



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Studies

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Fakulta zdravotně sociální

Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

Bakalářská práce

Sledování účinku nových expozičních
parametrů po přechodu na CR digitální
zpracování obrazu na radiodiagnostickém
pracovišti v Nemocnici Sušice, o.p.s.

Vypracoval: Karel Kliment

Vedoucí práce: Ing. Mgr. Jiří Hamouz

České Budějovice 2015

Abstrakt

Sledování účinku nových expozičních parametrů po přechodu na CR digitální zpracování obrazu na radiodiagnostickém pracovišti v Nemocnici Sušice, o.p.s.

Objev krátkovlnného umělého ionizujícího záření a využívání jeho jevů umožnil rozvoj oboru radiodiagnostika. V současné době tvoří dávky způsobené lékařským ozářením nejvyšší podíl na ozáření člověka z umělých zdrojů ionizujícího záření (ZIZ). Výše individuálních dávek ionizujícího záření se udržuje tak nízko, jak je to rozumné s uvážením ekonomických a sociálních hledisek. Všichni držitelé povolení pro práci s umělými zdroji ionizujícího záření musí splňovat přísná legislativní kritéria. Sleduje se bezpečnost ZIZ, jsou stanoveny obecné dávkové limity. Každé lékařské ozáření musí být zdůvodněno prospěchem pro jedince, který ho podstoupí. Radiační ochrana na pracovištích podléhá principu optimalizace. Jednou z cest vedoucí k optimalizaci radiační ochrany je stanovení Místní diagnostické referenční úrovně (MDRÚ).

Cílem práce bylo ověřit a vyhodnotit, zda a jak bude přechodem na nepřímou digitalizaci ovlivněna kvalita zobrazení. Podle modelových vyšetření na vodním fantomu stanovit nejnižší možné dávky, u nichž bude zachovaná kvalita obrazu. V případě, že se dávky podaří snížit, bude možno stanovit nové MDRÚ.

Měření jsem uskutečnil na skiagrafickém pracovišti radiodiagnostického oddělení Nemocnice Sušice, o.p.s. Na oddělení proběhl přechod na CR (Computed Radiography) zpracování obrazu. Snížení dávky lze, mimo jiné, dosáhnout vhodnou úpravou expozičních parametrů na ovladači přístroje. Ověřoval jsem, jak změna v nastavení expozičních parametrů ovlivní kvalitu výsledného obrazu.

Vybral jsem modelová vyšetření. Pro jednotlivá vyšetření jsem použil vodní fantom odpovídající tloušťce vyšetřované oblasti standardního pacienta. U všech vyšetření jsem hodnotil tyto parametry: kermu, KAP (Kerma Area Product), expoziční index, šum, rozlišení na vysokém a nízkém kontrastu a vliv velikosti zobrazovacího bodu.

Pro měření vysokého kontrastu byla zkušební pomůcka umístěna mezi vrstvami vodního fantomu ve výšce diagnosticky důležitých částí. K hodnocení viditelnosti nízkokontrastních objektů jsem použil zeslabující hliníkové plíšky o různých tloušťkách.

Výchozí expoziční hodnoty a nastavení projekce bylo u každého vyšetření provedeno shodně s běžným provozem. Aby rozlišovací schopnost nebyla ovlivněna velikostí plochy kazety, použil jsem formát 24 x 30. Při neměnném konstantním výchozím napětí bylo nejprve pomocí změny nastavení zčernání snižováno a zvyšováno elektrické množství. Poté bylo při konstantním zčernání zvyšováno a snižováno napětí. Nastavené veličiny napětí U_a [kV], stupeň zčernání a naměřené hodnoty expozičního množství Q [mAs], KAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$], kermy [mGy] a expozičního indexu jsem zaznamenal do výsledných tabulek.

Hodnoty rozlišení vysokého a nízkého kontrastu a šumu jsem odečítal na diagnostické stanici. Velikost zobrazovacího bodu byla posuzována s ohledem na použité zvětšení.

Podle naměřených hodnot šumu, rozlišení vysokého a nízkého kontrastu byla hodnocena kvalita obrazu. Závislost sledovaných parametrů na změnách nastavení expozičních hodnot je uvedena v diskuzi. Z výsledků jsem vyvodil pro jednotlivá vyšetření doporučení, která se týkají nastavených expozičních parametrů. Pro nové nastavení expozičních hodnot jsem vypracoval MDRÚ a porovnal se stávajícími hodnotami MDRÚ na pracovišti a s NDRÚ (Národní diagnostické referenční úrovně). Tím byly splněny dva cíle práce, nastavení nejnižších možných dávek, u nichž bude zachována kvalita obrazu a stanovení nových MDRÚ. Doporučení snížit dávku byla jen u některých vyšetření. U některých dosahovaly nastavené MDRÚ i polovičních hodnot NDRÚ. Kvalita i diagnostická výtěžnost obrazu tak mohla být i po splnění kritérií NDRÚ vyšší. Proto jsem u těchto vyšetření doporučil dávku zvýšit. Výsledky modelových vyšetření je třeba ověřit v klinické praxi a nechat posoudit lékaře radiologa a radiologického fyzika.

Samostatnou prací by si zasloužilo vyšetření plic, u kterého jsou na pracovišti standardně nastaveny hodnoty 117 kV, zčernání +2, tj. cca 1,9 mAs. Snímky plic jsou načteny pomocí plicního programu, který má vysoké zesílení kontrastu obrazu jak pro diagnostickou informaci, tak také pro kvantový šum vlivem nízkého počtu zachycených fotonů na fólii při krátkých expozičních časech. Výsledné hodnoty rozlišení ve vysokém i nízkém kontrastu ukazují na potřebu zvýšení elektrického množství prodloužením expozičního času. Toho lze dosáhnout snížením napětí, přenastavením AEC (Automatic Exposure Control) pro napětí od 100 kV výše nebo užitím přídavné filtrace při zachování hranice NDRÚ.

Porovnal jsem MDRÚ filmového a CR procesu na daném pracovišti. Pro vysoký kontrast jsem použil údaje z protokolů ZDS (zkouška dlouhodobé stability) filmového a CR zpracování obrazu. Z porovnání vysokého kontrastu ZDS vyplývá, že přechodem pracoviště na nepřímou digitalizaci se rozlišení ve vysokém kontrastu zhoršilo.

Po změně expozičních parametrů, které vedou ke snižování dávky, tedy zvyšování napětí a snižování elektrického množství, roste šum a klesá rozlišení. Zvýšení kvality obrazu lze v některých případech dosáhnout snížením napětí a zvyšováním expozičního množství, ovšem jen do určité míry s hodnocením radiologa a konzultací s radiologickým fyzikem.

Klíčová slova:

rentgen, kontrast, šum, diagnostické referenční úrovně, kvalita obrazu

Abstract

Monitoring the effects of new exposure parameters after transition to CR digital image processing in the Radiodiagnostic Department at Sušice Hospital, o.p.s.

The discovery of shortwave artificial ionising radiation and the use of its properties has enabled the development of the field of radiology. At the current time, doses of radiation caused by medical exposure make up the largest part of peoples' exposure to artificial sources of ionising radiation (SIR). The levels of individual doses of ionising radiation are kept as low as is sensible bearing in mind economic and social perspectives. All holders of permits for working with artificial sources of ionising radiation must meet strict legislative criteria. SIR safety is monitored, and general dosage limits are determined. Every medical exposure must be justified as of benefit to the individual subject to it. Radiation protection at the workplace is subject to the principle of optimisation. One of the paths leading to optimisation of radiation protection is the specification of the Local Diagnostic Reference Level (LDRL).

The objective of this thesis was to test and evaluate whether and how transition to indirect digitisation affects image quality. According to model examinations on a water phantom, the lowest possible dose for which image quality would be preserved was to be determined. If the dose could be reduced, it would be possible to specify a new LDRL.

I undertook the measurements at the radiographic centre in Sušice Hospital, o.p.s.'s Radiodiagnosics Department. Transition to CR (Computer Radiography) image processing had taken place at the department. The dose can be reduced, amongst other things, by making appropriate adjustment to exposure parameters on the control unit. I tested how changes in the exposure parameters set affected the quality of the resulting image.

I selected a model examination. I used the water phantom for each examination which corresponded to the thickness of the area to be examined for a standard patient. For each test, I evaluated the following parameters: kerma, KAP (Kerma Area product), exposure index, noise, resolution for high and low contrast and the affect of the size of the imaging point.

To measure high contrast, a testing means was located between the water phantom layers at the height of diagnostically important sites. To evaluate the visibility of low contrast objects, I used weakening aluminium plates of various thicknesses.

The default exposure values and projection settings were made for each test as they are for standard operation. In order that resolving power was not impacted by the size of the cassette area, I used a 24 x 30 format. For constant default voltage, first of all changes to the settings were made to reduced blackening and increase electrical charge. Subsequently, voltage was increased and reduced with a constant blackening level. I recorded the set quantities for voltage U_a [kV], blackening level and measured values for exposure quantity Q [mAs], KAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$], kerma [mGy] and exposure index in the resulting tables.

I subtracted the resolution values for high and low contrast and noise at the diagnostic station. The size of the image point was assessed taking account of the enlargement used.

Image quality was evaluated according to the measured values for noise, and high and low contrast resolution. The dependency of the parameters monitored on changes in the setting for exposure values is given in the discussion. I used the results to determine recommendations for specific examinations in terms of exposure parameters to be set. I worked out the LDRL for the new exposure parameter settings and compared it to the current LDRL values at the workplace and with the NDRL (National Diagnostic Reference Level). In so doing, the two objectives of the thesis were fulfilled; the setting for the lowest possible dose for which image quality is preserved and determining new LDRLs. A recommendation to reduce dosages was only

made for some examinations. For some, the set LDRLs were as little as half the NDRL values. As such, the quality and diagnostic yield of the image was able to be higher even after meeting NDRL values. As such, for these examinations I recommend the dose be increased. The results of the model examinations must be tested in clinical practice and assessed by a medical radiologist and radiological physicist.

Lung examinations deserve a separate investigation, where we have parameters set as standard at 117 kV, blackening +2, i.e. approx. 1.9 mAs. Lung images are read using a lung program which has high contrast enhancement for diagnostic information, and also for quantum noise through the low number of photons captured on the sheet for short exposure times. The resultant resolution values at high and low contrast demonstrate the need to increase electrical charge through extending exposure time. This can be achieved by reducing voltage, reconfiguring AEC (Automatic Exposure Control) voltage from 100 kV and higher, or using additional filtration while keeping to the NDRL boundary.

I compared the film and CR process LDRL at the site. For high contrast, I used data from the LST (long-term stability tests) reports for film and CR image processing. Comparison of LST high-contrast implies that the site's transition to indirect digitisation has led to a deterioration in resolution at high contrast.

After changing exposure parameters resulting in a lower dose, i.e. increased voltage and a reduction in electrical charge, noise increases and resolution decreases. A higher image quality can be achieved in certain cases by reducing voltage and increasing the exposure quantity, but only to a certain extent and upon assessment by a radiologist and consultation with a radiological physicist.

Key words:

X-ray, contrast, noise, diagnostic reference levels, image quality

Prohlášení

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

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

V Českých Budějovicích dne 4.5.2015

.....

Karel Kliment

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Mgr. Jiřímu Hamouzovi za jeho trpělivost, ochotu, čas a vstřícnost při konzultacích a vedení práce.

Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	13
ÚVOD.....	15
1. TEORETICKÁ ČÁST	17
1.1 Radiační ochrana	17
1.1.1 Principy radiační ochrany	17
1.1.2 Diagnostické referenční úrovně	19
1.1.3 Vybrané veličiny a jednotky radiační ochrany	20
1.1.4 Vlastnosti a vznik RTG záření	21
1.1.5 Účinky ionizujícího záření na člověka.....	25
1.2 Filmový obraz.....	26
1.2.1 Tvorba obrazu	26
1.2.2 Filmová emulze jako receptor.....	26
1.2.3 Vyvolávací proces.....	27
1.3 CR digitální obraz.....	28
1.3.1 Tvorba RTG obrazu CR systémů.....	29
1.3.2 Výhody digitalizace	30
1.4 Rozlišovací schopnost obrazu	30
1.4.1 Vysoký kontrast	30
1.4.2 Nízký kontrast.....	31
1.4.3 Šum	31
1.4.4 CNR	32
1.5 Radiodiagnostické pracoviště v Sušici	32
1.5.1 Přístroje a vybavení	33

2. VÝZKUMNÉ OTÁZKY A METODIKA VÝZKUMU.....	34
2.1 Cíl práce.....	34
2.2 Výzkumná otázka	34
2.3 Metodika výzkumu	34
2.3.1 Technika měření	34
2.3.2 Sledované parametry.....	36
3. VÝSLEDKY	40
3.1 Měření vysokého kontrastu.....	40
3.1.1 Kyčel AP.....	40
3.1.2 Hrudní páteř Th AP.....	42
3.1.3 Bederní páteř LS AP	42
3.1.4 LSJ lumbosakrální přechod LAT.....	43
3.1.5 Ramenní kloub AP.....	44
3.1.6 Lebka PA	45
3.1.7 Plíce PA	46
3.2 Měření nízkého kontrastu	50
3.2.1 Nízký kontrast plíce PA.....	51
3.2.2 Nativní nefrogram, břicho AP	57
4. DISKUZE	60
4.1 Vysoký kontrast ve srovnání s protokoly ZDS – film, CR.....	60
4.2 Expoziční index	62
4.3 Radiografický šum.....	62
4.4 MDRÚ.....	63

5.	ZÁVĚR	65
6.	SEZNAM INFORMAČNÍCH ZDROJŮ	68
7.	SEZNAM OBRÁZKŮ	72
8.	SEZNAM TABULEK.....	73
9.	SEZNAM PŘÍLOH.....	74
10.	PŘÍLOHY	75

Seznam použitých zkratk

RTG – rentgen, rentgenový

NDRÚ – národní diagnostická referenční úroveň

MDRÚ – místní diagnostická referenční úroveň

IRCP – Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu

IAEA – Mezinárodní agentura pro atomovou energii

ICRU – Mezinárodní komise pro radiologické jednotky

ZIZ – zdroj ionizujícího záření

AEC – Automatic Exposure Control

MRS – místní radiologické standardy

ZPS – zkoušky provozní stálosti

CR – computed radiography

DR – direct radiography

CCD – Charge-Coupled Device

PASC – Picture Archiving Communication System

DICOM – Digital Imaging Communications in Medicine

RDO – radiodiagnostické oddělení

ZDS – zkoušky dlouhodobé stability

ROI – region of interest

AP – Anteroposterior

PA – Posteroanterior

LAT – Lateralis

Úvod

Před 120 lety Wilhelm Conrad Röntgen při pokusech s katodovou trubicí objevil neviditelné krátkovlnné záření. Záření bylo nazváno X záření nebo také rentgenové záření. Díky vlastnostem tohoto záření se začalo využívat v lékařství, vznikl nový obor radiodiagnostika. Během vývoje a využití nových technologií tento obor rozšířil o další zobrazovací metody. Nejstarší, nejrozšířenější a také nejdostupnější metodou zůstává konvenční radiodiagnostika. Pokud vyšetřující lékař pacienta odesílá k radiodiagnostickému vyšetření, provedení prostého rentgenového snímku anebo sonografického vyšetření je často jeho první volbou. Nechat si provést rentgenový snímek veřejnost vnímá jako běžný zákrok, který pomáhá stanovit diagnózu. Negativní důsledky ozáření, obzvláště pokud se rtg vyšetření vícekrát opakuje, ustupují do pozadí před potřebou stanovit diagnózu. Konečnou osobou, která je odpovědná za výšku dávky, kterou pacient obdrží, je aplikující odborník. Cílů vedoucích k omezení dávky, kterou pacient může obdržet, je několik. Radiologický asistent je povinen použít (pokud možno) standardní diagnostické postupy, dbát na správné clonění a vyvarovat se chyb, které vedou k opakovanému vyšetření. Spoluprací s radiology a pacienty může zamezit duplicitním vyšetřením, či vyšetřením, které se dají nahradit nezátěžujícími metodami, např. ultrasonografií. Musí použít takovou nejnižší dávku, která vede ke kvalitnímu vyšetření. Za vyšší dávky, kterou pacient obdrží, je přímo odpovědný.

Jedna z cest pomáhající snížit ozáření je stanovení místních diagnostických referenčních úrovní. Aby byly výše dávek, které pacienti obdrží, v rozumných mezích, musí se jejich optimální meze stanovit a kontrolovat. Jako vodítko na pracovištích slouží národní diagnostické referenční úrovně, jež jsou součástí národních radiologických standardů. Rentgenová pracoviště musí v rámci optimalizace práce s ionizujícím zářením zhotovit Místní radiologické standardy a MDRÚ a porovnávat je s národními. K překračování dávek stanovených MDRÚ pro středního pacienta by nemělo docházet, svědčilo by to o tom, že proces není optimalizován. Dávky překračující MDRÚ musí být diagnosticky zdůvodněny.

Tato bakalářská práce se bude zabývat možnostmi řešení, zda a jakým způsobem lze snižovat stávající radiační zátěž při zachování diagnostické výtěžnosti obrazu přechodem z filmového na CR zobrazovací systém.

1. Teoretická část

1.1 Radiační ochrana

Radiační ochrana se definuje jako systém technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzických osob a k ochraně životního prostředí. Vychází z předpokladu, že jakákoliv dávka, kterou člověk obdrží, je spojena s potencionálním zdravotním rizikem. (1,2,3)

Česká republika stanovuje zákonné normy a požadavky týkající se ochrany před ionizujícím zářením. Legislativa byla přijata na základě mezinárodních standardů. Jde o doporučení IRCP 60 z r. 1991, IRCP 103 z r. 2007, standardy vydané IAEA ve Vídni a legislativa Evropské unie (Directive No. 96/29/Euroatom). Mezi nejdůležitější položky patří:

Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů.

Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. (2)

1.1.1 Principy radiační ochrany

V současné době lékařská expozice představuje nejvýznamnější podíl ozáření člověka z umělých zdrojů ionizujícího záření. Dávky lékařského ozáření nepodléhají žádným limitům, jsou dány diagnostickým zdůvodněním. Právě proto je třeba toto ozáření co nejvíce minimalizovat. Při lékařském ozáření je nutné respektovat základní principy radiační ochrany. (1,3)

Prvním je **princip zdůvodnění**, který říká, že žádná činnost vedoucí k ozáření nesmí být zavedena, pokud z ní neplyne dostatečný prospěch ozářeným jedincům nebo

společnosti, který vyrovnává potenciální újmu způsobenou ozářením. Každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout. Z toho plyne, že i snižování expozice, kterým se tato práce zabývá, by měla přinést individuální nebo společenský přínos, který je větší, než újma, kterou způsobuje. (3, 4, 6)

Druhým je **princip optimalizace**. Ten by měl zaručit, že výše individuálních dávek je udržována tak nízko, jak je rozumně dosažitelné, při uvážení ekonomických a sociálních hledisek. To znamená, že přínos indikovaného vyšetření by měl významně převážit případná rizika vyplývající z ozáření. Optimalizace radiační ochrany je někdy nazývána **princip ALARA** (as low as reasonably achievable). Ten říká, že každý, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření, je povinen udržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek.(1,4,5,6)

Třetím principem je dodržení **obecných dávkových limitů**. Jak bylo shora řečeno, lékařské ozáření nepodléhá limitům, ale optimalizace dávek pacientů souvisí i s limity radiačních pracovníků. Platí však obecné limity a zejména zabránění havarijním situacím.

Výrazným prostředkem optimalizace na radiologických pracovištích je zavedení Systému zabezpečování jakosti s Programem zabezpečování jakosti, Programem monitorování, Vnitřním havarijním plánem a zavedením Místních radiologických standardů s hodnocením dávek pro jednotlivé ZIZ a vyšetřovací postupy. (2,4)

Čtvrtým principem je **bezpečnost zdrojů**. Patří sem prevence možných příčin vzniku radiační nehody, dodržování pracovních postupů a udržení provozní spolehlivosti zdrojů systémem pravidelných zkoušek. (2,4)

Optimalizace radiační ochrany za provozu je prováděna také na základě odborného odhadu a zkušeností bez použití přesných kvantitativních metod, a průběžně s použitím výsledků měření při Zkouškách dlouhodobé stability a provozní stálosti, včetně postupů užívání AEC. Hlavním kritériem zůstává diagnostická kvalita obrazu.

1.1.2 Diagnostické referenční úrovně

Diagnostické referenční úrovně jsou takové úrovně dávek, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 až 75 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. Soustavné překračování diagnostických referenčních úrovní v rutinní klinické praxi vyžaduje, aby zdravotnické zařízení prošetřilo podmínky lékařského ozáření, a v případě, že radiační ochrana není optimalizována, provedlo nápravu. (7)

Diagnostická referenční úroveň je speciální případ obecně definované vyšetřovací úrovně, tedy ji nelze považovat za limit. Dále je důležité si uvědomit, že pokud na pracovišti nejsou diagnostické referenční úrovně překračovány, nemusí to nutně znamenat, že radiační ochrana je zde optimalizovaná. Diagnostické referenční úrovně slouží tedy jako rychlý indikátor problému pro neoptimalizovaná pracoviště a jsou pouze prvním krokem v celém procesu optimalizace. (8)

Pro všechna pracoviště musí být zavedeny MDRÚ, zejména pak tam, kde se z nějakých důvodů překračuje NDRÚ, ale vzhledem k ZIZ je proces optimalizován. Tyto MDRÚ slouží k další redukci dávek v rámci zdravotnického zařízení. Stanovením MDRÚ je pak možné v rámci zdravotnického zařízení identifikovat ta pracoviště (kliniky, vyšetřovny), která nejsou schopna pracovat na úrovni místního standardu; na těchto pracovištích je třeba provést po prošetření příčin další optimalizaci nebo vyšší dávky zdůvodnit. (8)

Systém stanovení, sledování a hodnocení místních diagnostických referenčních úrovní stanovuje radiologický fyzik. Postup stanovení MDRÚ se řídí národními

radiologickými standardy pro radiologickou fyziku. V organizaci musí být ustanovena osoba zodpovědná za řízení MRS a provádění a hodnocení ZPS, zejména neshod.(9, 10)

1.1.3 Vybrané veličiny a jednotky radiační ochrany

Veličiny používané v této práci popisují pouze vztah mezi mírou ozáření a jejím účinkem. Tyto veličiny jsou fyzikálního charakteru a popisují pouze záření vycházející ze zdroje, v našem případě rentgenky. Pro vymezení vztahu mezi ozářením a odezvou, mající vliv na zdraví člověka, byly zavedeny veličiny biofyzikálního charakteru. Mezi ně se řadí dávkový ekvivalent, efektivní a ekvivalentní dávka a jejich úvazky. (7)

Míru účinku ionizujícího záření na látku popisuje **absorbovaná dávka**. Je definována jako střední energie $d\bar{E}$ předaná ionizujícím zářením látce, připadající na jednotku hmotnosti látky dm , které byla energie předána. Tato veličina popisuje fyzikální efekty v dané látce. Musí být uvedena společně s materiálem, ke kterému je dávka vztažena, např. dávka v měkké tkáni, ve vzduchu.

$$D = d\bar{E}/dm$$

Jednotkou je **J/kg = Gy (Gray)**. (1, 2, 6, 11, 12)

Nejčastěji se ve vztahu k rentgenovému záření setkáváme s veličinou **expoze**, přestože je v praxi nahrazena kermou a dávkovým ekvivalentem. Je vyjádřena jako absolutní hodnota celkového elektrického náboje iontů dQ , vzniklých ve vzduchu při zabrzdění všech elektronů a pozitronů uvolněných fotony, připadajícího na jednotku hmotnosti látky dm , ve které byly elektrony uvolněny. Při energii fotonů do 3 MeV, nad níž nebyla expoze definována, je tato veličina ionizačním nebo elektrickým ekvivalentem kermy ve vzduchu.

$$X = dQ/dm$$

Jednotkou je **C/kg (coulomb na kilogram)**.(11, 12, 13)

Kerma (kinetická energie uvolněná v látce) se zavedla proto, že základní definice dávky, zahrnující jen přímo ionizující částice, nedávala informaci o tom, co se děje v okolí sledovaného objemu látky, zvláště v případě nepřímo ionizujícího záření. Za podmínky rovnováhy nabitých sekundárních částic se kerma rovná absorbované dávce. Kerma je definována jako střední součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nepřímo ionizujícími nenabitými částicemi vztažený na jednotku hmotnosti látky, ve které byly částice uvolněny. (1, 11, 13)

$$\mathbf{K = dE_k/dm}$$

Jednotkou je **J/kg = Gy (Gray)**. (1, 2, 11)

Součin kermy a plochy (Kerma Area Product) je dán součinem ozářené plochy a kermy v rovině této plochy. Veličina není závislá na vzdálenosti.

$$\mathbf{Pk=K \cdot S = Gy \cdot m^2}$$
 (a z ní odvozené mGy·cm², μGy·m²)

Vstupní povrchová kerma naměřená na povrchu fantomu zahrnuje koeficient zpětného rozptylu B (přibližně 1,2).

1.1.4 Vlastnosti a vznik RTG záření

Rentgenové nebo též záření X je elektromagnetické vlnění s vlnovou délkou 10⁻⁹ až 10⁻¹³m, v diagnostice se využívá záření o délce 10⁻⁹ až 10⁻¹¹ m. Jeho rychlost je rovna rychlosti světla, jsou to fotony. Zdroje přirozeného záření X se nachází ve vesmíru. Zde vzniká při různých procesech, například za teplot miliónů °C na hvězdách. (14, 15)

Umělé záření X vzniká po dopadu urychlených nabitých částic, elektronů na terčík anody v jednoduchém urychlovači – rentgence. Většinou to je dioda, která se skládá z vakuového obalu, který obsahuje dvě elektrody, katodu a anodu. Katoda je tvořena jedním či dvěma vlákny z wolframu fokusační misky se stejnou polaritou, jako mají

emitované elektrony. Dopadový terčik anody (kladné elektrody) je tvořen slitinou wolframu a rhenia, zbytek anody je z molybdenu a grafitu s tepelným oddělením měděného rotoru. Podstatné je zvýšení tepelné zatížitelnosti a dobrý odvod tepla. Po nažhavení jedním ze spirálových vláken katody se zapojí vysoké napětí v řádu desítek až stovek kV. Svazek elektronů vytvořený uprostřed fokusační misky vyletí k anodě. Rychle dopadající elektrony jsou prudce zbrzděny v elektrickém poli atomových jader materiálu anody, a jejich kinetická energie se změní přibližně z 1% v záření X, zbytek v teplo. (1, 12, 15, 16)

Pokud elektrony proletí v blízkosti jádra, vzniká **brzdné záření** jako následek coulombovské interakce. Brzdění může vzniknout jednostupňově nebo postupně v několika atomech. Průlet záporného elektronu v různé blízkosti kladného jádra atomu těžkého prvku anody změní přitažlivou silou jádra trajektorii elektronu, tím se elektron zpomalí a ztratí část své energie, která se vyzáří. Brzdění ve více atomech vyvolá směs záření o více vlnových délkách postupnou ztrátou energie, proto je výsledné spektrum spojitě. (12, 15, 16)

Elektrony mohou také vyrazit elektron z některé slupky v blízkosti jádra atomu anody. Uvolněné místo je zaplněno elektronem ze vzdálenější slupky a zbylá energie je vyzářena formou **charakteristického záření**. Charakteristické záření závisí na materiálu anody, má jen některou vlnovou délku. RTG diagnostika využívá převážně brzdné záření, charakteristické záření se používá při mamografii. (12, 13,15)

Po opuštění anody primární svazek záření uniká zúženou částí vakuové baňky, která se nazývá výstupní okénko. Rušivé záření, tj. mimoohniskové (extrafokální) a záření pohybující se nevhodným směrem, je zachyceno Pb krytem rentgenky a okrajem výstupního okénka. Záření primárního svazku o nepotřebných delších vlnových délkách je pak zachyceno buď vlastní filtrací rentgenky (sklo nebo např. sklokeramika, chladicí olej, výstupní okénko krytu rentgenky) a primární filtrací k tomuto účelu určenou. Celková filtrace má ekvivalent 2 – 4 mm hliníku v závislosti na použitém napětí. (12, 15)

Fyzikální veličiny, se kterými pracujeme při nastavování expozičních parametrů, jsou:

Anodové napětí rentgenky **U_a [kV]**

Anodový proud rentgenky **I_a [mA]**

Doba expozice **t [s]**

Elektrické množství **Q [mAs]**

Kvalitu záření (energii RTG záření) určuje použité anodové napětí. Čím vyšší jsou použité kV, tím má záření kratší vlnovou délku, záření je pro tkáň propustnější a vyvolává více sekundárního záření. Množství (intenzita) záření je daná anodovým proudem, obvykle spřaženým s časem trvání expozice. Elektrické, a tím i expoziční, množství závisí lineárně na proudu a času trvání expozice. Správná volba těchto parametrů spolu s dalšími, například filtrace, vymezení primárního svazku záření, použití sekundární clony, významně ovlivňuje jednak dávku, kterou pacient obdrží a jednak diagnostickou hodnotu receptorem získaného obrazu – stínu diagnostikovaných tkání, kterému se také říká radiografický kontrast. (12, 15, 17)

Záření X prochází hmotou i vakuem, jeho intenzita slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje záření a šíří se přímočaře. (12)

Během **pronikání hmotou** se na zeslabování záření podílí absorpce, ionizace a rozptyl.

Absorpce se vysvětluje fotoefektem. Po nárazu foton předá veškerou energii elektronu atomu a zaniká. Mohou nastat dva případy. Elektron, který foton vyrazil, vylétne mimo svou energetickou hladinu, ale zůstává v obalu. Atom se dostane do vybuzeného stavu. Při návratu do klidového stavu se místo zaplní elektronem z vyššího orbitu a přebytek energie je vyzářen formou fotonu. Pokud elektron opustí obal, dochází k ionizaci. (12, 13, 15)

Ionizace může mít za následek další ionizace tím, že po srážce uvolněných elektronů s neutrálními atomy dochází k opětovnému vyražení elektronů z obalu. Další ionizace již nezpůsobuje X záření, ale volné, sekundárně vyražené elektrony. Větší intenzita záření způsobuje větší ionizaci. Tento proces se využívá k měření intenzity X záření ionizačními komůrkami.(13, 14)

Rozptyl může být klasický nebo Comptonův. Při **klasickém** rozptylu se kvantum záření X po srážce s elektronem v obalu vychýlí z původního směru. Foton neztratí energii a elektron se nevychýlí ze své hladiny. U **Comptonova** rozptylu se po srážce s elektronem foton vychýlí z původního směru a vyrazí elektron z jeho energetické hladiny. Část své energie foton přemění na kinetickou energii elektronu a pokračuje jako kvantum s nižší energií (delší vlnovou délkou), v podobě rozptýleného záření. Vznik Comptonova efektu závisí na velikosti atomu, z jehož obalu je elektron vyražen. Comptonův rozptyl má také největší podíl na tvorbě škodlivého sekundárního záření. To přináší vyšší radiační zátěž a zhoršenou kvalitu obrazu. (12, 15, 16)

Dalšími jevy jsou **luminiscenční efekt, fotochemický efekt a biologické účinky.**

Luminiscenční efekt je schopnost záření po dopadu na některé látky (luminofory) vyvolat fluorescenci nebo fosforescenci, tedy světélkování. Kvantum X vyrazí elektron ze zevní slupky na slupku bližší jádru. Deexcitací elektronů vzniká kvantum světla. (12, 16)

Fotochemický efekt je schopnost záření X uvolnit vzájemnou vazbu halogenidů stříbra (bromidu stříbrného – AgBr). Mění iont stříbra a iont bromu v neutrální atom stříbra a neutrální atom bromu. Tato vlastnost bude zmíněna v kapitole tvorba obrazu. (12, 15, 16, 18)

Biologický efekt znamená škodlivé působení ionizujícího záření na živý organismus. Tímto oborem se zabývá radiobiologie, v následující kapitole bude uveden jen základní výčet poznatků.

1.1.5 Účinky ionizujícího záření na člověka

Ionizující záření zasahuje kaskádou ionizačních dějů molekuly a jejich okolí. Biologické poškození může být způsobeno přímým nebo nepřímým účinkem záření. Na fyzikální úrovni, které trvá průměrně 10^{-16} s, dochází k přímému poškození atomů ionizací. Změny spojené s tímto dějem mají dalekosáhlé biologické následky, pokud byly zasaženy nositelé funkce (enzymy) nebo nositelé informací (DNA). V průběhu chemické (biochemické) fáze se tvoří volné radikály, které poškozují biologicky významné molekuly (DNA, bílkoviny). Tato fáze trvá nanosekundy až jednotky sekund. Největší význam z hlediska poškození nepřímým účinkem má radiolýza vody. Biologická fáze poškození je komplexem interakcí produktů předešlých fází na různých strukturách organismu. Tato fáze může trvat velmi dlouho, v případě genetických poškození i několik generací. (19, 20)

Ozáření může vést z hlediska velikosti dávky ke dvojím typům škodlivého účinku: **deterministickým** nebo **stochastickým** účinkům.

Deterministické účinky jsou spojeny se zánikem buněk a následnou ztrátou funkce tkání a orgánů, mohou vést až k případné smrti organismu. Jsou podmíněny překročením určité prahové dávky, při podkročení této dávky se účinky neprojeví. Ochrana proti deterministickým účinkům spočívá v zamezení prahových dávek a vyloučení těchto účinků. (1, 2, 19, 20)

Stochastické účinky jsou nahodilé účinky, které jsou důsledkem změn v buňkách přeživších ozáření. Změněná buňka se může se značným časovým odstupem vyvinout v nádor. Existuje zde bezprahová závislost na dávce, jakákoliv nízká dávka může vést k těmto účinkům. Z hlediska jednotlivce roste s dávkou záření pravděpodobnost vzniku nádoru, nikoliv intenzita či stupeň účinku. Vliv stochastických, tedy náhodných účinků nemůžeme zcela vyloučit. Můžeme pouze omezit pravděpodobnost jejich vzniku na míru pokládanou za přijatelnou pro jednotlivce i společnost. (21, 22)

1.2 Filmový obraz

V nedávné minulosti dominovala v radiologii zobrazovací metoda „mokrého“ vyvolávacího procesu. Kvalita zobrazení se v jednotlivých zdravotnických zařízeních mohla lišit způsobem zpracování filmu, samotným filmem a použitými zesilovacími fóliemi.

1.2.1 Tvorba obrazu

Záření X prochází světlotěsnou RTG kazetou, která má na vnitřním obalu vlepené dvě zesilovací fólie. Fólie po průchodu zářením X emitují viditelné světlo určité vlnové délky. Luminiscenční efekt způsobuje vrstva krystalů (kalciumwolframové nebo tvořené prvky vzácných zemin) nanesená na reflexní či absorpční vrstvě. Zesilující schopnost fólií je udávána zesilujícím faktorem. Zesilující faktor značí násobek zkrácení expozičního času při použití fólie v porovnání s časem nutným pro stejné zčernání samotného filmu. Výrazně tím přispívá ke snížení dávky. Mezi fólie se vkládá film, citlivý na shodnou část světelného spektra, které fólie emitují. Film je exponován přibližně z 95% viditelným světlem fólií, zářením X pouze z 5%. Na RDO oddělení v Nemocnici Sušice, o.p.s. byl používán modrý program s vysoce zesilujícími foliemi se zesilujícím faktorem 400 a fóliovými filmy citlivými na modrou část světelného spektra. Fólie, v našem případě krystaly z lanthanoxibromidu, po interakci se zářením X emitují modré světlo. Nevýhodou tohoto programu je tzv. Cross-over efekt, který má za následek geometrickou neostrost. Ke snížení geometrické neostrosti je rovněž potřebné, aby fólie a film na sebe těsně naléhaly. (23, 24)

1.2.2 Filmová emulze jako receptor

Mezi nejčastěji používané filmové materiály patří v RTG diagnostice oboustranně lité fóliové filmy. Mají polyesterovou rentgentransparentní podložku, která musí být

hladká, rovnoměrně silná, mechanicky pevná a dostatečně elastická. Musí být odolná proti vodě a chemikáliím. Z obou stran je na podložku nanesea pojivová vrstva, která je tvořena buď želatinou, nebo z umělých látek. Pojivová vrstva spojuje podložku s citlivou vrstvou, tvořenou želatinou. V želatině citlivé vrstvy jsou suspendovány krystaly bromidu stříbra, v několika procentech také jodidu stříbra. Dále jsou v ní následující příměsi. Stabilizátory, které zajišťují stejné vlastnosti po dobu životnosti filmu. Emulgátory pro rovnoměrné rozložení halogenidů, tvrdidla pro zamezení odplavení emulze při vyvolávání a bobtnání emulze. Konzervační látky zajišťují odolnost filmů v septickém prostředí. Poslední složkou jsou senzibilizátory, které zvyšují citlivost filmu pro určitou vlnovou délku světla. Na povrchu emulzní vrstvy je ochranná vrstva z utvrzené želatiny. (23, 24)

Po dopadu světla a záření X na film dochází fotochemickou reakcí k uvolňování neutrálního stříbra z jeho vazby ze sloučeniny $\text{Ag}^{+1}\text{Br}^{-1}$. Vzniká latentní obraz. Jedno kvantum záření X štěpí asi 1000 molekul bromidu stříbrného, k naštěpení stejné molekuly je třeba asi 300 kvant viditelného světla. Jeho větší účinnost je dána tím, že zčernání způsobuje pouze kvantum, které je filmem absorbováno. Většina záření X není na rozdíl od světla filmem pohlcena. (16, 23)

1.2.3 Vyvolávací proces

K získání výsledného obrazu exponovaného filmu s latentním obrazem je třeba film chemicky zpracovat. Tento proces začíná ve vývojce, kde se odplavují neutrální atomy bromu, redukované atomy stříbra zůstávají na filmu a podmiňují jeho zčernání. Vývojka je složená z redukčních činidel (fenidon, hydrochinon). Dále je její součástí urychlovač, konzervační látky, zpomalovač a protizávojové látky. Urychlovač působí na optimalizaci redukce (soda nebo potaš), konzervační látky zabraňují oxidaci vývojky (siřičitan sodný). Zpomalovač (bromid draselný) způsobuje vyvolání hlubších vrstev a zabraňuje vyvolání neosvětleného bromidu stříbrného. Při ručním vyvolávání se film oplachuje v mezilázni (oplachovací lázni). Film se opláchne od vývojky, tím se zajistí

přerušení vyvolávacího pochodu. Úkolem ustalovače je odstranění zbytků nenaštěpeného bromidu stříbrného z povrchu filmu. Na denním světle pak již na filmu nedochází k žádným změnám. Jde o vodný roztok sirnanu sodného a siřičitanu sodného nebo draselného, který zastavuje vyvolávací proces. Doba ustálení trvá až do vymizení bělavého závoje, tzn. vyčeření. Poté se film očistí od zbytků ustalovače ve vypírací lázni s tekoucí vodou, nechá odkapat (při ručním procesu) a následně vysuší.

Nejefektivnější zpracování probíhá vyvolávacím automatem v temné komoře. Ten se skládá ze čtyř sekcí (vývojka, ustalovač, vypírací a sušící sekce), kterými film posunuje sada transportních válců. Jelikož doba vyvolávání je kratší, než v klasickém procesu, musí být teplota lázni vyšší (obvykle kolem 32°C). Doba procesu je možno zkrátit na 1-5 minut, čím rychleji má být film vyvoláván, tím vyšší musí být teplota vývojky. Vývojka a ustalovač mají koncentrovanější složení, než lázně ručního procesu vyvolávání. Konstantnost cyklu zaručuje dokonalá regenerace vývojky a ustalovače. Po ustálení film probíhá vypírací vodní lázni. Na rozdíl od ručního procesu chybí mezilázeň. Toto částečně nahrazují pogumované válce, které film po průchodu sekcí „vyždímají“ a částečně agresivní chemie. Nakonec film prochází sušící sekcí. Na proces byly kladeny přísné nároky, denní kontroly (teploty vývojky a senzimetrická měření) byly součástí systému jakosti. (18, 23, 25)

1.3 CR digitální obraz

Filmové zpracování je v posledních letech na pracovištích nahrazováno digitálními systémy. Digitální zobrazování může být nepřímé (CR) nebo přímé (DR). Detektory DR systémů mohou využívat CCD čipy, flat panely s přímou konverzí nebo flat panely s nepřímou konverzí. Nepřímá digitalizace znamená technicky a ekonomicky méně náročnou variantu přechodu pracovišť na digitální. (18)

1.3.1 Tvorba RTG obrazu CR systémů

Součástí CR systému jsou kazety stejných formátů, jako mají kazety analogového procesu. Jejich základem je vnitřní paměťová fólie, která je stimulována při interakci se zářením X. Citlivá vrstva fólie je tvořena mikrokrystaly luminoforu halogenidů barya obohacených europiem. Po dopadu kvanta záření dojde k předání energie a následnému přeskočení elektronu materiálu fólie na vyšší energetickou hladinu. Vytvoří se tzv. elektronová past, dochází ke vzniku latentního obrazu.

Latentní obraz je převeden do digitální podoby čtečkou (digitizérem). Zde je fólie skenována červeným laserem. Tepelnou fotostimulací se elektrony vracejí do původní polohy. Přebytečnou energii emitují v podobě většinou modrého viditelného světla (fluorescence). Světlo dopadá na senzor fotonásobiče, kde se světlo opět převádí na proud elektronů, ten je výrazně zesílen. Elektrický signál se poté mění na digitální v analogově-digitálním převodníku. Následně se paměťová fólie ve čtečce vymaže intenzivním světlem a je připravena k dalšímu použití. Stav excitace není trvalý, exponovanou fólii je třeba oskenovat co nejdříve. (18, 26, 27)

Podobně jako u zesilovacích fólií filmového procesu zde při luminiscenci dochází k rozptylu světla. To se negativně projeví na rozlišovací schopnosti. Ta také klesá s velikostí použitého formátu, větší formát paměťové fólie má rozlišovací schopnost menší. (18, 28)

Digitální podoba obrazu se přenáší na obrazovku počítače pracovní stanice. Zde radiologický asistent obraz může následně upravit, umístit stranové značky a doplnit dalšími informacemi. Pak se obraz odesílá systémem PASC do dalších externě připojených zařízení k archivaci, do diagnostických a prohlížečích stanic. Na diagnostické stanici může popisující lékař radiolog provádět následné úpravy snímku. Data jsou ukládána v mezinárodně kompatibilním souboru dat DICOM. Data odeslaná v tomto formátu jsou akceptovatelná ve všech zdravotnických zařízeních, které disponují systémem PASC. (29)

1.3.2 Výhody digitalizace

Výhody, které s sebou digitální zpracování obrazu a následná archivace dat jsou nesporné. Původní informace se mohou dále upravovat. Především se může měnit kontrast, jas, škála šedi. Zpracování probíhá jednoduše a rychle. Pořizovací cena digitálních systémů je vysoká, naopak provozní náklady jsou oproti filmovému zpracování nižší. Vyšetření je okamžitě dostupné na všech stanicích ihned po akvizici. Snadno přístupná je též starší obrazová dokumentace, včetně vyšetření z jiných pracovišť, která jsou již do systému začleněna. Odpadá ekonomická i ekologická zátěž spojená s vyvolávacím procesem. Značně pokleslo opakování snímků vlivem špatně zvolené expozice.

Nepřímá digitalizace znamená technicky a ekonomicky méně náročnou variantu přechodu analogových pracovišť na digitální. Nevýhodou CR oproti DR je menší citlivost, horší kvalita zobrazení, nižší dynamický rozsah snímku a pomalejší provoz. Nevýhodou DR detektoru však je vysoká pořizovací cena při případném poškození. (18)

1.4 Rozlišovací schopnost obrazu

1.4.1 Vysoký kontrast

Rozlišovací schopností na vysokém kontrastu nebo též prostorovou rozlišovací schopností rozumíme rozlišení detailu obrazu, je to detailní rozlišení kontrastních elementů ležících vedle sebe. Spojuje v sobě ostrost kresby i kontrast. Definuje se počtem bílých a černých čar na mm², které jsme schopni ještě od sebe rozlišit. (18, 28)

1.4.2 Nízký kontrast

Rozlišovací schopnost při nízkém kontrastu znamená rozlišení dvou sousedních objektů s velmi nízkým rozdílem absorpce, přitom na velikosti těchto objektů prakticky nezáleží. Je dána celkovým rozsahem a počtem stupňů šedé škály, čili dynamikou kontrastu. (18, 28)

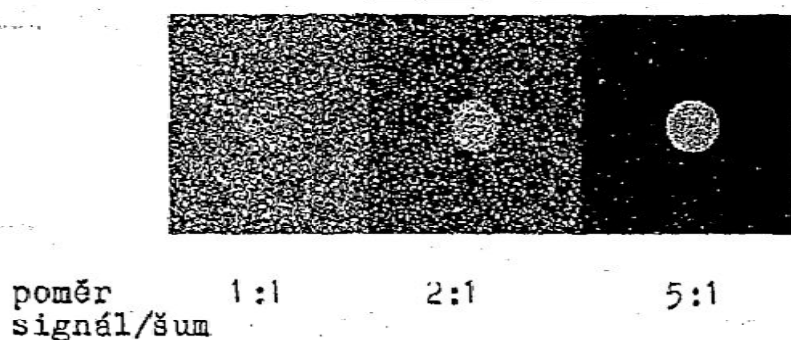
1.4.3 Šum

Šum je nežádoucí rušivý signál, který zhoršuje rozlišovací schopnost jemných anatomických struktur. Může být způsoben mnoha faktory, například snížením zářivého toku fotonů, pohybem, vlivem přenosu signálu. Šum čtecí soustavy se ukáže po naskenování čerstvě vymazané neozářené kazety. Určuje dolní mez rozlišovací schopnosti na nízkém kontrastu a horní mez na vysokém kontrastu. Snižování šumu přináší lepší diagnostické informace v oblasti malých rozdílů absorpcí. (17, 18, 28)

Radiografický šum je způsoben náhodným rozložením fotonů dopadajících na plochu receptoru obrazu na rozdíl od základního šumu způsobeného systémem získání přenosu a zpracování obrazu. Pokud se počet fotonů zaznamenaný receptorem obrazu snižuje, radiografický šum je vyšší. Máme-li v daném pixelu obrazu registrovaný počet N fotonů rtg záření, pak lokální statistický rozptyl je dán směrodatnou odchylkou $SD = 1/\sqrt{N}$. Například pro získání dobře prokresleného obrazu s odchylkou menší než 3% je třeba v každém elementu zaznamenat více než 1000 fotonů ($SD = 1/\sqrt{1000} \approx 0,032$). Při nedostatečném počtu fotonů záření X je obraz "zašuměný", složený z rušivých arteficiálních jasnějších a tmavších skvrnek a shluků bodů, v nichž mohou jemné struktury a detaily zanikat. (30)

1.4.4 CNR

CNR – Carrier (contrast) to noise ratio – je poměr SNR z modulovaného signálu. K vysvětlení CNR se používá stejná definice jako SNR. SNR znamená odstup signálu od šumu. Je to poměr užitečného signálu od nežádoucího signálu (šumu). (17, 31)



Obr. 1.1 – Zobrazení signálu v poměru signál/šum (28)

1.5 Radiodiagnostické pracoviště v Sušici

Nemocnice Sušice, o.p.s. je akreditovaná nemocnice regionálního charakteru, jejímž zakladatelem je město Sušice. Nemocnice disponuje radiodiagnostickým pracovištěm, které se nachází v hlavní budově. Další, detašované pracoviště, se nachází v budově polikliniky. Na RDO se provádí pouze konvenční diagnostika. Během března 2013 proběhl přechod na CR digitální zpracování obrazu. (32)

1.5.1 Přístroje a vybavení

Na první vyšetřovně je používán skiagraficko-skiaskopický přístroj Duo-diagnost se sklopnou stěnou. Druhé pracoviště disponuje skiagrafickým kompletem se stropním závěsem Top Lift, přístrojem Indico 100 RAD a elevačním stolem. Pracoviště umístěné na poliklinice je vybaveno přístrojem CMP 200, rovněž s elevačním stolem. Jejich součástí je přístroj umožňující měření vstupní kermy, KAP metr. Na druhém pracovišti je ještě ortopantomograf Ajat ART Pro. Operační sál je vybaven mobilním C ramenem Siremobil Compact. Posledním přístrojem je pojízdný Movus 2/4, umístěný na jednotce intenzivní péče. (33)

Na všech třech pracovištích jsou shodné CR čtečky Regius 110 s kazetami. U této technologie nedochází k mechanickému namáhání fólie. Ta je pevně uložená v zadní části kazety, která se celá i s fólií zasouvá do čtečky. Systém zajišťuje delší životnost a rychlejší načítání paměťové fólie. Přední část kazety je vyrobena z uhlíkatých vláken, které zajišťují mechanickou odolnost kazety. Současně minimalizují absorpci záření X, což přispívá ke snížení radiační zátěže pacientů. (29, 34).

Před přechodem na CR systém bylo naše oddělení vybaveno vyvolávacím automatem Fomei 2000 (nemocnice) a Compact C35 (poliklinika). Používaly se typy filmů Fomei RF-Bs, fólie s faktorem zesílení 400 s modře emitujícím světlem.

2. Výzkumné otázky a metodika výzkumu

2.1 Cíl práce

Ověřit a vyhodnotit, zda a jak bude přechodem pracoviště na nepřímou digitalizaci ovlivněna kvalita zobrazení. Podle modelových vyšetření na vodním fantomu stanovit nejnižší možné dávky, u nichž bude zachovaná kvalita obrazu. V případě, že se dávky podaří snížit, bude možno stanovit nové místní diagnostické referenční úrovně.

2.2 Výzkumná otázka

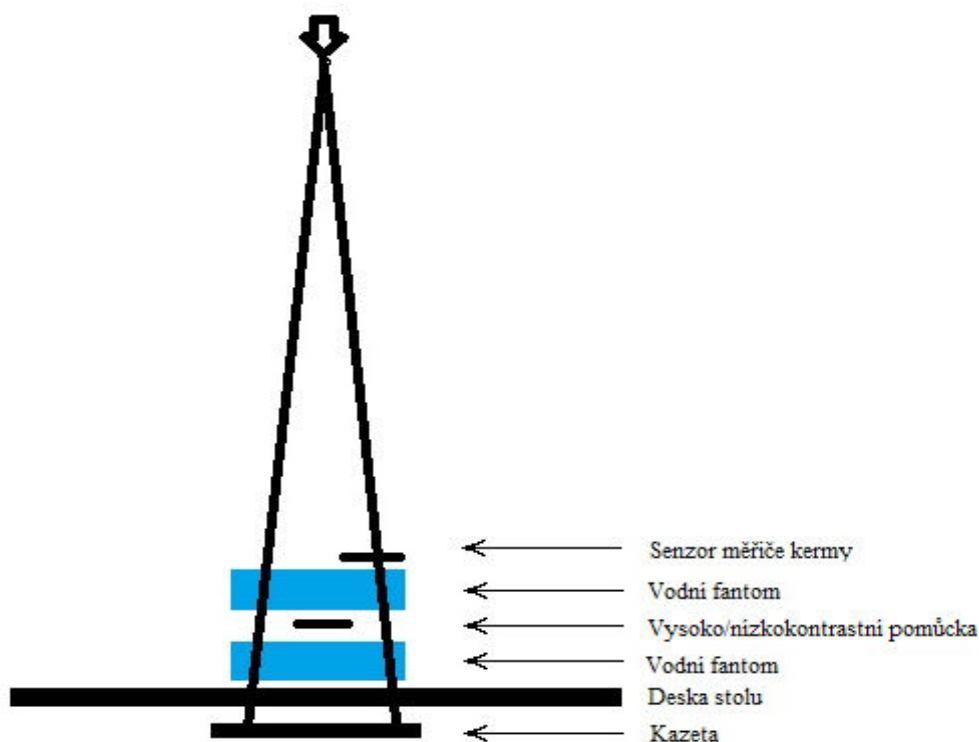
Jak bude ovlivňovat diagnostickou kvalitu zobrazení proces digitálního zpracování obrazu po změně expozičních parametrů pro vybraná radiodiagnostická vyšetření?

2.3 Metodika výzkumu

2.3.1 Technika měření

Výzkum probíhal na druhé vyšetřovně RDO oddělení v budově Nemocnice Sušice, o.p.s. Veškerá měření (rozlišení s vysokým a nízkým kontrastem, ZDS, MDRÚ) se týkají tohoto přístroje. Na fantomu byla prováděna různá modelová vyšetření. Fantom byl umístěn na úložné desce vyšetřovacího stolu, pouze při vyšetření plic byl umístěn u vertikálního stojanu. Skládal se z několika vrstev: plexisklová akvária naplněná vodou tloušťek 10 a 5 cm, samotná plexiskla 5 a 10 mm, a následující pomůcky: pomůcka pro rozlišení vysokého kontrastu, zeslabující materiály z hliníku či mědi o různých tloušťkách pro rozlišení nízkého kontrastu (obr. 1.2, 10.1). Druhy rozlišovacích pomůcek se u modelových vyšetření lišily, měnila se rovněž výška

vodního sloupce. Prováděná vyšetření budou popsána v kapitolách 2.3.3 a 2.3.4. Nastavení projekce a jedné z expozičních hodnot bylo u každého vyšetření provedeno shodně s běžným provozem. Aby rozlišovací schopnost nebyla ovlivněna formátem kazety, byl použit jediný formát, 24 x 30. Všechna měření probíhala v režimu AEC s použitím střední ionizační komory (senzoru S). Výchozí expoziční hodnoty a nastavení projekce bylo u každého vyšetření provedeno shodně s běžným provozem, jak je předprogramováno v orgánové automaticce. Při konstantním výchozím napětí bylo nejprve pomocí změny nastavení zčernání snižováno a zvyšováno elektrické množství. Poté bylo při konstantním zčernání zvyšováno a snižováno napětí. Po každém snímku se zaznamenaly a vepsaly do tabulek nastavené i naměřené hodnoty.



Obr. 1.2 – Uspořádání měřících pomůcek

Parametry přístroje:

Typ: Indico 100 RAD

Rentgenka: RTM 90 HS

Generátor: Indico 100 RAD, 50 kW

Celková filtrace: 3 mm Al

Bucky mřížka: 41 lamel/cm, poměr mřížky 12:1, fokus 100 cm

Vyšetřovací stůl: Elevator 2

Vertikální stojan: BS 2000

Bucky mřížka vertigrafu: 41 lamel/cm, poměr mřížky 12:1, fokus 150 cm

2.3.2 Sledované parametry

2.3.2.1 Kerma a Kerma Area Product

K měření povrchové kermy byl použit přístroj Radcal Accu-Pro (obr. 10.2). Komora pro měření vstupní povrchové kermy byla umístěna vždy na horní vrstvě fantomu (nejblíže k rentgence). Nastavení je patrné z obrázků 10.1 a 10.3v příloze. Měření součinu kermy a plochy bylo provedeno KAP-metrem (Kerma Area Product), který je umístěn na výstupu primární clony a je součástí RTG přístroje.

2.3.2.2 Expoziční index

Hodnota expozičního indexu se zobrazí na monitoru pracovní stanice ihned po naskenování obrazu z kazety. Vyhodnocovalo se, zda hodnoty spadají do intervalu

daného výrobcem. Rozsah hodnot stanovených pro velké objekty je 150 – 400. Expoziční index dané modalitty se vzrůstající kermou klesá.

2.3.2.3 Rozlišení s vysokým kontrastem

K hodnocení vysokého kontrastu byla použita vysokokontrastní zkušební pomůcka o tloušťce 0,05 mm Pb vložená mezi dvě desky plexiskla tloušťky 1mm. Pomůcka byla umístěná mezi vrstvami vodního fantomu (obr. 10.4) ve střední ose tak, aby jí nepřekrývala komora dozimetru a aby s osou lamel sekundární Bucky mřížky svírala úhel 45°. Hodnocení probíhalo na diagnostické stanici na popisovně radiologů. Rozlišení při vysokém kontrastu i následující parametry se hodnotily v pracovním programu VISUS JiveX. Sledovalo se viditelné rozlišení počtu párů čar v 1 mm (L/P) pomůcky na obrazu monitoru.

2.3.2.4 Nízkokontrastní rozlišení

Pro simulaci nízkokontrastního objektu byly užity zeslabující hliníkové plíšky o síle 0,05; 0,1; 0,2 a 0,4 mm. Plíšky této síly se používají pro hodnocení nízkého kontrastu v mamografii, kde jsou požadavky na hodnocení vyšší. Na diagnostické stanici se v programu VISUS JiveX sledovala viditelnost plechů. Aby mohlo být hodnocení viditelnosti vneseno do tabulek, byly stanoveny čtyři stupně viditelnosti: nerozlišitelné = 0, slabě rozlišitelné = 1, dobře rozlišitelné = 2, výborně rozlišitelné = 3.

2.3.2.5 Šum obrazu

Šum je úměrný statistické směrodatné odchylce jasů obrazových bodů v oblasti zájmu. Hodnoty byly měřeny u všech vyšetření (vysokým i nízkým kontrastem) na monitoru diagnostické stanice pomocí programu VISUS JiveX. Na jednotlivých

snímcích byla vybrána oblast zájmu (ROI) a program pro tuto oblast zájmu vyhodnotil statistické veličiny. Hodnoty šumu byly zaneseny do sloupců tabulek s označením S.D., případně S.D. Al (šum naměřený pod zeslabující vrstvou tvořenou hliníkovým plechem).

2.3.2.6 Velikost zobrazovacího bodu

Vliv velikosti zobrazovacího bodu je patrný na obrazech s pomůckou pro rozlišení ve vysokém kontrastu. Hodnocení probíhalo na monitoru diagnostické stanice. Použilo se maximální možné zvětšení obrazu a délkové měřidlo.

2.3.2.7 Stupně šedi a jejich průměrná hodnota v ROI (AVG)

Průměrnou hodnotu na stupnici škály šedi sledované oblasti zájmu vyjadřuje číslo mezi 0 – 4095. Hodnoty jsou vypočteny programem VISUS JiveX po vybrání ROI. Tato hodnota je zaznamenána ve sloupcích tabulek s označením AVG, příp. AVG Al (průměrná hodnota šedi pod zeslabující vrstvou hliníku). Ve filmovém procesu je to denzita.

2.3.2.8 CNR

Hodnoty poměru signál/šum z modulovaného signálu byly vypočteny v tabulkách měření nízkého kontrastu.

$$\text{CNR} = \frac{\text{AVG} - \text{AVG Al}}{\text{RMS}} = \frac{\text{AVG} - \text{AVG Al}}{\sqrt{\frac{\text{SD}^2 + \text{SDAl}^2}{2}}}$$

CNR je poměr kontrastu modulovaného signálu ke kvadratickému průměru (efektivní hodnotě) šumu.

AVG (average) je průměr hodnoty pixelů v ROI.

AVG – AVG Al je kontrast signálu modulovaného plechem hliníku.

RMS SD (Root Mean Square) je efektivní hodnota šumu, odmocnina průměru čtverců nazývaná též kvadratický průměr směrodatných odchylek, tj. šumu.

3. Výsledky

V tabulkách jsou použity následující veličiny a hodnoty:

Ua [kV] – anodové napětí, Q [mAs] – elektrické množství, K [μGy] – kerma, KAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$] – součin kermy a plochy, E. I. – expoziční index, AVG (pixel) – průměr v ROI mimo hliníkový plech, AVG (Al) – průměr v ROI hliníkového plechu, S.D. – hodnota šumu v ROI mimo hliníkový plech, S.D. Al – hodnota šumu v ROI hliníkového plechu, VK [lp/mm^2] – viditelný počet párů čar v 1 mm, CNR – poměr kontrastu modulovaného signálu ke kvadratickému průměru (efektivní hodnotě) šumu, viditelné – stupeň viditelnosti nízkokontrastního objektu.

3.1 Měření vysokého kontrastu

Pro určení vysokého kontrastu byla zvolena tato modelová vyšetření:

Kyčel AP, Hrudní páteř Th AP, Bederní páteř LS AP, Lumbosakrální přechod LSJ LAT, Ramenní kloub AP, Lebka PA a Plíce PA.

Vyšetření jsou vybrána z hlediska hodnocení Místních diagnostických referenčních úrovní (MDRÚ) s porovnáním s Národními diagnostickými referenčními úrovněmi (NDRÚ). Ramenní kloub je přidán pro upřesnění expozičních parametrů a parametrů zobrazení.

U všech měření je umístění zeslabujících vrstev s pomůckou rozlišení popsáno v pořadí od vyšetřovacího stolu k rentgence.

3.1.1 Kyčel AP

Uspořádání pomůcek od úložné desky: 10 cm H_2O , test VK, 10 cm H_2O . Umístění pomůcky odpovídalo přibližně stejné hloubce, v jaké se nachází hlavice kyčelního

kloubu. Hodnoty urychlovacího napětí byly nejprve nastaveny stejně, jako při běžném provozu, tzn. na 73 kV, zčernání 0. Při neměnném napětí bylo pomocí hodnot zčernání (od-3 do +4) snižováno a zvyšováno elektrické množství. Nakonec byly snižovány a zvyšovány hodnoty napětí (65 až 92 kV).

Tabulka 3.1: Vysoký kontrast kyčel

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μ Gy]	[μ Gy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-3	73	12,1	1440	35,97	352	3062,23	94,56	2
2	-2	73	13,1	1568	39,22	311	3088,55	89,26	2,2
3	-1	73	15,1	1748	43,65	281	3019,14	78,95	2,2
4	0	73	17,2	2072	51,78	236	3069,97	81,05	2,2
5	1	73	18,8	2280	56,97	216	3048,68	76,89	2,2
6	2	73	20,1	2449	66,39	204	3037,00	75,99	2,2
7	4	73	25,9	3170	79,20	156	3049,04	69,30	2,5
8	0	69	22,0	2388	60,11	247	3020,48	68,70	2,2
9	0	65	32,0	3048	77,12	233	3018,10	66,39	2,2
10	0	77	12,8	1697	42,10	251	3033,68	80,07	2,2
11	0	81	10,2	1503	37,02	247	3034,24	77,58	2
12	0	90	7,3	1376	33,07	216	3037,32	76,02	2

Hodnocení:

Hodnoty kermy i údaj KAP metru se u všech vyšetření snižovaly, pokud se zvyšovalo napětí a současně snižoval anodový proud s časem, při navýšení stupně zčernání a zvyšování hodnot mAs na úkor napětí rostly. Počet viditelných L/P zůstával stejný, klesal až při vyšších hodnotách urychlovacího napětí. U nižších i vyšších hodnot napětí než 73 kV, nejvíce u napětí 90kV byl patrný nárůst kvantového šumu.

Předprogramovaná projekce na pracovišti standardně užívá napětí 73 kV a stupeň zčernání 0. Nastavení na pracovišti se jeví jako optimální. Kvalita zobrazení se zvýší snížením šumu. Toho lze dosáhnout zvýšením stupně zčernání na +1 nebo snížením napětí na 69 kV. V obou případech se zvýší expoziční množství (mAs), což s sebou nese zvýšení povrchové kermy. Požadavek NDRÚ 5 mGy by byl i po změně nastavení expozičních parametrů splněn.

3.1.2 Hrudní páteř Th AP

Uspořádání pomůcek od úložné desky: 6 cm H₂O, test VK, 15 cm H₂O. Umístění fantomu ve výšce 6 cm odpovídalo přibližně výšce, ve které se nachází těla obratlů hrudní páteře. Hodnoty byly nastaveny na 70 kV, zčernání 0 až -4, poté na 66 až 78 kV.

Tabulka 3.2: Vysoký kontrast Th páteř

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μGy]	[μGy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-4	70	14,7	1531	40,22	503	2502,62	75,13	2,5
2	-3	70	16,9	1772	46,54	423	2572,40	66,94	2,5
3	-2	70	20,4	2157	56,72	347	2573,68	59,09	2,5
4	-1	70	22,0	2347	61,67	335	2408,31	69,37	2,5-2,8
5	0	70	26,5	2822	74,19	288	2446,77	61,85	2,5
6	0	66	34,8	3260	86,14	269	2556,57	53,64	2,5
7	0	74	18,5	2209	57,65	285	2487,21	78,68	2,5-2,8
8	0	78	13,7	1829	46,74	302	2519,88	89,23	2,5

Hodnocení:

Předprogramovaná projekce standardně užívá 70 kV se stupněm zčernání -2. Z výsledků měření lze tyto hodnoty doporučit. Při zvyšování napětí s nulovým stupněm zčernání roste šum.

3.1.3 Bederní páteř LS AP

Uspořádání pomůcek od úložné desky: 6 cm H₂O, test VK, 15 cm H₂O. Umístění fantomu ve výšce 6 cm odpovídalo přibližně výšce, ve které se nachází těla obratlů bederní páteře. Hodnoty byly nastaveny na 81 kV, zčernání -1 až 3, poté na 77 až 89 kV se zčernáním 3.

Tabulka 3.3: Vysoký kontrast LS páteř

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μ Gy]	[μ Gy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-1	81	10,4	1469	38,23	320	2468,14	67,51	2,5
2	0	81	11,2	1569	41,79	308	2503,78	60,37	2,5
3	1	81	12,4	1789	46,36	297	2360,35	79,59	2,5
4	2	81	14,4	2039	53,01	232	2462,11	58,02	2,5
5	3	81	15,6	2219	56,92	213	2481,81	58,62	2,5
6	3	77	20,4	2652	68,72	226	2333,56	80,89	2,5
7	3	85	12,8	2019	51,39	208	2476,6	56,93	2,5
8	3	89	10,8	1839	46,43	206	2467,06	55,41	2,5

Hodnocení:

Standardní nastavení na pracovišti pro tuto projekci je 81 kV, stupeň zčernání 3. Z výsledků měření lze doporučit snížení zčernání o 1 stupeň na stupeň 2. Zvýšení napětí na 85 kV na stupni 3 přináší stejný pokles dávky i šumu. Vzhledem k tomu, že ve všech případech je vysoký kontrast na úrovni 2,5 lp/mm, pravděpodobně se zde projevuje omezení velikostí obrazového bodu. DRÚ doporučená pro LS páteř je 5 mGy, my jsme pod touto úrovní. Hodnocení ve vztahu k doporučeným hodnotám DRÚ bude provedeno souhrnně níže.

3.1.4 LSJ lumbosakrální přechod LAT

Uspořádání pomůcek od úložné desky: 14 cm H₂O, test VK, 14 cm H₂O. Hodnoty byly nastaveny na 90 kV, zčernání 0. Při konstantním napětí bylo zvyšováno a snižováno elektrické množství stupněm zčernání -2 až +4. Nakonec byly snižovány a zvyšovány hodnoty napětí na 82 až 98 kV.

Tabulka 3.4: Vysoký kontrast LSJ lumbosakrální přechod LAT

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μ Gy]	[μ Gy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-2	90	25,9	6002	117,33	632	1415,16	89,99	1,6-1,8
2	0	90	35,2	8222	160,65	467	1416,38	79,64	1,8
3	2	90	41,9	9747	190,50	389	1416,52	75,99	1,8
4	4	90	51,2	11990	234,24	315	1414,84	69,69	1,8
5	0	86	42,8	9146	180,40	468	1452,21	85,26	1,8-2
6	0	82	54,0	1045	208,08	471	1431,39	79,32	1,8-2
7	0	94	29,4	7424	144,04	456	1405,90	84,66	1,8
8	0	98	24,9	6811	130,89	447	1408,44	86,10	1,6-1,8

Hodnocení:

Předprogramovaná projekce na pracovišti standardně užívá napětí 90 kV a stupeň zčernání 2. Z hlediska šumu by optimálně měl být zvolen snímek 4, ovšem se zčernáním 4. Snížením napětí na hodnotu 82 kV při stupni zčernání 0 lze dosáhnout vyššího radiografického kontrastu, ale s mírným zvýšením kermy a šumu. Pokud snížíme napětí na 86 kV při stupni zčernání 0, výsledkem bude stejná kerma, mírně vzroste šum, ale mírně se zlepší rozlišení. Pro snížení dávky při zachování kvality obrazu lze pro ověření v klinické praxi doporučit vyzkoušet napětí 90 kV, stupeň zčernání 0. DRÚ pro tuto projekci a zesilovací činitel fólií 400 udává hodnoty vstupní povrchové kermy 20mGy. U naměřených vybraných hodnot dosahujeme maximálně 10 mGy.

3.1.5 Ramenní kloub AP

Uspořádání pomůcek od úložné desky: 6 cm H₂O, test VK, 6 cm H₂O. Nastavená základní hodnota napětí je 66 kV. Hodnoty byly nastaveny na 66 kV, zčernání -4 až 4. Poté byly nastaveny hodnoty napětí 58 až 74 kV.

Tabulka 3.5: Vysoký kontrast ramenní kloub AP

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μ Gy]	[μ Gy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-4	66	3,0	227,0	7,16	845	1325,47	160,92	3,4
2	-2	66	4,0	321,2	10,13	602	1325,48	140,75	3,4-3,7
3	0	66	5,2	410,8	12,96	408	1332,76	127,59	3,7
4	2	66	6,5	507,2	15,98	379	1325,78	112,29	4,0
5	4	66	8,0	628,6	19,87	308	1326,60	103,40	4,0
6	0	62	7,5	503,8	15,97	446	1324,57	122,42	3,4-3,7
7	0	58	11,0	631,6	20,10	428	1334,89	121,89	3,7
8	0	70	3,7	343,0	10,78	494	1326,70	126,96	3,7
9	0	74	2,7	288,2	9,00	526	1318,13	131,05	3,7
10	0	90	1,2	195,2	5,88	559	1306,40	134,21	3,1

Hodnocení:

Standardní nastavení používá hodnoty 66 kV, zčernání 2. Dané nastavení se jeví jako optimální. Z výsledků lze doporučit i snížení zčernání na stupeň 0. Ověření expozičních hodnot vyšetření ramene bylo přidáno z toho důvodu, protože s filmovým receptorem byly užívané parametry 90 kV; 1,2mAs a bylo třeba ověřit rozdíl kvality zobrazení, když film měl principiálně vyšší rozlišení.

3.1.6 Lebka PA

Uspořádání pomůcek od úložné desky: 7 cm H₂O, test VK, 10 cm H₂O. Napětí bylo nastaveno na 70 kV, zčernání -4 až 4. Poté se měnilo napětí od 66 do 78 kV.

Tabulka 3.6: Vysoký kontrast lebka

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μ Gy]	[μ Gy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-4	70	6,2	620,2	17,93	351	2944,72	69,10	3,1-3,4
2	-3	70	7,0	680,8	19,66	306	2934,14	64,03	3,1-3,4
3	-2	70	7,7	768,0	22,19	272	2930,82	60,78	3,1
4	-1	70	9,5	931,8	26,92	223	2939,12	55,34	3,1
5	0	70	10,5	1019,0	29,41	205	2932,13	52,58	3,1
6	2	70	13,0	1269,0	36,66	165	2940,34	47,86	3,1-3,4
7	4	70	16,5	1606,0	46,33	142	2941,84	43,47	3,4
8	0	66	14,7	1271,0	36,95	195	2931,86	51,06	3,1-3,4
9	0	74	7,5	858,0	23,98	228	2928,12	55,38	3,1-3,4
10	0	78	6,0	748,0	21,06	246	2925,42	54,40	3,1

Hodnocení:

Pro tuto projekci je nastavena v běžném provozu hodnota 70 kV, stupeň zčernání 0. Napětí je možné zvýšit na 74 kV. Druhé doporučení je použití zčernání na stupeň 2 s hodnotou napětí 70 kV, při němž dosáhneme lepšího rozlišení i nižšího šumu. Po zvýšení zčernání na stupeň 2 by MDRÚ dosahovala přibližně 70 % DRÚ. Požadovaná maximální DRÚ je 2,5 mGy.

3.1.7 Plíce PA

Pro měření vysokého kontrastu RTG plic byly zvoleny čtyři modelová vyšetření. Dvě o tloušťce vodního fantomu 11 cm, dvě s 15 cm. Všechna se prováděla u vertigrafu s horizontálním sklonem centrálního paprsku, v ohniskové vzdálenosti 150 cm. Hodnoty byly nastaveny na 117 kV, měnilo se pouze expoziční množství. Pro každou tloušťku vodního fantomu bylo zhotoveno vyšetření se základní filtrací a s přídavnou filtrací 1mm Al + 0,2 mm Cu vloženou do drážek primární clony. Tato přídavná filtrace se používá při snímkování tvrdou technikou pro odstranění neúčinných nízkých složek spektra. Byl zkoumán vliv přídavné filtrace na sledované parametry.

3.1.7.1 Plice PA 11 cm bez přídavné filtrace

Uspořádání pomůcek od úložné desky: 7 cm H₂O, test VK, 4 cm H₂O. Byla použita tloušťka vodního fantomu 11 cm. Tato projekce byla shodná s nastavením na pracovišti.

Tabulka 3.7: Vysoký kontrast plíce 11 cm

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μGy]	[μGy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-2	117	1,3	63,8	5,62	246	1931,66	261,37	2,8
2	-1	117	1,5	69,6	6,06	232	1884,00	246,40	2,8-3,1
3	0	117	1,7	79,8	7,04	222	325,26	173,63	2,8-3,1
4	1	117	2,0	89,4	7,75	186	1949,32	300,71	3,1
5	2	117	2,2	105,0	8,54	162	1800,56	212,60	3,1
6	3	117	2,5	140,4	9,97	136	2005,96	234,34	3,1-3,4

Hodnocení:

V běžném provozu jsou expoziční hodnoty zadopředního skiagram plic nastaveny na 117 kV, zčernání 2, tj. cca 2,2 mAs. Vzhledem k ohniskové vzdálenosti testovací pomůcka s vysokým rozlišením má menší zvětšení, než u ohniska 100 cm. Na rozlišení s vysokým kontrastem má vliv velikost zobrazovacího bodu. NDRÚ doporučují hodnoty kermy do 200 μGy. Z hlediska rozlišení vysokým kontrastem nelze toto zobrazení považovat za optimální. Viditelnost párů čar snižuje kvantový šum. To je dané tím, že pro tvrdou techniku používanou na pracovišti, tj. 117 kV, vychází velmi nízké expoziční množství (1,3-2,5 mAs), což pro prokreslení detailů není dostatečné. Z měření vyplývá, že použití tvrdé techniky v nastavení na pracovišti je z hlediska rozlišení vysokým kontrastem velmi diskutabilní. Zachycení obrazu na fólii je expozičně tak nízké, že automatika postprocesingu zvětšením jasového okna opticky zvýrazní i šum. Zvětšení jasového okna je zvýšení kontrastu směrem k bílé a černé. U plicního programu okno rozšíří nejméně šedou k bílé a nejvíce šedou k černé. Postup optimalizace zobrazení z hlediska vysokého kontrastu by vyžadoval snižování napětí a zvyšování expozičního množství. To bez přídavné filtrace na pracovišti znamená zvyšování dávky nad NDRÚ.

3.1.7.2 Plice PA 11 cm s přidavnou filtrací

U této projekce byla použita přidavná filtrace 1 mm Al a 0,2 mm Cu. Uspořádání od úložné desky: 7 cm H₂O, test VK , 4 cm H₂O.

Tabulka 3.8: Vysoký kontrast plicé přidavnou filtrací 11 cm

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μGy]	[μGy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-4	117	1,5	31,6	6,56	370	372,31	202,07	2,8
2	-3	117	1,7	34,8	7,22	289	1834,48	267,33	2,8 - 3,1
3	-2	117	2,2	44,0	9,04	231	1757,58	225,16	3,1 - 3,4
4	-1	117	2,5	49,6	10,08	208	1788,21	231,32	3,1 - 3,4
5	0	117	2,7	55,8	11,32	186	1737,75	219,70	3,1 - 3,4
6	1	117	3,0	62,0	12,44	169	1754,47	217,19	3,1 - 3,4
7	2	117	3,2	67,8	13,62	152	1817,97	212,60	3,1 - 3,4
8	3	117	3,7	81,6	15,37	135	1814,13	207,53	3,1 - 3,4
9	4	117	4,2	88,6	17,08	123	1706,10	192,56	3,4

Hodnocení:

Pro zobrazení plic s použitím přidavné filtrace 1 mm Al + 0,2 mm Cu by bylo nutné snížit zesílení AEC, aby se zvýšilo expoziční množství a tím i počet částic. Poté by došlo ke snížení šumu. Při daném napětí používaném na pracovišti by bylo optimální elektrické množství kolem 5 mAs. Pro tvrdou techniku i v tomto případě z hlediska vysokého kontrastu platí stejný závěr, jako u snímku plic bez přidavné filtrace. To je optimalizace snižováním kV a zvyšováním mAs. Při použití přidavné filtrace se zvyšuje počet částic a snižuje šum.

3.1.7.3 Plice PA 15 cm bez přidavné filtrace

Uspořádání od úložné desky: 10 cm H₂O, test VK, 5 cm H₂O. Tloušťka vodního fantomu 15 cm představovala silnějšího pacienta. Při vyšší tloušťce tkáně se zvyšuje elektrické množství. Výběr expozice z naměřených hodnot omezuje NDRÚ. Vhodnou

expozici z hlediska NDRÚ splňuje snímek číslo 4 se stupněm zčernání -1 s odpovídajícím zvýšením šumu a snížením rozlišovací schopnosti.

Tabulka 3.9: Vysoký kontrast plíce 15 cm

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μ Gy]	[μ Gy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-4	117	2,2	98,6	8,89	347	1913,63	288,41	2,8-3,1
2	-3	117	2,7	119,4	10,02	286	1900,25	254,64	2,8-3,1
3	-2	117	3,2	150,6	12,40	250	1822,30	249,06	2,8-3,1
4	-1	117	3,5	191,6	14,04	222	1841,44	244,77	3,1
5	0	117	4,0	295,0	15,67	199	1950,76	236,87	3,1
6	1	117	4,5	366,2	17,35	179	1817,80	221,91	3,1
7	2	117	5,0	417,6	19,11	161	1860,71	222,30	3,1
8	3	117	5,7	511,0	22,20	140	1889,45	224,65	3,1
9	4	117	6,2	605,6	24,64	128	1811,98	220,83	3,4

Hodnocení:

Při vyšší tloušťce tkáně se zvyšuje elektrické množství. Výběr expozice z naměřených hodnot omezuje NDRÚ. Vhodnou expozici z hlediska NDRÚ splňuje snímek číslo 4 se stupněm zčernání -1 s odpovídajícím zvýšením šumu a snížením rozlišovací schopnosti.

3.1.7.4 Plíce PA 15 cm s přidavnou filtrací

Uspořádání stejné jako v předchozím případě, ale s přidavnou filtrací v primární cloně.

Tabulka 3.10: Vysoký kontrast plicé přidavnou filtrací 15 cm

Snímek	Expoziční parametry						Oblast		
	Zčernání	Ua	Q	K	KAP	E.I.	AVG	S.D.	VK
	St	[kV]	[mAs]	[μ Gy]	[μ Gy·m ²]		Pixel		[lp/mm ²]
1	-4	117	3,5	91,4	14,65	312	1822,78	267,75	2,8-3,1
2	-3	117	4,0	94,8	15,92	291	1793,62	252,67	3,1
3	-2	117	5,0	149,2	19,72	232	1764,31	243,27	3,1
4	-1	117	5,2	172,4	20,89	216	1895,80	236,03	3,1
5	0	117	6,2	208,0	24,69	184	1813,71	237,21	3,1
6	1	117	6,7	237,0	27,14	166	1924,60	229,74	3,1
7	2	117	7,5	263,0	29,73	156	1866,15	223,65	3,1-3,4
8	3	117	8,5	312,8	33,57	135	1781,29	204,13	3,4
9	4	117	9,2	342,0	37,29	129	1608,24	184,61	3,4

Hodnocení:

V tomto případě platí obdobné hodnocení jako u RTG plic 15 PA bez přidavné filtrace. Pro expozici splňující požadavek DRÚ je vybrán snímek 4 se stupněm zčernání -1 s odpovídajícím zvýšení elektrického množství a nižším rozlišením ve vysokém kontrastu. Pro dosažení rozlišení 3,4 by bylo nutné zvýšit expoziční množství 1,5 krát. Celkově by prospěla změna kompenzace pro napětí nad 110kV.

3.2 Měření nízkého kontrastu

U nízkého kontrastu nehraje roli velikost zobrazovacího bodu, ale šum ano. Byly zvoleny dvě hraniční projekce, předozadní snímek plic a nativní nefrogram. Jedná se o interní oblast s předpokládanou nejvyšší tloušťkou objektu. Uspořádání zeslabujících vrstev je uvedeno opět v pořadí od vyšetřovací desky k rentgence.

Zvolený způsob bodování viditelnosti objektu nízkého kontrastu:

nerozlišitelné 0; slabě 1; dobře 2; výborně 3; nelze hodnotit –

3.2.1 Nízký kontrast plíce PA

Nastavení projekce probíhalo stejně, jako snímku plic vstoje v běžném provozu. Simulovanou tloušťku objektu představoval vodní fantom o síle 15 cm. Fantom byl umístěn v prostředku vertigrafu. Umístění zeslabovacích vrstev bylo v následujícím v pořadí: 10 cm H₂O, hliníkový plech, 5 cm H₂O. Nastavení projekce bylo shodné s nastavením zadopředního snímku plic na pracovišti. Nejprve se prováděla každé vyšetření s použitím hliníkového plechu o určité tloušťce (0,05, 0,1, 0,2 a 0,4 mm). Hodnoty napětí byly nastaveny na 117 kV. Při neměnném napětí bylo u každého vyšetření zvyšováno a snižováno elektrické množství. Jeden ze snímků byl proveden s přídavnou filtrací 0,2 mm mědi. Poté byly nastaveny hodnoty napětí na 66 kV. Důvod použití měkké techniky bude vysvětlen v diskuzi. V posledním vyšetření (viz. tabulka č. 13) se měnila pouze pomůcka nízkého kontrastu. Vše bylo prováděno za konstantních podmínek, pro každou sílu plechu byla použita tvrdá a měkká technika, 117 a 66kV.

Tabulka 3.11: Nízký kontrast plíce se zeslabením o tloušťce 0,05 Al

Snímek	Expoziční parametry						Oblast					
	Zč.	Ua	Q	KAP	K	E.I.	AVG	AVG Al	S.D.	S.D.Al	CNR	Viditelné
	St	[kV]	[mAs]	[$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	(μGy)		pixel	Pixel				
1	-4	117	1,7	5,99	120,2	400	1875,00	1838,72	67,35	63,36	0,55	0
2	-3	117	2,0	6,54	131,3	366	1860,52	1834,09	64,23	62,46	0,42	0
3	-2	117	2,2	7,78	156,1	306	1870,87	1833,18	59,22	56,46	0,65	0
4	-1	117	2,7	9,03	181,2	264	1871,45	1827,93	54,63	52,21	0,81	0
5	0	117	3,0	10,12	203,1	221	1871,42	1834,40	48,91	45,65	0,78	0
6	1	117	3,5	11,40	228,8	208	1872,02	1829,00	51,32	49,78	0,85	0
7	2	117	3,7	12,56	252,1	190	1869,78	1828,82	49,99	47,33	0,84	0
8	3	117	4,2	14,34	287,8	165	1854,34	1837,48	46,19	46,27	0,36	0
9	4	117	4,7	15,58	312,7	152	1871,51	1832,53	45,16	43,47	1,11	0

Tabulka 3.12: Nízký kontrast plíce se zeslabením o tloušťce 0,1 Al

Snímek	Expoziční parametry						Oblast					
	Zč.	Ua	Q	KAP	K	E.I.	AVG	AVG Al	S.D.	S.D.Al	CNR	Viditelné
	St	[kV]	[mAs]	[$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	(μGy)		Pixel	Pixel				
1	-4	117	1,7	6,00	120,4	403	1880,90	1829,33	65,10	62,97	0,81	0
2	-3	117	2,0	6,55	131,5	369	1880,19	1848,86	63,97	62,13	0,50	0
3	-2	117	2,2	8,02	161,0	298	1876,48	1837,06	57,82	55,97	0,69	0
4	-1	117	2,7	8,92	179,0	266	1820,97	1908,68	52,73	58,85	1,57	0-1
5	0	117	3,0	10,09	202,5	239	1880,64	1842,95	52,26	50,28	0,73	0-1
6	1	117	3,5	11,35	227,8	211	1872,00	1844,29	50,19	48,94	0,56	0-1
7	2	117	3,7	12,47	250,3	190	1880,80	1847,70	48,76	47,73	0,69	0-1
8	3	117	4,2	14,24	285,8	166	1875,21	1840,12	46,37	45,32	0,77	0-1
9	4	117	4,7	15,39	308,9	155	1873,53	1843,67	44,90	43,89	0,67	1
0,2 Cu	0	117	4,5	14,90	299,1	234	1874,88	1846,76	52,60	51,12	0,54	0
11	0	66	29,5	33,47	671,8	230	1853,95	1897,06	46,73	51,41	0,88	1

Tabulka 3.13: Nízký kontrast plíce se zeslabením o tloušťce 0,2 Al

Snímek	Expoziční parametry						Oblast					
	Zč.	Ua	Q	KAP	K	E.I.	AVG	AVG Al	S.D.	S.D.Al	CNR	Viditelné
	St	[kV]	[mAs]	[$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	(μGy)		Pixel	Pixel				
1	-4	117	1,7	5,95	119,4	408	1873,02	1847,08	65,12	64,04	0,40	1,5
2	-3	117	2,0	6,64	133,3	360	1874,73	1852,96	63,48	61,78	0,35	1,0
3	-2	117	2,2	7,71	154,7	311	1882,26	1868,98	60,80	57,45	0,22	1,5
4	-1	117	2,7	8,97	180,0	266	1874,18	1850,35	55,21	53,06	0,44	1,5
5	0	117	3,0	10,00	200,7	238	1875,8	1850,08	52,65	51,08	0,50	1,5
6	1	117	3,5	11,40	228,8	209	1871,43	1855,86	51,64	50,11	0,31	1,0
7	2	117	3,7	12,52	251,3	191	1874,25	1853,61	49,63	48,35	0,42	1,5
8	3	117	4,2	14,24	285,8	167	1885,83	1859,78	50,34	46,15	0,54	1,5
9	4	117	4,7	15,46	310,3	153	1878,13	1863,82	45,70	43,98	0,32	1,5
0,2 Cu	0	117	4,5	15,05	302,1	233	1868,89	1864,32	51,63	50,73	0,09	1,5
11	0	66	30,0	34,01	682,6	228	1848,12	1872,92	47,03	47,43	0,53	2,5

Tabulka 3.14: Nízký kontrast plíce se zeslabením 0,05 až 0,2 mm Al

Snímek	Expoziční parametry							Oblast					
	Al [mm]	Zč. St	Ua [kV]	Q [mAs]	KAP [μGy·m2]	K [μGy]	E.I.	AVG Pixel	AVG Al Pixel	S.D.	S.D.Al	CNR	Viditelné
1	0,40	0	117	4,0	13,39	268,75	186	1520,05	1535,66	400,65	383,44	0,04	3
2	0,20	0	117	4,0	13,24	265,74	182	1507,06	1201,64	441,91	416,69	0,71	2
3	0,10	0	117	4,0	13,42	269,35	184	1605,38	1242,95	436,40	414,21	0,85	1
4	0,05	0	117	4,0	13,46	270,15	180	1534,91	1254,96	441,14	425,68	0,65	-
5	0,40	0	66	37,2	42,28	848,59	286	877,87	898,46	48,33	52,8	0,41	3
6	0,20	0	66	37,5	42,65	856,01	283	942,86	916,16	46,67	54,37	0,53	2
7	0,10	0	66	37,0	41,99	842,77	367	366,48	382,41	31,07	32,71	0,50	1
8	0,05	0	66	38,7	43,95	882,11	282	794,46	847,26	44,19	47,16	1,16	-

Hodnocení:

Nízký kontrast byl testován pro nejpříznivější případ 15 cm vody. Viditelnost objektu 0,05 mm Al nebyla prokázána, což se předpokládalo. Přesto jsou při hodnocení oblastí zájmů s Al plíškem a bez plíšku statistické rozdíly. Diagnosticky jsou tyto rozdíly bezvýznamné. Nízkokontrastní objekt ekvivalentní 0,1 mm Al je již slabě rozlišitelný. Tento ekvivalent nízkého kontrastu lze považovat za hraniční pro tvrdou techniku. Pro srovnání s měkkou technikou byl proveden snímek s napětím 66 kV. Na něm byl objekt viditelný dobře, nelze však splnit přísný požadavek NDRÚ. Rozdíl v nízkém kontrastu mezi tvrdou a měkkou technikou je výrazněji patrný v testu s nízkokontrastním objektem 0,2 mm Al. Volba mezi měkkou a tvrdou technikou z hlediska hodnocení nízkokontrastních detailů je doménou lékaře provádějícího diagnostiku. Ten by měl stanovit, co je pro něj a konkrétní situaci diagnostickou referenční úrovní.

Test, jehož výsledky jsou v tabulce č. 13, byl dodělán pro přímé porovnání tvrdé a měkké techniky.

Tvrdá technika: Na snímku 1 je objekt sice viditelný, ale za přítomnosti silného šumu. Obdobně u snímku 2, za přítomnosti silného šumu je objekt viditelný, ale jen slabě. Objekt na snímku 3 již viditelný není a objekt u snímku 4 nelze subjektivně hodnotit, pouze statisticky.

Měkká technika: Snímek 5 zobrazuje dobře viditelný objekt, s nízkým šumem. Na snímku 6 je objekt dobře viditelný v celé ploše, snímku 7 slabě viditelný. Snímek 8 lze hodnotit pouze statisticky, nikoliv subjektivně.

3.2.2 Nativní nefrogram, břicho AP

Ačkoliv se jedná o projekci s vysokou tloušťkou pacienta a bylo použito 20 cm zeslabující vrstvy vody, byly použity testovací objekty stejné jako pro mamografii – 0,05; 0,1; 0,2; 0,4 mm Al. Umístění zeslabovacích vrstev: 10,5 cm H₂O, Al plech, 9,5 cm H₂O. Vyšetření bylo provedeno na vyšetřovacím stole, stejně jako v běžném provozu. Všechny plíšky se měnily u provozní hodnoty 77 kV. Jelikož viditelnost plíšků byla dobře odečitatelná již na monitoru čtečky, postačilo u nižší i vyšší hodnoty napětí vyměnit jen plechy o síle 0,2, resp. 0,2 a 0,1 mm. Další měření včetně zvyšování napětí nad 81 kV by neměla pro vyhodnocení žádný přínos.

Tabulka 3.15: Nízký kontrast nativní nefrogram

Snímek	Expoziční parametry							Oblast					
	Al [mm]	Zč. St	Ua [kV]	Q [mAs]	KAP [μGy·m2]	K (μGy)	E.I.	AVG Pixel	AVG Al Pixel	S.D.	S.D.Al	CNR	Viditelné
1	0,40	0	77	12,2	48,83	980,05	338	2148,67	2198,40	75,99	79,39	0,64	2
2	0,20	0	77	12,2	48,90	981,45	345	2161,31	2153,90	78,36	78,26	0,09	1
3	0,10	0	77	12,2	48,65	976,44	340	2125,85	2169,40	75,69	83,57	0,55	0
4	0,05	0	77	12,5	49,35	990,49	341	2106,17	2135,87	74,40	83,54	0,38	-
5	0,20	0	70	21,7	71,81	1441,27	288	2206,97	2251,48	72,13	75,07	0,60	2
6	0,20	0	81	9,7	42,62	855,41	336	2141,04	2200,28	77,01	84,94	0,73	1
7	0,10	0	81	9,7	43,11	865,25	340	2120,05	2178,82	75,42	85,80	0,73	0

Hodnocení:

Na pracovišti se pro tuto projekci používá napětí 77 kV a stupeň zčernání 0. Pro tloušťku pacienta odpovídající tloušťce vodního fantomu je hraniční nízký kontrast ekvivalentu 0,2 mm Al. Objekt ekvivalentu 0,4 mm Al je viditelný s použitým nastavením expozice výborně. Pro optimalizaci z hlediska sledování nízkého kontrastu se potvrdil předpoklad snížení napětí na 70 kV. Při tomto napětí je objekt 0,2 mm Al již dobře viditelný. Zvýšení napětí nad hodnotu nastavenou na pracovišti nemá smysl. Z toho vyplývá pro pracoviště doporučení provádět tyto expozice s napětím 65 – 70 kV. Nové hodnoty poslouží k přednastavení MDRÚ, přičemž nebude překročeno 50% NDRÚ.

4. Diskuze

4.1 Vysoký kontrast ve srovnání s protokoly ZDS – film, CR

V následující tabulce jsou uvedeny pro srovnání hodnoty vysokého kontrastu ze dvou vybraných zkoušek dlouhodobé stability. Jedny byly vybrány z protokolů ZDS filmového procesu z roku 2011 a druhé po zavedení CR systému z roku 2014.

Tabulka 4.1: hodnoty vysokého kontrastu v L/P na mm

	ZDS 2014 CR		ZDS 2011 filmový proces		
	L/P na mm			L/P na mm	
Ohnisko	bez filtrace	s filtrací Cu	Ohnisko	bez filtrace	s filtrací Cu
malé	3,7	3,7	malé	5,0	4,0
velké	3,4	3,1	velké	4,0	3,4

Hodnoty bez filtrace jsou měřené bez fantomu, kontaktně, kde je testovací pomůcka na kazetě na úložné desce. Nebyla použita přídavná filtrace. U hodnot s filtrací Cu je testovací pomůcka na úložné desce, kazeta v kazetovém vozíku. V primární cloně byla umístěna přídavná filtrace (měděná deska o tloušťce 1,25 mm). Ohnisková vzdálenost je jednotná, 100 cm.

Nastaveny jsou tyto expoziční parametry:

bez filtrace: 40 kV, 2 mAs

s filtrací Cu: 70kV, AEC

Rozdíl patrný z tabulky sám o sobě pomáhá naplnit jeden z cílů práce: „Ověřit a vyhodnotit, zda a jak bude přechodem pracoviště na nepřímou digitalizaci ovlivněna kvalita zobrazení.“ Ovšem kvalita zobrazení není obsažená pouze v tomto testu ZDS. Bylo třeba posoudit vybraná vyšetření podle požadavku NDRÚ a odhadu příslušné tloušťky tkáně modelované vodním fantomem s určením roviny nebo výšky diagnosticky důležitých částí.

Je třeba poznamenat, že při ZDS je testovací pomůcka umístována nejbližší k receptoru, přímo na kazetu nebo na úložnou desku. Zvětšení pomůcky je proto minimální. Při měření v této práci byla pomůcka výše a měla různá zvětšení. Z výsledků uvedených shora je patrné pro diskuzi **obrazového bodu**, že jeho vliv se projevuje zejména u zobrazení plic ze vzdálenosti 150 cm, kdy je obraz pomůcky nejmenší. Rozlišení v zobrazení plic odpovídá rozlišení v ZDS. V ostatních případech je vysokokontrastní pomůcka v obrazech zvětšená a rozlišení závisí na výšce sloupce vodního fantomu, tedy na vlivu rozptýleného záření. Proto v některých případech je rozlišení lepší, než u měření ZDS a dosahuje až hodnot 4 L/P na mm.

Tabulka 4.2: Porovnání vysokého kontrastu výsledků této práce

Vyšetření	H	D	Z	Zč.	Ua	Q	K	VK
	[cm]	[cm]		stupeň	[kV]	[mAs]	[μGy]	[lp/mm ²]
Rameno	6	12	1,19	2	66	6,5	507,2	4,0
Lebka	7	17	1,20	0	70	10,5	1019,0	3,1
Th páteř	6	21	1,19	-2	70	20,4	2157,0	2,5
LS páteř	6	21	1,19	3	81	15,6	2219,0	2,5
Kyčel	10	20	1,25	0	73	17,2	2072,0	2,2
Kostrč	14	28	1,32	2	90	41,9	9747,0	1,8
Plíce 11	7	11	0,75	2	117	2,2	105,0	3,1
Plíce 15	10	15	0,77	2	117	3,5	191,6	3,1

Tabulka 16 ukazuje vyšetření s nastavenými hodnotami v běžném provozu podle vzestupu rozlišení při vysokém kontrastu. Sloupec H ukazuje vzdálenost vysokokontrastní pomůcky od stolu, D tloušťku vodního fantomu a Z hodnotu zvětšení obrazu testu VK. Samostatnou prací by bylo zkoumání a posouzení vlivu postprocesingu jednotlivých předprogramovaných vyšetření.

4.2 Expoziční index

Hodnota expozičního indexu (faktoru S value) pro většinu provedených expozicí a změnu zčernání byla v přípustných mezích s tendencí změny odpovídající změně stupně zčernání. Hodnoty všech doporučených expozicí spadají do intervalu doporučeného výrobcem.

4.3 Radiografický šum

Vliv radiografického šumu závisí na výšce sloupce vody, tj. tloušťce objektu. Zároveň také závisí na poměru napětí k expozičnímu množství. Zvyšováním napětí a snižováním expozičního množství šum roste, protože klesá tok záření. Na druhou stranu od optima (snižování napětí a zvyšování expozičního množství) klesá penetrace částic objektem, receptor se dostává do stavu nenasyčení, což se projevuje také zvýšením šumu. V tabulkách měření vysokého kontrastu je tato závislost dobře patrná na veličině, která odpovídá šumu. Tou je statistická směrodatná odchylka. Zvyšováním stupně zčernání od krajních záporných hodnot směrem k optimu tato hodnota klesá a snižováním roste. Čím je směrodatná odchylka sledované oblasti zájmu vyšší, tím je vyšší šum.

U vyšetření plic tvrdou technikou by prospělo snížení kompenzace AEC pro napětí nad 110kV, aby se zvýšilo expoziční množství a bylo možné snížit stupeň zčernání. Za současného stavu není kam přidávat, a NDRÚ by to umožnila. Zlepšilo by se prokreslení detailů vysokého kontrastu a snížil šum.

4.4 MDRÚ

Tabulka 4.3: Vybraná vyšetření a jejich MDRÚ CR procesu

Výpočet MDRÚ		Skiografie CR Indico 100 RAD								Koef. 400
Vyšetření	Projekce	D	Formát		Plocha	Ohnisko	Ua	Q	MDRÚ	NDRU
		[cm]	a	b	cm ²	m/v	[kV]	[mAs]	[mGy]	[mGy]
Lebka PA	PA	100	24	30	720	m	74	7,5	0,805	2,5
Lebka PA	PA	100	24	30	720	m	70	13,0	1,229	
Před změnou	PA	100	24	30	720	m	70	10,5	0,993	
Hrudní páteř AP před změnou	AP	100	15	40	600	v	70	20,4	2,091	3,5
Bederní páteř AP	AP	100	15	40	600	v	81	14,4	1,694	5
Před změnou	AP	100	15	40	600	v	81	15,6	1,835	
LSJ LAT	LAT	100	24	30	720	v	90	35,2	9,953	20
Před změnou	LAT	100	24	30	720	v	90	41,9	11,133	
Plice PA před změnou	PA	150	35	43	1505	m	117	1,9	0,168	0,2
Nativní nefrogram	AP	100	35	43	1505	v	70	21,7	2,224	5
Před změnou	AP	100	35	43	1505	v	77	12,2	1,546	
Rameno AP	AP	100	24	18	432	m	66	6,5	0,477	
Kyčelní kloub AP	AP	100	24	30	720	m	73	18,8	2,122	5
Kyčelní kloub AP	AP	100	24	30	720	m	69	22,0	2,188	
Před změnou	AP	100	24	30	720	m	73	17,2	1,942	

Modře jsou označeny expoziční hodnoty dle navrhovaných změn v této práci. MDRÚ jsou pro expoziční parametry vypočteny ze vstupní povrchové kermy v ZDS a jsou ve shodě s naměřenými hodnotami shora. Hodnoty, které byly používány před navrhovaným doporučením, jsou zaneseny v řádcích označených „Před změnou“. Z tabulky je patrné, o jaké hodnoty se ve většině navrhovaných změn expozičních sníží kerma. U vyšetření ramene a plic žádné změny nebyly provedeny (viz. hodnocení výše). Zvýšené hodnoty u projekce nativní nefrogram jsou odůvodněny vyšším diagnostickým přínosem.

Tabulka 4.4: MDRÚ filmového procesu

Výpočet MDRÚ		Skiografie film Indico 100 RAD								Koef. 400	
Vyšetření	Projekce	D	Formát		Plocha	Fólie	Ohnisko	Ua	Q	MDRÚ	NDRU
		[cm]	a	b	cm ²	zes.č.	m/v	[kV]	[mAs]	[mGy]	[mGy]
Lebka PA	AP	100	24	30	720	400	m	70	18,0	1,651	2,5
Hrudní páteř AP	AP	100	15	40	600	400	v	77	24,0	2,950	3,5
Bederní páteř AP	AP	100	15	40	600	400	v	96	20,0	3,866	5
LSJ LAT	LAT	100	24	30	720	400	v	102	44,0	16,836	20
Plíce PA	PA	150	35	35	1225	400	m	117	2,0	0,197	0,2
Nativní nefrogram	AP	100	35	43	1505	400	v	60	26,0	1,825	5
Rameno AP	AP	100	24	18	432	400	m	96	2,5	0,392	
Kyčelní kloub AP	AP	100	24	30	720	400	m	85	16,0	2,422	5

Výsledné hodnoty totožných vyšetření jako v tab. 17. Jedná se o MDRÚ filmového procesu před zavedením CR stejného pracoviště. Z tabulky je patrné, že většina hodnot MDRÚ vybraných vyšetření filmového procesu byla vyšší. Výjimku tvoří vyšetření ramene, expoziční parametry filmového procesu byly pokusně použity i v modelovém vyšetření CR procesu (tab. 3.5). Naměřené hodnoty vypovídají, že obraz s touto expozicí ztrácí na kvalitě a je diskutabilní, zda byl dostatečně kvalitní stejně exponovaný obraz na slídovém filmu.

5. Závěr

V této práci jsem se zabýval vlivem expozičních parametrů na kvalitu výsledného obrazu. Jednotlivé snímkové části těla nahradila rozdílná tloušťka vodního fantomu. U každé projekce byly použity různé hodnoty napětí a elektrického množství, včetně hodnot, které jsou nastaveny v běžném provozu.

Kvalita obrazu byla posuzována hodnotou vysokého kontrastu, radiografického šumu a u dvou projekcí nízkým kontrastem. Hodnoty expozičního indexu posloužily jako vodítko, zda navrhované změny v nastavení expozičních parametrů nepřekračují limity stanovené výrobcem. Posuzování vlivu velikosti zobrazovacího bodu pro navrhované změny nebylo zásadně přínosné. Jeho velikost se projevila u snímků s nejmenším zvětšením, tj. plic. Velikost bodu ovlivnilo hodnocení vysokého kontrastu předozadní projekce bederní páteře, který i přes změnu expozičních parametrů zůstal stejný. U tohoto vyšetření byl hodnocen pouze šum.

Měřením bylo prokázáno, že nastavené hodnoty na pracovišti jsou optimální u předozadních projekcí kyčle, hrudní páteře a ramenního kloubu.

Snížení dávky se zachováním diagnostické výtěžnosti obrazu se podařilo splnit u těchto snímků:

- 1) Předozadní snímek LS páteře snížením hodnoty zčernání z původní 3 na hodnotu 2. Nové hodnoty mAs a dávky dosahují přibližně 92% původních.
- 2) Bočný snímek lumbosakrálního přechodu snížením hodnoty zčernání z hodnoty 2 na hodnotu 0. Nové hodnoty mAs a dávky dosahují přibližně 84% hodnot původních.

V obou případech bylo dosaženo snížení dávky redukcí expozičního množství při zachování hodnot napětí.

Pro zadopřední snímek lebky bylo z návrhů změn vybráno doporučení zvýšit napětí ze 70 na 74 kV s cílem minimalizovat radiační zatížení pacienta. Nová hodnota dávky dosahuje přibližně 81% původní hodnoty.

Radiogramy plic byly konzultovány s radiology a plicními lékaři. Z jejich subjektivního hodnocení vyplývá, že z hlediska diagnostické výtěžnosti stávající kvalita snímků vyhovuje. Žádné změny zatím nebyly provedeny. S radiologickým fyzikem bude konzultováno přenastavení AEC pro hodnoty nad 100 kV a případné užívání přídavné filtrace.

Doporučení snížit napětí ze 77 kV na 70 kV u projekce nativní nefrogram radiologové podpořily argumentací vyššího diagnostického přínosu. Hodnota místní diagnostické referenční úrovně se zvýší přibližně o 44 %, přičemž kritéria NDRÚ budou splněna. Tato korekce bude provedena, pokud jí schválí radiologický fyzik.

Parametry všech sledovaných vyšetření s výjimkou snímků plic byly nastaveny tak, aby výsledný obraz měl co nejvyšší jakost při současném udržení nízké dávky. Výsledky měření modelových vyšetření plic při současném nastavení napovídají, že úpravou expozičních podmínek by bylo možné dosáhnout lepší kvality zobrazení při splnění podmínek NDRÚ, ačkoliv dle názoru radiologů a plicních lékařů je kvalita těchto vyšetření dostačující. Úpravou expozičních podmínek je možné dosáhnout až dvojnásobného zvýšení prokreslení drobných struktur tkání.

Z výsledků výzkumu je patrné, že změna expozičních parametrů proces digitálního zpracování obrazu ovlivňuje diagnostickou kvalitu zobrazení následně:

Zvyšováním napětí a snižováním elektrického množství roste šum a klesá rozlišení. Zvýšení kvality obrazu lze v některých případech dosáhnout snižováním napětí a zvyšováním expozičního množství. Dosáhneme tím lepšího rozlišení a nižšího šumu ovšem jen do určité míry.

Výsledky porovnání rozdílů filmového a CR procesu sledovaného pracoviště v rozdílech nízkého a vysokého kontrastu jsou následující: CR systém RDO oddělení v Nemocnici Sušice, o.p.s. pracuje s 12 bitovým převodníkem, čili s 4096 stupni šedi. To znamená, že lze dosáhnout lepšího rozlišení na nízkém kontrastu užitím následného zpracování obrazu, než u zobrazení na film. Porovnáním protokolů ZDS filmového a CR procesu se ukázalo, že rozlišení na vysokém kontrastu se po přechodu na CR zpracování obrazu zhoršilo.

6. Seznam informačních zdrojů

1. KOLEKTIV AUTORŮ. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.

2. HUŠÁK, Václav. A KOLEKTIV. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.

3. STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Používání rentgenů - lékařské ozáření* [online]. [cit. 2014-02-23]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>

4. ČESKO. Zákon č. 18 ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých předpisů. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 1997.

5. KONEČNÝ, Jiří. *Radiační ochrana I: Doplnkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního oboru „Ochrana obyvatelstva“*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2007.

6. MATZNER, Jan. *Radiační ochrana: Doplnkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního oboru „Radiologický asistent“*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2011.

7. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 19. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.

8. ČESKO. Věstník ministerstva zdravotnictví české republiky: ZDRAVOTNÍ PÉČE – NÁRODNÍ RADIOLOGICKÉ STANDARDY – RADIOLOGICKÁ FYZIKA „POSTUPY PRO STANOVENÍ A HODNOCENÍ DÁVEK PACIENTŮ PŘI LÉKAŘSKÉM OZÁŘENÍ“.

In: 2011, 9. Dostupné z: http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c9/2011_5340_2162_11.html

9. KOUTSKÝ, Antonín. Místní radiologické standardy. Skiagrafické pracoviště. Nemocnice Sušice, o.p.s., II. Pracoviště. 2013

10. ZPRACOVÁNÍ PROGRAMU ZABEZPEČOVÁNÍ JAKOSTI PRO POUŽÍVÁNÍ ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V LÉKAŘSKÝCH APLIKACÍCH. OBECNÁ RENTGENOVÁ DIAGNOSTIKA A STOMATOLOGICKÁ PRACOVIŠTĚ: Radiační ochrana, SÚJB [online]. Březen 2001 [cit. 2014-02-23]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/Nav_lek_zabez_p.pdf

11. KLENER, Václav. A SPOLUPRACOVNÍCI. *Hygiena záření*. 1. vyd. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1988.

12. CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995, 293 s. ISBN 80-701-3114-4.

13. AUTORSKÝ KOLEKTIV. *Radiobiologie: 1.5 Veličiny a jednotky v oblasti ionizujícího záření* [online]. [cit. 2014-02-24]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15.ht>

14. ULLMANN, Vojtěch. 1. Jaderná a radiační fyzika: 1.6. Ionizující záření. *Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika - astrofyzika - kosmologie - filosofie* [online]. [cit. 2014-02-26]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika6.htm>

15. AUTORSKÝ KOLEKTIV. *Radiobiologie: 1.4 Druhy ionizujícího záření a jeho interakce s prostředím* [online]. [cit. 2014-02-26]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/14.html>

16. ULLMANN, Vojtěch. 3. Aplikace ionizujícího záření - jaderné a radiační metody: 3.1. Jaderné a radiační metody - obecné vlastnosti. *Astro Nukl*

Fyzika: jaderná fyzika – astrofyzika – kosmologie – filosofie [online].

[cit. 2014-02-26]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>

17. HAMOUZ, Jiří (2014). [Ústní sdělení] 26. února 2014 (vedoucí práce).

18. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.

19. PROUZA, Zdeněk a Jiří ŠVEC. *Zásahy při radiační mimořádné události*. 1. vyd. V Ostravě: Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství, 2008, 125 s. Spektrum (Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství). ISBN 978-80-7385-046-14

20. AUTORSKÝ KOLEKTIV. Radiobiologie: 2. *Mechanizmy působení ionizujícího záření na živý organismus* [online]. [cit. 2014-02-28]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/2-kapitola.html>

21. STÁTNÍ ÚSTAV RADIAČNÍ OCHRANY, v.v.i.: *Biologické účinky ionizujícího záření* [online]. [cit. 2014-03-06]. Dostupné z: <http://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/biologicke-ucinky-ionizujiciho-zareni>

22. KONEČNÝ, Jiří. *Radiační ochrana II: Doplnkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního oboru „Ochrana obyvatelstva“*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2007.

23. CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiagnostika*. Martin: Osveta, 1993. ISBN 80-217-0571-X.

24. FOMEI A.S. *RTG film FOMEI RF-B: Technická dokumentace výroby*. 1. 5. 2011.

25. FOMEI. *Návod k obsluze: Vytvářací automat pro rentgenové filmy FOMEI 2000*.

26. AL], Josef Nekula... [et]. *Radiologie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2001. ISBN 80-244-0259-9.
27. Wikipedia: *Computed radiography*. [online]. [cit. 2014-03-08]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Computed_radiography
28. ŠMORANC, Pavel, et al. *Rentgenové přístroje pro medicínu*. Hradec Králové: [s.n.], 2002.
29. KONICA MINOLTA. *REGIUS MODEL 110: Operation Manual*. Tokyo, Japan, 2009.
30. ULLMANN, Vojtěch. 3.2. X-záření – rentgenová diagnostika. *Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika - astrofyzika - kosmologie - filosofie* [online]. [cit. 2014-04-17]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
31. Wikipedia: *Carrier-to-noise ratio*. [online]. [cit. 2015-03-08]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Carrier-to-noise_ratio
32. NEMOCNICE SUŠICE, O.P.S. *Výroční zpráva Nemocnice Sušice o.p.s. za rok 2013*. [online]. 2014 [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: <http://www.dynaweb.cz/nemocnice/user/vyrocnizprava-2013.pdf>
33. KLIMENT, Karel. *Výroční zpráva 2012*. Sušice: Nemocnice Sušice, o.p.s., 2012
34. VMK VŠE PRO RTG: *iCR3600 – počítačová radiografie (CR)*. [online]. [cit. 2014-03-18]. Dostupné z: <http://http://www.vmk-rtg.cz/icr-3600.htm>

7. Seznam obrázků

Obr. 1.1: Zobrazení signálu v poměru signál/šum (26)

Obr. 1.2 : Uspořádání měřících pomůcek

8. Seznam tabulek

Tabulka 3.1: Vysoký kontrast kyčel

Tabulka 3.2: Vysoký kontrast Th páteř

Tabulka 3.3: Vysoký kontrast LS páteř

Tabulka 3.4: Vysoký kontrast kostrč

Tabulka 3.5: Vysoký kontrast rameno

Tabulka 3.6: Vysoký kontrast lebka

Tabulka 3.7: Vysoký kontrast plíce 11 cm

Tabulka 3.8: Vysoký kontrast plíce přidavnou filtrací 11 cm

Tabulka 3.9: Vysoký kontrast plíce 15 cm

Tabulka 3.10: Vysoký kontrast plíce přidavnou filtrací 15 cm

Tabulka 3.11: Nízký kontrast plíce se zeslabením o tloušťce 0,05 Al

Tabulka 3.13: Nízký kontrast plíce se zeslabením o tloušťce 0,2 Al

Tabulka 3.14: Nízký kontrast plíce se zeslabením 0,05 až 0,2 mm Al

Tabulka 3.15: Nízký kontrast nativní nefrogram

Tabulka 4.1: hodnoty vysokého kontrastu v L/P na mm

Tabulka 4.2: Porovnání vysokého kontrastu

Tabulka 4.3: Vybraná vyšetření a jejich MDRÚ CR procesu

Tabulka 4.4: MDRÚ filmového procesu

9. Seznam příloh

Obr. 10.1: Uspořádání měřících pomůcek

Obr. 10.2: Přístroj k měření povrchové kermy

Obr. 10.3: Senzor měřiče povrchové kermy

Obr. 10.4: Ukázka vysokokontrastního zobrazení na monitoru

Obr. 10.5: Vysokokontrastní pomůcka

Obr. 10.6: Ukázka nízkokontrastního zobrazení na monitoru

10. Přílohy

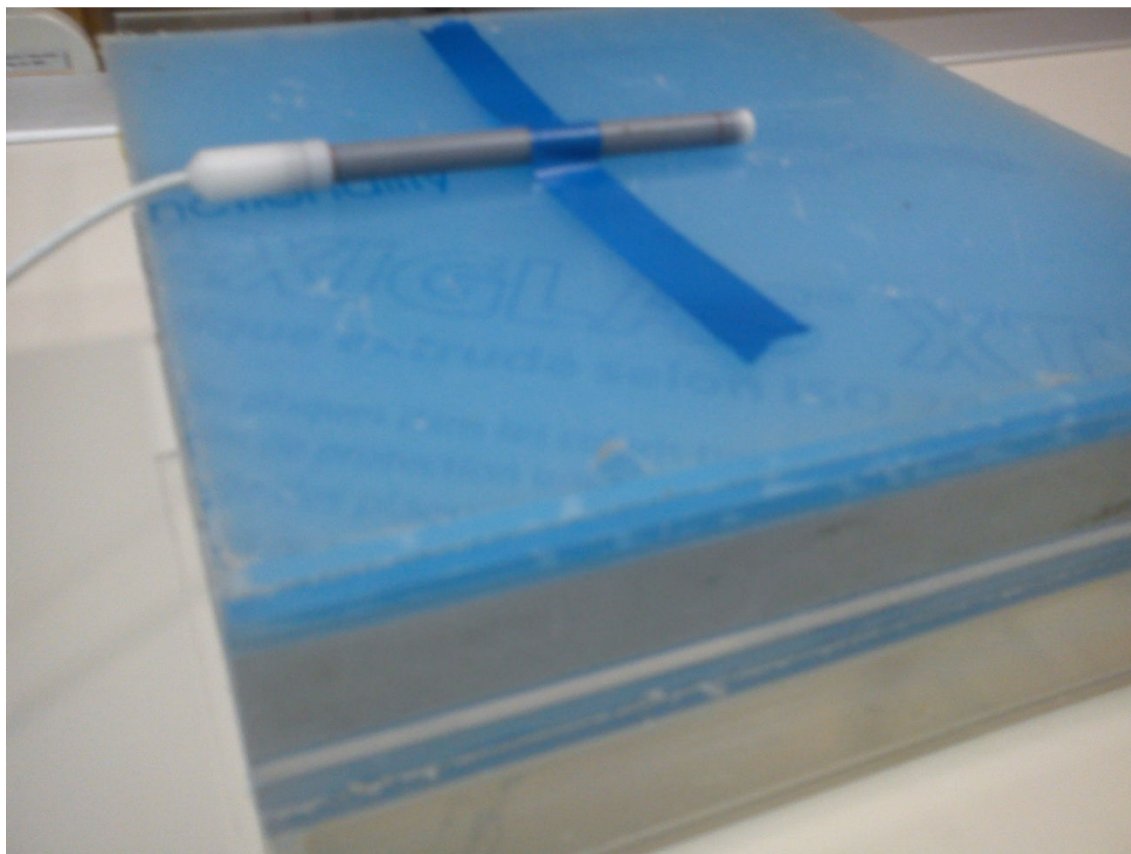
Obr. 10.1 Uspořádání měřících pomůcek



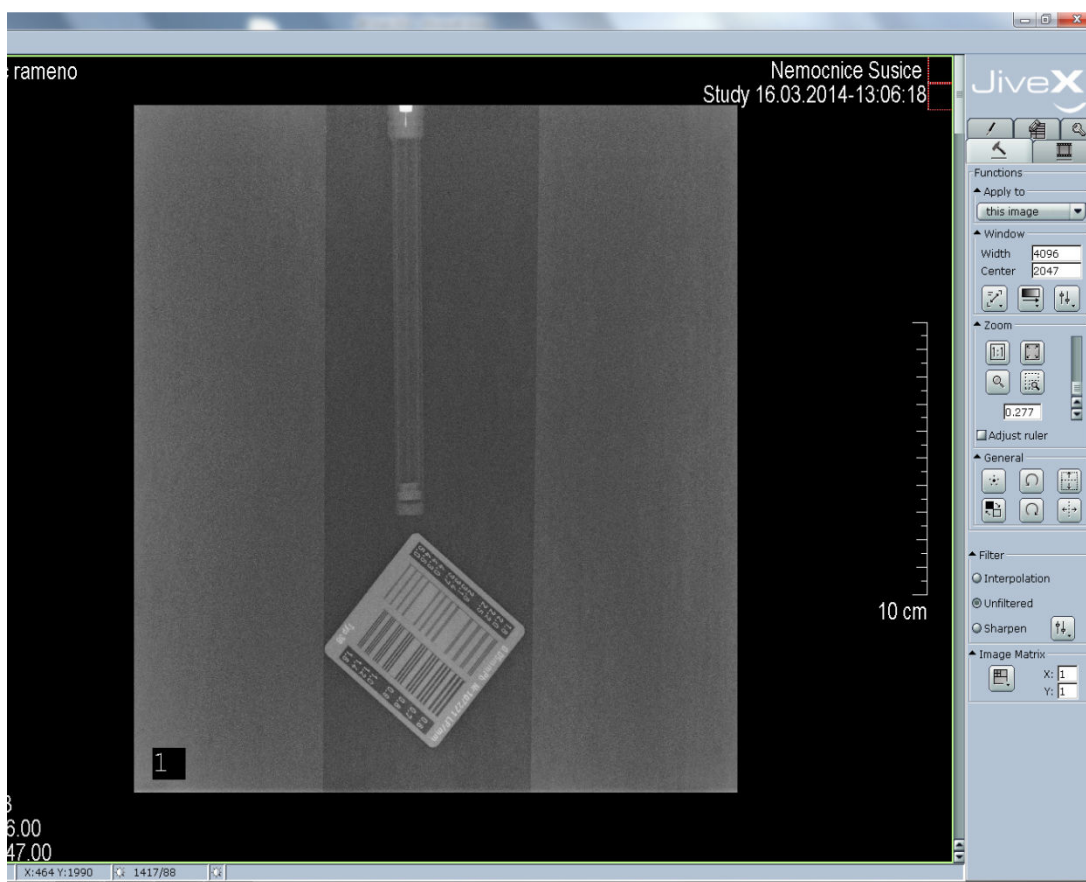
Obr. 10.2 Přístroj k měření povrchové kermy



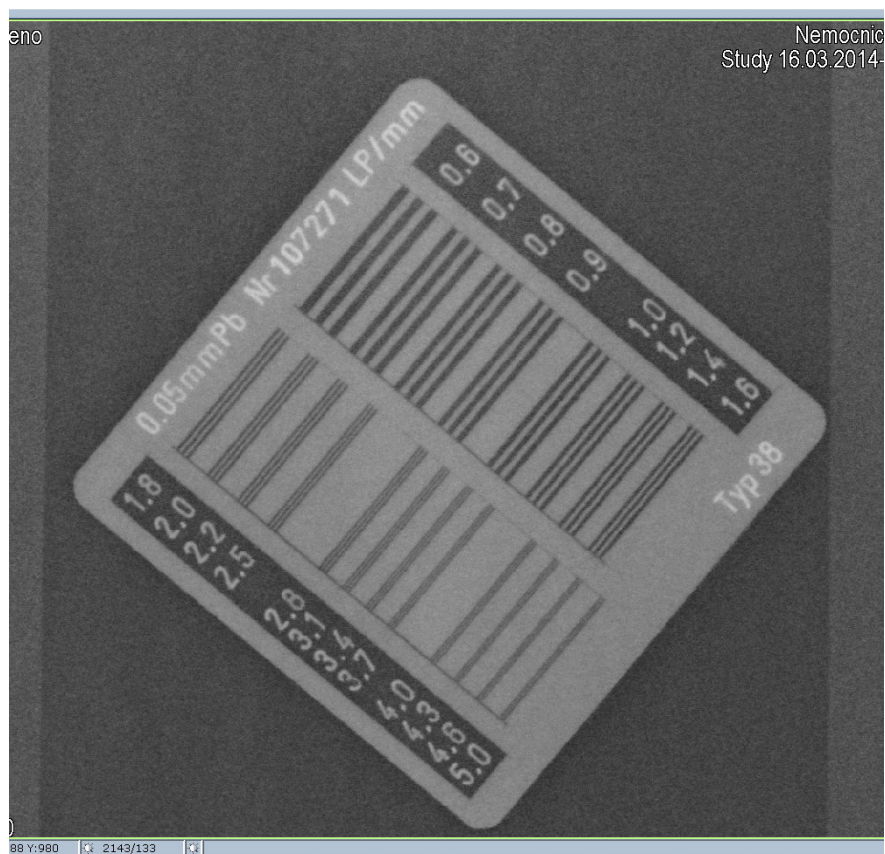
Obr. 10.3 Senzor měřiče povrchové kermy



Obr. 10.4 Ukázka vysokokontrastního zobrazení na monitoru



Obr. 10.5 Vysokokontrastní pomůcka



Obr. 10.6 Ukázka nízkokontrastního zobrazení na monitoru

