

Jihočeská univerzita v Českých
Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

Digitalizace, výhody a nevýhody, srovnání s analogovou metodou
zpracování RTG i s ohledem na dávky záření

Bakalářská práce
2010

Vedoucí práce

Mgr. Miloš Plhoň

Datum odevzdání

3. 5. 2010

Autor práce

Silvie Toncrová

Abstract

Many years have passed since the discovery of X-rays, and yet X-ray examination remains one of the most frequently used examinations today. During the course of existence of radiological science, high-performance X-ray machines have been developed for basic radioscopy and radiographic techniques. In recent decades, computing technology has been increasingly applied in X-ray devices, and has become the basis for new X-ray examination techniques, introducing digitalization to the field of X-ray diagnosis.

The objective of my work is to compare the advantages and disadvantages of digital processing of X-ray images versus analogue techniques, and to compare the economic and operational costs of these systems and the doses used in the respective devices. The comparisons were made at departments and units equipped with systems of direct digitalization, indirect digitalization, and analogue image processing.

My hypothesis that the use of digital devices entails a lesser radiation burden for patients was confirmed. This is well apparent from the tables and graphs documenting the results of my measurements. I also provide a basic description of the generation and processing of X-ray images using the respective systems, some legislative requirements, and an explanation of basic terms and technicals data about the diagnostic devices used.

This work indicates that digitalization in the field of radiodiagnostics contributes to the reduction of radiation dose for patients and is more economical for major healthcare facilities. Digitalized systems place greater demand on the software for image creation, but when properly used, they facilitate and expedite the work of radiology assistants and improve the quality of patient care.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Digitalizace, výhody a nevýhody, srovnání s analogovou metodou zpracování RTG i s ohledem na dávky záření vypracovala samostatně a použila jsem parametrů, které cituji a uvádím v přiložené bibliografii.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. V platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce v nezkrácené podobě Zdravotně sociální fakultou, elektronickou cestou, ve veřejně přístupné části databáze STAG, provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 3. května 2010

.....

Silvie Toncrová

Poděkování

Děkuji panu Mgr. Miloši Plhoňovi za odborné vedení bakalářské práce a cenné rady při zpracování této práce.

V Českých Budějovicích 3. května 2010

.....

Silvie Toncrová

Obsah

ÚVOD	7
1 Současný stav	8
1.1 Klasická filmová radiologie	8
1.1.1 Vlastnosti rentgenového záření	8
1.1.2 Vznik a tvorba rentgenového obrazu	8
1.1.3 Zpracování obrazu	9
1.1.4 Teorie vzniku latentního obrazu	10
1.2 Digitální radiografie	10
1.2.1 Nepřímá digitalizace	11
1.2.2 Přímá digitalizace	13
1.3 Archivace obrazové dokumentace	17
1.3.1 PACS – Picture Archiving Communication Systém	17
1.3.2 DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine	18
1.3.3 TomoCon PACS	18
1.3.4 NIS – nemocniční informační systém	19
1.4 Legislativní předpisy	19
1.4.1 Vyhláška SUJB č. 307/2002Sb., o radiační ochraně	19
1.4.1.1 §71 Zkouška dlouhodobé stability	19
1.4.1.2 §72 Zkouška provozní stálosti	20
2 Cíl práce a hypotéza	22
3 Metodika	23
3.1 Porovnání výhod a nevýhod mezi systémy s analogovým a digitálním zpracováním obrazu	23
3.1.1 Výhody analogového zpracování rtg obrazu	23
3.1.2 Nevýhody analogového zpracování rtg obrazu	23
3.1.3 Výhody digitálního zpracování rtg obrazu	24
3.1.4 Nevýhody digitálního zpracování rtg obrazu	25
3.2 Finanční náklady na pořízení a provoz rtg přístrojů na jednotlivých pracovištích	25
3.3 Dávka záření na jednotlivých pracovištích	27

3.4 Použité rentgenové přístroje.....	28
3.4.1 Rentgenové zařízení ddRCombi pro přímou digitalizaci	28
3.4.2 Rentgenové zařízení GE Medical Systems, Compax 40E pro nepřímou digitalizaci.....	30
3.4.3 Diagnostický zářič ROTAX – K 125 pro analogový systém	32
3.4.3.1 Optimax – vyvolávací automat pro rtg filmy.....	33
3.5 Použité veličiny a jednotky	34
3.5.1 Dávka absorbovaná.....	34
3.5.2 Dávka ekvivalentní	35
3.5.3 Kerma	35
3.5.4 Plošná kerma	36
3.5.5 Napětí	36
3.5.6 Proud	36
3.5.7 Expoziční čas	36
3.5.8 Elektrické množství.....	36
4 Výsledky.....	37
4.1 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS pro Swissray Combi.....	37
4.2 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS pro Compax 40E.....	39
4.3 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS pro Chirana Rotax.....	41
5 Diskuze	46
6 Závěr	51
7 Seznam použité literatury	52
8 Klíčová slova.....	54
9 Použité zkratky	55
10 Seznam příloh.....	56

Úvod

Receptorem obrazu pro skiografii byl, a na mnoha pracovištích ještě stále je, klasický rentgenový film. Ruku v ruce s pokrokem ve vědě i technice narůstá kvalita polovodičové technologie a jednotlivé prvky analogového systému jsou nahrazovány čipy. Tyto obrazové elementy jsou citlivé jak na světlo, tak i na rtg záření. Všechny digitalizované rentgenové obrazy mají charakteristické dva způsoby zpracování obrazu: přímé a následné zpracování obrazu. Účelem digitalizace není jen možnost dlouhodobé archivace zpracovaných rentgenových snímků, ale i jejich pozdější počítačové zpracování, kterým je možné měnit kvalitu obrazu, např. zvýšit kontrast. Rtg snímek lze digitalizovat i např. digitálním fotoaparátem nebo různými scannery. Vždy je to však na úkor ztráty původní kvality snímku.

V současné době je mým pracovištěm Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Pracuji zde jako radiologický asistent na centrálním rtg oddělení s přímou digitalizací obrazu. Pohotovostní služby vykonáváme na vedlejším angiografickém oddělení, které je vybaveno nepřímou digitalizací. S analogovým provozem jsem se setkala na praxi, kterou jsem měla jako student na poliklinice v Židlochovicích. Mám tedy osobní praktické zkušenosti se všemi třemi typy zpracování obrazu, kterými se ve své práci zabývám. Podle mého názoru je pro mě jako pracovníka nejjednodušší a nejpraktičtější pracoviště s přímou digitalizací, protože zde odpadá jakákoliv manipulace s kazetami, vyvolávacím automatem, filmy. Za nevýhodu považuji náročnější softwarové vybavení a práci výhradně s počítačem, což bývá pro pracovníky přicházející z analogového provozu někdy složitější.

Myslím si, že největší rozdíl mezi těmito systémy je ve zpracování obrazu a v tvorbě obrazu, ve finančních nárocích na přístrojové vybavení a v dávce záření. Z těchto tří systému vychází podle mě nejlépe přímá digitalizace obrazu. Jedinou její nevýhodou jsou vysoké pořizovací náklady.

1 Současný stav

1.1 Klasická filmová radiologie

1.1.1 Vlastnosti rentgenového záření

Rentgenové záření patří do spektra elektromagnetického vlnění. Jeho vlnová délka se pohybuje kolem 10^{-9} m. Rentgenové záření má luminiscenční, fotochemický a biologický efekt. Prochází hmotou i vakuem, jeho intenzita klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje záření a šíří se přímočaře. Jde o brzdné záření vyvolané zabrzděním elektronů letících z katody o anodu. V radiologii se používá jako zdroj záření rentgenka, kde je zdrojem elektronů žhavená spirálka katody a brzdnou plochou anoda. Energie záření je nepřímo závislá na vlnové délce. Čím kratší je vlnová délka, tím je záření kvalitnější, má větší energii, je tvrdší. Měkké záření má delší vlnovou délku, je méně průrazné, více se absorbuje.⁽⁵⁾

1.1.2 Vznik a tvorba rentgenového obrazu

Klasický rentgenový obraz je dvojrozměrný, stínový obraz trojrozměrného objektu. Je strukturálním obrazem objektu, ale chybí mu hloubka, tzn. třetí rozměr.

Ke vzniku rentgenového obrazu je zapotřebí rentgenové záření. Toto záření vychází ze zářiče tj. ohniska rentgenky, vyšetřovaného tj. objekt a detektoru tj. průměty, na který můžeme rentgenový obraz promítnout a je zde zviditelněn (film luminiscenční plocha, speciální deska pro digitální radiografii). Všechny tyto tři základní komponenty tzn. ohnisko, objekt i film se účastní na vzniku rentgenového obrazu.

Zobrazení objektu v rentgenovém obraze ovlivňuje vzájemné postavení ohniska, objektu a filmu, protože určuje průmět, projekci objektu.

Ve skialogii rozeznáváme dva druhy projekcí:

Paralelní projekce – záření probíhá paralelně a zdroj záření je v nekonečnu.

Centrální projekce – paprsky se šíří rozbíhavě, tj. při výstupu z rentgenky tvoří komolý kužel nebo jehlan, tzv. užitečný svazek. Jeho osu tvoří centrální paprsek.

Rentgenový obraz by měl být co nejvěrnější, tak aby velikostí i tvarem odpovídal co možná nejpřesněji objektu. Proto i zvětšení v rentgenovém obraze by mělo být co nejmenší neboli: poměr zvětšení v rentgenovém obraze má být co nejbližší poměru 1:1. Což je možné jedině tehdy, kdyby vzdálenost ohnisko-film byla stejná jako vzdálenost ohnisko-objekt. Vzhledem k určité tloušťce každého objektu nemůže tento stav v rentgenové diagnostice nikdy nastat, proto je rentgenový obraz objektu vždy zvětšený. Tloušťka objektu je také důvodem, že perspektiva rentgenového obrazu proti viditelnému obrazu je obrácená: v rentgenovém obraze jsou části objektu bližší průmětně (detektoru) menší než části od průmětny vzdálenější.⁽⁵⁾

Sledovaná část objektu musí být zobrazena v centrální kolmé projekci a umístěna co nejbližší filmu. Jen tak dosáhneme co nejvěrnějšího rentgenového obrazu objektu, tzn. že zvětšení a zkreslení bude co nejmenší. Z praxe vyplynulo jednoduché pravidlo: vzdálenost ohnisko-film má být pětinasobkem tloušťky (průměru) vyšetřované části těla.

Z požadavku centrální kolmé projekce však existují výjimky. Abychom projekčně odlišili dvě nebo více podrobností objektu, jež by se v kolmé centrální projekci promítaly na sebe, superponovaly by se, tak se v některých případech volí šikmá centrální projekce.⁽⁵⁾

1.1.3 Zpracování obrazu

Rentgenový obraz je vytvářen rentgenovým zářením, které není prostým okem viditelné. Latentní rentgenový obraz je třeba zviditelnit. K jeho zviditelnění se využívá luminiscenčního efektu rentgenového záření nebo efektu fotochemického. Luminiscenčního efektu využíváme při skiaskopii (prosvěcování rentgenovými paprsky), fotochemického efektu při skiagrafii (snímkování obrazu na rentgenový film). Luminiscence však trvá jen po dobu trvání rentgenového záření, skiaskopický obraz je nestálý, přechodný, nelze ho dokumentovat. Naopak skiografie nám dává obraz stálý a objektivní, trvalé dokumentární hodnoty.⁽⁴⁾

1.1.4 Teorie vzniku latentního obrazu

Rtg záření vyvolá ve filmovém materiálu změny, které se po vyvolání projeví jako zčernání filmu. Zčernání je úměrné jak intenzitě, tak i kvalitě záření. Záření vyvolá změny v emulzní vrstvě filmu, hlavně na krystalkách bromidu stříbrného. Rtg záření na filmu redukuje Ag, které je po vyvolání na filmu černé. V molekulách AgBr, které nejsou osvětleny zářením, stříbro se neredukuje a místo zůstává bílé. Tkáň obsahující převážně těžké prvky, jako je vápník, absorbuje velké množství záření, na film dopadá méně záření a tato oblast je méně osvětlená a na výsledku bílá. Naopak tkáň s vodou nebo lehkými prvky jsou na snímku tmavé.⁽⁵⁾

Od skiagrafického obrazu požadujeme co největší možnou kvalitu, nejvíce diagnostických podrobností o objektu, a aby splňoval všechny kvalitativní parametry. Hlavně ostrost a kontrast, které určují rozlišovací schopnost rentgenového obrazu, v neposlední řadě také věrnost objektu.⁽⁵⁾

1.2 Digitální radiografie

Digitální radiografie tj. získávání snímků v digitální podobě, se postupně začíná uplatňovat v praxi. V současné době existuje více způsobů jejich zhotovení.

Pro skiografii jsou dnes k dispozici místo rentgenového filmu dvě řešení:

- s tzv. selenovou deskou
- s tzv. Flat Panel Unit – neboli s panelem detektorů (obrazových elementů, čipů) ⁽⁴⁾

Systém se selenovou deskou je určen pouze pro skiografii, tj. pro statické nepohyblivé snímky. Na selenové desce po expozici vznikne latentní rtg obraz, který je nejprve přečten ve speciálním čtecím zařízení a obraz je následně převeden do digitální formy. Deska se po přečtení ve čtecím zařízení „vybije“ (smaže) a je připravena k použití pro novou expozici. Tato činnost se může několikanásobně opakovat. Desky mohou mít různé rozměry. Deska nemusí být „selenová“, ale lze použít i jiné

technologie. Protože se deska s latentním obrazem musí přenášet a je závislá na čtecím zařízení nedá se použít pro dynamické jevy, ale jen pro rtg skiagrafii.

Mnohem výhodnější je řešení s panelem detektorů (Flat Panel Unit).

Rtg záření, které je částečně absorbované průchodem snímkaným objektem, dopadá na polovodičové obrazové elementy (čipy), které jsou v panelu sestaveny do matrice. Na výstupu je pak elektrický signál vedený přímo na analogově-digitální převodník. Odtud pak k dalšímu zpracování do obrazového počítače. Toto řešení umožňuje sledování dynamických jevů a také bezprostřední úpravy parametrů snímkování jako jsou kV, mA, sec. Můžeme ho považovat již za finální řešení i pro skiaskopii.⁽⁶⁾

1.2.1 Nepřímá digitalizace CR (Computed Radiography)

U zesilovací folie v klasické film-foliové kombinaci způsobuje dávka rtg záření v zesilovacích foliích okamžitou spontánní světelnou emisi, která osvítí (exponuje) film. Naopak je tomu u paměťové folie. Zde zůstává, po expozici zářením, latentní rtg obraz v energetické formě ve vazební vrstvě („pasti“) uvnitř folie. Doba uchování tohoto latentního obrazu může trvat několik hodin až dní.⁽⁶⁾

Tato paměťová folie je v podobné kazetě jako u filmové kombinace, ale bez filmu. Rozměry kazety jsou ve stejné normě jako pro konvenční skiagrafii.

Paměťová folie tedy absorbuje rentgenové záření a zapamatuje si obrazovou informaci jako energetický - elektronový reliéf - latentní rentgenový obraz. Exponovaná kazeta s paměťovou folií se přenesení do čtecího zařízení, kde se pomocí laserového paprsku latentní obraz převede na světelný signál. Tento se přes fotonásobič konvertuje do digitální formy a je obrazovým počítačem dále zpracováván. Rentgenový snímek je pak přenesen na obrazovku monitoru. Proti rentgenovému filmu je u paměťové folie obrazový záznam lineární. Obraz je v celé škále densit, počet stupňů šedi je 1024 i více. U film-foliové kombinace je to jen asi 100 až 200 stupňů šedi. Potřebná dávka záření pro expozici se pohybuje v rozmezích od 10 do 100 μGy , je tedy nižší než u film-foliové kombinace.⁽⁶⁾

Po přečtení (po scanování laserovým paprskem) latentního obrazu je plocha folie vystavena krátkému působení velmi intenzivního světla, které převede všechny latentní obraz ve viditelné světlo. Tím zaručí, že žádná z předchozích informací nebude zdrojem šumu při následném použití. Dochází k tzv. vymazání (vybití) folie, která se tak renovuje a je připravena pro novou expozici. Životnost folie může být při šetrném zacházení teoreticky nekonečná. V praxi však dochází k mechanickému poškození manipulací s foliemi.⁽⁶⁾

Obrazový počítač a mazací zařízení je umístěno ve společné skříni, kde jsou i archivační prvky, jako např. optické disky. Doba čtení a mazání je zpravidla kratší než 5 sec, protože je tato činnost zcela automatizovaná.⁽⁶⁾

Paměťové folie mají velkou dynamickou schopnost, což je vhodné zejména při pořizování snímků u materiálů o různých tloušťkách.

Rozlišovací schopnost na vysokém kontrastu je prakticky na stejné úrovni jako u film-foliových kombinací řady 100, 200, 400, 800. Závisí to nejen na kvalitě folie, ale i na kvalitě (hustotě) snímání laserovým paprskem. Naopak rozlišovací schopnost na nízkém kontrastu je nesrovnatelně vyšší než u film-foliové kombinace a je omezena prakticky jen kvantovými šумы.

Paměťová folie je složena z různých typů X-Ray stimulačního fosforového materiálu, např. dotované Europium – bariumfluorochloridem (BaFCl) nebo cesiumjodid (CsI). Paměťová vlastnost folií spočívá v tom, že v krystalické mříži luminiscenčního materiálu (fosforu) se vytváří pod vlivem dopadajícího rentgenového záření jakési pásmo zadržení (pasti). Zde elektronové náboje svou rozdílnou hustotou vytvoří energetický reliéf latentního rentgenového obrazu, který je časově poměrně stabilní. Po expozici se může kazeta s paměťovou folií bez problémů přenést do čtecího zařízení. Laser bývá helium-neonový s červeným nebo blízce infračerveným světelným paprskem, přičemž toto červené světlo postupně vybíjí jednotlivé „pasti“. I tento proces však stimuluje novou emisi a to např. v modrém pásmu. Obě emise, tedy červená i modrá, musí být v systému dobře odděleny filtry. Signály modré emise jsou pak vedeny přes fotonásobič do obrazového počítače.⁽⁶⁾

Systém paměťové folie nelze použít pro dynamická zobrazení, ale pouze pro skiografii, tj. pro jednotlivé snímky.

1.2.2 Přímá digitalizace DR (Direct Radiography) nebo DDR (Direct Digital Radiography)

Tento systém detekce rtg obrazu je stále intenzivně rozvíjen. K detekci rentgenova záření je použit speciální čip, který je tvořen maticí světlocitlivých polovodičových prvků. Na počtu těchto prvků závisí rozlišovací schopnost snímače, doba k přečtení obrazu a také pořizovací cena. V současné době jsou k dispozici dva typy rentgenových obrazových detektorů:

- tzv. nepřímá detekce, tj. přes scintilátor, který slouží jako absorber rentgenového záření se světelným výstupem na fotodiodu. Ta pak dále převádí světlo na elektrický signál a odtud k dalšímu zpracování. Podle svého vzhledu jsou označovány jako ploché panelové detektory (Flat Panel Detector – FPD).⁽⁴⁾
- tzv. přímá detekce, tj. detektor, umožňující přímou konverzi rentgenova záření na elektrický signál

Systémy s nepřímou konverzí, založené na amorfním křemíku (a-Si), pracují na principu převodu rentgenového záření na viditelné pomocí scintilační vrstvy. Viditelné světlo je pak detekováno pomocí matice fotodiod nebo fototranzistorů.

Scintilátor je na bazi cesia-iodidu, dopovaného např. thaliem – CsI(Tl) nebo Gd₂O₂S fosfor nebo také amorfní křemík (a-Si). Fotodioda je typu např. TFD (thin film diode).⁽⁶⁾

Systémy s přímou konverzí, založené na amorfním selenu (a-Se) jsou tvořeny přidáním detekční polovodičové vrstvy. Využívají vzniku náboje zářením bez pomocného scintilátoru ve fotovodivé selenové vrstvě. Konstrukce detektoru s přímou konverzí rtg záření na elektrický signál je velmi jednoduchá. Obrazové detektory jsou

uspořádány do ploché matrice (panelu) s potřebnými vodiči, sběrnými a výstupními transistorem.

Činnost scintilátoru, fotodiody s nepřímou konverzí i detektoru rtg záření s přímou konverzí na elektrický signál je založena na interakci fotonové energie s elektrony v atomové mřížce příslušného materiálu.⁽⁶⁾

Oba dva typy detektorů se od sebe velmi výrazně liší. Technologie výroby detektoru s přímou konverzí záření na elektrický signál je jednoduchá a umožňuje mnohem větší hustotu elementů (pixel) a tím vyšší rozlišovací schopnost na vysokém kontrastu. Mezi další výraznou výhodu tohoto detektoru patří nepřítomnost rozptylu světla v materiálu detektoru, čímž také výrazně přispívá k vyšší rozlišovací schopnosti na vysokém kontrastu. Je to dáno tím, že páry elektron-díra jsou ovlivňovány „silnicemi“ vnějšího elektrického pole, pohybují se jen v jeho směru – není tedy možný laterální pohyb náboje.⁽⁶⁾

Oba typy detektorů mají lineární modulační charakteristiku, proto je dolní část modulační přímky omezena pouze kvantovými šumy. Rozlišovací schopnost na nízkém kontrastu je tak výrazně vyšší než u zesilovací folie. To umožňuje po digitálním zpracování využít efektu „window“ v oblasti „bílé“ i „černé“ a přispět k diagnostické výtěžnosti v těchto okrajových oblastech.⁽⁶⁾

Detektor s amorfním selenem je výrazně lepší a perspektivní pro detekci obrazových signálů než detektory se scintilátory, které se svými vlastnostmi spíše blíží vlastnostem zesilovacích folií.

Po stránce konstrukční a technologické jsou dnes k dispozici 3 řešení:

- flat panel s využitím CCD čipů
- flat panel s přímým akvizičním systémem elektrických signálů řízený obrazovým počítačem
- tzv. SLOT scan

U flat panelu s CCD čipy obsahuje matrice pouze scintilační detektory. Převod světelných obrazových signálů na CCD čipy se děje pomocí skleněných vláken

(optických vodičů) a odtud jde elektrický analogový signál přes A/D převodník do obrazového počítače.

Flat panel s přímou akvizicí elektrických obrazových signálů může být typu scintilátoru (amorfní křemík) nebo detektoru z amorfního selenu – přímá konverze rtg záření na elektrický signál.⁽⁶⁾

Přechodnou konstrukcí je tzv. SLOT scan (štěrbínové snímání). Řešením je postupné snímání snímkaného objektu. Už to není plochý panel s detektory, ale lišta s jednou řadou detektorů. SLOT scan systém umožňuje pouze skiagrafická snímání a není náročný na digitální procesorovou techniku, doba scanu (snímání, expozice) bývá kolem 5min.

Všechny uvedené systémy vyžadují samozřejmě Bucky clonu.⁽⁶⁾

Dnes je nejpoužívanější amorfní selen, který v budoucnu může být nahrazen citlivějším materiálem. Amorfní selen má na detektoru sílu vrstvy asi 250 μ m a absorbuje více jak 95% fotonů, rozlišovací schopnost obrazů závisí pouze na hustotě elementů (pixel) na flat panelu. ⁽⁶⁾

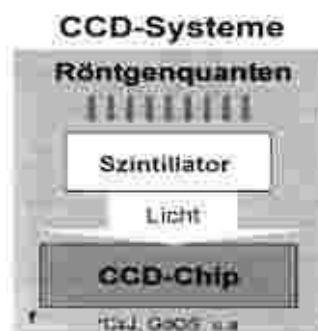
Za obecně nejdůležitější parametry zobrazovacích systémů lze považovat:

- a) Rozměr detektoru, který bude vhodný pro určitou aplikaci. Pro lékařské použití je nutno uvažovat maximální rozměr detektoru 17''x17'' (43 x 43cm). Menší rozměry se uplatní spíše u zesilovačů obrazu, plochých detektorů. Čtvercový formát má výhodu v tom, že odpadá přestavování obdelníkové kazety a receptor může být pevně instalován v rentgenu.
- b) Rozlišovací schopnost pro rozlišení požadovaných detailů. Při porovnání digitální metody s klasickou filmovou radiologií vyplývá, že detektory s velikostí obrazového bodu menší jak 200 μ m dávají stejné nebo lepší diagnostické výsledky jako filmové systémy.
- c) Citlivost, která určuje dávku nebo délku expozice. Digitální systémy, v závislosti na typu detektoru, umožňují zkrátit expoziční dobu o jeden řád v porovnání s filmovým systémem se zesilující folií, která má

- d) zesilovací koeficient 400. Tím se sníží radiační zátěž pro pacienty a obsluhující personál a zvýší se výkonnost provozu.
- e) Rychlost záznamu a čtení. Čas potřebný k chemickému zpracování filmu je minimálně 90 sec u filmů zpracovávaných vyvolávacím automatem, někdy i delší. V případě přímé i nepřímé digitalizace je obraz k dispozici na diagnostickém monitoru v několika sekundách. Výhodou je také to, že expozici je možno zopakovat, aniž by došlo ke změně polohy pacienta.
- f) Dynamický rozsah, který určuje, jestli všechny rozdíly v absorpci předmětu budou bez zkreslení zobrazeny (odolnost proti přexpozici a podexpozici). U digitálních systémů se za standard považuje 14 bitový rozsah, rozlišení 214 stupňů šedi=16 000 odstínů šedi, přičemž lidské oko je schopno zachytit jen asi několik set odstínů šedi. Snímky podexponované i přexponované budou na monitoru dobře vidět, někdy s potřebnou změnou jasu, zatímco u filmu jsou světlé a tmavé oblasti snímku mimo lineární oblast senzitometrické křivky.
- g) Dosažitelný kontrast snímku neboli rozlišení detailů. U digitálního snímku je možno měnit jas i kontrast dodatečně v širokém rozsahu, což je u filmových systémů jen v malých mezích při zpracování.⁽⁷⁾



Obr. č.1 Schéma detektoru u přímé digitalizace s nepřímou konverzí obrazu



Obr. č.2 Schéma detektoru u přímé digitalizace s CCD čipy

1.3 Archivace obrazové dokumentace

Analogové zobrazení je na snímcích. U digitálních jsou data primárně uložena v paměti počítače přístroje, potom mohou být převedena do paměti jiného počítače, kde jsou dlouhodobě archivovány. Mohou se vytisknout, posílat po síti na jiná pracoviště, vložit do prezentace apod.

System umožňující zpracování, prohlížení nebo posílání na různá pracoviště nemocnice je běžně označován jako PACS.

1.3.1 PACS – Picture Archiving Communication System

Hlavním úkolem je ukládání a přenos digitálních obrazových dat. System umožňuje srovnat starší i novou dokumentaci, měření nejrůznějších údajů, rekonstrukce do 3D obrazu, vypálení obrazů na CD a další. Hlavní součástí PACS je paměť s velkou kapacitou a program, který data ovládá. Vyhodnocovací (diagnostické) stanice jsou monitory s vysokým rozlišením, prohlížečské stanice jsou naopak jednodušší počítače, třeba i osobní (notebooky). PACS bývá připojen na nemocniční nebo internetovou síť a přenáší se na různá oddělení, kde si vyšetření mohou prohlédnout lékaři.⁽¹²⁾

Výhody PACS:

- nemusí se tisknout snímky, vzniká bezfilmová nemocnice. Nejsou potřeba chemikálie, vyvolávací automaty, nedělají se opakovaná vyšetření, což představuje další úspory
- nedochází ke ztrátám snímků
- rychlý přístup ošetřujících lékařů k vyšetření, hlavně v kombinaci s NIS, kde je ihned popis. Kombinace radiodiagnostických vyšetření s laboratorními a klinickými zkracuje dobu hospitalizace nebo ambulantního vyšetření.

Nevýhody PACS:

- problém bezpečnosti – musí být zajištěno, že k vyšetření může mít přístup jen někteří zaměstnanci. Stoprocentní bezpečnost však zatím ještě není, systém se stále vyvíjí.
- finanční náročnost – jeho cena se postupně snižuje
- kompatibilita – vyrábějí ho nejrozličnější firmy a systémy nemusí spolu navzájem komunikovat, což potom zabraňuje propojení velkých sítí mnoha nemocnic. Často se předává vyšetření na CD.
- riziko ztráty dat – vyšetření se provede, uloží, ale výjimečně se může ztratit
- není zatím vyřešena legislativní problematika, kdo může do vyšetření nahlížet a elektronický podpis⁽¹²⁾

1.3.2 DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

DICOM je standard, který má zajistit univerzální kompatibilitu pro všechny uživatele, všechny modality. Každý obraz je doprovázen informacemi o modalitě vyšetření a jeho parametrech, označením provedené studie a číslem snímku, daty pacienta, informací pro přenos přes síť. Tyto systémy se neustále vyvíjejí, nyní je nejlepší DICOM 3. Prakticky všechny digitální přístroje jsou se systémem DICOM 3 kompatibilní, spolupracují s ním. DICOM má ale zhruba 15 základních částí, které musí být kompatibilní i s typem PACS a NIS určité nemocnice.⁽¹²⁾

1.3.3 TomoCon PACS

Je systém pro správu, přenos a archivaci snímků (CT, MR, PET,...). TomoCon umožňuje okamžitý přístup ke snímkům odkudkoliv, elektronický přenos snímků mezi nemocnicemi a přímé propojení diagnostiky s terapeutickými plánovacími systémy. Využívá existující síťové propojení v nemocnici. Tento systém obsahuje TomoCon PACS server a TomoCon prohlížeč, který existuje ve třech verzích: TomoCon pracovní stanice (Workstation) pro diagnostické stanice, umožňuje přenos dat nezávisle na serveru, TomoCon prohlížeč (Viewer) a TomoCon jednodušší verze (Lite), který je možné přenést na CD i se snímky pacienta. ⁽²⁾

1.3.4 NIS – nemocniční informační systém

Obsahuje textové informace o pacientech, medicínské informace, výsledky laboratorních metod. PACS a NIS tvoří základ informačních systémů, všechny informace lze získat elektronickou formou. Může tak vzniknout tzv. bezpapírová nemocnice.⁽¹²⁾

1.4 Legislativní předpisy

1.4.1 Vyhláška SUJB č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně

(ruší vyhlášku č. 184/1997 Sb.) ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb., kterou se mění vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SUJB) č. 307/2002 Sb.,

1.4.1.1 §71 Zkouška dlouhodobé stability

Zkouška dlouhodobé stability pro jednotlivé zdroje ionizujícího záření se provádí v rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje ionizujícího záření a způsobem odpovídajícím českým technickým normám, a to na základě návrhu výrobce nebo dovozce zařízení. Rozsah zkoušky se upřesňuje při přijímací zkoušce nebo při prvně vykonávané zkoušce dlouhodobé stability nazvané výchozí zkouška dlouhodobé stability.

Zkouška dlouhodobé stability se, pokud SUJB nestanoví v povolení nebo v rámci kontrolní činnosti jinak, provádí

- a) při každém důvodném podezření na špatnou funkci zařízení, jehož součástí je zdroj ionizujícího záření,
- b) po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit vlastnost nebo parametr ověřovaný při zkoušce dlouhodobé stability,

c) kdykoliv výsledky zkoušek provozní stálosti signalizují, že charakteristické provozní vlastnosti a parametry zdroje ionizujícího záření vybočují pro daný účel použití z mezí stanovených v českých technických normách nebo v technické dokumentaci od výrobce nebo dovozce,

d) nejpozději před uplynutím od poslední zkoušky, tj. 12 měsíců u významných zdrojů.

Zkoušky dlouhodobé stability zajišťuje ten držitel povolení k nakládání se zdrojem, který má zdroj v držbě. Provádět zkoušky dlouhodobé stability mohou, jako specifický způsob nakládání se zdroji ionizujícího záření, jen osoby mající příslušné povolení SUJB a řídit a vykonávat je mohou, jako činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, pouze fyzické osoby se zvláštní odbornou způsobilostí podle zvláštních právních předpisů. Výsledky zkoušky dlouhodobé stability se zaznamenávají do protokolu o této zkoušce, jehož stejnopis obdrží každý, kdo je držitelem povolení k nakládání s daným zdrojem ionizujícího záření. Kopii protokolu zasílá osoba provádějící zkoušku SUJB do jednoho měsíce od provedení zkoušky.⁽⁹⁾

1.4.1.2 §72 Zkouška provozní stálosti

Zkouška provozní stálosti zahrnuje pro jednotlivé zdroje ionizujícího záření ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů v rozsahu stanoveném českými technickými normami nebo v rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje záření podle §23 zákona, a to na základě návrhu výrobce nebo dovozce zařízení. Rozsah zkoušky se upřesňuje při přijímací zkoušce a při zkouškách dlouhodobé stability.

Zkouška provozní stálosti se provádí periodicky v intervalech stanovených při přijímací zkoušce nebo na základě doporučení uvedeného výrobcem v technické dokumentaci zdroje ionizujícího záření a vždy po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit zkoušenou vlastnost nebo parametr.

Zkoušky provozní stálosti provádí nebo zajišťuje ten ohlašovatel nebo držitel povolení k nakládání s daným zdrojem, který má zdroj ionizujícího záření, včetně dalších zkoušených zařízení, v držbě. Výsledky zkoušky provozní stálosti se

zaznamenávají do protokolu o této zkoušce vedeného u toho držitele povolení k nakládání se zdrojem, který má zdroj v držbě. Ostatním uživatelům daného zdroje ionizujícího záření musí být umožněno seznámit se s výsledky zkoušek provozní stálosti.⁽⁹⁾

2 Cíl práce

1. Srovnání výhod a nevýhod digitálního zpracování rtg obrazu oproti analogové metodě;
2. Porovnání ekonomických a provozních nákladů u nepřímé radiografie (CR), přímé radiografie (DR), analogového zpracování filmu;
3. Srovnání dávek u CR, DR, analogového zpracování filmu

Hypotéza:

Při použití digitálních přístrojů je radiační zátěž pro pacienta nižší

3 Metodika

Informace pro zpracování bakalářské práce byly získány několika metodami:

- informace získané a zpracované z odborné literatury, odborných článků a internetových dokumentů
- praktické zkušenosti se všemi třemi systémy zpracování obrazu a možnost jejich subjektivního i objektivního porovnání
- sledování hodnot kV a mAs používaných na jednotlivých pracovištích pro konkrétní typy vyšetření. Přepočet těchto hodnot podle tabulek získaných z protokolů ZDS a jejich vzájemné porovnání
- informace získané ze statistik o finančních nákladech na pořízení a provoz rtg diagnostických přístrojů

3.1 Porovnání výhod a nevýhod mezi systémy s analogovým a digitálním zpracováním obrazu

3.1.1 Výhody analogového zpracování rtg obrazu

- nejrozšířenější forma zpracování rtg obrazu
- dlouholeté zkušenosti
- lékaři ostatních odborností si mohou prohlédnout rentgenový snímek bez jakéhokoliv dalšího vybavení

3.1.2 Nevýhody analogového zpracování rtg obrazu

- vysoké provozní náklady, které zahrnují nákup rtg kazet, folií, filmů, chemikálií a jejich následná likvidace
- nutnost temné komory spojené s údržbou a provozem vyvolávacího systému

- náročnost na archivaci, zejména na prostor, ale i systém
- nemožnost pozdější úpravy obrazu
- nemožnost primárního přenosu obrazu po síti a tím není možná vzdálená spolupráce více lékařů využitím internetu
- existence pouze jediného originálu rentgenového filmu
- ztráta informační hodnoty v čase např. blednutím – barevná nestálost, kazy, plíseň, mechanické poškození

3.1.3 Výhody digitálního zpracování rtg obrazu

- zkrácení času od vyšetření do vyhotovení nálezu a jeho předání lékaři a na příslušné oddělení
- snížení nákladů na likvidaci filmového a chemického materiálu
- snížení nákladů způsobených opakováním expozic při ztrátě, poničení snímků
- snížení provozních nákladů při vybudovaném PACS archivu (na rozdíl od prostorových nároků klasického rtg filmového archivu)
- vytvoření kvalitního obrazu v reálném čase
- okamžitá kontrola vytvořeného obrazu
- možnost následné úpravy, opravy, popř. opakování snímků bez pohybu pacienta
- možnost ukládání informací na místních i vzdálených digitálních uložiscích
- dlouhodobá digitální archivace
- okamžitý přístup k uloženým datům bez vyhledávání, zakládání, skartování
- minimální prostorové nároky na elektronický archiv
- možnost přenášení obrazů po síti v rámci nemocnice - mezioborová spolupráce i možnost dálkové spolupráce nemocnic - telemedicina

- možnost prohlédnout a porovnat si snímky z několika vyšetření najednou např. snímky z MR, CT, angiografického vyšetření na jednom PC
- tvorba edukačních a výukových materiálů
- zvýšenou průchodností pacientů odpadá nutnost zbudovat více rtg vyšetřoven - centralizace

3.1.4 Nevýhody digitálního zpracování rtg obrazu

- závislost na složitém hardwarovém a softwarovém vybavení
- vysoké pořizovací náklady
- relativně složitá obsluha a údržba systému
- nutnost přítomnosti správce PACS v nemocnici nebo alespoň jeho dostupnost
- nutnost zabezpečení dat

3.2 Finanční náklady na pořízení a provoz rtg přístrojů na jednotlivých pracovištích

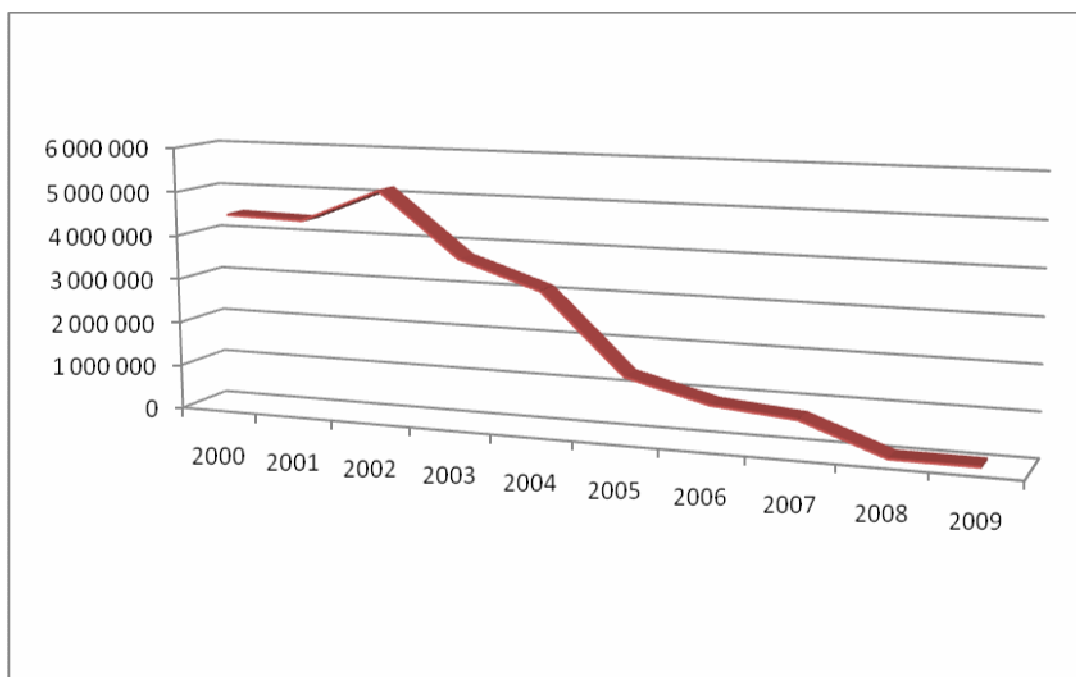
Pořizovací cena přístroje Swissray Combi pro přímou digitalizaci byla v roce 2003 cca 11 milionů korun. Celková částka pokrývá náklady na rtg lampu, detektor se CCD čipy a Bucky clonou, generátor a touch panel pro ovládání. Nezbytný je také pojízdný patientský stůl. Součástí je prohlížeč stanice, tj. monitor s příslušenstvím, který slouží pro úpravu a další zpracování snímků. Náklady na provoz zahrnují Zkoušky dlouhodobé stability, které se provádějí jednou za rok a měsíční zkoušky provozní stálosti. Jejich cena se pohybuje přibližně kolem 14 tisíc korun za rok.

V roce 2006 se začalo s digitalizací na přístroji Compax40 pro nepřímou digitalizaci. Rtg přístroj je stávající, dokoupila se čtečka kazet s ovládacím panelem, 6 paměťových kazet a cena byla odhadnuta na 5 milionů 250 tisíc korun. V této ceně je tedy rtg přístroj, stůl s plovoucí deskou a nastavitelnou výškou, vertigraf, generátor,

čtečka kazet s ovládacím panelem, paměťové kazety, expoziční automat a prohlížeč stanice pro úpravu a další zpracování pořízených snímků. Náklady na provoz zahrnují Zkoušky dlouhodobé stability, které se provádějí jednou za rok a měsíční zkoušky provozní stálosti, stejně jako u Swissray Combi. Protože jsou prováděné stejnou firmou jejich cena je totožná.

Rtg přístroj Chirana Rotax pro filmové zpracování rtg obrazu bylo uvedeno do provozu v roce 1984. Jeho cena byla v té době cca 700 tisíc korun. V roce 1994 byl přikoupen vyvolávací automat za cca 200 tisíc korun. Celková cena tedy činila 900 tisíc korun, ve které je zahrnut rtg diagnostický zářič, stůl se zásuvkou s Bucky a zásobníkem na kazety, vertigraf, ovládací panel, 10 kazet s filmy a zesilovacími foliemi s koeficientem citlivosti 400, vyvolávací automat a PC s příslušenstvím pro zadávání údajů o pacientech. Do provozních nákladů spadají náklady za filmy a chemikálie pro funkci vyvolávacího automatu, jako je vývojka a ustalovač. Dále se do toho započítávají Zkoušky dlouhodobé stability, které jsou i zde prováděné jednou za rok a zkoušky provozní stálosti jednou za měsíc. Roční náklady na provoz jsou zde mnohokrát vyšší a činí asi 380 tisíc korun.

Náklady na filmy a chemikálie (vývojka, ustalovač) Kliniky zobrazovacích metod, kam spadaly tři rtg oddělení a CT, byly v roce 2000 cca 4 miliony 500 tisíc korun. V této době byla všechna oddělení na filmovém provozu. V roce 2003 bylo uvedeno do provozu oddělení centrálního rentgenu s plnou digitalizací a náklady činily 3 miliony 152 tisíc korun. S postupem času přecházela i ostatní oddělení na digitální provoz a náklady za rok 2009 byly 49 tisíc korun, což jsou náklady na filmy a chemikálie pro detašované pracoviště plastické chirurgie, která spadá pod tuto nemocnici. Pořizovací náklady na Swissray Combi se tak již vrátily a digitalizace v rentgenové diagnostice se z finančního hlediska jeví jako velice výhodná, což je dobře vidět na grafu č.1



Graf č. 1 Snížení finančních nákladů s postupným zaváděním digitalizace

3.3 Dávka záření na jednotlivých pracovištích

Posuzovala jsem pracoviště, ve kterých není zabudován KAP (DAP)metr, což je zařízení, které umožňuje měření celkové dávky (plošné kerry – KAP metr) při rentgenovém vyšetření. Jsou to pracoviště s přímou digitalizací obrazu, s nepřímou digitalizací obrazu a s filmovým provozem. Pro výpočet jsem použila hodnoty z protokolu o Zkoušce dlouhodobé stability na jednotlivých pracovištích, což ukazují tabulka č.1, č.3, č.5. Z těchto hodnot jsem vypočítala kermu pro nejčastěji indikovaná vyšetření v AP projekci, jako je lebka, krční páteř, bederní páteř, zápěstí, noha, koleno, plíce, břicho. Hodnoty Kv a mAs jsou stanoveny průměrem ze vzorku 10 pacientů pro každý typ vyšetření. Průměrné hodnoty kV a mAs jsou uvedeny v tabulce č. 2, č. 4, č. 6. Pro zjednodušené porovnání jsou všechny hodnoty měřené ze stejné ohniskové vzdálenosti O-P 100cm. Pouze v případě zobrazení plic je vzdálenost O-P 200cm na všech třech pracovištích. Pracoviště s rentgenovým zařízením jsou vybavena shodně

malým ohniskem o velikosti 0,6 mm (z protokolu ZDS). Velikost pole je dána vyšetřením na pracovišti např. plíce 35 x 35cm, určuje ji tedy např. velikost kazety pro dané vyšetření. Vzhledem k tomu, že porovnávám hodnoty kermy, která se měří v bodě, tak se při výpočtech s velikostí pole nepočítá. Výpočty a porovnání platí a byly provedeny za předpokladu, že všechny rentgenové přístroje mají přibližně stejný výtěžek záření (z protokolu ZDS) a rentgeny splňují požadavky na linearitu. Mezi kermou v mGy a mAs platí lineární závislost v optimálním případě. Ve skutečnosti se nechová žádný rtg přístroj lineárně, což vyjadřuje test linearity v protokolu ZDS, ale pro moje výpočty jsem to nebrala v potaz a předpokládám lineární závislost. Uvedené hodnoty kV a mAs nejsou absolutní, ale jsou to pouze průměrné hodnoty používané na sledovaných pracovištích.

3.4 Použité rentgenové přístroje

3.4.1 Rentgenové zařízení DdRCombi pro přímou digitalizaci

viz obr. č. 1

Technické parametry

1. Vyšetřovací zařízení upevněné k podlaze:

- rozsah natočení detektoru - +/-135st. po krocích 5st.
- vzdálenost ohnisko detektor (FDD) – 120cm /150cm/180cm
- vzdálenost středního RTG paprsku vzhledem k podlaze (v horizontální pozici) – 50cm – 190cm

2. Požadavky na parametry prostředí

V souladu s normami IEC/EN 60601-1 and UL 2601-1

Při normálním provozu:

- teplota prostředí - +10 °C až +40 °C
- doporučená teplota místnosti - +22 °C až +25 °C
- relativní vlhkost vzduchu – 700 až 1060hPa

Síťové napájení – 1x208/230 VAC 50Hz/60Hz

Váha – 400kg

Zatížení podlahy – 1350kg na m²

3. digitální detektor AddOn-Bucky

- maximální velikost zobrazení – 35x43 cm (14''x17'') a 43x35 cm (17''x14'')
- čas mezi expozicemi – 5s
- citlivost – ekvivalent 400 citlivosti
- rozlišení – víc jak 5.2 mil. pixel
- vyjímatelná sekundární mřížka – 10:1, papírové proklady, oscilační
- ionizační komora – 3 měřící pole

4. rentgenový generátor

- GEN-X-4000 – 50kW/80kW
- Expoziční automatika AEC – 40-150kV po 1 kV krocích, 10 – 1000mA po 21 krocích, 0,5-800 mAs po 33 krocích, 0,001-5sec. expoziční čas

5. rentgenka

- optitop 150/40/80 HC-100L – dvojité ohnisko, rotační anoda
- velikost ohniska – 0.6/1.0 mm
- výstupní výkon – 40/80kW
- tepelná kapacita – 763.000 H. U.

6. primární clona

- typ AL 01 – manuální/motorické ovládání
- přídatná filtrace – 0.1 mmCu, 0.2 mm Cu, 0.3 mm Cu
- natočení - +/- 45st.
- celková filtrace (rentgenka+primární clona)3.5mm AL ekvivalent

7. mobilní patientský stůl

- délka – 86,6''(220cm)
- šířka – 32,3''(82cm)

8. SwissVision Pracovní stanice

- počítač – IBM kompatibilní pracovní stanice s 256 MB paměti

RAM a zrcadleným diskovým polem

- programové vybavení – SwissVision TR4000
- monitor – 21'' monitor, 1k, barevný
- interface – Ethernet/DICOM 3.0

Mobilní patientský stůl vybavený deskou vyrobenou z karbonových vláken transparentních pro rentgenové záření je navržen pro snadné poziční nastavení pacienta ve spolupráci s digitálním detektorem.

Použitá technologie kombinuje výhodu plovoucí desky stolu ve čtyřech směrech s univerzálností mobility. Jinou výhodou je, že tento mobilní stůl je možno přiblížit k AddOn-Bucky z jakéhokoliv úhlu.

Je dimenzován pro pacienty s maximální váhou 225kg. Stůl je možno pozičně blokovat pomocí dvou brzd (stranově a podélně nebo v obou směrech) a oba tyto pohyby jsou ovládány pomocí nožních šlapek.

3.4.2 Rentgenové zařízení GE Medical Systems, Compax 40E pro nepřímou digitalizaci

viz obr.č. 4

Technické parametry

1. Rentgenový generátor

- MPG 50
- expoziční automatika - AEC

2. Rentgenka

- MSN 742
- dvojité ohnisko, rotační anoda – 9000rpm 150Hz
- anodové napětí – 0.6/21kW, 1,2/57kW
- max. tepelné zatížení anody- 120000J
- kryt rentgenky – Statorix 240SV-180

- ohnisko – 0,6/1,2 mm
 - clona – clona Ultraset
 - filtrace – vlastní 1 mm Al
 - přídatná 2 mm Al
 - váha – 2,2kg
3. Ovladač – MPG 50
4. Bucky
- napájení – 115/220VAC, 50/60Hz
 - podélná dráha – 598mm
 - rozměry kazety – až 350x430mm
 - antidifuzní mřížka – 440x480mm
5. Vertigraf
6. Pacientský stůl
- stůl Compax 40E

Kombinuje přesnost, rychlost a flexibilitu. Nastavitelná výška umožňuje a značně usnadňuje přemísťování pacienta z lůžka, vozíku nebo invalidního vozíku.

Komponenty stolu

Zdvíhací základna do max. výšky 920mm, min. výšky 520mm.

Soustava Bucky se instaluje na vozík. Obsahuje manuální zásobník na kazety, který je uzpůsoben na kazety všech standardních velikostí.

Displej SID umístěný v čele stolu neustále udává hodnotu rtg radiace SID (Source to Image Distance = vzdálenost od ohniska trubice k filmu)

Ovládací pedály

Maximální hmotnost pacienta 200kg

3.4.3 Rentgenový diagnostický záříč ROTAX-K 125 pro analogový systém

viz obr.č. 9

Technické údaje

Vložková rentgenka ROK-T

1. Rotace anody – třífázový symetrický elektromotor, napájený
z rozběhového agregátu
2. Příkon statoru - při rozběhu – 0,8 kW při napětí 3x110 V
1,6 kW při napětí 220V
- trvale – 0,1kW
3. Doba rozběhu – 1,2 s
4. Provozní otáčky – 2860/min
5. Přípustná doba zapnutí rotace – 2 min/při napájení statoru 60-70V
- trvale/při napájení statoru 35V a při chlazení ventilátorem
6. Nejvyšší napětí – 125kV při dvoupulsním usměrnění; při
šesti/dvanácti/pulsním usměrnění pouze při zaručené symetrii
7. Celková tepelná kapacita – 1 200 000 HU (tepelných jednotek-kVmAs)
8. Celková ochlazovací schopnost – 20 000HU/min
9. Teplota oleje – max. 80 °C
10. Vstup zařízení – vrcholový úhel svazku 35 °C/37°C/
11. Celková vnitřní filtrace – 1,5mm Al
12. Ochrana před zářením – kryt II.třídy dle ČSN 36 4710
13. Vnější rozměry – 518x230x180mm
14. Hmotnost- 23,5kg

Rentgenka s rotační anodou pro diagnostiku, pro rtg kinematografii a pulsní provoz, používá se do rtg záříčů pro diagnostiku Chirana – ROTAX – K 125

Technické údaje

Provedení – ROK – T – 12/50

Technická data

1. Velikost zpracování filmu – min. 10x10 cm, až do šířky 35 cm
2. Doba zpracování – standard 90 sec
3. Rychlost posuvu filmu – standard 50 cm/min
4. Doba vyvolávání – standard 28 sec
5. Objemy tanků – 5 l každý
6. Regenerace – automatická při detekci filmu
7. Teplota vývojky – regulovatelná v rozsahu 28-37 °C
8. Teplota ustalovače – automaticky se přizpůsobuje teplotě vývojky ve výměníku tepla
9. Teplota vody – 5-30 °C
10. Spotřeba vody – 2l/min při zpracování filmu
11. El. zdroj – 220-240 V střídavý, 50/60Hz, 8A
12. Hmotnost – 35 kg (prázdný), 50 kg (s náplněmi)

3.5 Použité veličiny a jednotky

3.5.1 Dávka absorbovaná

Dávkou absorbovanou nějakého ionizujícího záření rozumíme podíl energie W_D ionizujícího záření absorbovaného nějakým objemovým elementem a hmotností m látky obsažené v tomto objemu. Dávka je tedy veličina, která charakterizuje absorpci energie v daném objemu.

Dávka absorbovaná $D = W_d/m$

Jednotkou je 1 gray = 1 Gy = 1 J.kg⁻¹ tj. energie 1J/Joule/ absorbovaná v 1kg látky, kde energie 1J = 1W.s = 0,239 cal.

Starší dočasná jednotka – 1rad = 10⁻²J.kg⁻¹ – 1Gy = 100rad

Pro úplnost je třeba ještě uvést dávku ekvivalentní.⁽⁵⁾

3.5.2 Dávka ekvivalentní

V ochraně před zářením se ukázalo vhodné zavést další veličinu, která lépe charakterizuje významnější škodlivé účinky záření – zejména pozdní stochastické účinky. Ionizující záření vyvolá v látce obecně celou řadu fyzikálních, chemických a biologických změn (genetické mutace).⁽⁵⁾

Dávkou ekvivalentní D_{ekv} nějakého ionizujícího záření rozumíme součin dávky absorbované D a koeficientu relativní biologické účinnosti k příslušnému objektu.

$$D_{ekv} = D \cdot k \cdot N$$

$$\text{Jednotkou je 1 Sievert} = 1\text{Sv} = 1\text{J.kg}^{-1}$$

$$\text{Dočasná jednotka: 1rem} = 0,01\text{J.kg}^{-1} \text{ (}^{(5)}\text{)}$$

Koeficient relativní biologické účinnosti:

$k = 1$ pro RTG záření, záření gama a elektronů

$k = 10$ pro neutrony, částice alfa

$k = 20$ pro nabitě částice o neznámé energii

koeficient N je rozšíření o další možné modifikující faktory. Měříme-li v pásmu RTG záření je $1\text{Gy} = 1\text{Sv}$, dávka = kerma ⁽⁵⁾

3.5.3 Kerma

Dávka však nevypovídá o bezprostředních projevech interakcí primárního záření s látkou. Speciálně v případech nepřímo ionizujícího záření může docházet k interakci na zcela jiném místě, než na kterou pak sekundární částice ionizují a excitují atomy prostředí a dávají svůj příspěvek k dávce. Proto byla definována další veličina kerma K .⁽⁵⁾

(Kerma = Kinetic enrgy in material = kinetická energie uvolněná v materiálu)

Kermou K rozumíme podíl střední hodnoty součtu počátečních kinetických energií W_K všech nabitých částic, uvolněných nepřímo ionizujícími částicemi daném objemu příslušné látky a hmotnosti m látky v tomto objemu. Kerma je definována v bodě, nezávisí na ploše.

Kerma vyjadřuje interakci primárního nepřímo ionizujícího záření v dané látce.

$$K_{\text{ema}} K = W_K/m$$

Kerma je tedy měrnou veličinou kinetické energie uvolněné v nějaké látce nepřímo ionizujícími částicemi.

$$K = 1 \text{ joule na } 1 \text{ kg} = 1 \text{ J.kg}^{-1} \text{ a udává se v Gy}^{(5)}$$

3.5.4 Plošná kerma

Je dána součinem absorbované dávky a ozářené plochy. Jednotkou je (Gy.m^2). Hodnota plošné kermy se se vzdáleností od zdroje záření nemění, což platí pouze pro bodové zdroje záření. Úbytek dávky se čtvercem vzdálenosti je úměrný nárůstu plochy.

3.5.5 Napětí

Napětí na rentgence udává potencionální rozdíl mezi katodou a anodou rentgenky, určuje kvalitu rtg záření charakterizovanou energetickým složením fotonového spektra, ovlivňuje kontrast zobrazení, radiační zátěž a množství sekundárního záření. Jednotkou je (V, kV)⁽¹⁰⁾

3.5.6 Proud

Hodnota proudu určuje hustotu toku fotonů rtg záření. Jednotkou je (A)⁽¹⁰⁾

3.5.7 Expoziční čas

Délka expozičního času je přímo úměrná velikosti pohybové neostrosti. Expoziční čas je třeba volit v závislosti na rychlosti pohybu vyšetřovaného orgánu. Obecně je výhodné zkrátit expoziční čas na minimum.⁽¹⁰⁾

3.5.8 Elektrické množství

Elektrické množství je násobkem proudu a expozičního času. Elektrické množství určuje celkovou velikost signálu nesoucího obrazovou informaci. V kombinaci s použitým napětím se významně podílí na radiační zátěži spojené s rtg vyšetřením. Jednotkou je (mAs)⁽¹⁰⁾

4 Výsledky

4.1 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS pro Swissray Combi

Tabulka č.1 Přímá digitalizace

Ua	kV	50	60	70	80	90	100	110
Q	mAs	10	10	10	10	10	10	10
Ke	mGy	0.171	0.266	0.371	0.489	0.615	0.744	0.912

V tabulce č. 1 jsou uvedeny hodnoty vstupní povrchové kermy při daných kV a mAs. Jsou to hodnoty z protokolu ZDS pro daný rentgenový přístroj – Swissray Combi

Tabulka č.2

	kV	mAs	mGy	O-P
lebka	70	11	0,408	1m
krční páteř	70	8	0,297	1m
bederní p.	85	20	1,104	1m
zápěstí	50	6	0,103	1m
noha	55	7	0,153	1m
kolen	65	10	0,319	1m
plíce	105	2	0,042	2m
břicho	80	13	0,636	1m

Tabulka č. 2 ukazuje průměrné hodnoty kV a mAs pro daný typ vyšetření a z nich přepočítaná hodnota Kermy v mGy za pomoci vstupní povrchové kermy z tabulky č. 1

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Le)}} = i$$

$$\frac{10}{11} = 0,909$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Kp)}} = i$$

$$\frac{10}{8} = 1,25$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Le)}$$

$$\frac{0,371}{0,909} = 0,408 \text{ (lebka)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Kp)}$$

$$\frac{0,371}{1,25} = 0,297 \text{ (krční páteř)}$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Za)}} = i$$

$$\frac{10}{6} = 1,667$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Br)}} = i$$

$$\frac{10}{13} = 0,769$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Za)}$$

$$\frac{0,171}{1,667} = 0,103 \text{ (zápěstí)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Br)}$$

$$\frac{0,489}{0,769} = 0,636 \text{ (břicho)}$$

$$\left(\frac{Ke_{(70/10)} - Ke_{(60/10)}}{2} \right) + Ke_{(60/10)} = Ke_{(65/10)}$$

$$\left(\frac{0,371 - 0,266}{2} \right) + 0,266 = 0,319 \text{ (koleno)}$$

$$Ke_{(65/10)} = Ko_{(65/10)}$$

$$\left(\frac{Ke_{(90/10)} - Ke_{(80/10)}}{2} \right) + Ke_{(80/10)} = Ke_{(85/10)}$$

$$\left(\frac{0,615 - 0,489}{2} \right) + 0,489 = 0,552$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Ko)}} = i$$

$$\frac{10}{20} = 0,5$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Ko)}$$

$$\frac{0,552}{0,5} = 1,104 \text{ (bederní páteř)}$$

$$\left(\frac{Ke_{(60/10)} - Ke_{(50/10)}}{2} \right) + Ke_{(50/10)} = Ke_{(55/10)}$$

$$\left(\frac{0,266 - 0,171}{2} \right) + 0,171 = 0,219$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Dk)}} = i$$

$$\frac{10}{7} = 1,429$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Dk)}$$

$$\frac{0,219}{1,429} = 0,153 \text{ (noha)}$$

$$\left(\frac{Ke_{(110/10)} - Ke_{(100/10)}}{2} \right) + Ke_{(100/10)} = Ke_{(105/10)}$$

$$\left(\frac{0,912 - 0,744}{2} \right) + 0,744 = 0,828$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Pl)}} = i$$

$$\frac{10}{2} = 5$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Pl)}$$

$$\frac{0,828}{5} = 0,166 \text{ (plíce – 1m)}$$

$$Ke_{100} * \left(\frac{OV_{(100)}}{OV_{(200)}} \right)^2 = Ke_{(200)}$$

$$0,166 * \left(\frac{100}{200} \right)^2 = 0,042 \text{ (plíce – 2m)}$$

4.2 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS pro Compax 40E

Tabulka č.3 Nepřímá digitalizace

Ua	kV	50	60	70	80	90
Q	mAs	10	10	10	10	10
Ke	mGy	0.135	0.231	0.35	0.481	0.637

V tabulce č. 3 jsou uvedeny hodnoty vstupní povrchové kermy při daných kV a mAs. Jsou to hodnoty z protokolu ZDS pro daný rentgenový přístroj – Compax 40E

Tabulka č. 4

	kV	mAs	mGy	O-P
lebka	70	20	0,7	1m
krční páteř	60	30	0,693	1m
bederní p.	70	30	1,05	1m
zápěstí	50	10	0,135	1m
noha	50	5	0,068	1m
koleno	50	10	0,135	1m
plíce	90	5	0,079	2m
břicho	70	40	1,4	1m

Tabulka č. 4 ukazuje průměrné hodnoty kV a mAs pro daný typ vyšetření a z nich přepočítaná hodnota Kermy v mGy za pomoci vstupní povrchové kermy z tabulky č.3

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Le)}} = i$$

$$\frac{10}{20} = 0,5$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Kp)}} = i$$

$$\frac{10}{30} = 0,332$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Bp)}} = i$$

$$\frac{10}{30} = 0,332$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Za)}} = i$$

$$Ke_{(50/10)} = Ke_{(Za)}$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Dk)}} = i$$

$$\frac{10}{5} = 2$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Le)}$$

$$\frac{0,35}{0,5} = 0,7 \text{ (lebka)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Kp)}$$

$$\frac{0,231}{0,332} = 0,693 \text{ (krční páteř)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Bp)}$$

$$\frac{0,35}{0,332} = 1,054 \text{ (bederní páteř)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Za)}$$

$$Ke_{(Za)} = 0,135 \text{ (zápěstí)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Dk)}$$

$$\frac{0,135}{5} = 0,027 \text{ (noha)}$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Ko)}} = i$$

$$Ke_{(50/10)} = Ke_{(Ko)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Ko)}$$

$$Ke_{(Ko)} = 0,135 \text{ (koleno)}$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Br)}} = i$$

$$\frac{10}{40} = 0,25$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Br)}$$

$$\frac{0,35}{0,25} = 1,4 \text{ (břicho)}$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Pl)}} = i$$

$$\frac{10}{5} = 2$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Pl)}$$

$$\frac{0,637}{2} = 0,319 \text{ (plíce-1m)}$$

$$Ke_{100} * \left(\frac{OV_{(100)}}{OV_{(200)}} \right)^2 = Ke_{(200)} \quad 0,319 * \left(\frac{100}{200} \right)^2 = 0,079 \text{ (plíce-2m)}$$

4.3 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS pro Chirana Rotax

Tabulka č.5 Filmový provoz

Ua	kV	50	60	70	80	90
Q	mAs	10	10	10	10	10
Ke	mGy	0.211	0.345	0.491	0.656	0.808

V tabulce č. 5 jsou uvedeny hodnoty vstupní povrchové kerry při daných kV a mAs. Jsou to hodnoty z protokolu ZDS pro daný rentgenový přístroj –Chirana Rotax

Tabulka č.6

	kV	mAs	mGy	O-P
lebka	70	30	1,473	1m
krční páteř	60	30	1,035	1m
bederní p.	70	40	1,964	1m
zápěstí	45	5	0,072	1m
noha	50	5	0,106	1m
koleno	50	10	0,211	1m
plíce	70	8	0,098	2m
břicho	70	40	1,964	1m

Tabulka č. 6 ukazuje průměrné hodnoty kV a mAs pro daný typ vyšetření a z nich přepočítaná hodnota Kermy v mGy za pomoci vstupní povrchové kermy z tabulky č. 5

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Le)}} = i$$

$$\frac{10}{30} = 0,332$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Kp)}} = i$$

$$\frac{10}{30} = 0,332$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Bp)}} = i$$

$$\frac{10}{40} = 0,25$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Dk)}} = i$$

$$\frac{10}{5} = 2$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Ko)}} = i$$

$$Ke_{(50/10)} = Ke_{(Ko)}$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Le)}$$

$$\frac{0,491}{0,332} = 1,473 (\text{lebka})$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Kp)}$$

$$\frac{0,345}{0,332} = 1,035 (\text{krční páteř})$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Bp)}$$

$$\frac{0,491}{0,25} = 1,964 (\text{bederní páteř})$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Dk)}$$

$$\frac{0,211}{2} = 0,106 (\text{noha})$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Ko)}$$

$$Ke_{(Ko)} = 0,211 (\text{koleno})$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Br)}} = i$$

$$\frac{10}{40} = 0,25$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Br)}$$

$$\frac{0,491}{0,25} = 1,964 \text{ (břicho)}$$

$$Ke_{(60/10)} - Ke_{(50/10)} = Ke_{(10/10)}$$

$$\left(\frac{Ke_{(50/10)} - Ke_{(40/10)}}{2} \right) + Ke_{(40/10)} = Ke_{(45/10)}$$

$$0,345 - 0,211 = 0,134$$

$$45/10)$$

$$\left(\frac{0,211 - 0,077}{2} \right) + 0,077 = 0,144 \text{ (Ke}$$

$$Ke_{(50/10)} - Ke_{(10/10)} = Ke_{(40/10)}$$

$$0,2,11 - 0,134 = 0,077 \text{ (Ke40/10)}$$

$$\frac{0,144}{2} = 0,072 \text{ (zápěstí)}$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Za)}} = i$$

$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Za)}$$

$$\frac{10}{5} = 2$$

$$\frac{mAs_{(Ke)}}{mAs_{(Pl)}} = i$$

$$\frac{10}{8} = 1,25$$

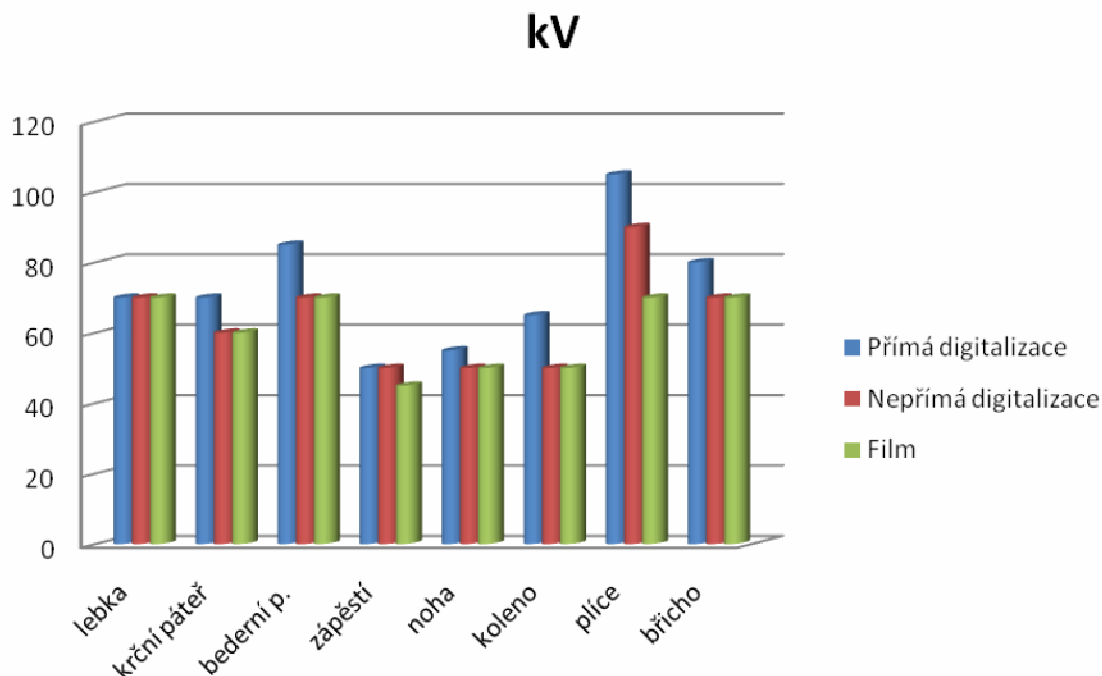
$$\frac{Ke}{i} = mGy_{(Pl)}$$

$$\frac{0,491}{1,25} = 0,393$$

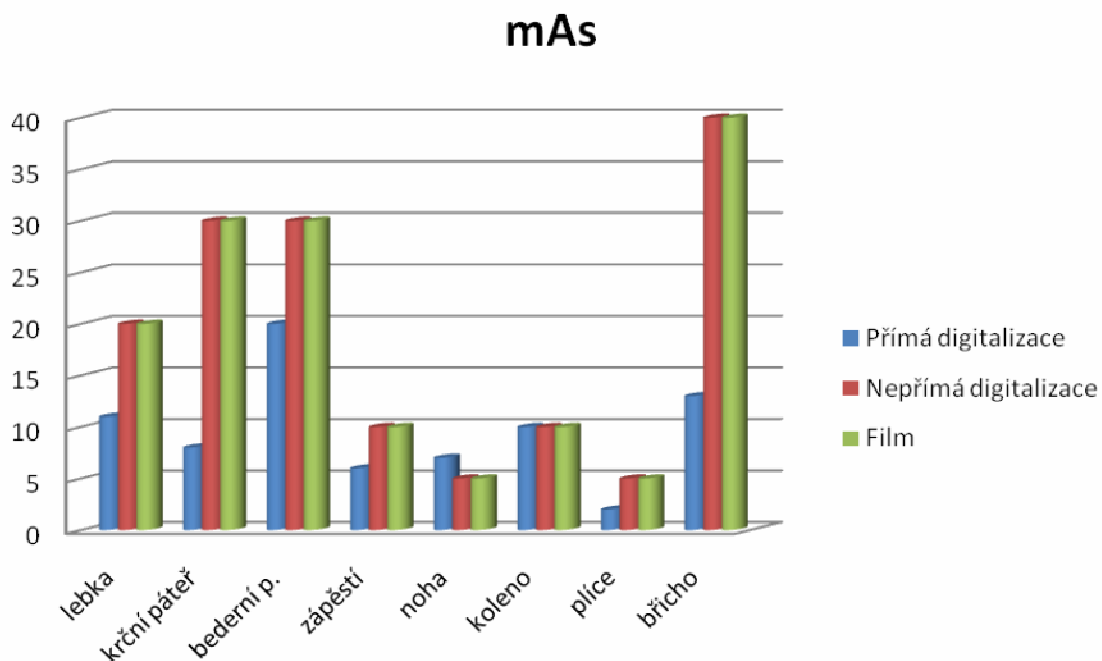
$$Ke_{100} * \left(\frac{OV_{(100)}}{OV_{(200)}} \right)^2 = Ke_{(200)}$$

$$0,393 * \left(\frac{100}{200} \right)^2 = 0,098 \text{ (plíce-2m)}$$

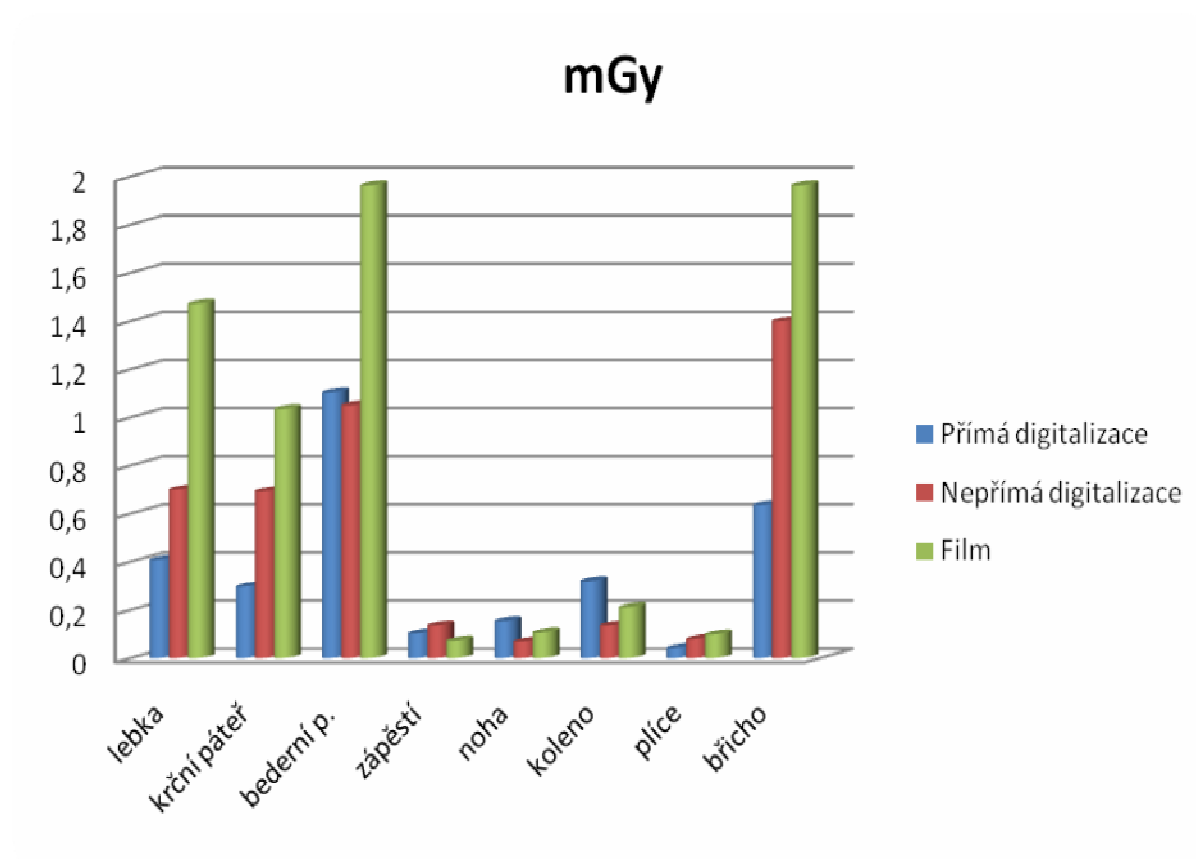
Graf č.1 znázorňuje průměrné hodnoty kV používané na pracovištích s přímou, nepřímou digitalizací a s filmovou metodou



Graf č.2 vyjadřuje průměrné používané hodnoty mAs na pracovištích s přímou, nepřímou digitalizací a s filmovou metodou



Graf č.3 zobrazuje výsledné hodnoty mGy podle výše používaných hodnot kV a mAs na pracovištích s přímou, nepřímou digitalizací a s filmovou metodou



5 Diskuze

Rtg zařízení pro přímou digitalizací Swissray Combi (technologie CCD kamer) bylo uvedeno do provozu v dubnu roku 2003.

Rentgenka je umístěna na stropním závěsu, je oddělená od snímače, který je také pohyblivý a je umístěn na sloupu. Tím, že jsou rentgenka i snímač od sebe odděleny umožňuje větší pohybové možnosti pro snímkování. Výhodné je to zejména pro traumatologii, kdy je potřeba, aby pacient zůstal v klidu, a požadovanou projekci nastavíme pomocí přístroje.

Přístroj vyžaduje novou instalaci, není ho možné integrovat do stávajících přístrojů, jako v případě nepřímé digitalizace.

Ovládání je pomocí dálkového ovladače nebo ovládacích prvků na přístroji. Expozice se nastavuje na touch panelu nebo pomocí myše (prostředí Windows) pouze volbou orgánů, který je potřeba snímkovat. Toto rentgenové zařízení má vypracovanou a při vyšetření dostupnou expoziční tabulku ve formě přednastavených protokolů. Expoziční tabolka je sestavena tak, aby umožňovala dosažení požadované kvality zobrazení při minimalizaci radiační zátěže pacienta. V detektoru je umístěna Bucky clona, kterou je možné vytáhnout a snímkovat bez ní, ale hodnoty jsou nastaveny s její přítomností.

Tento přístroj je založen na principu CCD kamer. Kvantum rtg záření se změní ve scintilátoru (CSJ, $\text{Ga}_2\text{O}_2\text{S}$) na světlo. Toto světlo se v CCD čipu přemění na elektrický signál. Náboj je pak zesílen ve speciálním čipu a v A/D konvertoru digitalizován. Takto digitalizovaný signál odchází k dalšímu zpracování do obrazového řetězce. Výsledný obraz je k dispozici asi za 5 – 10 vteřin. Lze u něj upravit kontrast a jas a snímek je následně odeslán do PACSu. Nyní je k dispozici rentgenologovi k popisu a samozřejmě je přístupný v celé nemocnici.

Swissray combi je nainstalován na pracovišti, které je v nemocnici u sv. Anny označováno jako centrální rentgen. Snímají se zde pacienti téměř z celé nemocnice a přicházejí sem i pacienti odesílaní od svých obvodních lékařů mimo nemocnici. Za den tedy projde průměrně sto pacientů. Nejčastějšími indikacemi jsou rtg snímky plic, ale

snímkuje se tu prakticky vše. Vedle přístroje Combi je na vedlejší snímkově Swissray Multi, kde jsou snímkováni převážně ležící pacienti a všechny projekce prováděné na stole. U tohoto typu Multi je rentgenka s detektorem pevně spojená, tudíž nelze měnit ohniskovou vzdálenost, která je 1,5m a pro svoji práci jsem ho nevyužila.

Pořizovací cena tohoto zařízení byla zhruba 11 milionů korun. Do této částky je zahrnut vlastní rentgenový přístroj, rentgenový pojízdný stůl, ovládací konzole a prohlížeč stanice. Každý měsíc jsou prováděny zkoušky provozní stálosti a jednou za rok zkoušky dlouhodobé stability, jejichž cena za jeden rok činí okolo 14 tisíc.

Náklady na filmy a chemikálie (vývojka, ustalovač) Kliniky zobrazovacích metod, kam spadaly tři rtg oddělení a CT, byly v roce 2000 4 miliony 500 tisíc korun. V této době byla všechna oddělení na filmovém provozu. V roce 2003 bylo uvedeno do provozu oddělení centrálního rentgenu s plnou digitalizací a náklady činily 3 miliony 152 tisíc korun. S postupem času přecházela i ostatní oddělení na digitální provoz a náklady za rok 2009 byly 49 tisíc korun, což jsou náklady na filmy a chemikálie pro detašované pracoviště plastické chirurgie, která spadá pod tuto nemocnici. Pořizovací náklady na Swissray Combi se tak již vrátily a digitalizace v rentgenové diagnostice je z finančního hlediska výhodná.

Digitalizace má velkou řadu dalších nesporných výhod, nevýhodu je zde pak už jen složitější programové vybavení, jeho obsluha a údržba a nutnost zabránit úniku dat.

Rtg pracoviště s nepřímou digitalizací přešlo na digitální provoz v roce 2006. Rentgenka je na stropním závěsu, na stěně je umístěn vertigraf, stůl je upevněn k podlaze s pohyblivou deskou a nastavitelnou výškou. Ve stole je soustava Bucky, která se instaluje na vozík. Obsahuje manuální zásobník na kazety, který je uzpůsoben na kazety všech standardních velikostí.

Pracoviště je umístěné vedle chirurgického oddělení, proto převážnou většinu tvoří pacienti s úrazy odesílaní z chirurgické ambulance, je to tedy pracoviště pro traumatologii. Průměrně tudy projde 50 pacientů denně.

V ovládacím panelu jsou nastaveny expoziční hodnoty, pokud se snímkuje na kazetu, která není umístěna v Bucky. Při snímkování v Bucky cloně se

zadávaly hodnoty kV. Paměťová folie kazety absorbuje rtg záření a zapamatuje si obrazovou informaci jako energetický reliéf (latentní rtg obraz). Exponovaná kazeta s paměťovou folií, která je ekvivalentní citlivosti 400, se přenesla do čtecího zařízení, kde pomocí laser paprsku se převede latentní obraz na světelný signál. Tento světelný signál se přes fotonásobič konvertuje do digitální formy a je dále zpracován obrazovým počítačem. Snímek je pak zobrazen na monitoru. Paměťová folie se následně vymaže a kazeta je připravena k opětovnému použití.

Nevýhodou by se zde mohla zdát práce s kazetami. Ale protože je toto pracoviště zaměřeno zejména na traumatologii, kdy je často obtížné manipulovat s pacientem do námi požadované polohy a rentgenový přístroj nemá takové rozsahové možnosti, je právě kazeta nejlepším pomocníkem. Jde o nepřímou digitalizaci, která nevyžaduje vyvolávací automat ani chemikálie, což je další výhodou.

Na nepřímou digitalizaci se přešlo v roce 2006, jak jsem uvedla výše. Rentgenový přístroj a jeho vybavení zůstalo, oddělení dokoupilo digitizér s ovládacím panelem a 6 paměťových kazet. Cena byla odhadnuta na 5 milionů 250 tisíc korun. Do provozních nákladů jsou zahrnuty ZDS a ZPS, tato částka činí cca 14 tisíc korun za rok.

Rtg pracoviště s filmovou metodou – Poliklinika Židlochovice je sice staršího data (1984), ale pro potřeby města a jeho blízkého okolí dostačující. Rentgenka je umístěna na stropním závěsu. Stůl je pevně zabudován k zemi, je vybaven pohyblivou deskou a soustavou Bucky, která je instalována na pojízdnou zásuvku. Obsahuje manuální zásobník na kazety, který je uzpůsoben na kazety všech standardních velikostí. Samozřejmostí je i vertigraf. V ovládací jsou nastaveny expoziční hodnoty, rtg záření prošlé pacientem vyvolá na filmu latentní obraz. Kazeta s filmem a folií se zesilujícím faktorem 400 je pak ručně přenesena do temné komory, film z kazety je vložen do vyvolávacího automatu, ve kterém je latentní obraz zviditelněn. Laborant předá označený vyvolaný film lékaři k popisu a následně je tento uložen do obálky a zarchivován.

Provádějí se zde všechny základní a některé speciální projekce, které umožňuje vybavení pracoviště. Dělá se zde i vyšetření s použitím kontrastní látky - intravenózní urografie. Průměrný počet pacientů za den je kolem 35.

Snímkování na filmy je nejrozšířenější forma rtg diagnostiky s dlouholetou tradicí a stoletými zkušenostmi. Za výhodu považují, že si rtg snímek může prohlédnout i lékař z jiného oboru a nepotřebuje jakékoliv další vybavení. Mezi největší nevýhody bych zařadila vysoké provozní náklady, archivaci snímků, manipulaci s kazetami, ztrátu informační hodnoty po čase.

Výchozí cena zařízení, které bylo zprovozněno v roce 1984 bez vyvolávacího automatu, byla kolem 700 tisíc korun. V roce 1994 byl zakoupen vyvolávací automat s cenou asi 200 tisíc korun. Za rok je na tomto pracovišti spotřebováno průměrně 18 000 filmů, 960 l vývojky, 480 l ustalovače. Provozní náklady tohoto oddělení, navýšené ještě o 50 tisíc korun na ZDS a ZPS za rok, tak činí cca 381 tisíc korun.

Jak je patrné z grafů č. 1,2,3, tak při digitálním zobrazení se oproti filmovému používají pro stejná vyšetření jako dříve o něco málo vyšší kV zato nižší mAs, což vede k nižším mGy, tedy nižší dávce. (Pozn. Parametry kV a mAs z tabulek a grafů nejsou hodnotami absolutními, ale představují průměr z používaných hodnot na pracovištích.) Není tomu tak doslova u nepřímé digitalizace. Důvod spatřuji v nedokonalém poučení radiologických laborantů, kteří používají hodnoty z dříve používaných expozičních tabulek vytvořených na pracovišti v době filmového provozu. Výhody digitalizace ve snižování dávek jsou způsobené právě díky vyšší citlivosti detektorů na záření oproti starším typům kazet systému film – folie z hlediska porovnání dávek. Snížení dávky záření na pacienta je dosahováno také velice technologicky vyspělým a propracovaným softwarovým vybavením digitálních systémů. Tyto systémy dovolují vytvoření kvalitního obrazu v prakticky reálném čase, jeho okamžitou kontrolu, následné úpravy snímků i po jejich zpracování jak na pracovních monitorech, tak zejména na lékařských diagnostických monitorech, kde lze upravit jas, kontrast, měnit velikost obrazu a jeho detailů a provádět další úpravy. Snižování dávky je dosahováno také zvýšením napětí na rentgence při současném snížení mAs, přičemž zvýšení kV o 15% umožní snížení mAs

o 50%. Dále ke snížení dávky přispívá zvýšení celkové filtrace, snížení velikosti pole, snížení elektrického množství (mAs), použití stínících prostředků, použití fixačních pomůcek a také optimalní nastavení diagnostického monitoru (jas, kontrast). Nelze opomenout také výrazně menší počet opakovaných snímků a zabránění zbytečných ztrát obrazových dat.

Při psaní své práce jsem se setkala s několika problémy. Největším problémem bylo, jak získat nebo vypočítat dávku záření z naměřených expozičních hodnot. DAP metrem byl vybaven pouze Compax 40E, Swissray Combi je sice modernějším přístrojem, ale DAP metr není jeho součástí a u Chirana Rotax také není k dispozici. Zapůjčení DAP metru mi nebylo umožněno. Po diskuzi s odborníky z firmy, která se zabývá prováděním ZDS a ZPS, jsme dospěli k závěru, že nejschůdnější bude přepočítat tyto hodnoty právě podle ZDS pro jednotlivé přístroje, i když tyto hodnoty budou jen orientační. Další překážkou bylo získat informace o nákladech na provoz některých systémů. Konkrétně mě zajímala cena servisu, kterou jsem chtěla zahrnout do provozních nákladů. Informace o těchto cenách jsou však důvěrné, neboť jsou předmětem výběrového řízení z několika firem, proto je nezahrnuji do celkové částky provozních nákladů. Informace o cenách ZDS a ZPS v nemocnici u sv. Anny mi sdělila přímo firma, která tyto zkoušky provádí. Ceny filmů a vyvolávacích chemikálií jsem získala na pracovišti Polikliniky v Židlochovicích.

6 Závěr

Ve své práci se zabývám srovnáním analogové metody zpracování rtg obrazu s moderními metodami digitálního zpracování rtg obrazu s ohledem na finanční stránku a dávku záření. Popisuji vznik, tvorbu, zpracování a archivaci výsledných obrazů, jednotlivá rentgenová zařízení s jejich technickými parametry a finančními náklady s nimi spojenými. Přihlížím také na dávku záření u těchto přístrojů.

Cílem práce bylo posoudit, který z těchto systémů zpracování obrazu je nejvýhodnější z hlediska tvorby obrazu, finančních nákladů a dávky záření.

Práce potvrdila moji hypotézu, že přímá i nepřímá digitalizace je spolehlivý ekonomicky výhodný způsob zdigitalizování skiagrafického provozu, který navíc snižuje dávku záření pro pacienta. Urychluje a usnadňuje práci radiologického asistenta, následně lékaře a v neposlední řadě urychlí pobyt pacienta na radiodiagnostickém oddělení. Jedinou nevýhodu spatřuji pouze ve vysokých pořizovacích nákladech, které se ve velkých nemocničních provozech vrátí. Z porovnání finanční nákladovosti na provoz vychází nejlépe nepřímá digitalizace, u které lze použít stávající rentgenové zařízení, její nevýhodou je manipulace s kazetami a o něco málo vyšší potřeba času na zobrazení snímků. I přesto, že je přímá digitalizace cenově náročnější, její náklady se vrátí, jak vyplývá z mých výsledků. Osobně si myslím, že digitalizace na menším pracovišti s menším počtem pacientů, jako je právě Poliklinika Židlochovice, by měla menší investiční návratnost a nevyplatil by se ani jeden ze systémů.

Každý radiologický asistent by se měl snažit o co nejnižší radiační zátěž pacientů. Právě na jejich odpovědnosti při práci s těmito systémy také velmi záleží. Jak vyplývá z výsledků moji práce, při porovnání dávek u jednotlivých systémů, je podle mého názoru důležité dodržovat doporučené expoziční hodnoty, s čímž souvisí kvalitní a srozumitelné proškolení personálu, pohybovat se spíše v nižších hodnotách, ale ne na úkor snížení kvality obrazu. Doporučuji tedy používat vyšší kV a nižší mAs, což je známé pravidlo pro snižování dávky záření na pacienta. Vymezování svazku záření podle vyšetřované části těla vede také ke snižování dávky a zvyšuje to i kvalitu obrazu.

7 Seznam použité literatury:

- 1) Chudáček, Z.: Radiodiagnostika I. část, IDVPZ, Brno, 1995. 293 s. ISBN 80-7013-114-4
- 2) Krupa, P., Křístek, J.: PACS – nevyhnutelná budoucnost. Česká radiologie 5/2002, Roč. 56., 314 s. ISSN 1210-7883
- 3) Matzner, J.: Radiační ochrana, studijní texty JČU ZSF, České Budějovice, 2008. 47s.
- 4) Nekula, J.: Radiologie, 3. vydání, Olomouc. Univerzita Palackého, 2005. 205 s.
- 5) Svoboda, M.: Základy techniky vyšetřování rentgenem, Avicenum, Zdravotnické nakladatelství, N. P., Praha, 1973. 581 s., 08-048-73
- 6) Šmoranc, P.: Rentgenové přístroje pro medicínu, Hradec Králové, 2002, 264 s.
- 7) Martinek, J.: Digitalizace rentgenového obrazu (online) Platný <http://www.foma.cz./upload/foma/prilohy/digitalizace%20rentgenov%C3%A9ho%20obrazu%204.PDF>. Leden 18, 2008
- 8) Ritoch, M. M.: Trendy v digitální skiografii (online) platný <http://rtg.kvalitne.cz/prace/trendy.pdf>. Duben 12.2007
- 9) Vyhláška č.307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.

- 10) Kroupová, H.: Metody ověřování dodržování diagnostických referenčních úrovní v oblasti radiodiagnostiky. České Budějovice, 2008. Bakalářská práce na Sociálně zdravotní fakultě Jihočeské univerzity. Vedoucí práce J. Storm
- 11) Praktická radiologie 4/2009 roč.14
- 12) Počítačová prezentace: Krejčí, P.: Digitální radiologie

8 Klíčová slova

analogový systém zpracování rtg obrazu	analog image processing of X-ray system
přímá digitalizace	direct radiography
nepřímá digitalizace	computed radiography
expoziční parametry	exposure parameters
dávka záření	radiation dose
finanční náklady	financial expenses

9 Použité zkratky

CR Computed Radiography

DR Direct Radiography

DDR Direct Digital Radiography

FPD Flat Panel Detector

TFD Thin Film Diode

CCD Charge Coupled Device

a-Si amorfnní křemík

a-Se amorfnní selen

PACS Picture Archiving Communication Systém

DICOM Digital Imaging Communications in Medicine

NIS Nemocniční informační systém

KAP Kerma Area Product

DAP Dose Area Product

ZDS Zkoušky dlouhodobé stability

ZPS Zkoušky provozní stálosti

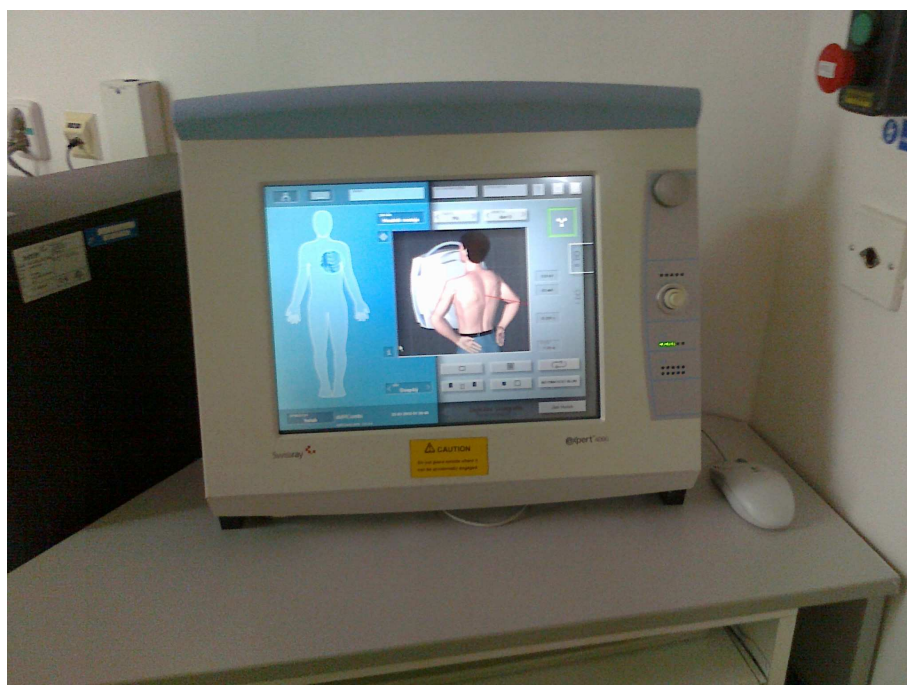
10 Seznam příloh

- Obr. č.1 Swissray Combi – přímá digitalizace
- Obr. č.2 Ovládací touch panel u Swissray Combi
- Obr. č.3 Prohlížeč stanice pro Swissray Combi
- Obr. č.4 Compax 40E – nepřímá digitalizace
- Obr. č.5 Compax 40E - vertigraf
- Obr. č.6 Digitizér pro Compax 40E
- Obr. č.7 Ovládací konzole pro Compax 40E
- Obr. č.8 Prohlížeč stanice u Compax 40E
- Obr. č.9 Chirana Rotax – analogový radiodiagnostický zářič
- Obr. č.10 Vertigraf u Chirana Rotax
- Obr. č.11 Stůl u Chirana Rotax
- Obr. č.12 Vyvolávací automat Fomei Optimax
- Obr. č.13 Film foliové kazety
- Obr. č.14 Negatoskop

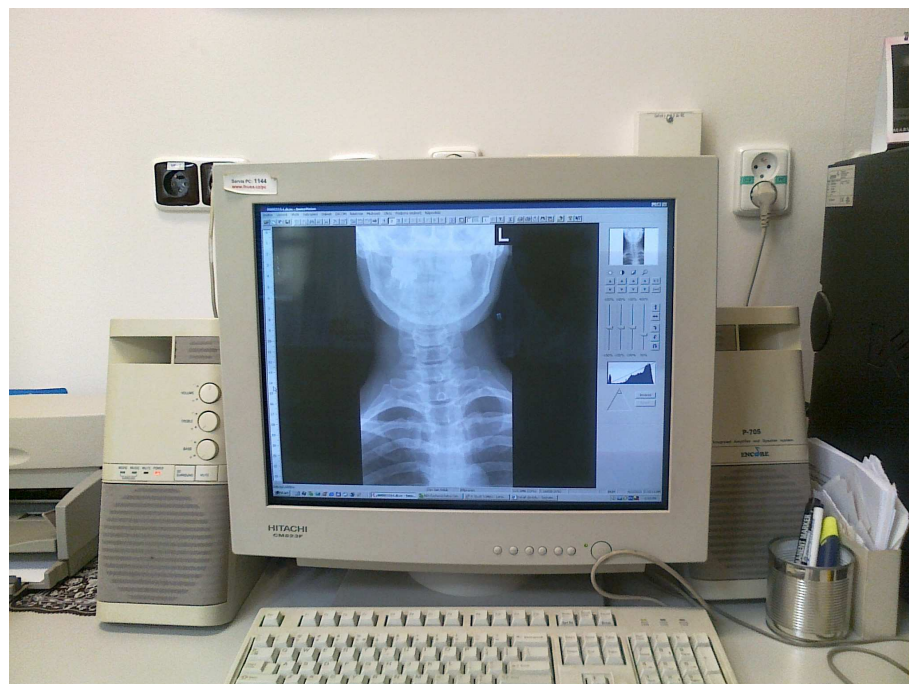
Obr. č.1 Swissray Combi – přímá digitalizace



Obr. č.2 Ovládací touch panel u Swissray Combi



Obr. č.3 Prohlížečí stanice pro Swissray Combi



Obr. č.4 Compax 40E – nepřímá digitalizace



Obr. č.5 Compax 40E – vertigraf



Obr. č.6 Digitizér pro Compax 40E



Obr. č.7 Ovládací konzole pro Compax 40E

E



Obr. č.8 Prohlížečí stanice u Compax 40E



Obr. č.9 Chirana Rotax – analogový radiodiagnostický zářič

č



Obr. č.10 Vertigraf u Chirana Rotax



Obr. č.11 Stůl u Chirana Rotax



Obr. č.12 Vyvolávací automat Fomei



Obr. č.13 Film foliové kazety



Obr. č.14 Negatoskop

