížky s pozitivním účinkem, a to ušetření radiační dávky na pacienta. Z odpovědí radiologických lékařů je jasně patrné, že protitirozptylová mřížka je při vyšetření C páteře nutností. Tato odpověď byla potvrzena všemi sedmi lékaři.

Z odpovědí vyplývá, že absence protitirozptylové mřížky je nežádoucí.

9 DISKUZE

Šetření radiační ochrany je v dnešní době snad nejvíce probírané téma mezi radiologickými fyziky, lékaři i dalšími radiologickými pracovníky. Různými technikami se radiační dávka dá snížit a tím ušetřit pacienta, ale také je třeba, aby vzniklý obraz byl kvalitní, jasný, ostrý a dal se radiology dobře hodnotit. Nekvalitní snímek totiž může lékaře přivádět k nejasné diagnóze a to by mohlo ohrozit pacienta.

Proč mluvíme o ohrožení života pacienta? Protože úrazy a degenerativní změny, či onemocnění páteře, znamená pro pacienta velmi nebezpečný stav. Mnohdy se může jednat jen o bolesti hlavy, ale nastávají i mnohem vážnější projevy. Může jít o ochrnutí končetin při postižení nervů, po mechanickém úrazu (dopravní nehody) se mohou vytvořit zlomeniny, které mohou ohrozit nervy a míchu. Pacient může i v důsledku tohoto úrazu zemřít.

Shrnutí praktického výzkumu

Data jsem sbírala v době svých praxí, kdy jsem se podílela na vyšetření pacientů s indikovaným snímkem krční páteře a také jsem pro další data navštívila zdravotnickou dokumentaci WinMedicalc. Ke svému šetření jsem nasbírala data o 212 pacientů, kteří dohromady podstoupili 274 vyšetření a to jak vyšetření RTG na skiografii, tak vyšetření na skiaskopickém přístroji na operačním sále.

Soustředila jsem se tedy na porovnání průměrů expozičního nastavení a výsledných plošných kerem u pacientů, kteří byli snímkováni s použitím protirozptylové mřížky a bez ní. Přítomnost vzduchové mezery je u snímkování C páteře přirozená díky lordóze, proto jsem ji nijak nezdůrazňovala.

Srovnání dvou technik snímkování (s a bez protirozptylové mřížky), byl zajímavý. Průměrná plošná kerma při absenci protirozptylové mřížky sníží oproti „klasickému“ snímování:

Tabulka 2: Přehled průměrné plošné kermy při projekcích s protirozptylovou mřížkou a bez mřížky.

Projekce	Snížení Ø plošné kermy v %	Ø plošná kerma s protirozptylovou mřížkou	Ø plošná kerma bez protirozptylové mřížky
AP	o 27,50%	1,2 dGy*cm ²	0,33 dGy*cm ²
LAT	o 46,81 %	0,94 dGy*cm ²	0,44 dGy*cm ²
Šikmá projekce na foramen l. sin	o 32,29%	0,96 dGy*cm ²	0,31 dGy*cm ²
Šikmá projekce na foramen l. dx.	o 46,51 %	0,86 dGy*cm ²	0,40 dGy*cm ²

Zdroj: vlastní

Dle přehledné tabulky vše svědčí pro změnu techniky snímkování C páteře kvůli citelnému snížení plošné kermy a z toho plynoucí celkové radiační dávky na pacienta. Avšak při porovnání snímků s protirozptylovou mřížkou a bez ní radiologickými lékaři byl vyřčen opačný názor. Obrazová dokumentace s absencí protirozptylové mřížky byla celkově více zatížena šumem a ostrost kontur skeletu páteře byla dostačující pouze pro hodnocení degenerativních změn. K vyloučení traumatických změn je nutné získat obrazovou dokumentaci maximálně ostrou, aby mohly být vyloučeny i jemné linie možných fissur v jemných kloubech a strukturách C páteře.

Celková hodnota průměrné plošné kermy, kterou sem získala po neurochirurgických peroperačních skiaskopiích u 40 pacientů, je 56,18 μ Gy*cm². Tuto hodnotu jsem následně přepočítala na 5,62dGy*cm a porovнала s průměrnou plošnou kermou RTG plic v hodnotě 33,333dGy*cm². Výsledné porovnání říká, že peroperační skiaskopie C páteře je hodnota větší radiační zátěže než /oproti RTG plic.

Posledním bodem mé práce bylo zjištění odborného názoru radiologických lékařů pracujících na Klinice zobrazovacích metod ve FN v Plzni. Poprosila jsem 22 z nich, aby porovnali RTG snímky C páteře s protirozptylovou mřížkou a bez ní. Zajímala mě jejich subjektivní názor na kvalitu obrazu. Díky odpovědím jsem se dozvěděla, že i přes vyšší radiační dávku dávají rozhodně přednost snímkování naší oblasti zájmu s protirozptylovou mřížkou. Jako důvod udávali větší diagnostickou

výtěžnost z obrazové dokumentace, ostřejší linie skeletu a menší objem šumu, který je při odečítání snímku ruší.

Další porovnání RTG dokumentace čekalo na lékaře v podobě odlišně expozičně pořízených snímků, u kterých byla přítomna protirozptylová mřížka. Jednalo se o srovnání obrazů s průměrným expozičním nastavením 69,8kV/6,68mAs oproti dalším, kde byla použita nižší hodnota kV a vyšší hodnota mAs: konkrétně v průměru 60kV/24,26mAs. Kvalita takto zhotovených snímků byla vynikající, avšak navýšení průměrné plošné kermy a tím tedy i z toho plynoucí radiační dávky bylo 2 až 3 násobné oproti „běžnému“ expozičnímu nastavení. I lékařům se takto pořízená dokumentace velmi líbila, avšak diagnostická výtěžnost nijak nepřevyšuje klasicky pořízené snímky.

ZÁVĚR

Mezi radiology a radiologickými pracovníky je předmětem hlavního zájmu získání nejen kvalitní obrazové dokumentace, která bude dostupná k maximální diagnostické výtěžnosti, ale i snížení radiační dávky na pacienta. Dle principů radiační ochrany musí diagnostické ozáření převyšovat možné riziko újmy, avšak u pacienta jako takového nejsou dané žádné limity, na které je třeba brát ohled. Klinici mohou spoléhat na toto pravidlo, které je i zakotvené v legislativě, avšak zároveň je třeba sledovat a co možná nejvíce snižovat zbytečné ozáření. Každé ozáření tkáně se sčítá, lineárně narůstá a je třeba, aby nedosáhlo prahu, od kterého vznikají onemocnění související právě s vysokou mírou ozáření. Tyto prahové účinky radiologickou terminologií nazýváme jako stochastické účinky. Mají vliv na biologii orgánů, tkání, na genetiku.

Ve své práci jsem se snažila statistickým výzkumem zjistit, zda by bylo možná přispět změnou techniky snímkování u C páteře právě k radiační ochraně pacienta. Oblast krční páteře jsem si vybrala z důvodu velmi častého snímkování nejen kvůli vyloučení možných traumatických změn při pádech, autonehodách, ale také kvůli narůstajícím „civilizačním“ obtížím v této oblasti. Degenerativní změny páteře a celková ztuhlost krční oblasti je v dnešní době jedním z nejčastěji léčeným úsekem na rehabilitačních odděleních či ambulancí.

Ve svém výzkumu jsem se zajímala o expoziční nastavení stacionárních rentgenových přístrojů a o výsledné plošné kermy, ze kterých lze vypočítat celkovou radiační dávku pro daného pacienta. Nebrala jsem v potaz věk, pohlaví ani váhu snímkaných osob. Na výslednou plošnou kermu, jak víme, má vliv nejen expoziční nastavení přístroje, kolimace – tedy vymezení snímkané oblasti, ale i v neposlední řadě váha pacienta. Protože jsem osobně nebyla u všech snímkaných osob a čerpala data z lékařské databáze WinMedicalc, nemohla jsem si tuto položku – tedy váhu – osobně kontrolovat. A bohužel, bylo mi potvrzeno, že ne vždy záznamy o výšce a váze pacienta souhlasí. Z výše uvedených důvodů jsem tedy zaznamenávala čistě expoziční fakta získaná ze snímků pacienta.

Díky bohatým zkušenostem radiologických lékařů věřím, že snímkování C páteře s protirozptylovou mřížkou je i navzdory vyšší radiační dávce, právem požadováno, neboť diagnostická výtěžnost převyšuje míru ozáření a vyloučení

případných traumatických změn. Věřím, že předejití fatálních následků traumat C páteře je pro samotné pacienty důležitější, než mírné navýšení radiální dávky.

ZDROJE

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED, ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0143-x.
- [2] HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- [3] CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-114-4.
- [4] MACHOVÁ, Jitka. *Biologie člověka pro učitele*. Druhé vydání. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3357-2.
- [5] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [6] STRÍTESKÝ, Jan. *Patologie: [učebnice pro zdravotnické školy a bakalářské studium]*. Olomouc: Epava, 2001. ISBN 80-86297-06-3.
- [7] SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem: Učeb. text pro stř. zdravot. školy, obor radiologických laborantů*. Praha: Avicenum, 1973. Učebnice pro zdravotní školy.
- [8] KASÍK, Jiří. *Verteobrogenní kořenové syndromy, diagnostika a léčba*. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0142-1.
- [9] KALTOFEN, Kurt. *Degennerativní onemocnění krční páteře a možnosti chirurgické léčby*. Neurochirurgická klinika LF a FN, Hradec Králové, *Neurol. pro praxi*, 2008; 9(3): 140–144.
- [10] SIEFEERT V, Stolke D. Multisegmental cervical spondylosis: treatment by spondylectomy, microsurgical decompression, and ostenosyntesis. *Neurosurgery* 1991; 29: 498–503.

Online zdroje

- [11] KRBEČ, Martin. Poranění páteře, Ortopedická klinika FNB a MU (online). 17.1.2021 https://www.med.muni.cz/Traumatologie/Ortopedie_B/Ortopedie_2/Ortopedie_2.htm
- [12] MICHÁLEK, Tomáš. Internetový portál RTG (online) 22.2.2021 http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html
- [13] IPREA, Institut preventivní rehabilitace. Léčba krční páteře. Praha, Nestátní zdravotnické zařízení (online) 6.3.2021 <http://www.iprea.cz/o214App.aspx?214=F980AB17-3313-4B89-B936-06D02239D00C&IDT=60&PP=21AF4E45-9133-4193-B70B-84872F65FB4F&PS=682B06E8-B8F7-4AEE-9A20-E514D3C0165A&IDNP1=&IDN1=&IDNP2=&IDN2=&IDNP3=&IDN3=&IDNP4=&IDN4=&IDNP5=9419BC9E-2080-401B-A45B-541FDC92DBC4&IDN5=3C7ECADA-EE31-47BE-985A-7037FE22BCA6>
- [14] Institut biostatistiky a analýzy LF. MUNI SPORT, Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií. Krční páteř (online) 6.3.2021 <https://www.zdraweb.cz/index.php?pg=anatomicke-regiony--krcni-pater>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A Tabulka expozičních hodnot s použitím protirozptylové mřížky.....	97
Příloha B Tabulka expozičních hodnot bez použití protirozptylové mřížky	98
Příloha C Tabulka expozičních hodnot na peroperační skiaskopii	99
Příloha D Krční páteř	100
Příloha E Svaly na krku.....	101

PŘÍLOHY

Příloha A Tabulka expozičních hodnot s použitím protirozptylové mřížky

	AP projekce			LAT projekce			FORAMINA SIN.			FORAMINA DX.		
	kv	mAs	dKy*cm ²	kv	mAs	dKy*cm ²	kv	mAs	dKy*cm ²	kv	mAs	dKy*cm ²
Pacient 1	65,9	6,7	0,62	72,9	2,8	0,45						
Pacient 2	72,9	6,9	1,23	72,9	6	0,851						
Pacient 3	72,9	9,4	1,41	72,9	8,1	1,901						
Pacient 4	65,9	10	1,164	65,9	6	1,106						
Pacient 5	79	1	1,15	85	2	0,87						
Pacient 6	60	57	3,85	60	19	1,56	60	23	1,91	60	17	1,15
Pacient 7	60	53	60	60	23	0,363						
Pacient 8	65,9	25	2,526	72,9	2							
Pacient 9	72,9	4	0,387				72,9	4	0,769			
Pacient 10	65,9	12	1,51	72,9	5	1,161						
Pacient 11	65,9	24	2,594	65,9	9	1,594						
Pacient 12			60			7						
Pacient 13	60	23	1,44	60	10	0,63	60	11	0,7	60	14	0,92
Pacient 14	79	2	0,38	85	1	0,4	102	1	0,67	102	1	0,69
Pacient 15	60	16	0,98	60	8	0,5	102	1	0,51	102	1	0,49
Pacient 16	65,9	7	0,809	72,9	4	0,911						
Pacient 17	83	2	0,27	90	1	0,41						
Pacient 18	65,9	8	0,735	72,9	1	0,358	76,8	3	0,575	76,8	3	0,691
Pacient 19	72,9	13	1,586	65,9	7	1,292						
Pacient 20	65,9	7	0,519	72,9	1	0,356						
Pacient 21	65,9	4	0,214	65,9	10	2,219						
Pacient 22	69,8	6	1,006	69,8	5	0,888						
Pacient 23	69,8	4	0,385	69,8	7	2,729						
Pacient 24	69,8	9,9	1,92	69,8	5	1,16						
Pacient 25	69,8	11	2,112	69,8	4	0,987						
Pacient 26	69,8	6	0,582	69,8	4	0,736						
Pacient 27	69,8	11	1,754	69,8	10	2,447						
Pacient 28	69,8	1	0,143	69,8	1	0,187						
Pacient 29	69,8	11	1,73	69,8	13	2,333						
Pacient 30	69,8	9	1,205	69,8	7	1,547						
Pacient 31	69,8	10	1,41	69,8	7	1,451						
Pacient 32	69,8	8	1,251	69,8	5	0,929						
Pacient 33	69,8	3	0,3	69,8	3	0,426	60	25	1,81	60	18	1,23
Pacient 34							76,8	5	0,756	76,8	4	0,592
Pacient 35	79	3	1,19	90	2	0,59						
Pacient 36	79	3	0,64	85	2	0,79						
Pacient 37	60	33	2,4	60	17	1,36						
Pacient 38	65,9	14	1,09	72,9	4	0,723						
Pacient 39	72,9	7	1,382	72,9	7	1,57						
Pacient 40	79	5	0,91	85	2	0,51						
Pacient 41	60	44	2,38	60	17	1,3						
Pacient 42	79	3	0,62	85	1	0,37	100	2	0,66	100	2	0,75
Pacient 43	60	26	1,67	60	8	0,54	60	10	0,66	60	9	0,59
Pacient 44	65,9	12	1,143	72,9	1	0,157						
Pacient 45	60	17	1,11	60	13	1,04						
Pacient 46	60	37	2,4	60	15	0,91						
Pacient 47	72,9	10	1,121							72,9	11	1,405
Pacient 48	65,9	10	0,838	72,9	3	0,458						
Pacient 49	79	3	0,6	85	2	0,315	102	1	0,71	102	1	0,62
Pacient 50	65,9	10	0,948	72,9	1	0,44						
Pacient 51	60	19	1,59	60	15	1,24	60	14	1,7	60	21	2,74
Pacient 52	65,9	9	0,731	72,9	4	0,539						
Pacient 53	79	3	1	85	2	0,56						
Pacient 54	60	18	1,44	60	8	0,84						
Pacient 55	60	15	1,05	60	5	0,49						
Pacient 56	65,9	12	0,69	72,9	2	0,75						
Pacient 57	60	22	0,876	60	11	0,248						
Pacient 58	79	2	1,64	85	2	0,78						
Pacient 59	79	1	0,7	85	2	0,44						
Pacient 60	65,9	13	1,081	72,9	4	0,473	102	1	0,74	102	1	0,74
Pacient 61	79	3	0,71	85	1	0,39						
Pacient 62	69,9	13	1,13	69,9	7	1,16						
Pacient 63	60	13	0,75	60	10	0,63						
Pacient 64	72,9	1	0,247	72,9	2	0,221						
Pacient 65	79	2	0,29	85	1	0,26						
Pacient 66	72,9	2	0,22	72,9	2	0,262						
Pacient 67	79	9	1,03	85	4	0,44						
Pacient 68	79	5	1,13									
Pacient 69	x	x	x	69,8	9	1,991						
Pacient 70	60	35	1,98	x	x	x						
Pacient 71	67	28	2,76	60	27	3,88						
Pacient 72	65,9	31	3,78	72,9	5	0,821						
Pacient 73	79	2	0,44	85	1	0,33	102	1	0,5	102	1	0,51
Pacient 74	79	2	0,47	85	2	0,6	102	1	0,6	102	1	0,7
Pacient 75	60	25	1,91	60	19	1,7	60	18	1,14	60	6	0,37
Pacient 76	80	8	0,684	80	8	0,706						
Pacient 77	79	3	0,78	85	2	0,5	102	1	0,62	102	1	0,88
Pacient 78	79	2	0,64	85	2	0,56						
Pacient 79	69,8	6	0,546	x	x	x						
Pacient 80	65,9	14	1,238	72,9	5	0,868	60	31	2,23	60	18	1,24
Pacient 81	60	10	2,6	60	20	1,44						
Pacient 82	70	14	0,9	72	14	1,5						
Pacient 83	65,9	6	0,465	72,9	0	0,128	65	8	1,23	65	4	0,64
Pacient 84	79	2	0,4	85	2	0,45	102	1	0,48	102	1	0,45
Pacient 85	79	2	0,85	60	9	1,13	102	1	0,62	85	2	0,65
Pacient 86	60	9	0,31	85	2	0,63						
Pacient 87	60	27	1,75	60	24	1,9						
Pacient 88	65,9	20	1,938	72,9	4	0,651						
Pacient 89	65,9	9	0,693	72,9	2	0,36						
Pacient 90	72,9	3	0,324	65,9	3	0,305						
Pacient 91	67,5	7	1,92	71,5	14	1,69						
Pacient 92	72,9	5	0,516	72,9	4	0,598						
Pacient 93	79	2	0,68	85	2	0,6						
Pacient 94	79	5	1,21	85	1	0,72						
Pacient 95	60	49	3,2	60	20	1,66						
Pacient 96	79	5	0,97	85	3	1,16						
Pacient 97	65,9	29	2,562	72,9	5	0,977						
Pacient 98	79	4	1,21	85	2	0,55	96	3	1,25	96	2	1
Pacient 99	79	1	0,59	85	2	0,6						
Pacient 100	79	3	0,7	85	1	0,49	102	1	0,69	102	2	0,79
Pacient 101	79	4	0,98	85	2	0,7	102	2	1,21	102	2	1,32
Pacient 102	79	3	0,88	85	2	0,95	102	1	0,51	102	1	0,6
Pacient 103	79	3	0,7	85	3	1,02	102	2	1,04	102	2	1,17
Pacient 104	79	5	0,99	85	2	1	102	2	1,14	90	1	0,49
Pacient 105	79	3	0,59	85	2	0,82	102	2	0,99	102	1	0,53
Pacient 106	79	2	0,12	85	2	0,65						
Pacient 107	75	3	0,46	77	2	0,49						
Pacient 108	72,9	4	1,94	65,9	7	0,77						
Pacient 109	60	27	0,249	60	12	0,504	60	21	1,79	60	21	1,79
Pacient 110	79	6	1,68	85	2	0,43	102	3	1,6	102	2	1,31
Pacient 111	79	2	0,37	85	1	0,49	102	1	0,49	102	1	0,51
Pacient 112	60	69	4,6	60	18	2,3	102	1	0,74	102	1	0,41
Pacient 113	79	5	1,48	85	1	0,32						

Zdroj: vlastní

Příloha B Tabulka expozičních hodnot bez použití protirozptylové mřížky

	AP projekce			LAT projekce			FORAMINA SIN.			FORAMINA DX.		
	kv	mAs	dGy*cm ²	kv	mAs	dGy*cm ²	kv	mAs	dGy*cm ²	kv	mAs	dGy*cm ²
Pacient 1	69,8	1,59	0,126	69,8	2	0,209						
Pacient 2	69,8		0,247	69,8	2	0,279						
Pacient 3	69,8		0,218	69,8	1	0,389						
Pacient 4	69,8	2	0,279	69,8	2	0,382						
Pacient 5	69,8	6	0,784	69,8	4	0,77						
Pacient 6	69,8	1	0,144	69,8	1	0,135						
Pacient 7	69,8	4	0,622	69,8	3	0,56						
Pacient 8	69,8	2	0,256	69,8	2	0,411						
Pacient 9	69,8	2	0,378	69,8	2	0,585						
Pacient 10	69,8	2	0,194	69,8	2	0,289						
Pacient 11	69,8	2	0,195	69,8	2	0,243						
Pacient 12	69,8	3	0,274	xxx	xxx	xxx						
Pacient 13	xxx	xxx	xxx	60	8	0,46	60	5	0,35	60	10	0,82
Pacient 14	69,8	4	0,51	69,8	4	0,902						
Pacient 15	72,9	1	0,074	65,9	2	0,166	76,8	1	0,278	76,8	1	0,286
Pacient 16	60	8	0,43	60	6	0,42	62	4	0,26	62	6	0,36
Pacient 17	79	2	0,55	85	1	0,4						
Pacient 18	56	2	0,08	66	4	0,2	66	3	0,3	66	3	0,23
Pacient 19	66	6	0,43	66	6	0,66	66	4	0,3	66	5	0,39
Pacient 20	65,9	4	0,331	72,9	3	0,242						
Pacient 21	69,8	3	0,382	69,8	3	0,47						
Pacient 22	72,9	3	0,409	72,9	2	0,443						
Pacient 23	xxx	xxx	xxx	69,8	2	0,477						
Pacient 24	69,8	2	0,184	69,8	1	0,225						
Pacient 25	79	1	0,3	85	1	0,42	85	1	0,39	102	1	0,36
Pacient 26	67,8	5	0,747	76,8	3	1,034						
Pacient 27	69,8	2	0,221	69,8	2	0,301						
Pacient 28	62,9	5	0,368	69,8	18	0,987						
Pacient 29	69,8	1,59	0,126	69,8	2	0,209						
Pacient 30	69,8	3	0,247	69,8	2	0,279						
Pacient 31	69,8	1	0,218	69,8	1	0,389						
Pacient 32	69,8	2	0,279	69,8	2	0,382						
Pacient 33	69,8	6	0,784	69,8	4	0,77						
Pacient 34	69,8	1	0,144	69,8	1	0,135						
Pacient 35	69,8	4	0,622	69,8	3	0,56						
Pacient 36	69,8	2	0,256	69,8	2	0,411						
Pacient 37	69,8	2	0,378	69,8	2	0,585						
Pacient 38	69,8	2	0,194	69,8	2	0,289						
Pacient 39	69,8	2	0,195	69,8	2	0,243						
Pacient 40	69,8	3	0,274	xxx	xxx	xxx						
Pacient 41	xxx	xxx	xxx	60	8	0,46	60	5	0,35	60	10	0,82
Pacient 42	69,8	4	0,51	69,8	4	0,902						
Pacient 43	72,9	1	0,074	65,9	2	0,166	76,8	1	0,278	76,8	1	0,286
Pacient 44	60	8	0,43	60	6	0,42	62	4	0,26	62	6	0,36
Pacient 45	79	2	0,55	85	1	0,4						
Pacient 46	56	2	0,08	66	4	0,2	66	3	0,3	66	3	0,23
Pacient 47	66	6	0,43	66	6	0,66	66	4	0,3	66	5	0,39
Pacient 48	65,9	4	0,331	72,9	3	0,242						
Pacient 49	69,8	3	0,382	69,8	3	0,47						
Pacient 50	72,9	3	0,409	72,9	2	0,443						
Pacient 51	xxx	xxx	xxx	69,8	2	0,477						
Pacient 52	69,8	2	0,184	69,8	1	0,225						
Pacient 53	79	1	0,3	85	1	0,42	85	1	0,39	102	1	0,36
Pacient 54	67,8	5	0,747	76,8	3	1,034						
Pacient 55	69,8	2	0,221	69,8	2	0,301						
Pacient 56	62,9	5	0,368	69,8	18	0,987						
Pacient 57	69,8	1,59	0,126	69,8	2	0,209						
Pacient 58	69,8	3	0,247	69,8	2	0,279						
Pacient 59	69,8	1	0,218	69,8	1	0,389						
Pacient 60	69,8	2	0,279	69,8	2	0,382						
Pacient 61	69,8	6	0,784	69,8	4	0,77						
Pacient 62	69,8	1	0,144	69,8	1	0,135						
Pacient 63	69,8	4	0,622	69,8	4	0,77						
Pacient 64	69,8	2	0,256	69,8	2	0,411						
Pacient 65	69,8	2	0,378	69,8	2	0,585						
Pacient 66	69,8	2	0,194	69,8	2	0,289						
Pacient 67	69,8	2	0,195	69,8	2	0,243						
Pacient 68	69,8	3	0,274	xxx	xxx	xxx						
Pacient 69	xxx	xxx	xxx	60	8	0,46	60	5	0,35	60	10	0,82
Pacient 70	69,8	4	0,51	69,8	4	0,902						
Pacient 71	72,9	1	0,074	65,9	2	0,166	76,8	1	0,278	76,8	1	0,286
Pacient 72	60	8	0,43	60	6	0,42	62	4	0,26	62	6	0,36
Pacient 73	79	2	0,55	85	1	0,4						
Pacient 74	56	2	0,08	66	4	0,2	66	3	0,3	66	3	0,23
Pacient 75	66	6	0,43	66	6	0,66	66	4	0,3	66	5	0,39
Pacient 76	65,9	4	0,331	72,9	3	0,242						
Pacient 77	69,8	3	0,382	69,8	3	0,47						
Pacient 78	72,9	3	0,409	72,9	2	0,443						
Pacient 79	xxx	xxx	xxx	69,8	2	0,477						
Pacient 80	69,8	2	0,184	69,8	1	0,225						
Pacient 81	79	1	0,3	85	1	0,42	85	1	0,39	102	1	0,36
Pacient 82	67,8	5	0,747	76,8	3	1,034						
Pacient 83	69,8	2	0,221	69,8	2	0,301						
Pacient 84	62,9	5	0,368	69,8	18	0,987						
Pacient 85	69,8	1,59	0,126	69,8	2	0,209						
Pacient 86	69,8	3	0,247	69,8	2	0,279						
Pacient 87	69,8	1	0,218	69,8	1	0,389						
Pacient 88	69,8	2	0,279	69,8	2	0,382						
Pacient 89	69,8	6	0,784	69,8	4	0,77						
Pacient 90	69,8	1	0,144	69,8	1	0,135						
Pacient 91	69,8	4	0,622	69,8	3	0,56						
Pacient 92	69,8	2	0,256	69,8	2	0,411						
Pacient 93	69,8	2	0,378	69,8	2	0,585						
Pacient 94	69,8	2	0,194	69,8	2	0,289						
Pacient 95	69,8	2	0,195	69,8	2	0,243						
Pacient 96	69,8	3	0,274	xxx	xxx	xxx						
Pacient 97	xxx	xxx	xxx	60	8	0,46	60	5	0,35	60	10	0,82
Pacient 98	69,8	4	0,51	69,8	4	0,902						
Pacient 99	72,9	1	0,074	65,9	2	0,166	76,8	1	0,278	76,8	1	0,286
Pacient 100	60	8	0,43	60	6	0,42	62	4	0,26	62	6	0,36
Pacient 101	79	2	0,55	85	1	0,4						
Pacient 102	56	2	0,08	66	4	0,2	66	3	0,3	66	3	0,23
Pacient 103	66	6	0,43	66	6	0,66	66	4	0,3	66	5	0,39
Pacient 104	65,9	4	0,331	72,9	3	0,242						
Pacient 105	69,8	3	0,382	69,8	3	0,47						
Pacient 106	72,9	3	0,409	72,9	2	0,443						
Pacient 107	xxx	xxx	xxx	69,8	2	0,477						
Pacient 108	69,8	2	0,184	69,8	1	0,225						
Pacient 109	79	1	0,3	85	1	0,42	85	1	0,39	102	1	0,36
Pacient 110	67,8	5	0,747	76,8	3	1,034						
Pacient 111	69,8	2	0,221	69,8	2	0,301						
Pacient 112	62,9	5	0,368	69,8	18	0,987						
Pacient 113	56	2	0,08	66	4	0,2	66	3	0,3	66	3	0,23
Pacient 114	66	6	0,43	66	6	0,66	66	4	0,3	66	5	0,39
Pacient 115	65,9	4	0,331	72,9	3	0,242						

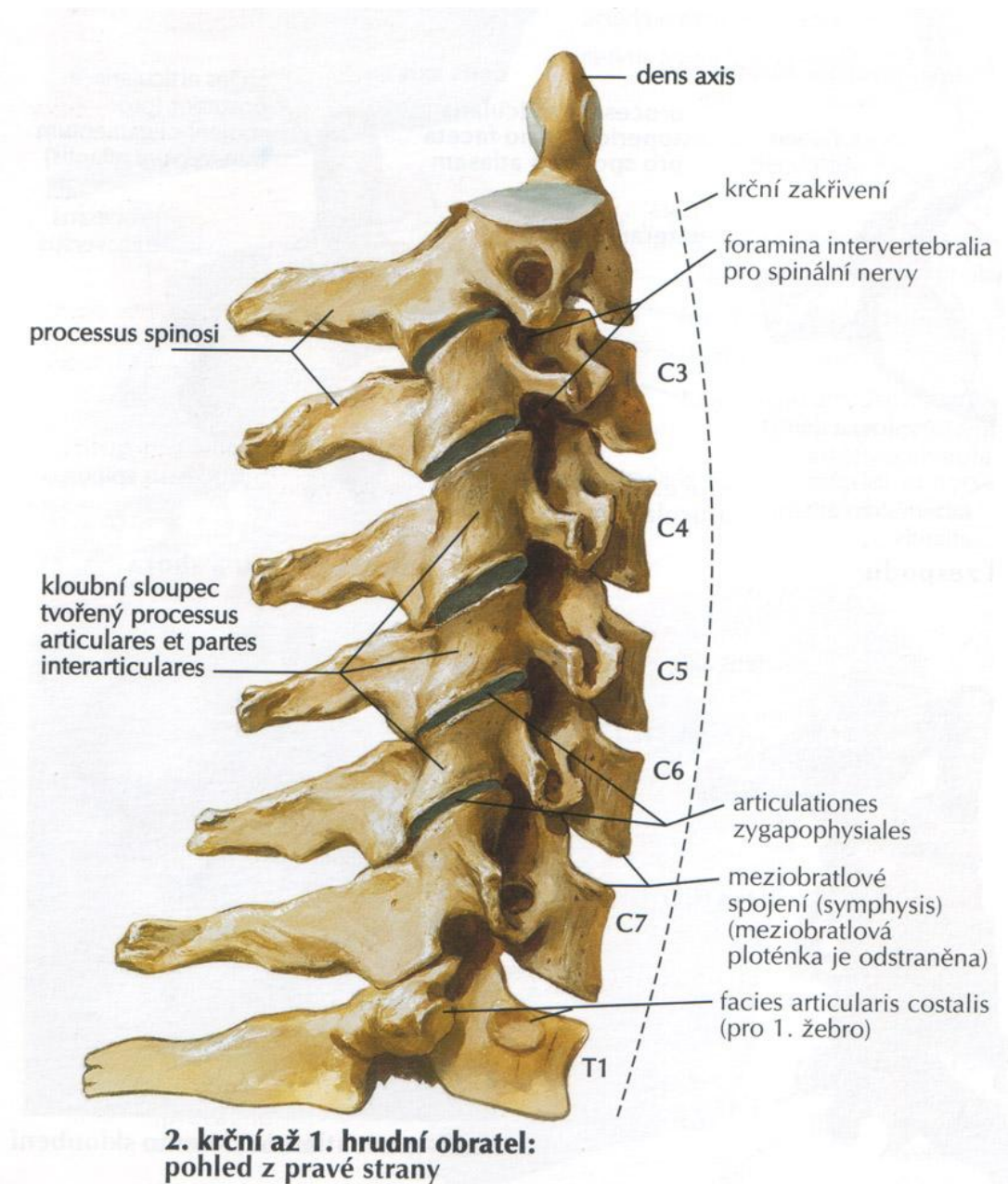
Zdroj: vlastní

Příloha C Tabulka expozičních hodnot na peroperační skiaskopii

	kv	mAs	$\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ celkem	$\text{dGy} \cdot \text{cm}^2$ celkem	čas/s
Pacient 1	63	0,21	51,52	5,15	49
Pacient 2	64,9	0,3	51,35	5,14	25
Pacient 3	65	0,15	55,18	5,52	64
Pacient 4	62	0,25	20,38	2,04	23
Pacient 5	62,7	0,22	41,91	4,19	22
Pacient 6	63	0,4	43,74	4,37	30
Pacient 7	63	0,21	29,65	2,97	13
Pacient 8	65	0,5	47,11	4,71	19
Pacient 9	59	0,1	15,38	1,54	18
Pacient 10	69,9	0,5	290,31	29,03	101
Pacient 11	66	0,55	50,29	5,03	32
Pacient 12	64	0,28	64,44	6,44	34
Pacient 13	75,9	0,49	110,68	11,07	30
Pacient 14	63,5	0,3	15,28	1,53	11
Pacient 15	67	0,4	51,93	5,19	30
Pacient 16	63	0,3	17,32	1,73	11
Pacient 17	64	0,26	97,89	9,79	28
Pacient 18	63	0,22	27,59	2,76	14
Pacient 19	61	0,7	11,87	1,19	13
Pacient 20	70	0,24	29,86	2,99	12
Pacient 21	63	0,21	51,52	5,15	49
Pacient 22	64,9	0,3	51,35	5,14	25
Pacient 23	65	0,15	55,18	5,52	64
Pacient 24	62	0,25	20,38	2,04	23
Pacient 25	62,7	0,22	41,91	4,19	22
Pacient 26	63	0,4	43,74	4,37	30
Pacient 27	63	0,21	29,65	2,97	13
Pacient 28	65	0,5	47,11	4,71	19
Pacient 29	59	0,1	15,38	1,54	18
Pacient 30	69,9	0,5	290,31	29,03	101
Pacient 31	66	0,55	50,29	5,03	32
Pacient 32	64	0,28	64,44	6,44	34
Pacient 33	75,9	0,49	110,68	11,07	30
Pacient 34	63,5	0,3	15,28	1,53	11
Pacient 35	67	0,4	51,93	5,19	30
Pacient 36	63	0,3	17,32	1,73	11
Pacient 37	64	0,26	97,89	9,79	28
Pacient 38	63	0,22	27,59	2,76	14
Pacient 39	61	0,7	11,87	1,19	13
Pacient 40	70	0,24	29,86	2,99	12

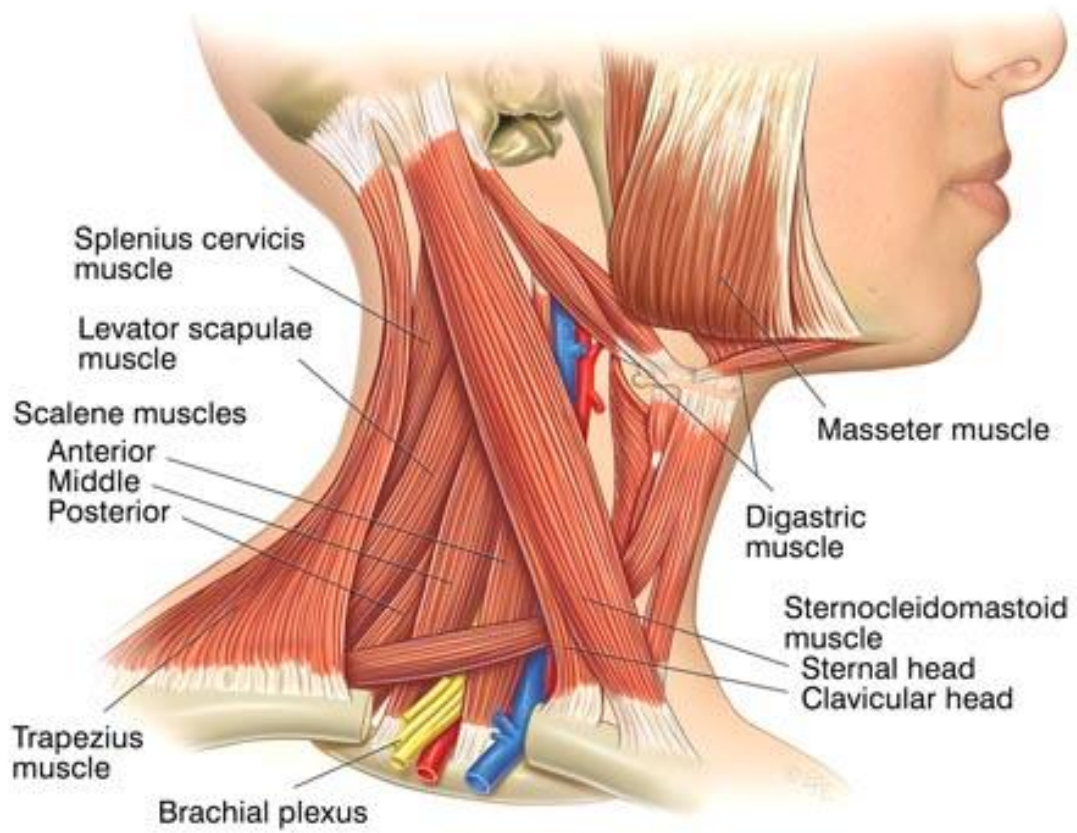
Zdroj: vlastní

Příloha D Krční páteř



Zdroj: <https://www.zdraweb.cz>

Příloha E Svaly na krku



Zdroj: <http://www.iprea.cz>