

VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o.p.s., PRAHA 5

PŘÍMÁ A NEPŘÍMÁ DIGITALIZACE RTG OBRAZU

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

JAN ERBAN

Stupeň kvalifikace: bakalář

Komise pro studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Janota

Praha 2012



VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o.p.s.
se sídlem v Praze 5, Duškova 7, PSČ 150 00

Erbán Jan
2. A RA

Schválení tématu bakalářské práce

Na základě Vaší žádosti ze dne 23. 3. 2011 Vám oznamuji
schválení tématu Vaší bakalářské práce ve znění:

Přímá a nepřímá digitalizace RTG obrazu

Direct and Indirect Digital X-ray Image

Vedoucí bakalářské práce: Mgr., Bc. Jiří Janota

V Praze dne: 1. 9. 2011

prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc.
rektor

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma: „ Přímá a nepřímá digitalizace RTG obrazu “, vypracoval samostatně a všechny použité zdroje jsem uvedl v seznamu použité literatury.

Souhlasím s tím, aby byla má bakalářská práce použita ke studijním účelům.

V Praze dne 19. března 2012

.....

Erbán Jan

Poděkování

Děkuji panu Mgr. Jiřímu Janotovi za odborné rady a připomínky při zpracování této bakalářské práce.

ABSTRAKT

ERBAN, Jan. *Přímá a nepřímá digitalizace RTG obrazu*. Vysoká škola zdravotnická , o.p.s. Stupeň kvalifikace: Bakalář(Bc). Vedoucí práce: Mgr. Janota Jiří. Mladá Boleslav, 2012. 61 stran.

Práce se zabývá přímou a nepřímou digitalizací RTG (rentgenového) obrazu. Rentgenové záření bylo po mnoho let zobrazováno pomocí fotografického filmu nebo luminiscenčního stínítka. V dnešní době se díky moderním technologiím na většině pracovišť přechází na digitální systémy, které k zobrazení využívají počítačového zpracování obrazu.

Digitalizace se dělí na přímou a nepřímou. Nepřímá digitalizace využívá k detekci RTG záření paměťové fólie, ve kterých je uchován elektronový latentní obraz. Tento obraz je pomocí přístroje, který se nazývá digitizér přečten a převeden na digitální obraz.

Přímá digitalizace využívá k detekci RTG záření flat panelů a poté je počítačovými systémy přepracováno na digitální obraz.

Výhody, které přináší digitalizace jsou: snížení absorbovaných dávek, možnosti následné úpravy obrazu (postprocessing), archivace do PACS systému, přenos dat na CD/DVD nosiče a využití možností telemedicíny.

V této práci je popsán přechod z analogového na digitální zpracování RTG obrazu, které je dnes využíváno u všech vyšetřovacích modalit.

Klíčová slova: Analogový systém zpracování RTG obrazu. Nepřímá digitalizace. Přímá digitalizace.

ABSTRACT

ERBAN, Jan. Direct and Indirect (Computed) Digital X-ray Image. Medical University.

Qualificational level: bachelor's degree. Supervisor: Mgr. Janota Jiří,

Mladá Boleslav, 2012. 61 Pages.

This work focuses on direct and indirect digital radiographic image. X-ray radiation has been shown for many years using photographic film or luminescent screens. Today, thanks to modern technology in most workplaces is transferred to digital systems that use a computer to display the image processing.

Digitization is divided into direct and indirect. Indirect uses digital X-rays to detect memory film in which the electron is kept latent image. This picture is from your device, called a digitizer is read and converted to digital images.

Direct digitization using x-rays to detect flat panels and then redesigned computer systems to digital images.

The benefits which digitization brings are: reduction of absorbed dose, the possibility of subsequent image processing (postprocessing) in PACS archiving system, the transmission data to CD / DVD and use the possibilities of telemedicine.

In this work, describing the transition from analogue to digital processing of X-ray image that is now used for all investigative modalities.

Key words: Analog image processing of X-ray. Computed radiography. Direct radiography.

OBSAH

ÚVOD.....	12
1 RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ.....	13
1.1 Vznik RTG záření.....	13
1.2 Filtrace RTG záření.....	15
1.3 Vlastnosti RTG záření.....	16
1.4 Vznik a tvorba RTG obrazu.....	18
1.5 Sumace a superpozice.....	20
1.6 Rozlišovací schopnost RTG snímku.....	20
1.6.1 Kontrast.....	21
1.7 Základní snímkové techniky.....	21
1.8 Indikace a kontraindikace.....	22
2 KONVENČNÍ RTG ZOBRAZOVÁNÍ.....	23
2.1 Zobrazování na RTG filmy.....	23
2.1.1 Zesilovací fólie.....	23
2.1.2 Filmový materiál.....	24
3 DIGITALIZACE RTG OBRAZU.....	26
3.1 Nepřímá digitalizace.....	27
3.1.1 Paměťové fólie.....	27
3.1.2 Digitizér.....	29
3.2 Přímá digitalizace.....	31
3.2.1 Nepřímá konverze.....	31
3.2.2 Přímá konverze.....	32
3.3 CCD čip jako receptor RTG obrazu.....	32

3.4	CMOS detektory.....	36
3.5	Základní parametry zobrazovacího systému.....	37
4	POROVNÁNÍ ANALOGOvéHO A DIGITÁLNÍHO SYSTÉMU...40	
4.1	Výhody analogového zpracování RTG obrazu.....	40
4.2	Nevýhody analogového zpracování RTG obrazu.....	40
4.3	Výhody digitalizace RTG obrazu.....	41
4.3.1	Výhody přímé digitalizace.....	41
4.3.2	Výhody nepřímé digitalizace.....	42
4.4	Nevýhody digitalizace RTG obrazu.....	42
5	SOFTWAREVÉ SYSTÉMY.....	43
5.1	PACS.....	43
5.1.1	Výhody PACS.....	44
5.1.2	Technologie PACS.....	44
5.1.3	Ekonomický efekt PACS.....	45
5.1.4	Ochrana životního prostředí.....	45
5.1.5	Architektura PACS.....	46
5.2	DICOM.....	47
5.3	Informační systémy.....	48
5.3.1	NIS.....	48
5.3.2	RIS.....	48
5.4	Telemedicína.....	49
6	VYUŽITÍ DIGITALIZACE	
	V JEDNOTLIVÝCH ZOBRAZOVACÍCH MODALITÁCH.....	50
6.1	Digitální skiografické pracoviště.....	50
6.2	Digitalizace ve skiaskopických systémech.....	51

6.3	Digitální C ramena.....	52
6.4	Digitalizace mobilních RTG přístrojů.....	52
6.5	Digitalizace v mamografii.....	53
6.6	Digitalizace v dentální diagnostice.....	54
6.7	Digitalizace v počítačové tomografii.....	56
6.8	Digitalizace v digitální subtrakční angiografii.....	56
6.9	Digitalizace v ultrasonografii.....	57
7	CÍL PRÁCE.....	58
8	ZÁVĚR.....	59
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	60
	PŘÍLOHY	

Použité zkratky:

A-D	analově - digitální
Ag	stříbro
AgBr	bromid stříbrný
a-Se	amorfní selen
a-Si	amorfní křemík
AP	anteriposterior
Br	brom
CCD	Charge Coupled Device
CMOS	Complementary Metal Oxid Semiconductor
CR	Computed Radiography
CsI	cesiumiodid
DICOM	Digital Imaging Communications in Medicine
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DR	Direct Radiography
FTD	Frame Transfer Device
NIS	Nemocniční informační systém
OF	vzdálenost ohnisko – film
PA	posteroanterior
PACS	Archiving Communications System
PPS	Passive Pixel Sensor

RIS Rentgenový informační systém

RTG rentgenové

Záření X rentgenové záření

Úvod

Radiodiagnostická pracoviště po dlouhá léta pracovala s konvenčním zpracováním RTG (rentgenového) obrazu od ručního vyvolávání až po vyvolávací automaty. Tento konvenční systém se v posledních deseti letech postupně nahrazuje moderním digitálním zpracováním rentgenového obrazu. Digitalizace přináší nové možnosti pracovních postupů a to jak z hlediska organizace práce, tak nezpochybnitelné zefektivnění činnosti jednotlivých zdravotnických pracovníků. Způsob zpracování snímků, možnost postprocessingu, archivace a možnost vzdálené komunikace mezi jednotlivými pracovišti vnáší do našeho oboru obrovský pokrok.

Tak jako každá změna, přináší i přechod na digitalizaci určitá úskalí, ke kterým řadíme finanční náročnost a tlak na zdokonalení zdravotnického personálu v oblasti počítačových technologií.

Téma digitalizace rentgenového obrazu jsem si pro svou práci vybral pro jeho aktuálnost a rád bych tak pomohl k lepší orientaci a pochopení tohoto systému.

1 RTG záření

V této části bakalářské práce je popsán vznik a vlastnosti rentgenového záření, bez něhož by nebylo možné následné zpracování ať již konvenčním, nebo digitálním způsobem.

Klasická filmová radiologie je popisována pro lepší orientaci v tématu zpracování rentgenového obrazu. Mnohem přehledněji bude vypadat porovnání konvenční a digitální technologie, které je důležitou součástí této práce.

1.1 Vznik RTG záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o velmi krátké vlnové délce řádově 10m^{-9} . Je schopné procházet hmotou i vakuem, jeho intenzita se zeslabuje se čtvercem vzdálenosti od zdroje rentgenového záření a šíří se přímočaře. Charakterem je podobný kosmickému záření, ale to má ještě kratší vlnovou délku. Přirozené záření X (rentgenové záření) vzniká např. na slunci při teplotách několika miliónů $^{\circ}\text{C}$ a šíří se volně kosmem (CHUDÁČEK, 1995).

V radiologii se využívá umělého zdroje záření a tím je rentgenka. V rentgence vzniká záření prudkým zabrzděním rychle letících elektronů v hmotě, která má vysoké atomové číslo (např. wolfram) (NEKULA, 2005).

K tomu, aby došlo ke vzniku paprsků X, musí nejprve dojít k nažhavení katody. Pokud je mezi anodou a katodou napětí až stovek kV, letí elektrony směrem od katody k anodě a zároveň jsou usměrňovány fokusačním zařízením. Při nárazu elektronů na materiál anody se kinetická energie mění z 1 – 2% na záření a z 99% na teplo. Je to tím, že pouze 1% elektronů dokáže

proniknout až ke slupce K či L, nebo jádra atomů wolframu (tím je tvořena anoda) a tak dá vzniknout záření X.

Elektrony dopadají na anodu velikou rychlostí. Při napětí 100 kV se rovná rychlosti 165 000 km/h. Čím větší je napětí mezi katodou a anodou, tím má záření X vznikající na anodě kratší vlnovou délku. Po dopadu elektronů na anodu vzniká brzdné a charakteristické záření (CHUDÁČEK, 1995).

Brzdné záření je uvolněná energie, pokud na sebe působí letící elektron a jádro atomu brzdící hmoty. Uvolněná energie je směs různých vlnových délek, neboť elektrony interagující s jádry nemají stejnou energii.

U charakteristického záření je dopadajícím elektronem vyražen elektron, který se nachází v blízkosti jádra brzdící hmoty. Na uvolněné místo vyraženého elektronu přeskočí jiný elektron, který je z vyšší valenční slupky. Při tomto přeskoku je vyražena energie ve formě paprsků X. Toto záření je tvořeno na rozdíl od brzdného záření pouze některými vlnovými délkami (ŠMORANC, 2004).

Primární záření (označované také jako užitečný svazek záření) vzniklo nárazem elektronů na ohnisko anody. Extrafokální (mimoohniskové) záření je takové, které vzniklo mimo ohnisko anody. Nevhodným směrem se může pohybovat i část primárního záření, které společně s mimoohniskovým tvoří rušivé záření. Užitečný svazek má tvar kužele a jeho osu tvoří takzvaný centrální paprsek. Ve hmotě, která je ozářená primárním zářením vzniká sekundární záření. Určitá část tohoto sekundárního záření neprobíhá ve stejném směru jako primární záření. Z toho vyplývá, že z pacienta, ozářeného paprsky X, vychází sekundární záření všemi směry. Toto záření se nazývá rozptýlené (CHUDÁČEK, 1995).

Intenzita rozptýleného záření je závislá na těchto faktorech: použitých kV, filtraci, struktuře a objemu objektu, který vyšetřujeme. RTG záření, které vzniklo ionizací a rozptylem, proniká do všech směrů. Díky tomu je ohrožen nežádoucími účinky obsluhující personál, který se musí náležitě chránit. Intenzita záření klesá od svazku se čtvercem vzdálenosti. To však neplatí pro rozptýlené záření, neboť to nevychází z bodového zdroje (ŠMORANC, 2004).

Sekundární záření (nemusí probíhat ve směru primárního záření) snižuje kontrast i ostrost výsledného obrazu a vzniká tím více, čím větší napětí je použito. Je naší povinností použít tak velké napětí, jaké je s ohledem na objem a hustotu vyšetřovaného objektu nutné. Sekundární záření vzniká tím více, čím větší je snímkaný objekt. Proto musí být primární svazek pouze tak velký, aby zachytil jen vyšetřovanou oblast a zbytečně nepřesahoval na nevyšetřované orgány (CHUDÁČEK, 1995).

1.2 Filtrace RTG záření

Primární záření je směsí různých vlnových délek. Jsou zde zastoupeny krátké vlnové délky, které naším tělem projdou a vyvolají RTG obraz. Bohužel primární záření obsahuje také dlouhé vlnové délky a ty jsou většinou pohlceny kůží pacienta a nepodílí se tak na tvorbě RTG obrazu. K zachycení tohoto neúčinného (škodícího) záření slouží filtrace záření. Tato filtrace je umístěna již v rentgence a tvoří ji sklo, olej a výstupní okénko rentgenky. Dále je zde přídatná filtrace, ideálním filtračním prvkem je hliník a měď (CHUDÁČEK, 1995).

1.3 Vlastnosti RTG záření

K nejdůležitějším vlastnostem RTG záření, které využíváme v diagnostice i terapii je schopnost pronikat hmotou, luminiscence, fotochemický efekt, ionizační efekt a biologický efekt (SVOBODA, 1973).

Při průniku hmotou je RTG záření zeslabováno. Na toto zeslabování má vliv absorpce, rozptyl a tvorba elektronových dvojic.

Luminiscenční efekt znamená, že dopad RTG záření na některé látky (luminofory) vyvolá jejich světélkování (fluorescence, fosforescence).

Fotochemický efekt RTG záření působí na vzájemnou vazbu halogenidů stříbra, které jsou poté schopné vyvolání výsledného obrazu.

Ionizace znamená porušení elektrické rovnováhy při dopadu RTG kvanta na elektron atomu. Tento efekt se využívá k měření dávek RTG záření v diagnostice i terapii.

Biologický efekt poukazuje na škodlivost RTG záření pro živou hmotu. V diagnostice je tento efekt nežádoucí, naopak je využíván v terapii (viz kapitola biologické účinky RTG záření) (CHUDÁČEK, 1995).

Biologické účinky RTG záření

Studiem vlivu záření na organismus se zabývá vědní obor radiobiologie.

Absorbované záření má na organismus negativní účinky, které jsou podmíněné především ionizací a excitací atomů hmoty. Nejvýznamnějším faktorem je buněčné poškození molekuly DNA. Největší senzitivitu mají dělící se buňky (ŠMORANC, 2004).

Biologické účinky ionizujícího záření, které mají vliv na organismus dělíme na stochastické a deterministické (nestochastické).

Deterministické účinky mají pro organizmus prahový účinek, to znamená, že se projeví až po dosažení prahové hodnoty určené pro jednotlivé tkáně či orgány. Jako příklad deterministického účinku je akutní nemoc z ozáření nebo lokální účinky na kůži.

V radiologii se převážně používá záření v oblasti nízkých dávek a zde se projevují pouze účinky stochastické. Stochastické účinky jsou bezprahové, to znamená, že každé i velmi malé dávce odpovídá určitá pravděpodobnost jejich vzniku. Nejzávažnější účinky jsou zhoubné nádory a genetické změny.

Hlavním cílem ochrany před ionizujícím zářením je zcela zamezit vzniku deterministických účinků a co nejvíce omezit účinky stochastické (NEKULA, 2005).

Expozice záření v lékařství vyžadují přístup, který se liší od radiční ochrany v jiných plánovaných expozičních situacích. Expozice jsou záměrné a znamenají přínos pro pacienta. V léčbě zářením se využívají k léčbě rakoviny nebo jiných nemocí v zájmu prospěchu biologické účinky vysokých dávek záření (např. usmrcování buněk). Při diagnostických a intervenčních výkonech to znamená vyhnout se zbytečným expozicím, zatímco v léčbě zářením se vyžaduje aplikace žádoucí dávky tomu objemu, který je léčen, při současném zabránění expozice zdravých tkání (PUBLIKACE ICRP, 2007, s.105).

Biologická účinnost ionizujícího záření je odlišná pro každý typ tkáně lidského těla. Citlivost jednotlivých tkání na ionizující záření se nazývá radiosenzitivita. Nejvíce senzitivními tkáněmi lidského těla jsou lymfatické orgány, kostní dřeň, pohlavní žlázy, střevní epitel, kůže, jemné cévy, svaly, centrální nervový systém a tukové buňky.

Důležitá je ochrana před stochastickými účinky ionizujícího záření. Mezi základní principy ochrany patří:

- ochrana vzdáleností – dávkový příkon klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje

- ochrana časem – pobyt pracovníka v co nejkratším a nejnutnějším čase (střídání pracovníků)
- ochrana stíněním – ochranné pomůcky, barytové omítky na zdech RTG vyšetřoven (ŠMORANC, 2004, s. 38)

Významnou úlohu plní také konstrukce RTG zařízení, která dokáže omezit dávku na minimální hodnoty (ŠMORANC, 2004).

Podmínky, za kterých se může využívat ionizační záření v radiologii v České republice upravuje tzv. "Atomový zákon" (zákon č. 18/1997 Sb.) a jeho prováděcí předpisy (zejména vyhláška č. 307/2002 Sb. ve znění pozdější vyhlášky č. 499/2005 Sb.) (SÚJB, 1997)

1.4 Vznik a tvorba rentgenového obrazu

Rentgenový obraz je dvojrozměrný obraz trojrozměrného objektu. Je to strukturální obraz vyšetřovaného objektu, ale chybí mu třetí dimenze (hloubka).

K tomu, aby vznikl rentgenový obraz, je zapotřebí rentgenové záření (vychází ze zářiče - ohniska), vyšetřovaný objekt a film, štít, paměťová fólie nebo detektor.

Vzájemné postavení ohniska, objektu a paměťové fólie (filmu) významně ovlivňuje zobrazení objektu v rentgenovém obraze, neboť udává průmět a projekci objektu.

Obecně jsou rozeznávány tyto základní projekce:

- paralelní projekce – všechny paprsky jsou navzájem rovnoběžné, neexistuje reálné ohnisko (např. slunce). Výsledný obraz je bez zvětšení. Této projekci se přibližuje telerentgenografie, při vzdálenosti OF

(ohnisko – film) 200cm. Dalšímu zvětšování OF brání extrémní tepelné zatížení rentgenky.

- centrální projekce – paprsky, které vznikají z reálného centra jako primární svazek. Jeho plocha závisí na velikosti a sklonu ohniska a na nastavení primárních clon. Osa primárního svazku je označována jako centrální paprsek.
- kolmá centrální projekce – optimální projekce , při které směřuje centrální paprsek kolmo na fólii. Dochází tak pouze k minimálnímu zkreslení tvaru a velikosti objektu.
- šikmá centrální projekce – centrální paprsek jde šikmo, dochází tedy k velkému zkreslení a zvětšení. Je využívána k rozprojkování vzájemně se překrývajících (sumujících) útvarů.

Téměř u všech projekcí dochází k většímu či menšímu zvětšení zobrazovaného objektu. Velikost tohoto zvětšení je přímo závislá na vzdálenosti objekt – fólie a nepřímo závislá na vzdálenosti ohnisko – vyšetřovaný objekt.

Mezi faktory, které upravují zvětšení obrazu patří:

- delší vzdálenost ohnisko – fólie. Většina snímků je prováděna ze vzdálenosti O – F 100cm, ale jsou výjimky jako snímek hrudníku (ze 150cm), skiaskopie (ze 35 – 70cm), snímek zubů (z 12,5 cm). Vzdálenost O – F by měla být minimálně pětinásobně vyšší než je šířka objektu. Při větší vzdálenosti se zvyšuje pravděpodobnost poškození rentgenky, neboť je potřeba nastavit větší expoziční hodnoty.
- menší vzdálenost objekt – fólie . Docílíme toho využitím Lysholmovy clony, která je těsně mezi objektem a fólií, nebo Buckyho clony (zde ale dochází ke zkreslení).

- malé ohnisko rentgenky – tímto způsobem se dají získat ostré a málo zvětšené snímky. Toto ohnisko má ale malou zatížitelnost, proto se dá využít pouze u expozičně nenáročných vyšetření (SVOBODA, 1973).

1.5 Sumace a superpozice

Při rentgenovém vyšetření vytváříme dvojrozměrný obraz trojrozměrného objektu. Body, které leží v dráze centrálního paprsku se překrývají neboli sumují a na výsledném obrazu jsou promítány do jednoho bodu.

Pomocí dvou na sebe kolmých projekcí můžeme přesně lokalizovat daný objekt ve třetí rovině.

1.6 Rozlišovací schopnost rentgenového snímku

K tomu, aby byl výsledný rentgenový snímek dostatečně kvalitní a použitelný pro diagnostiku, je zapotřebí dobrá rozlišovací schopnost detailu. Ta je dána rozsahem šedé škály, to znamená počtu tmavých a světlých bodů, které můžeme od sebe odlišit.

Faktory, které ovlivňují rozlišovací schopnost rentgenového obrazu jsou ostrost a kontrast.

Ostrost rozlišujeme na subjektivní a objektivní. Jedná se o rozlišení dvou bodů na snímku, které nesplývají v jeden. Objektivní ostrost je nezávislá na našem vnímání a zraku.

„Definice ostrosti neexistuje, běžně je definována neostrost, a to jako polostín obrazu, který lemují jádrový stín. Celkovou neostrost tvoří neostrost geometrická, pohybová a vnitřní či materiálová“ (CHUDÁČEK, 1995, s. 20).

1.6.1 Kontrast

„Kontrast je rozdíl ve stupni zčernání mezi dvěma sousedními místy (kontrast detailu), či mezi nejsvětějšími a nejtmavšími místy celého snímku (kontrast celkový)“ (CHUDÁČEK, 1995, s. 23).

Rozlišujeme kontrast subjektivní a objektivní,

Subjektivní kontrast je dán schopností člověka, který snímek pozoruje.

Objektivní kontrast je ovlivňován faktory, mezi něž patří: složení objektu, kvalita primárního záření, množství a kvalita sekundárního záření, použitý materiál a zesilovací fólie (CHUDÁČEK, 1995).

1.7 Základy snímkové techniky

Rentgenový snímek je sumační, neboť dokáže zachytit informace o všech tkáních, kterými toto záření projde. Nezáleží přitom na pořadí, ve kterém k tomu došlo. Dobře absorbující tkáně vytváří po průchodu rentgenového záření na snímku zastínění, tkáně, které záření absorbují méně vytváří projasnění. Jelikož je snímek negativ zobrazují se oblasti projasnění jako tmavší a oblasti zastínění jako světlejší.

Většina skiagrafických vyšetření se provádí ve dvou na sebe kolmých projekcích a to nejčastěji předozadní a bočné. Ty jsou výhodné především tím, že nám poskytují informace o prostorovém uložení jednotlivých struktur, které by z jedné projekce nemusely být zobrazeny. Pojem předozadní (anterioposterior - AP) znamená, že paprsek záření prošel pacientem ventrodorzálně (předozadně). Tímto způsobem je zhotovována většina snímků. Výjimkou je snímkování hrudníku, které se provádí v zadopřední

projekci (posterianterior - PA). V této oblasti se doplňují bočné projekce, například pravobočního snímku je pravá strana pacienta blíže ke kazetě.

Pro prohlížení klasických snímků slouží negatoskop, pro digitálně vytvořené obrazy je to speciální monitor počítače. Pro orientaci snímku je důležité jejich jednotné nastavení. Zadopřední a předozadní snímky jsou orientovány tak, jako bychom se dívali na pacienta, který stojí v základním anatomickém postavení proti nám. Snímky rukou a nohou nastavujeme prsty nahoru. Ke stranovému označení snímků se využívají reflexní písmenka P (pravý) a L (levý), umístěná v rohu snímku (SVOBODA, 1973).

1.8 Indikace a kontraindikace

Skiografie je ve většině případů indikována jako vyšetření první volby. Oblasti, které se nejvíce vyšetřují jsou skelet, hrudník a břicho.

Mezi relativní kontraindikace skiografie patří snímkování těhotných žen. V prvních čtyřech měsících těhotenství by se tak mělo dít pouze z vitální indikace.

U žen ve fertilním věku je nejlepším obdobím pro vyšetření využívající ionizační záření prvních 10 dnů menstruačního cyklu (NEKULA, 2005).

2 Konvenční RTG zobrazování

Klasická filmová radiologie je popisována pro lepší orientaci v tématu zpracování rentgenového obrazu. Mnohem přehledněji bude vypadat porovnání konvenční a digitální technologie, která je důležitou součástí této práce.

2.1 Zobrazení na rentgenové filmy

Fotografický materiál je tvořen emulzí krystalů AgBr, které tvoří iontovou vazbu Ag⁺ a Br⁻. Po dopadu paprsků X, které jsou v krystalech absorbovány, nebo luminiscenčního světla z fólií nebo štítu RTG zesilovače, nastane elektronové vyrovnání. To znamená, že dojde ke spojení Ag⁺, Br⁻ a kvanta záření a vznikne tzv. latentní obraz. Při vyvolávání, což je chemický proces, při němž se redukuje Ag, změní se na kovové stříbro a to je na snímku černé. V místě, kde nedošlo k osvětlení AgBr, zůstává neredukované Ag a to je na snímku naopak bílé. Při procesu ustalování filmu se musí neosvětlená oblast a AgBr z filmu odstranit, protože by na denním světle došlo ke zčernání a tím ke znehodnocení snímku (ULLMANN, rok neuveden).

2.1.1 Zesilovací fólie

Jelikož je fotochemický efekt rentgenového záření malý, je nutné k osvětlení filmu použít luminiscenční světlo ze zesilovacích fólií. Toto světlo tvoří až 95% ozáření filmu.

Fólie jsou rozděleny na skiagrafické, které světélkují modře i zeleně a na skiaskopické, které světélkují zeleně.

2.1.2 Filmový materiál

Filmový materiál je citlivý na rentgenové záření a umožňuje zviditelnit rentgenový obraz. Patří sem také materiály citlivé na viditelné světlo štítu, nebo anody zesilovače a materiál pro redukci rentgenového obrazu. Nejčastěji užívaným fotomateriálem v rentgenové diagnostice jsou filmy pro skiografii.

Rozlišujeme filmy fóliové a bezfóliové.

Fóliové filmy nám umožní snímkovat s nižšími expozicemi (a tím také dávkami záření), než bezfóliové filmy. Je to tím, že kromě přímého fotoefektu rentgenového záření využívají také fotochemický účinek viditelného světla. Využívají se především u snímkování objemnějších částí těla, kde je nutné snížit expozici a tím také radiační zátěž. Rentgenový snímek zhotovený na fóliový film je kontrastnější, ale má menší ostrost kresby.

Bezfóliové filmy jsou využívány především u skiografie zubů a v mamografii, neboť je využita jejich vysoká ostrost kresby.

Požadavky na film jsou hlavně citlivost, která je dána množstvím AgBr, kontrast, což je rozdíl mezi stupněm zčernání sousedních míst na snímku a gradace, tzn. zastoupení všech odstínů mezi černou a bílou (SVOBODA, 1973).

Filmy jsou ortochromatické, tzn., že mají citlivost pouze na jedno světlo, obvykle modré nebo zelené.

Gradační křivka je závislost zčernání filmu na expozici. Jednotlivé části křivky jsou pata, neboli podexpozice, pracovní oblast (strmá část) a oblast přeexponování a solarizace, která vede ke snížení zčernání.

Kvalita filmu je tím vyšší, čím je křivka zčernání strmější (CHUDÁČEK, 1995).

Rentgenové filmy tvoří základní (analogový) zobrazovací systém, který je i v dnešní době na některých pracovištích využíván. Mezi nevýhody analogového zobrazovacího systému patří poměrně malý dynamický rozsah,

který klade důraz na přesné nastavení expozice. Další nevýhodou je fotochemické zpracování a tím i nároky na vybavení rentgenového pracoviště temnou komorou (místo, kde se vyvolává rentgenový snímek), vyvolávacím automatem a chemikáliemi nutnými k vyvolání rentgenového obrazu. To přináší další nároky na skladování a evidenci snímků a nutnost likvidace již použitých chemických roztoků. Naopak výhodou rentgenových filmů je jejich rozlišovací schopnost.

Aby se snížila náročnost archivace a zkvalitnila dostupnost jednotlivých rentgenových snímků, tak se snímky na některých pracovištích dodatečně digitalizují. Umožňují to plošné nebo bubnové skenery. Takto digitalizovaný obraz se může ukládat v elektronické podobě a je možné ho dodatečně upravit. Skenery, které dokáží provést dodatečnou digitalizaci klasického rentgenového snímku musí být speciálně upravené. Rozhodně nestačí běžný kancelářský skener (MARTÍNEK, 2004).

3 Digitalizace rentgenového obrazu

Vývoj nových technologií probíhá v různých průmyslových odvětvích neuvěřitelnou rychlostí. U rentgenového zobrazovacího systému je tomu ale jinak. Tento systém se za prvních sto let od svého vzniku téměř nezměnil. Průlom nastal prakticky až v posledních 10 letech a to díky digitalizaci, která postupně vytlačuje konvenční zobrazování.

Podobně jako je tomu u digitálních fotoaparátů a kamer, nastala díky moderním technologiím doba, kdy digitální systémy, jejichž princip je založen na počítačovém zpracování obrazu, nahrazují stávající filmové zobrazovací systémy.

Naprostá většina výrobců působících na trhu rentgenovou zobrazovací technikou se musela tomuto novému trendu přizpůsobit. Rozšířila tak nabídku svých produktů o bezfilmové technologie. Uvádí na trh zařízení pro nepřímou radiografii (Computed Radiography - CR), jejíž princip je založený na paměťových fóliích a přístroje pro přímou radiografii (Direct Radiography - DR), která využívá velkoplošné snímací detektory. Důležitou součástí digitálního zpracování rentgenových snímků je systém určený pro archivaci, zobrazování a zpracování získaných dat, který se souhrnně nazývá PACS (Picture Archiving Communications system) (MARTÍNEK, 2004).

Digitalizace se dá popsat jako převod jakýchkoliv dat do formátu binárních kódů (1,0). Jedná se o rozdělení obrazu na velký počet malých objektů (elementárních polí) neboli pixelů. Každý pixel má své souřadnice x, y a je charakterizován intenzitou světla, které z něho vychází. Vznikají tak různé stupně šedi. Vysoká intenzita světla se zobrazí jako bílá, naopak nízká intenzita jako černá.

Digitální obraz je tedy tvořen z jednotlivých elementárních polí, jejichž hodnota barvy se ukládá přímo v řídicím počítači. Zde vznikají tzv. RAW DATA a ty nám umožňují určitou manipulaci s původními informacemi. Tomuto následnému zpracování se říká postprocessing.

Jednotlivé pixely se skládají v tzv. voxel. Platí pravidlo, že čím větší je počet pixelů na 1 cm², tím větší je rozlišení a vzniká tak kvalitnější obraz.

V oboru radiologie probíhá proces digitalizace v různých oblastech. Jsou zobrazovací modalita, u nichž je proces digitalizace naprostou nutností. Jedná se o počítačový tomograf, magnetickou rezonanci a digitální subtrakční angiografii. Na většině pracovišť již také proběhla digitalizace konvenční radiologie. V nevyhnutelných případech probíhá také digitalizace původně analogových snímků. Děje se tak za pomoci moderních skenerů, digitálních aparátů nebo kamery, ale vždy dojde ke ztrátě původní kvality.

Digitalizace je neustále vyvíjena. V dnešní době rozlišujeme dva druhy digitalizace: nepřímou a přímou (ULLMANN, rok neuveden).

3.1 Nepřímá digitalizace

Na pracovišti s nepřímou digitalizací se pracuje se stejným skiagrafickým vybavením jako je tomu u filmového provozu. Rozdíl je v tom, že v kazetách běžných formátů nejsou filmy, ale paměťové folie, ve kterých vzniká latentní obraz.

Tato kazeta se nekládá do vyvolávacího automatu, ale do skenovacího zařízení. Skenovací zařízení nazýváme také jako čtečka, nebo digitizér. Digitizér přečte obraz z paměťové folie, převede ho na viditelný obraz a následně vymaže fólii. Vymazáním fólie je kazeta připravena pro další použití.

3.1.1 Paměťové fólie

Nazývají se také jako fosforové fólie, i když přímo neobsahují prvek fosfor, ale mikrokrystaly na bázi CsI (Cesiumlodiid).

Po expozici rentgenovým zařízením dosáhneme záznamu obrazu na fólii. Dopadající zářivá energie způsobí excitaci elektronů. Tyto elektrony zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině, neboli elektronové pasti. Postupným skenováním ozáříme jednotlivé body fólie červeným laserem a tím se elektrony přivedou zpět. Pohlcená energie je vyzářena ve formě modrého záření, které je úměrné intenzitě exponujícího rentgenového záření. Paměťová fólie absorbuje expozici rentgenového záření a zapamatuje si tuto obrazovou informaci jako energetický reliéf, neboli latentní rentgenový obraz.

Kazeta s exponovanou fólií se musí vložit do čtecího zařízení, kde je pomocí laserového paprsku převeden latentní obraz na světelný signál.

Elektronový obraz se zviditelní tepelnou fotostimulací laserovým paprskem tím, že se uvolní do té doby zadržený elektron do vodivostního pásma.

Přechod mezi jednotlivými hladinami a ztráta energie se projeví emisí světelného kvanta. Toto světelné kvantum se zachytává a zesiluje ve fotonásobiči. Jedná se o analogový záznamový systém, který je podobný počáteční fázi vzniku u klasických rentgenových filmů.

S fólií zacházíme velmi podobně jako s rentgenovým filmem. Tato fólie je však opakovaně použitelná až na několik desítek tisíc záznamů.

Jelikož analogový signál není stabilní, mělo by dojít ke zviditelnění informace do několika hodin, maximálně dnů.

Snímek získáme z fólie pomocí čtečky (skeneru) a tím vizualizujeme výsledný obraz.

Druhy paměťových fólií:

- paměťové fólie pro obecné účely - mají vyšší citlivost na rentgenové záření, slouží k běžné skiagrafii. Jsou vyráběny ve standardních rozměrech.
- paměťové fólie s vysokým rozlišením - mají nižší citlivost na rentgenové záření než fólie pro obecné využití, ale vysoké rozlišení. Mají potřebu vyšší dávky rentgenového záření. Využívají se převážně v mamografii.

Podle konstrukce se dělí paměťové fólie na:

- flexibilní - jsou odolné proti mechanickému poškození, protože dochází k jejich pohybu ve čtecím zařízení.
- fixní - ty se ve čtečce neohýbají, tudíž není tolik preferována jejich mechanická odolnost (ŠMORANC, 2004).

3.1.2 Digitizér

Digitizér, nazývaný také jako čtečka, je zařízení sloužící ke zviditelnění latentního obrazu z paměťové fólie.

Děje se tak pomocí fotostimulace, která využívá infračervený paprsek, jehož zdrojem je laser.

Jednotlivé části digitizéru

- vstupní zásobník - může být určen pro jednu nebo více kazet (dle potřeb a průchodností daným pracovištěm)
- modul zpracování kazet - otevírá kazetu a připraví fólii ke čtení
- dopravník desky - zavádí fólii do skenovací jednotky
- skenovací jednotka - slouží k sejmutí zaznamenaného obrazu
- dopravník desky- zavádí folii do mazací jednotky
- mazací jednotka- slouží k vymazání fólie, tím ji také připraví pro další expozici
- modul zpracování kazet - je určen k zavedení vymazené fólie zpět do kazety
- výstupní zásobník (MARTÍNEK, 2004)

K dokončení procesu zobrazení rentgenového obrazu pomocí nepřímé

digitalizace je zapotřebí kromě digitizéru také výkonný počítač, kvalitní monitor, případně skener čárového kódu.

Obrovskou výhodou digitalizace je postprocessing, neboli zpracování obrazu po jeho vytvoření. Můžeme posouvat škálou šedi, což nám umožní získat lepší diagnostickou informaci a to i z nesprávně exponované fólie. V klasickém filmovém provozu by byl takový snímek již nepoužitelný.

Systém paměťové fólie se dá využít pouze pro skiagrafii. Pro dynamické zobrazení není tento systém určen.

Určitou nevýhodou nepřímé digitalizace jsou relativně vysoké náklady na čtecí zařízení a komponenty pro následné zpracování obrazu.

Digitalizace v radiologii probíhá v mnoha oblastech. V dnešní době existuje několik primárně digitálních zobrazovacích modalit. Mezi tyto modalitty patří počítačová tomografie (CT), magnetická rezonance (MR), ultrasonografie (USG), digitální subtrakční angiografie (DSA). Digitalizace se také stále více rozšiřuje i na pracovištích, kde se využívala konvenční radiologie. V některých případech se digitalizuje původně analogový obraz (klasický rentgenový snímek) pomocí skeneru nebo kamery. Vždy ale dochází ke ztrátě původní kvality.

Základní podmínkou pro digitalizaci jakéhokoliv obrazu je převod světla na elektrické veličiny.

Analogový obraz (rentgenka- objekt - film) určuje gradace stupně šedi (závisí na počtu redukovaných a neredukovaných molekul AgBr). Po jeho vytvoření již nelze tento obraz jakkoli měnit.

Digitální obraz (rentgenka - objekt - digitální detektor) se skládá z jednotlivých elementárních polí, pixelů, kdy každému z nich náleží určitá hodnota barvy. Digitální obraz je uložen v paměti počítače (jednotlivé pixely se skládají ve voxel). Kvalita obrazu závisí na počtu pixelů na 1cm^2 . Čím více jich je na 1cm^2 , tím je obraz kvalitnější a má lepší rozlišení (ŠMORANC, 2004).

3.2 Přímá digitalizace

Přímá digitalizace nepoužívá pro digitalizaci kazety (jako je tomu u nepřímé digitalizace), ale tzv. flat panely. Flat panely jsou buď přenosné, nebo zabudované do stolu či vertigrafu. Přenosné panely se používají pro snímkování pacientů na lůžku.

V systému přímé radiografie je záření zachyceno maticí detektorů. Tyto detektory převádí záření na elektrický signál. Za pomoci počítače je zaznamenán v digitální podobě. Flat panel slouží v rentgenové skiografii jako náhrada za kazety s filmem nebo paměťovou fólií. Skládá se z maticí světlocitlivých polovodičových elementů. Velikost a počet těchto elementů určuje velikost a rozlišovací schopnost snímače a také dobu potřebnou k přečtení informace.

Systém přímé digitalizace je neustále vyvíjen a modernizován. Rozlišujeme dva typy rentgenových obrazových detektorů: pro přímou a nepřímou detekci.

3.2.1 Nepřímá konverze

Rentgenové záření prochází scintilátorem se světelným výstupem na fotodiodu. Fotodioda převádí světlo na elektrický signál a poté následuje další zpracování. U nepřímé konverze (detekce) je využíváno vlastností amorfního křemíku (a-Si), který využívá převod rentgenového záření na viditelné světlo za pomoci scintilační vrstvy. Viditelné světlo je poté detekováno pomocí matice fotodiod nebo tranzistorů. Technologie s nepřímou konverzí potřebuje ke své funkci scintilátor, světlo je poté převáděno křemíkovými fotodiodami na elektrický náboj. Panel je maximální velikosti 43 x 43 cm. Určitým nedostatkem je snížení prostorového rozlišení, které způsobuje rozptyl produkovaného viditelného světla.

3.2.2 Přímá konverze

Využívá se detektor, který umožňuje přímou konverzi rentgenového záření na elektrický signál. Konstrukce takového detektoru obsahuje element z amorfního selenu (a-Se). Dochází ke vzniku náboje záření bez pomocného scintilátoru ve fotovodivé selenové vrstvě, pomocí napětí vloženého na pomocnou elektrodu a následném sejmutím náboje tranzistorovým polem. Na monitoru se výsledný obraz ukáže v řádech sekund.

U detektorů určených k přímé konverzi na elektrický signál nedochází k rozptylu světla v materiálech detektorů a tím se výrazně zvyšuje rozlišovací schopnost.

Mezi nevýhody tohoto systému patří nutnost vysokého napětí, které je nezbytné pro funkci detektoru.

U obou systémů (přímé i nepřímé konverze) jsou obrazové elementy uspořádány do ploché matice (panelu) s vodiči, sběrnými a výstupy. Následné snímání elektrických signálů z matrice se děje pomocí CCD receptorů obrazu (MARTÍNEK, 2004).

3.3 CCD čip jako receptor obrazu

Jedná se o polovodičový detektor, pracující na principu nábojově vázaných struktur. Nábojově vázaná struktura CCD (Charge Coupled Device) čipu (jednoho prvku) je tvořena z několika jednoduchých struktur kovu, vytvořených na společné polovodičové desce.

Přiložením záporného napětí na některou z elektrod se vlivem vzniklého pole odpudí elektrony od povrchu do objemu polovodiče. U povrchu vznikne

potenciálová jáma (ochuzená oblast) pro menšinové nosiče (díry). Díry ovlivněné potenciálovou jámou, jsou přitaženy k rozhraní mezi izolant a polovodič a hromadí se v úzké vrstvě u povrchu. Přiložením většího záporného napětí na sousední elektrodu se vytvoří ještě hlubší potenciálová jáma a díry přejdou do ní. Pokud se budou přikládat tato řídicí napětí k různým elektrodám CCD prvku, bude možné zachovat díry v nejvíce potřebných oblastech. Poté je možné řídit i přechod nábojů podél povrchu od jedné struktury ke druhé. Náboje tedy plní funkci záznamu elektrické informace nebo záření (ANDOR, rok neuveden).

Čtení (vyvedení náboje) obrazové informace ze systému, lze provést také pomocí PN přechodu (polovodič- čtecí elektroda).

Struktury CCD jsou zařízení, ve kterých se vnější elektrická informace (nebo ve formě záření) převede na shluky menšinových nosičů. Tyto nosiče jsou požadovaným způsobem rozmístěny v povrchových oblastech polovodiče. Přemísťováním těchto shluků menšinových polovodičů dochází ke zpracování informace.

Obvody CCD v obrazových snímacích systémech pracují ve třech různých režimech. Mezi tyto režimy patří přijetí obrazu, neboli převod světelného toku na shluky nábojů, zachování shluků těchto nábojů a v konečné fázi předání shluků na výstup zařízení.

V režimu přijetí obrazu dopadá světelný obraz na rozkladové elektrody a poté generuje v polovodičové podložce páry elektron - díra.

V potenciálních jámách (ochuzených oblastech) jsou nosiče rozděleny a v rozkladové elektrodě je vytvářen latentní obraz nábojových shluků, které odpovídají zobrazovanému předmětu.

Rozkladové elektrody s CCD strukturami mohou být řádkovací nebo maticové. Řádkovací rozkladové elektrody zpracovávají obraz po jednotlivých řádcích.

Maticové (ploché) rozkladové elektrody zpracovávají celý obraz najednou.

V době, kdy dochází k přijímání světelného obrazu, je na příslušných článcích CCD nastaven režim zachování a ten zabezpečí hromadění světelně generovaných nosičů. Ostatní elektrody jsou v té době na nulovém potenciálu. Když je ukončena optická informace, tak je na elektrody přiváděna posloupnost hodinových impulsů. Působením těchto hodinových impulsů se shluky nábojů přemísťují k výstupu.

Rozkladová elektroda je složená ze dvou částí. Tou první je část fotocitlivá, díky níž je přijímán světelný signál, který je poté převáděn na obraz tvořený rozloženými náboji.

Druhá část slouží k zachování náboje, proto je chráněna před světlem. Do této části se po integrování předá celý obraz rozložených nábojů. V následujícím režimu řádkování je informace z této oblasti přidána na výstup.

Kamery pro rentgenové záření jsou konstruovány na základě maticových obrazových snímačů s CCD. Rozlišujeme několik typů uspořádání maticových obrazových snímačů s CCD. Mezi tyto typy patří snímkový, řádkový, současně řádkový a snímkový a adresový.

Jednotlivé uspořádání se liší způsobem čtení obrazu ze shluků nábojů. Počítačové zpracování vzniká postupným odečtením signálu z jednotlivých pixelů v horizontálním i vertikálním směru. Výsledkem počítačového zpracování je časově kontinuální elektrický signál. Horizontální i vertikální směr se řídí registry s hodinovými impulsy.

Mezi základní parametry struktur CCD patří fotocitlivost, prahová fotocitlivost, rozlišovací schopnost, šum a denzita (dynamický rozsah). Spodní hranice dynamického rozsahu je určena šumy, horní hranice nasycením potenciálních jam.

CCD struktury jsou složeny do obrazových matic s určitým počtem elementů (pixelů).

K nežádoucím vlastnostem CCD struktur patří šum způsobený proudem "ze tmy" (dc - dark current). Tento šum je dán tepelnou generací volných nosičů náboje v ochuzené vrstvě povrchu polovodiče. Druhým faktorem šumu

je difuzní tok menšinových nosičů z objemu polovodiče směrem k jeho povrchu. Na velikosti difuzního toku závisí nejdelší možná doba uchování nábojové informace (doba expozice snímků). Za pomoci peltierova článku se chladí CCD struktura a tím potenciálová jáma zůstává dlouho bez náboje, který tam vzniká přirozenou tepelnou generací.

Tímto způsobem provedené snížení proudu "ze tmy" pomáhá podstatně prodloužit dobu expozice a tomu odpovídající zvýšení citlivosti.

Rozlišovací schopnost CCD kamery je dána hustotou pixelů ve vztahu k rozměru přenášeného obrazu.

Struktury CCD nemají žádnou zesilovací schopnost, pouze náboj ve struktuře je úměrný ozáření. Chlazení CCD struktur je přibližně - 40 °C.

Pomocí CCD struktur lze také realizovat číslicové systémy. V číslicových systémech je rozhodující, zda je, či není přítomen šluk. U analogových systémů to je velikost přemísťujících se nábojů. Tyto vlastnosti mají široké možnosti využití. Využívají se jako speciální procesory, násobičky, registry, paměti, sumátory, číslicové filtry, zpoždovací linky atd.

Tato technologie není složitá a umožňuje velkou hustotu prvků na mm².

Shrnutí k CCD detektorům (Charge Coupled Device)

Tyto snímače jsou velmi citlivé na dopadající světlo. Podle způsobu, jakým sbírají elektrický náboj z jednotlivých světlocitlivých buněk se dělí na progresivní (maticové) a prokládané (řádkovací). Progresivní CCD snímače sbírají elektrický náboj vysokou rychlostí ze všech buněk téměř najednou (FTD – Frame Transver Device). Prokládané CCD snímače sbírají elektrický náboj po částech. Neobejdou se bez mechanické uzávěrky, která určí dobu, po kterou jsou všechny buňky osvětleny.

K výhodám CCD snímačů patří jejich bezporuchovost, neboť se jedná o známou technologii.

Nevýhodou těchto systémů je pomalejší přenos náboje. Také výroba

a provoz CCD snímačů je velmi náročný a drahý. Je to tím, že každý snímač potřebuje ke své správné funkci tři odlišná napájecí napětí, což vyvolává zvýšené nároky na spotřebu energie (ŠMORANC, 2004).

3.4 CMOS detektory

CMOS (Complementary Metal Oxid Semiconductor) snímače využívají polovodičové součástky. Tyto součástky jsou řízené elektrickým polem a k provozu si vystačí s jedním napájecím napětím. Tzn. že mají nižší spotřebu energie. Výroba CMOS snímačů je velmi podobná výrobě integrovaných obvodů, což má pozitivní vliv na cenu tohoto produktu.

CMOS detektory můžeme rozdělit na pasivní a aktivní.

Pasivní CMOS detektory (PPS – Passive Pixel Sensors) dokáží generovat elektrický náboj, který je úměrný energii dopadajícího svazku světelných paprsků. Takto vzniklý náboj putuje přes zesilovač do A-D (analogově-digitálního) převodníku (podobně jako u CCD). Velikou nevýhodou pasivních CMOS detektorů je špatný výsledný obraz, který je zapříčiněn šumem.

U aktivních CMOS detektorů (APS – Active Pixel Sensors) je každý světlocitlivý k element doplněn o analytický obvod. Tento analytický obvod dokáže změnit šum a poté ho eliminovat. Aktivní CMOS detektory jsou tedy mnohem perspektivnější než pasivní.

Výhody CMOS detektorů proti CCD snímačům jsou nižší cena, nižší zbytkové teplo (které produkuje digitální šum), nižší spotřeba křemíku, rychlejší přenos náboje (ŠMORANC, 2004).

3.5 Základní parametry zobrazovacího systému

- rozměr detektoru, který určuje, zda bude vhodný pro danou aplikaci
- rozlišovací schopnost, která rozhoduje o rozlišení požadovaných detailů
- citlivost, která určuje dávku, zatěžující pacienta nebo délku expozice
- rychlost záznamu čtení, která rozhoduje o vhodnosti pro záznam pohybujících se objektů.

- dynamický rozsah, který určuje, zda všechny difference v absorpci předmětu budou zobrazeny bez zkreslení (odolnost proti přeexpozici a podexpozici).
- dosažitelný contrast snímku (rozlišení detailů s malou odchylkou hustoty).
- funkce přenosu modulace, určující s jakým kontrastem budou zobrazeny drobné detaily.
- pořizovací náklady a náklady související s provozem (MARTÍNEK, 2004, s.6).

Specifikace jednotlivých parametrů a jejich porovnání v konvenčním a digitálním systému:

Rozměr detektoru určeném pro medicínální zobrazovací systém je maximálně 43 x 43 cm. Menší, než tyto rozměry se využívají u zesilovačů obrazu, plochých detektorů, určených pro snímky v reálném čase a u detektorů pro stomatologii. Výhoda čtvercového formátu je ta, že není nutná manipulace potřebná k přestavění obdélníkové kazety a receptor může být pevně instalován v rentgenovém přístroji.

Rozlišovací schopnost digitální metody a klasické filmové radiografie se v

odborné literatuře a studiích přiklání na stranu digitálních metod.

Citlivost určující dávku a délku expozice u filmového systému (zastoupeném standardní zesilovací fólií s koeficientem 400) a digitálního systému, vychází lépe pro digitální systém, neboť umožňuje zkrátit expoziční čas přibližně o jeden řád. Z toho vyplývá nižší radiační zátěž pro pacienty a obsluhující personál.

Rychlost záznamu a čtení je opět zcela na straně digitálního systému. Chemické zpracování filmu trvá minimálně 90 a více sekund. U přímé a nepřímé digitalizace je to pouze několik sekund. Expozici je tedy možno v případě nutnosti opakovat bez polohování s pacientem. Jako příklad lze uvést snímač Pixium 4600 s rozměry 43 x 43 cm, jehož doba vizualizace snímku činí 1,25 sekund. Při vyšetřování trávícího systému by však tato doba mohla být příliš dlouhá. Proto se v těchto případech využívají menší, avšak rychlejší polovodičové detektory nebo vakuové měniče obrazu.

Dynamický rozsah zobrazení (odolnost proti přeexpozici nebo podexpozici) v digitálních systémech je na úrovni vyšší, než 16 000 stupňů šedi. U rentgenového filmu je dynamický rozsah mnohem nižší a lineární oblast senzimetrické křivky je omezena. Znamená to, že podexponované i přeexponované snímky se dají na monitoru se změnou jasu dobře zobrazit. Na filmu jsou světlé a tmavé oblasti v důsledku špatné expozice mimo lineární oblast senzimetrické křivky deformovány.

Dosažitelný kontrast snímku (rozlišení detailů s malou odchylkou hustoty) lze u digitálního snímku měnit v širokém rozsahu. Výhodou je také možnost přiřazení nepravých barev v různých optických hustotách, čímž rozlišíme detaily, které bychom lidským okem nerozpoznali. U filmových systémů je tato možnost neuskutečnitelná.

Funkce přenosu modulace, která určuje s jakým kontrastem budou zobrazeny drobné detaily je nejlépe zpracována v systému s přímou konverzí. Ta se nejvíce blíží ideálnímu obdélníkovému tvaru čárového testu. U nepřímé

digitalizace je využívána paměťová deska s jehlovitou strukturou mikrokystalů a ta dokáže také dosáhnout signálový profil podobný obdélníku.

Pořizovací náklady a náklady související s provozem se v jednotlivých systémech významně liší. U filmových systémů je vyžadován neustálý nákup filmů a zpracovatelské chemie. Dále mezi náklady řadíme nutnost zřízení temné komory a jejího vybavení, vyvolávací automat, negatoskopy, senzitometrické kontroly zpracování. Patří sem také náklady na likvidaci chemických roztoků a náklady na skladové prostory pro hotové snímky.

U digitálního systému se mezi pořizovací náklady řadí nákup počítačů, softwaru, diagnostických monitorů, obrazový receptor (DR) nebo čtečky paměťových fólií (CR). U nepřímé digitalizace jsou to ještě náklady na pořízení paměťových desek (fólií), jejichž životnost je ale několik desítek tisíc expozic (MARTÍNEK, 2004).

4 Porovnání analogového a digitálního systému

V této kapitole je práce zaměřena na porovnání klasického a digitálního zpracování RTG obrazu. Výhody a možnosti následné práce s RTG obrazem staví digitalizaci v naprosté většině porovnávaných údajů nad analogový systém.

4.1 Výhody analogového zpracování rentgenového obrazu

- dlouhodobé zkušeností jednotlivých pracovišť s tímto systémem
- možnost prohlédnout si rentgenový snímek bez jakéhokoli zobrazovacího vybavení

4.2 Nevýhody analogového zpracování rentgenového obrazu

- vysoké provozní náklady, které čítají nákup kazet folií filmů chemikálií a jejich likvidaci
- nutnost zřízení temné komory a náklady spojené s její údržbou a provozem vyvolávacího systému
- náročná archivace (zejména prostory pro archiv)
- nemožnost následné úpravy obrazu
- nemožnost přenosu dat mezi jednotlivými pracovišti pomocí internetové sítě
- existence pouze jednoho originálu rentgenového filmu
- ztráta kvality a informační hodnoty rentgenového snímku v čase
- vliv blednutí, mechanického poškození atd.

4.3 Výhody digitalizace rentgenového obrazu

- vytvoření kvalitního obrazu v reálném čase
- okamžitá kontrola vytvořeného obrazu
- snížení počtu opakovaných vyšetření
- možnost následné úpravy
- možnost digitální archivace a přenosu dat pomocí počítačových sítí
- snížení počtu nedochovaných snímků (ztráta, zničení atd.)
- zkrácení času od vyšetření do zhotovení nálezu
- zkrácení času od vyhotovení snímku po jeho dodání na příslušné oddělení
- zkrácení času od požadavku na dodání snímků a jeho vydání z archivu
- nižší provozní náklady, pokud je archivace pouze digitální
- snížení nákladů o investice na likvidaci filmového a chemického materiálu
- snížení dávky záření
- ochrana životního prostředí

4.3.1 Výhody přímé digitalizace

- přímý výstup ze snímačů, odpadá manipulace s paměťovým médiem
- lepší citlivost
- možnost úpravy získaných snímků
- jednodušší archivace a vyhledávání

4.3.2 Výhody nepřímé digitalizace

- možnost využití jednoho digitizéru pro více pracovišť a tím snížení nákladů

4.4. Nevýhody digitalizace rentgenového obrazu

- vysoké pořizovací náklady přístrojového vybavení
- vyšší investice na pořízení archivačního systému
- vyšší náklady na provoz, pokud se digitální archivace provádí na server i na filmy
- návaznost pouze na další digitální systémy a to buď v rámci zdravotnického zařízení nebo mimo ně (MARTÍNEK, 2004., DOSTÁLOVÁ, 2008.)

5 Softwarové systémy

Přechod radiodiagnostického pracoviště z filmového provozu na digitální systém sebou nese nezbytnou investici do softwarového vybavení, které splní náročné požadavky na přenos digitálních dat.

Softwarové systémy musí být plně kompatibilní mezi jednotlivými vyšetřovacími modalitami.

Samozřejmostí je dokonalé antivirové zabezpečení, které zabrání napadení, či ztrátě těchto citlivých dat.

V dnešní době je softwarové vybavení součástí komplexní nabídky firem, zabývajících se přechodem z klasického (filmového) na digitální provoz.

5.1 PACS

Proces komplexní digitalizace radiodiagnostických pracovišť je specializované řešení, které v sobě integruje softwarové a hardwarové technologie z několika oblastí práce s obrazovými daty ve zdravotnictví jako jsou digitalizace, archivace, distribuce a zobrazení (diagnostika).

Toto řešení je vhodné pro všechna zdravotnická zařízení.

Jádrem tohoto řešení je PACS systém, který řídí správu, distribuci a archivaci snímků. Základní výhodou je jeho modularita, která umožňuje řešit požadavky jednotlivých zdravotnických zařízení individuálně. PACS je počítačový systém, který zajišťuje akvizici, archivaci a distribuci obrazové informace (snímku) v rámci celé sítě a jejich následné zpracování sloužící pro diagnostické účely.

Plnohodnotný PACS systém řeší obrazovou dokumentaci z různých modalit, mezi něž patří: Ultrasonografie (USG), Magnetická rezonance (MR), Pozitronová emisní tomografie (PET), Počítačová tomografie (CT), Angiografie (AG), SPECT, Mamografie, Radiografie.

5.1.1 Výhody PACS

- Snímek je téměř okamžitě k dispozici tam, kde je potřeba.
- Vyšetření se nemusí opakovat.
- Komfortní prohlížečí a diagnostické nástroje pomáhají stanovit včasnou a přesnou diagnózu.
- Urychluje se rozhodování v urgentní medicíně a při operacích.
- V případě rozšíření PACSu o telemedicínské prvky, dojde k umožnění komunikace mezi jednotlivými zdravotnickými pracovišti.
- Komunikace s ostatními pracovišti zvýší komfort pacienta a projeví se v efektivitě léčby.

5.1.2 Technologie PACS

Popisující lékař může využít výhod digitálně zpracovaného obrazu k přesnější diagnostice. Při popisu daného snímku pracuje lékař ve speciálním softwaru, který mu umožní měnit kontrast, jas, měřit vzdálenost, úhel, denzitu atd.

5.1.3 Ekonomický efekt PACS

Snížení nákladů při zrušení filmového provozu je značné. Nákup filmů, chemikálií, pronájem archivačních kapacit je nemalá položka každého radiodiagnostického pracoviště.

Modernizace pracoviště a jeho přechod na digitální provoz sebou ovšem nese také nemalé investice. Návratnost tohoto kroku je individuální podle zakoupeného vybavení a průchodností pacientů na těchto pracovištích.

5.1.4 Ochrana životního prostředí

Digitální technologie, která nevyužívá rentgenových filmů má pozitivní vliv na snížení zátěže životního prostředí (MORAMEDICA, 2011).

Systémy PACS byly původně vyvinuty pro grafické pracovní stanice na platformě SUN, Silicon Graphic. Díky zvyšování výkonů počítačů pracují systémy PACS i na ekonomicky zajímavé platformě PC.

Systém PACS je důležitou součástí nemocničního informačního systému (NIS).

PACS musí zvládnout požadavky na zpracování, ukládání a efektivní vyhledávání obrovského množství dat (v řádech tisíců Gb).

Pro úsporu místa na úložišti se používají kompresní a dekompresní algoritmy.

Pro zefektivnění rychlosti PACSu se využívají systémy, ve kterých probíhá zpracování obrazu v rychlé polovodičové paměti, aktivní data jsou uložena na diskových polích RAID a samotný archiv a zálohování je na optických přepisovatelných discích (MARTÍNEK, 2004).

5.1.5 Architektura PACS

Technické parametry - modelový příklad:

DICOM Storage Server – Store, Move, Query - zajišťuje robustní a bezpečný ukládací prostor pro snímky rentgenového pracoviště

- UNIX Server (podporované platformy: Intel, SUN, Apple)
- kompletní podpora DICOM 3.0 standardu
- škálovatelný diskový prostor 1 TB až EB (Exabyte)
- volitelná disková úložiště (lokální RAID 5/6, SCSI, NAS, SAS)
- různé způsoby automatického zálohování:

Off line – záloha na externí NAS (RSYNC), při poruše je systém obnoven ze záloh

High Availability – synchronizace dvou nezávislých serverů, při poruše přebírá okamžitě bez ztráty dat druhý server činnost prvního

- správa přístupových práv pro modality, diagnostické i prohlížečící stanice
- administrace systému prostřednictvím webového rozhraní
- kompletní webový interface s možností editace základních dat vyšetření
- detailní nastavení přístupových práv
- vzdálena správa
- konfigurovatelná synchronizace se vzdálenými servery (pracovišti)

DICOM Worklist Server

Zajišťuje pracovní listy pro jednotlivé modality:

- snadné propojení s NIS/RIS prostřednictvím XML, SQL, HL7, DASTA
- simulovaný provoz pro pracoviště bez možnosti napojení na RIS/NIS
- správa prostřednictvím webové interface (MORAMEDICA, 2011, str. 2,3)

5.2 DICOM

(Digital Imaging and Communications in Medicine)

Byl vyvinut pro distribuci a zobrazování medicínálních snímků z modalit RTG, CT, MR, US, DSA.

Hlavička (header) souboru DICOM obsahuje informace o pacientovi, druhu snímku, velikosti obrazu atd.. Dále obsahuje obrazová data. U starších standardů byly obrazové a datové formace ukládány do samostatných souborů.

DICOM data mohou být zkomprimovaná pro zmenšení velikosti souboru s využitím ztrátové (varianta JPEG) nebo bezztrátové (Run – Length – Encoding) komprese.

Společné uložení identifikačních údajů a obrazové dokumentace prakticky znemožňuje jejich vzájemné záměny nebo ztráty (MARTÍNEK, 2004., DICOM, 2008).

5.3 Informační systémy

5.3.1 NIS - Nemocniční informační systém

- textové a obrazové informace o pacientovi, lékařské zprávy

5.3.2 RIS - Radiologický informační systém

- systém, určený pro radiodiagnostická oddělení
- obsahuje obrazovou dokumentaci a ostatní informace o provedeném vyšetření
- je součástí NIS

Softwarové systémy používané ve zdravotnictví musí splňovat tyto požadavky:

- zpracovat obrazové informace ze všech diagnostických modalit, kde je výstupem digitální obrazový signál (DR, CR, CT, MR, USG, DSA)
- musí obsahovat DICOM standard a PACS
- příprava k integraci do existujících nebo budovaných informačních systémů (RIS)
- vkládání demografických údajů o pacientovi, případně jejich přebírání z RIS
- podpora snímačů čárového kódu
- intuitivní uživatelské rozhraní
- archiv médií, jako doplněk ke standardu DICOM, doplňkový CD/DVD prohlížeč (MARTÍNEK, 2004)

5.4 Telemedicína

Podle definice WHO je telemedicína (telematika pro zdravotnictví) „souhrnné označení pro zdravotnické aktivity, služby a systémy, provozované na dálku cestou informačních a komunikačních technologií za účelem podpory globálního zdraví, prevence a zdravotní péče, stejně jako vzdělávání, řízení zdravotnictví a zdravotnického výzkumu" (VEJVALKA, 1999, s. 1).

Vzdálenost, kterou využijeme k přenosu informací nemusí být nijak dlouhá, přesto dojde k výraznému urychlení informačního toku.

S nástupem nových technologií se telemedicína stává dostupnější.

Ve většině případů jde o posílání jednotlivých vyšetření mezi zdravotnickými zařízeními, což není tak náročné na kapacitu komunikační linky.

Telemedicína přináší značný přínos a časovou úsporu při určování diagnóz a je obrovským komfortem pro pacienty.

6 Využití digitalizace na jednotlivých zobrazovacích modalitách

Tato část práce popisuje možnosti využití digitalizace na jednotlivých modalitách radiodiagnostického pracoviště. Využitím výhod, které digitalizace do těchto modalit přinesla, se zvýšil komfort pacienta při vyšetření a zefektivnila se práce zdravotnického personálu.

6.1 Digitální skiagrafické pracoviště

Dnešní skiagrafická pracoviště jsou většinou kombinací přímé a nepřímé digitalizace. Cena, kterou je provozovatel schopen investovat do této modality je rozhodujícím faktorem toho, jak toto pracoviště bude vypadat.

Na našem trhu figuruje mnoho významných firem zabývajících se digitalizací rentgenového provozu a ty nabízejí mnoho variant řešení. Od jednodetektorové až po třídetektorovou vyšetřovnu.

Třídetektorová varianta nabízí dva detektory pevně instalované ve vertigrafu a vyšetřovacím stole. Třetí detektor je přenosný, určený pro snímkování volnou technikou na stole nebo na lůžku pacienta.

Přenosné detektory vynikají nízkou hmotností a velkou odolností. Dnes jsou vyráběny i v bezdrátové verzi s vyměnitelnou dobíjecí baterií. Kapacita těchto baterií je až 140 snímků.

Nabízejí se i levnější varianty digitalizace. Cena se určuje podle množství nakoupených detektorů.

Často je na skiagrafickém pracovišti zachován digitizér pro vyvolání snímků pořízených nepřímou digitalizací na pojízdných rentgenových přístrojích.

Při přechodu z konvenčního systému na digitální dochází k využití všech výhod přímé a nepřímé digitalizace, které jsou již popsány v této práci (AURA-GROUP, 2006).

6.2 Digitalizace ve skiaskopických systémech

Skiaskopie je nedílnou součástí každého radiodiagnostického pracoviště. Provádí se pomocí nich hlavně vyšetření v reálném čase (např. vyšetření GIT).

Tyto přístroje využívají vysokofrekvenčního generátoru, vybavené mikroprocesorem pro řízení všech procesů včetně autodiagnostických funkcí.

Expoziční režimy těchto přístrojů umožňují také přímou skiagrafií, plynulou a pulzní skiaskopii a lineární tomografii s automatickou redukcí napětí během expozice.

Digitální televizní řetězec

Jedná se o moderní televizní zobrazovací systémy s vynikající kvalitou obrazu pro digitální zpracování rentgenového obrazu, jeho archivaci a komunikaci v PACS systému.

Vysoké rozlišení od zesilovače obrazu přes CCD kameru až po zobrazovací jednotku, umožňuje dosáhnout dokonalé kvality obrazu.

Plynulá digitální skiaskopie pracuje s automatickou redukcí šumu a pamětí posledního obrazu (LIH).

Pulzní skiaskopie umožňuje frekvenci několika desítek snímků za vteřinu s automatickým ukládáním dat a lze u ní výrazně snížit dávku rentgenového záření oproti plynulé skiaskopii.

Digitální skiografie u těchto systémů umožňuje automatické ukládání snímků, postprocessing pro úpravu a filtraci, možnost inverze obrazu atd (FOMEI, 2012).

6.3 Digitální C ramena

Na většině pracovišť jsou již tyto přístroje vybaveny přímou digitalizací. Ideální jsou takové, které mají velký plochý detektor, s možností postprocessingu a 3D rekonstrukcí obrazu.

Využívá se v traumatologii, neurochirurgii a pro neurovaskulární a kardiovaskulární aplikace.

Samozřejmostí je obraz s vysokým rozlišením ve formátu DICOM s možností archivace do systému a využitím telemedicíny (AURA-GROUP, 2006).

6.4 Digitalizace mobilních rentgenových přístrojů

Pojízdné rentgenové přístroje jsou nedílnou součástí každého radiodiagnostického oddělení, které provádí snímkování pacientů přímo na lůžku. Indikace k tomuto vyšetření vypisuje ošetřující lékař pacientů, u nichž by převoz na skiografické pracoviště znamenal velké zdravotní riziko. Využívá se tak převážně pro pacienty z oddělení ARO, interních a chirurgických JIP a na dětských odděleních.

Modernizace těchto přístrojů v posledních letech směřuje k systému přímé digitalizace.

Součástí těchto přístrojů je přenosný bezdrátový flat panel o rozměrech 43 x 35 cm, který umožňuje pořízení a následnou kontrolu snímku přímo u lůžka pacienta. Pouze několik vteřin po expozici je snímek připraven k nahlédnutí na monitoru přístroje. Po zapojení přístroje do nemocniční sítě se obrázek automaticky přenáší do PACS systému.

Časová úspora u mobilního přístroje s přímou digitalizací může být rozhodující pro včasnou diagnostiku a tím i zdraví pacienta.

Tato skutečnost by měla být zásadní při volbě nákupu takového přístroje i přes jeho vyšší pořizovací cenu (FOMEI, 2012).

6.5 Digitalizace v mamografii

Mamografie je lékařské diagnostické zařízení, které slouží k diagnostice a prevenci nádorových onemocnění prsu. Mamografický přístroj pracuje na principu denzitometrie, což je vyhodnocování změn v hustotě tkáně.

Využívá se relativně měkké rentgenové záření o energii v rozmezí 25 - 30 keV.

Rakovina prsu (karcinom prsu) je v současné době jedním z nejzávažnějších epidemiologických problémů v České republice, neboť se jedná o nejčastější zhoubné onemocnění u žen.

V roce 2002 byl v České republice zaveden plošný mamografický screening. Jedná se o plošné vyšetřování populace za účelem snížení morbidity (nemocnosti) a mortality (úmrtnosti).

Jednotlivá screeningová centra, která tvoří rozvinutou síť po celé České republice již přešla nebo postupně přechází na systém digitálního zpracování rentgenového obrazu.

Je zde využita jak nepřímá (CR), tak přímá (DR) digitalizace.

Přínosy digitalizace jsou v tomto oboru obrovské, mezi hlavní výhody oproti filmovému provozu patří:

- Snížení dávek záření a tím i nižší radiační zátěž
- Dávka je snížena díky využití tungstenové rentgenky, filtrační

technologii na bázi rhodia, molybdenu a stříbra a pomocí lineárních rastrů, které lépe pohlcují sekundární záření.

- Vysoká kvalita snímků, za pomoci softwarového vybavení pro automatické vyhodnocování podezřelých ložisek, výrazně zpřesňuje diagnostiku vyšetření.
- Usnadňuje práci laboranta, neboť odpadá vyvolávací proces v temné komoře pomocí chemických roztoků. U přímé digitalizace navíc odpadá i práce s kazetami.
- Zrychlený proces vyvolávání umožňuje navýšit průchodnost pacientů pracovištěm.
- Digitální zpracování obrazu otevírá možnosti telemedicíny i v oblasti mamografie.
- Možnost archivace na PACS.

U digitální mamografie je prostředkem zobrazení monitor (displej). Nelze využívat standardní monitor, ale medicínský s rozlišením minimálně 5 MP (megapixelů), jasnem, kontrastem a možností kalibrace dle DICOM kvality. Určitou nevýhodou digitalizace je relativně vysoká pořizovací cena (MAMO, 2012).

6.6 Digitalizace v dentální diagnostice

Dentální diagnostika využívá rentgenové vyšetření převážně pro ortopantomografii (OPG). Snímek zachycuje obě čelisti, chrup, čelistní klouby, čelistní dutiny a dutinu nosní.

Řadíme je mezi extraorální snímkovací metody.

Technika zobrazování vychází z kombinovaného rotačního a translačního pohybu rentgenky, vzniká tak ortoradiální snímek.

I v tomto oboru došlo za poslední roky k výraznému přesunu z filmové výroby na digitální.

Využívá se nepřímá (CR) i přímá (DR) digitalizace.

Nesporné výhody digitalizace výrazně ulehčují a zjednodušují práci laboranta i lékaře. Zajišťují také komfort pro pacienty.

Výhody jsou hlavně:

- Nižší dávka rentgenového záření. Výrobci uvádí, že digitální obraz potřebuje pouze desetinu dávky pro klasický rentgenový film. Je to dáno vysokou citlivostí snímačů rentgenového záření.
- Možnost následné úpravy snímku - umožňuje zvětšování, korekci kontrastu, aplikaci filtrů pro různá spektra rentgenového záření.

Využívá se CsI scintilátor (cesium-iodidový) zajišťující vysokou citlivost snímače díky velmi účinné konverzi rentgenového záření na světelný signál. Vylepšením jsou také systémy pro aktivní potlačování šumu, které zajišťují krystalicky čistý obraz.

Důležitým ukazatelem kvality je také dynamický rozsah snímače poskytující informaci o registraci a interpretaci škály odstínů šedi. Výsledky jsou snímky s jemnými tonálními přechody.

Pro zobrazení jsou důležité kvalitní monitory se stabilním jasnem a kontrastem, které dokáží zobrazit potřebné detaily rentgenového snímku o velikosti jednoho a více bytových obrazových dat.

Samozřejmostí je možnost využití telemedicíny archivačního systému, který sníží provozní náklady (STOMATEAM, 2007).

6.7 Digitalizace v počítačové tomografii

Počítačová tomografie kombinuje rentgenové záření s počítačovým systémem, který zpracovává získané informace.

Detektory rentgenového záření určené pro počítačovou tomografii fungují na podobném principu jako flat panely s nepřímou konverzí. Úkolem těchto detektorů je zachytit fotony rentgenového záření a přeměnit je na elektrické signály pro další zpracování za účelem počítačové rekonstrukce denzních řezů.

Těmito detektory mohou být ionizační komory plněné stlačeným plynným xenonem, nebo scintilační detektory se scintilátory keramických materiálů dopovaných vzácnými zeminami.

Současná generace přístrojů je již multidetektorová (MDCT). Tyto přístroje dokáží během jednoho vyšetření nasbírat obrovské množství dat. Tato data jsou zpracována v systému DICOM, díky kterému se dají prezentovat pomocí počítačových aplikací.

Samozřejmostí je možnost archivace do PACS systému, přenášení těchto dat na CD/DVD nosiče či prezentovat prostřednictvím telemedicíny (ULLMANN, rok neuveden).

6.8 Digitalizace v digitální subtrakční angiografii (DSA)

Jedná se o angiografickou metodu, při které se pomocí katetrizace podává rentgenová jodová kontrastní látka do cévního řečiště. Za pomoci subtrakce, dokáží tyto přístroje odečíst tzv. pozadí (kosti, svaly) a tím zvýraznit zobrazení cév.

V tomto oboru se výstupní data již nepřenášejí na fóliový materiál pomocí

speciálních tiskáren.

Obrazová dokumentace je zobrazena pomocí systému DICOM, který stejně jako u všech ostatních modalit napomáhá rychlému a pohodlnému manipulování s výslednými obrazy z tohoto vyšetření (stejně je to u modality MR).

Opět je zde možnost zálohování do PACS systému, přenášení dat na CD/DVD nosiče a zrychlený tok diagnostických informací díky telemedicině.

6.9 Digitalizace v ultrasonografii (USG)

Ultrasonografie je v současnosti nejrozšířenější a nejsnáze dostupná diagnostická metoda. Je metodou první volby u většiny diagnostických vyšetřovacích algoritmů.

V počátcích vývoje ultrazvukových diagnostických metod byly obrazy od tkáňových struktur zpracovány analogově.

Současné ultrasonografické přístroje zpracovávají zachycené signály pomocí počítačové technologie. Analogovou součástí přístroje zůstal pouze detekční systém. Poté už je elektrický signál pomocí digitálního převodníku změněn do číselné podoby, v níž je dále zpracován a zobrazen.

Výhoda této počítačové technologie je především v široké možnosti programování optimálních podmínek pro jednotlivá vyšetření (preprocessing) a také možností následné úpravy zachyceného obrazu (postprocessing).

Výhodou digitálně zpracovaného obrazu je také možnost zálohování na vhodná paměťová media a možnost přenosu informací v rámci intranetové, či internetové sítě (HRAZDÍRA, 2008).

7 Cíl práce

Cílem této práce je přinést ucelený náhled na:

- RTG záření, jeho vlastnosti a využití v medicíně
- zpracování RTG obrazu konvenčním způsobem
- digitalizaci, jako nevyhnutelnou součást moderního zobrazovacího systému
- porovnání analogového a digitálního systému
- možnost využití digitálního systému v jednotlivých radiodiagnostických modalitách

8 Závěr

Tématem této práce je přímá a nepřímá digitalizace rentgenového obrazu. Začátek tvoří samotný vznik rentgenových paprsků a jejich vlastnosti. Je zde popisován postupný vývoj zpracování rentgenového obrazu. Dále se tato práce zaměřuje na základní principy konvenční filmové radiografie a na novou, moderní technologii zpracování rentgenového obrazu, kterou je digitalizace.

Velmi podrobně je zpracován popis přímé a nepřímé digitalizace, principy, výhody i nevýhody těchto systémů. Nechybí zmínka o softwarovém vybavení, nutném pro každé diagnostické pracoviště, přecházející na systém digitalizace.

Podobné práce na toto téma již popsaly ekonomickou stránku a zmínily se o snížených absorbovaných dávkách a tím zlepšené radiační hygieně při přechodu analogového na digitální systém.

Tato práce již popisuje digitalizaci jako neodmyslitelnou a nenahraditelnou součást moderní radiodiagnostiky a její využití v jednotlivých modalitách.

Při zpracování této bakalářské práce jsem se dozvěděl mnoho zajímavých a cenných informací, které nyní mohu využít při své pracovní činnosti v praxi. Pevně věřím, že tato práce přinesla ucelený náhled na systémy zpracování rentgenového obrazu využívaných v minulosti i v současné době.

Seznam použité literatury

BLAŽEK, Oskar. *Radiologie a nukleární medicína*. 1. vyd. Avicemum, Zdravotnické nakladatelství, N. P., Praha, 1989, 424 s. 08-060-89

C ramena. *Aura-group: rtg přístroje* [online]. 2006 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://www.aura-group.cz/rtg-pristroje-c-ramena.htm>

DOSTÁLOVÁ, Lucie. *Analýza zpracování RTG obrazu* [online]. České Budějovice, 2008 [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: http://theses.cz/id/ywb4n5/downloadPraceContent_adipldno_11097.

Bakalářská práce. Jihočeská Univerzita v Českých Budějovicích. Vedoucí práce Srp Antonín.

Direct Detection. *Andor. Scientific cameras* [online]. rok neuveden [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: http://www.andor.com/scientific_cameras/high-energy-xray-camera/direct-detection/

DICOM: Informations Object Definitions. *National Electrical Manufacturers Assotiation* [online]. 2008 [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: http://bio.gsi.de/DOCS/Dicom/2008/08_03pu.pdf

FOMEI: mobilní rtg přístroje. *Fomei: radiodiagnostika* [online]. 2012 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://radiodiagnostika.fomei.com/rentgenove-pristroje/mobilni-rtg-pristroje.html>

FOMEI: skiaskopické systémy. *Fomei: radiodiagnostika* [online]. 2012 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://radiodiagnostika.fomei.com/rentgenove-pristroje/skiaskopicko-skiagraficke-systemy.html>

HRAZDÍRA, Ivo. Úvod do ultrasonografie: v otázkách a odpovědích. *Med.muni: dokumenty* [online]. 2008 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf

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

MAMO. *Mamo* [online]. 2012 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://www.mamo.cz/index.php?pg=home>

MARTÍNEK, Jiří. Digitalizace rentgenového obrazu: Použití v medicíně a defektoskopii. *Foma.cz* [online]. 2004 [cit. 2012-03-02]. Dostupné z: <http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace%20rentgenov%C3%A9ho%20obrazu%204.pdf>

NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 205 s. ISBN 80-244-1011-7.

PACS: digitalizace. *Moramedica: produkty* [online]. 2011 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://www.moramedica.cz/produkty/pacs-digitalizace/>

Publikace ICRP 103: doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany 2007. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2009.

Skiagrafické vyšetřovny. *Aura-group: rtg přístroje* [online]. 2006 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://www.aura-group.cz/rtg-pristroje-vysetrovny.htm>

SÚJB: legislativa. *SÚJB* [online]. 1997 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://www.sujb.cz/legislativa/provadecci-pravni-predpisy/vyhlaskey-sujb/>

SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. 1. vyd. Avicem, Zdravotnické nakladatelství, N. P., Praha, 1973, 581 s. 08-048-73

ŠMORANC, Pavel. *Rentgenová technika v lékařství*. 1. vyd. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola Pardubice, 2004, 264 s. ISBN 80-854-3819-4.

ULLMANN, Vojtěch. *Astronuklfyzika*. *Astronuklfyzika* [online]. Rok neuveden [cit. 2012-02-20]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

VEJVALKA, Jan. *Telemedicína -přehled zahraničních zkušeností*. *Albertina icode Praha s.r.o.* [online]. 1999 [cit. 2012-03-02]. Dostupné z: <http://www.inforum.cz/archiv/inforum1999/prednasky/vejvalka.htm>

Zobrazovací technologie v zubním lékařství: digitalizace rtg snímků. *Stomateam* [online]. 2007 [cit. 2012-03-03]. Dostupné z: <http://www.stomateam.cz/index.php?clanek=472>

PŘÍLOHY



Zdroj: <http://radiodiagnostika.fomei.com/digitalni-technika/cr-systemy-fuji.html>

Příloha A – Čtecí zařízení pro nepřímou digitalizaci RTG obrazu (CR)



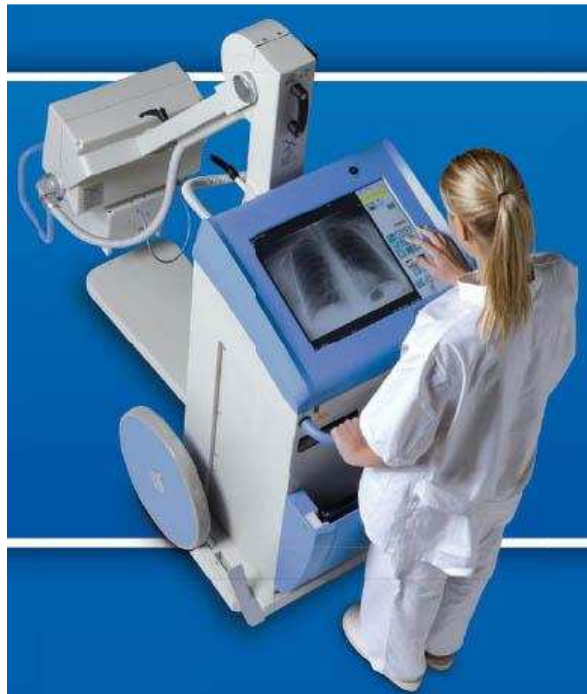
Zdroj: <http://www.aura-group.cz/rtg-pristroje-prima-digitalizace-pevne.htm>

Příloha B - FLAT panely pro přímou digitalizaci RTG obrazu (DR)



Zdroj: <http://www.aura-group.cz/rtg-pristroje-c-ramena.htm>

Příloha C – C rameno



Zdroj <http://radiodiagnostika.fomei.com/digitalni-technika/mobilni-dr-systemy.html>

Příloha D – Mobilní RTG přístroj



Zdroj: <http://www.aura-group.cz/rtg-pristroje-mamografie.htm>

Příloha E – Vybavení mamografického pracoviště