

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Vývoj skiografie

Bakalářská práce

Autor práce: Kristýna Dvořáková

Vedoucí práce: Ing. Kateřina Daníčková

březen 2009



Prof. Wilhelm Conrad von Röntgen (1845 - 1923)

Abstrakt

Bakalářská práce „Vývoj skiografie“ pojednává o postupném zdokonalování techniky této zobrazovací metody. Zachycuje dobu od roku 1895, kdy došlo k objevení rentgenových paprsků Wilhelmem Conradem Röntgenem, přes klasickou skiografii až po současné trendy v digitální skiografii. Německý fyzik za svůj velice přínosný objev dostal roku 1901 Nobelovu cenu. Práce poskytuje ucelené informace o rentgenovém záření a snaží se vysvětlit mechanismus vzniku rentgenového obrazu. Kapitolou „Analogová skiografie“, která je věnována skiografickému příslušenství, plynule přechází od zobrazování částí těla na klasické rentgenové filmy k vysvětlení pojmů nepřímé a přímé digitalizace. U nepřímé digitalizace je kazeta s rentgenovým filmem nahrazena kazetou s paměťovou fólií. Zacházení s kazetami je obdobné. Abychom získali obraz v digitální podobě, nepotřebujeme již temnou komoru, ta je nahrazena čtecím zařízením – skenerem. Nejjednodušším a nejvhodnějším zobrazovacím systémem do budoucna je přímá digitalizace. Přímá digitalizace používá k digitálnímu zobrazení polovodičové detektory, které jsou rozděleny na polovodiče s přímou a nepřímou konverzí rentgenového záření na elektrický impulz a jsou podrobněji popsány v této práci. Polovodičové detektory jsou umístěny na stole pod Bucky clonou a na vertigrafu za Bucky clonou. Závěrem práce je přehled výhod a nevýhod, které přináší analogová a digitální skiografie včetně porovnání obdržených dávek pro vybraná vyšetření.

Abstract

The Evolution of Radiography

This bachelor thesis “The Evolution of Radiography” deals with sequential development of this imaging method. It covers time period from discovery of X-rays by Wilhelm Conrad Röntgen in 1895, over the conventional Radiography to the current methods and trends of the digital Radiography. For this important discovery, Wilhelm Conrad Röntgen, german physicist, got the Nobel Prize in 1901.

This work provides complex information about X-ray technology and describes the image creation procedure. The “Analog Radiography” chapter describes Radiography equipment and the projection type transition: from the conventional film screen radiography to the computed and direct radiography.

In case of the Computed radiography (CR) the cassette containing the X-ray film is replaced by a cassette with the photostimulable phosphor. The manipulation with the cassette is almost the same. But we don't need the dark room to get the final image, it is replaced by the reading device – the scanner.

The simplest and optimal imaging system for future is the direct radiography (DR). The direct radiography uses two types of semi-conductor detectors described in detail in this work: with direct and indirect conversion of X-rays to electrical impulses. These semi-conductors are placed under the Bucky grid on examination table or on the wall-stand.

In conclusion of this work positives and negatives of analog and digital Radiography are discussed including patient dose loads for chosen examinations.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma „Vývoj skiografie“ jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním mé bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze provozované Univerzitou Karlovou na jejích internetových stránkách.

V Praze dne 31. března 2009

.....
podpis autora

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucí mé bakalářské práce Ing. Kateřině Daničkové za odborné vedení, poskytnutí materiálů a cenných rad při zpracovávání.

OBSAH

Seznam zkratk	8
Úvod	9
1. Historie	10
1.1 Objevení rentgenových paprsků	10
1.2 Historická data	12
2. Rentgenové záření	13
2.1 Brzdné záření	14
2.2 Charakteristické záření	14
2.3 Průchod svazku fotonů látkou	16
3. Obecná skiografie	20
3.1 Primární clona	20
3.2 Sekundární clona	20
3.3 RTG generátor s ovladačem	21
3.4 Expoziční automat	22
3.5 RTG zářič	22
3.6 Rentgenka	23
3.7 Zobrazovací proces	25
4. Analogová skiografie	27
4.1 Systém film- fólie	27
4.2 Vyvolávací proces	28
4.3 Negatoskop	29
5. Nepřímá digitální skiografie CR	30
5.1 Paměťové fólie	30
5.2 Čtecí zařízení (Skener)	31
6. Přímá digitální skiografie DR	32
6.1 Polovodičové detektory	32
6.2 Diagnostické LCD monitory	34
6.3 Standard DICOM	35
6.4 PACS	36
7. Výhody a nevýhody analogové a digitální skiografie	38
7.1 Rentgenové snímky na filmech	38
7.2 Digitální rentgenové obrazy	39
7.3 Přínosy v oblasti ekonomiky a bezpečnosti	39
8. Radiační ochrana	40
8.1 Ochrana personálu	40
8.2 Ochrana pacientů	40
8.3 Optimalizace radiační ochrany	41
8.4 Srovnání obdržených dávek u analogové a digitální skiografie u vybraných vyšetření	43
9. Závěr	45
10. Seznam použité literatury	46
11. Klíčová slova	48
12. Seznam příloh	49

Seznam zkratek

Zkratka	Název anglicky	Název česky
CR	Computed Radiography	Nepřímá radiografie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	Distribuce a zobrazování lékařských snímků
DR	Direct Radiography	Přímá radiografie
DRL	Diagnostic Referential Levels	Diagnostické referenční úrovně
ESD	Entry Surface Dose	Vstupní povrchová dávka
ICRP	International Commission on Radiation Protection	Mezinárodní komise pro radiační ochranu
KAP	Kerma Area Product	Součin kermy a plochy
MARIE	Medical Archiving and Retrieval of Images Electronically	Elektronické zálohování a zpřístupnění lékařských dat
PACS	Picture Archiving and Communication System	Obrazová archivace a komunikační systém

Úvod

Téma své bakalářské práce „Vývoj skiografie“ jsem si vybrala na základě toho, že se jedná o aktuální tematiku v diagnostických zobrazovacích metodách. Během několika posledních let udělal rozvoj techniky v radiologii velký pokrok. Od analogové skiografie se dostáváme k digitální skiografii. Sice tato změna neprobíhá závratnou rychlostí, neboť je celkem finančně náročná, ale děje se a myslím, že to rozhodně stojí o napsání bakalářské práce. V současné době je aktuální nepřímá digitalizace, která byla instalována již v několika nemocnicích po celé České republice. Nepřímá digitalizace byla ve světě představena v sedmdesátých letech, ale větší zájem a využití této metody nastal až v letech osmdesátých. Na přelomu století se již běžně používala, protože mnoho lékařských zařízení začalo instalovat systém PACS, který je podrobněji popsán v této práci. Hovoří se také o přímé digitalizaci. Například Fakultní nemocnice Motol v současné době nově disponuje zařízením pro přímou digitalizaci. Přímá digitalizace je do budoucna nejperspektivnější metodou.

Digitalizace ve skiografii umožnila zobrazovat snímky digitálně na počítači a jejich snadnou dostupností poskytuje pohodlné prohlížení z jakéhokoli místa, kde jsou snímky potřeba. Je to metoda, která se postupně rozmáhá na více radiodiagnostických pracovištích. Do budoucna bude digitalizace nezbytnou a samozřejmou součástí každého zdravotnického zařízení.

1. Historie

1.1 Objevení rentgenových paprsků

Jednoho pozdního listopadového odpoledne roku 1895 došlo k náhodnému objevení neznámých paprsků. Prof. Wilhelm Conrad von Röntgen ve své laboratoři fyzikálního institutu bavorské Univerzity ve Würzburgu ověřoval vlastnosti katodového záření, které před ním zkoumali jiní badatelé. Předpokládal, že se mu podaří najít ještě jiné nepopsané jevy vyvolané katodovými paprsky. Katodové paprsky se skládají z proudu elektronů. Tento proud se vytváří působením vysokého elektrického napětí mezi elektrodami umístěnými na koncích uzavřené skleněné trubice, z níž byl odčerpán téměř všechno vzduch. Katodové paprsky nejsou nijak zvlášť pronikavé, snadno je zarazí pár centimetrů vzduchu.⁽¹³⁾

Röntgen studoval na stínítku z kartónu pokrytém kyanidem platinobarnatým fluorescenci katodových paprsků vznikajících v Crooksově trubici. Crooksovu trubici obalil černým kartónovým obalem, aby ho při pozorování nerušilo světlo z trubice. Poté zatemnil laboratoř. Připojil Crooksovu trubici na Ruhmkorffovu cívku. Povšiml si jasně fluoreskujících krystalků ležících opodál, které zářily jen tehdy, když nechal trubici procházet proud elektrických výbojů. Záblesk vycházel ze stínítka připraveného k pokusu a prozatím odloženého. Röntgen zvětšil vzdálenost mezi stínítkem a Crooksovou trubicí, a dokonce stínítko otočil tak, aby fluorescenční emulze byla směrem od trubice. Pokaždé, když byla katodová trubice pod napětím, tak stínítko světélkovalo.⁽⁹⁾

Jeho genialita spočívala v odhalení, že tato fluorescence není vyvolávána katodovým zářením, které neprochází mimo skleněnou trubici, ale jiným zářením, sekundárně tímto katodovým zářením vyvolaným. Teprve, když přiložil k obalu fotografickou desku a ta po vyvolání zčernala, došel k závěru, že skutečně objevil nový druh záření. Byl to velmi překvapující úkaz. Röntgen poté zkoušel, které další látky propouštějí katodové paprsky a vždy na to přišel fotografickou cestou. Dokonce před stínítko položil svou ruku a objevily se jeho kosti.⁽⁹⁾

Fyzikální podstata tohoto záření byla vysvětlena postupně až ve 20. a 30. letech 20. století při odhalování tajemství atomu hmoty. Proto Röntgen nazval toto neznámé záření jako „paprsky X“. Skutečně první rentgenový snímek na světě provedl sám Röntgen již za měsíc po svém objevu. Dne 22. prosince roku 1895 zrentgenoval ruku své ženy Berty. Toto datum se také pokládá za den zrození nového lékařského oboru – radiologie.⁽⁸⁾

Dne 28. prosince 1895 na zasedání lékařské a fyzikální společnosti ve Würzburgu seznámil Röntgen vědeckou veřejnost se svým objevem. Když za měsíc na dalším zasedání společnosti vyfotografoval paprsky X ruku anatoma A. von Köllikera, vyvolal snímek takové nadšení, že účastníci přijali 23. ledna 1896 Köllikerův návrh, aby se paprsky nazývaly Röntgenovým jménem tzn. Rentgenové paprsky.⁽¹³⁾

Prof. Wilhelm Conrad von Röntgen dostal roku 1901 za svůj vědecký přínos, jako první fyzik, Nobelovu cenu.

Röntgen si nedal svůj objev patentovat a předal ho celému světu. Netušil při tom, jakého obrovského rozmachu se dostane v lékařství a v technologii při využívání jeho objevu v následujících 100 letech.⁽⁸⁾

Rentgenové záření bylo v Česku poprvé použito k lékařským účelům roku 1897 doktorem Rudolfem Jedličkou.⁽¹³⁾

1.2 Historická data

Dějiny rentgenologie jsou bohaté a pestré. Lze je rozdělit na tři etapy:⁽⁷⁾

- Období: 1895-1918 – zkoumaly se možnosti vyšetřování rentgenem. Objasňovaly se fyzikální zákonitosti a stanovily se základy rentgenové diagnostiky nejzávažnějších chorob.
- Období: 1918-1932 – rozvoj rentgenové techniky. Rentgenové přístroje a rentgenky výkonnější. Lékaři měli k dispozici vhodná vyšetřovací nářadí. Kontrastní vyšetřovací metody.
- Období: od roku 1945 – mohutný rozvoj rentgenové diagnostiky. Expoziční a vyvolávací automaty, zlepšení funkce rentgenových přístrojů.

1895 – objev rentgenového záření (Röntgen)

1901 – W. C. Röntgen prvním fyzikem obdarovaným Nobelovou cenou

1908 – zesilovací fólie (Groedel, Horn)

1912 – zavedení filmu s oboustrannou emulzí (Groedel)

1913 – vakuová rentgenka s wolframovým žhavicím vláknem (Coolidge)

1913 – sekundární clona s mřížkou (Bucky)

1920 – zahájení výroby rentgenových přístrojů a nářadí v Československu (Vinopal)

1920 – zavedení pohybového mechanismu sekundární clony (Potter)

1923 – smrt W. C. Röntgena

1929 – první prakticky použitelná rentgenka s rotační anodou (Bouwers)

1942 – první počítač (Illiack)

1965 – první pokusy s užitím počítačů v radiodiagnostice

70. léta – digitální obraz v radiodiagnostice

1979 – Hounsfield a McCormack Nobelova cena za vývoj prvního tomograf. přístroje

1982 – poprvé použita zkratka PACS Dr. Andrem Duerinckxem

1984 – optické disky k archivaci dat

1992 – DICOM

2. Rentgenové záření

Rentgenové záření patří do spektra elektromagnetického záření, které má dvě složky – spektrum spojité (brzdné rentgenové záření) a čárové spektrum (charakteristické rentgenové záření). Rentgenové záření se šíří přímočaře a má velmi krátkou vlnovou délku 10^{-8} - 10^{-12} m. Tato délka je více než tisíckrát kratší než vlnová délka viditelného světla. V diagnostice se používá rentgenové záření s vlnovou délkou od 10^{-9} - 10^{-11} m.⁽⁵⁾ Nejdůležitější rozdíl mezi světlem a rentgenovým paprsky spočívá v jejich schopnosti pronikat materiálem.⁽¹¹⁾ Na rozdíl od světla nelze rentgenové paprsky odklonit nebo nasměrovat zrcadly či skleněnými čočkami. Záření prochází některými látkami, které jsou pro ostatní druhy elektromagnetického záření nepropustné. Pohlcování rentgenového záření závisí na tloušťce i hustotě prozařovaného předmětu i na frekvenci záření.⁽¹³⁾ Záření s vysokou frekvencí se nazývá tvrdé a s nižší frekvencí měkké.⁽¹³⁾ Tvrdá technika je snímkování napětím kolem 100 kV. Méně se pohlcuje a tím snižuje radiační zátěž kůže. Obraz je však méně kontrastní. Měkká technika snímkování užívá napětí přibližně do 60 kV a pohlcuje se více. Vede k vysoké úrovni kontrastu.

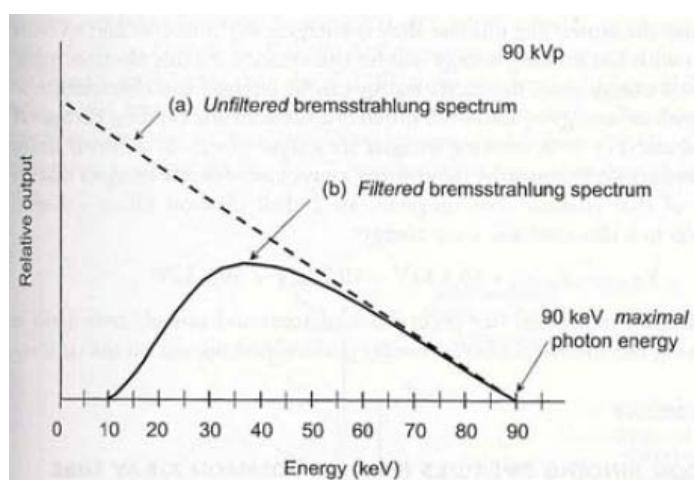
Rentgenové záření je neviditelné a šíří se rychlostí světla. Ionizuje vzduch, vyvolává světélkování některých látek, způsobuje zčernání fotografického filmu a působí na živé organismy. Rentgenové paprsky jsou schopné pronikat lidským tělem, při jeho průchodu se oslabí vlivem procesu pohlcování a rozptylu.⁽¹¹⁾

V objektu ozářeném primárním zářením vzniká záření sekundární. Z pacienta, tak vychází všemi směry škodlivé záření. Množství sekundárního záření je přímo úměrné velikosti objemu ozařované části a kvalitě svazku. Musíme dbát, abychom použili takové napětí, které je vzhledem k objemu snímkaného objektu nutné. K zachycení měkkého záření slouží na rentgence filtrace záření. Filtraci tvoří sklo rentgenky, olej kolem rentgenky a výstupní okénko krytu rentgenky. Často doplněno přídatným filtrem z hliníku nebo mědi, který se zasune do výstupního okénka krytu rentgenky.⁽²⁾

Intenzita rentgenových paprsků slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje záření.

2.1 Brzdné záření

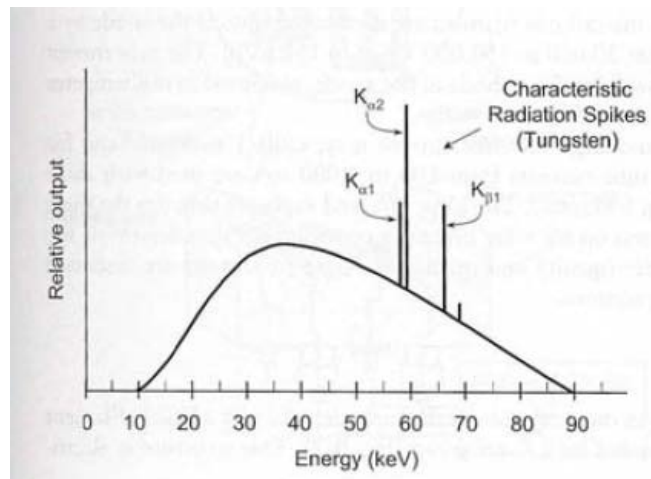
Jde o elektromagnetické záření se spektrem energií fotonů od 0 až po hodnotu, která odpovídá maximální energii urychlených elektronů. Vzniká když se elektron letící od katody dostane do blízkosti anody, tím dojde k zakřivení jeho dráhy a prudce se sníží jeho rychlost v elektrostatickém poli atomového jádra vlivem působení coulombovských sil. Energie, kterou elektron zabrzděním ztratil, se přemění na foton brzdného záření. Spektrum záření je spojité.⁽⁴⁾



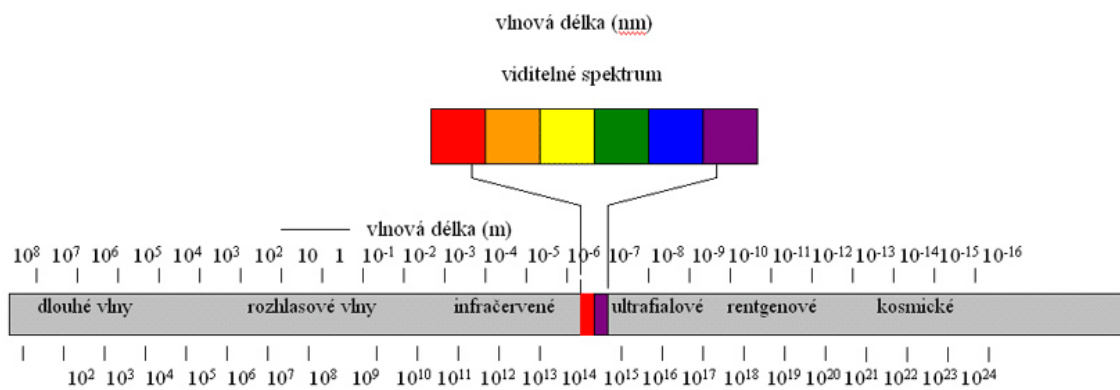
Obr. 1. Energetické spektrum brzdného záření vystupujícího z rentgenky při napětí 90kV (a) – bez filtrace (b)- s filtrací⁽¹⁾

2.2 Charakteristické záření

Vzniká při dopadu elektronů s vysokou energií na kovovou anodu. Přitom elektrony odevzdají svoji kinetickou energii elektronu na vnitřní slupce elektronového obalu, který pak přejde na vyšší energetickou hladinu – excitace, nebo dojde k úplnému vyražení z atomu – ionizace, pokud platí, že energie primárního fotonu $> E_v$ na slupce. Excitovaný či ionizovaný atom je nestabilní a stabilitu získává návratem do základního stavu.⁽⁴⁾ Při přechodu z vyšší energetické hladiny na nižší energetickou hladinu se musí elektron zbavit přebytku energie. Energie se vyzáří ve formě fotonu charakteristického záření. Jedná se o záření charakterizující materiál anody. Spektrum záření je čárové.⁽⁴⁾



Obr. 2. Energetické spektrum brzdného a superponovaného charakteristického záření vystupujícího z rentgenky wolframovým terčíkem při napětí 90 kV⁽¹⁾



Obr. 3. Spektrum elektromagnetického záření⁽¹⁵⁾

2.3 Průchod svazku fotonů látkou

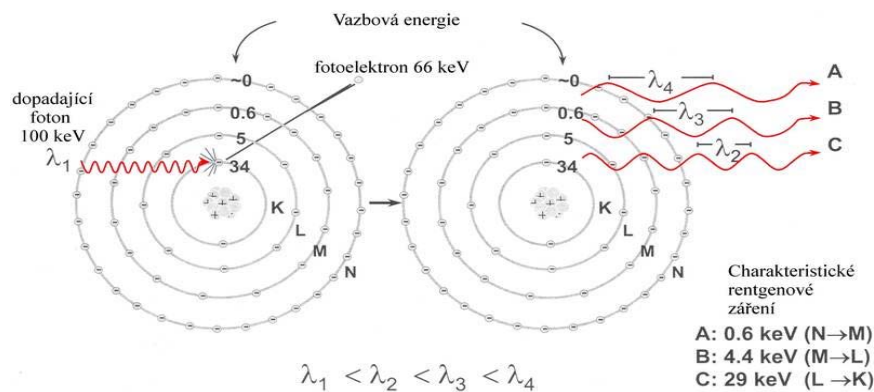
Při průchodu rentgenového záření hmotou fotony uvolňují elektricky nabitě částice a předávají jim energii dostatečnou k ionizaci. Jedná se o nepřímo ionizující záření. Nejvýznamnějším způsobem interakce rentgenového záření s hmotou je fotoefekt a Comptonův rozptyl.

Fotoefekt

Fotoefekt se uplatňuje především u záření nižších energií. Foton předá veškerou svoji energii orbitálnímu elektronu obvykle na vnitřních slupkách atomu. Je-li $h\nu > E_v$ (energie kvanta záření $X >$ vazebná energie) pro danou slupku, dochází k fotoefektu.⁽³⁾

Výsledkem je uvolnění fotoelektronu, který získanou energii dále předává ionizací nebo excitací atomů a molekul. Z 80 % dochází k fotoefektu na slupce K. Fotoefekt se uplatňuje tím výrazněji, čím větší je vazbová energie elektronu.⁽³⁾

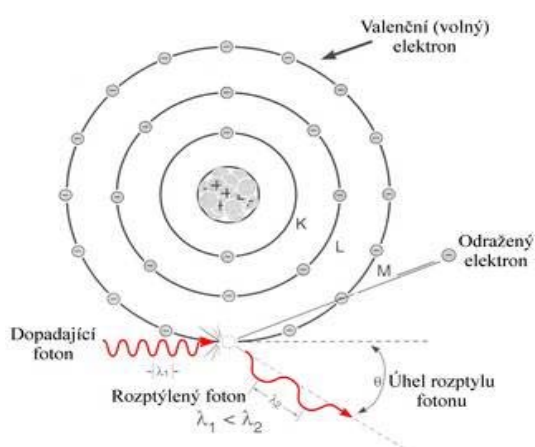
Po fotoefektu je atom v excitovaném stavu a při přechodu na stav základní vyzáří foton (charakteristického záření). Pravděpodobnost fotoefektu roste s protonovým číslem materiálu a významně klesá s energií dopadajícího fotonu.⁽³⁾



Obr. 4. Fotoefekt⁽¹⁷⁾

Comptonův rozptyl

Comptonův rozptyl probíhá na volných nebo slabě vázaných elektronech – vnějších slupkách atomu. Foton předává část své energie elektronu, uvede jej do pohybu a sám pokračuje v letu, avšak jiným směrem a s nižší energií. Urychlený elektron interaguje s prostředím stejně jako fotoelektron. Comptonův rozptyl je převládajícím procesem interakce záření středních energií. Pravděpodobnost interakce klesá s rostoucí energií fotonů. Pravděpodobnost jevu příliš nezávisí na protonovém čísle absorbujícího materiálu.⁽³⁾



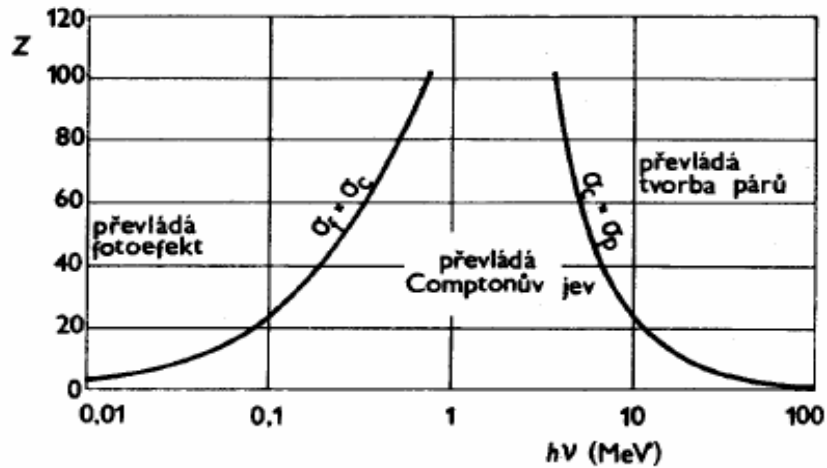
Obr. 5. Comptonův rozptyl: k, l, m, n – oběhové slupky elektronů⁽¹⁷⁾

Ostatní způsoby interakce

Pro úplnost je třeba se zmínit ještě o dvou způsobech interakce. Jednak je to tvorba párů elektron-pozitron, ke které dochází při vyšších energiích fotonů (>1024 keV), která se však v radiodiagnostice nevyužívá. Pravděpodobnost tvorby párů je větší u těžkých prvků.⁽³⁾

Dalším způsobem interakce je Rayleighův koherentní rozptyl, který se uplatňuje u záření s energií kolem 30 keV. Primární foton se po srážce s orbitalovým elektronem pružně odráží, jeho energetický stav se nemění. Nepředává tedy žádnou energii okolnímu prostředí tudíž nemá žádný vliv na radiační zátěž. Pravděpodobnost Rayleighova rozptylu je malá ve srovnání s ionizačními a excitačními procesy.⁽³⁾

Při průchodu svazku fotonů látkou nastávají výše popsané interakce s určitou pravděpodobností. V závislosti na $h\nu_0$ (E primárního fotonu) a Z absorbující látky. Pravděpodobnost interakce označujeme jako účinný průřez.⁽³⁾

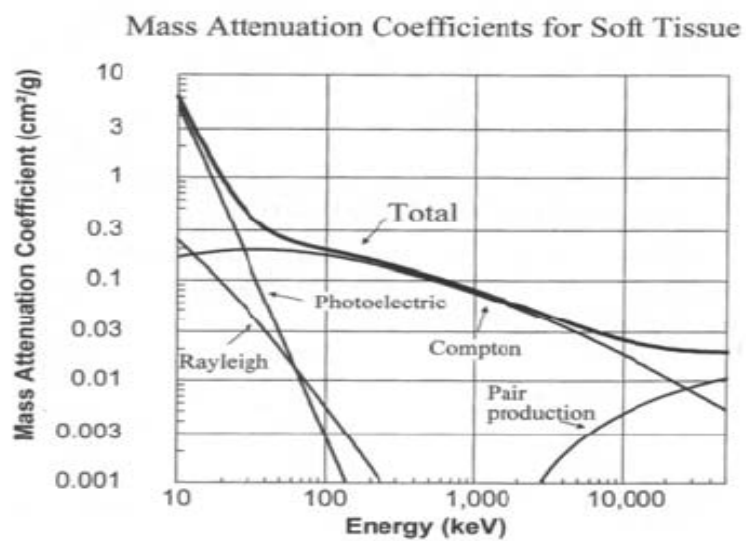


Obr. 6. Grafické znázornění závislosti účinného průřezu interakce v závislosti na energii primárního fotonu a Z absorbující látky⁽³⁾

Výsledný účinný průřez interakce je součtem účinných průřezů jednotlivých procesů. Pokud je vztažen na jednotku dráhy fotonu v absorbující látce nazývá se lineární součinitel zeslabení

$$\mu = \frac{\rho N_A}{A_r} (\tau + \sigma + \kappa + \dots)$$

ρ – hustota látky, A_r – rel. at. hmotnost, N_A – Avogadrovo číslo, τ - účinných průřez fotoefektu σ - účinných průřez comptonova rozptylu κ - účinných průřez tvorby párů⁽³⁾



Obr. 7. Grafické znázornění závislosti lineárního součinitele zeslabení absorbující látky v závislosti na energii primárního fotonu a Z absorbující látky⁽¹⁾

3. Obecná skiografie

Jedná se o techniku zobrazení lidských tkání, kde zobrazovacím médiem je rentgenový film, CR kazeta nebo flat detektor. Při skiografii vznikající svazek záření v rentgence prochází vyšetřovanou oblastí, kde se absorbuje v závislosti na složení vyšetřovaných tkání, a poté dopadá na detektor. Hustota zčernání výsledného obrazu je přímo úměrná množství prošlého rentgenového záření. Místa ve vyšetřovaném objemu s nízkou hustotou mají nižší absorpci, a proto vysoké zčernání (tmavá). Místa s vyšší hustotou více absorbují rentgenové záření a jsou zobrazena s nízkým zčernáním (světlá).

Ze získaného obrazu pak můžeme ohodnotit vnitřní stavbu a případně poranění vyšetřovaného objektu. Nejčastěji se skiografie využívá k vyšetření kosterního aparátu. Pro snížení radiační zátěže obsluhy a pacientů je důležité používat filtraci a clonění rentgenového svazku.

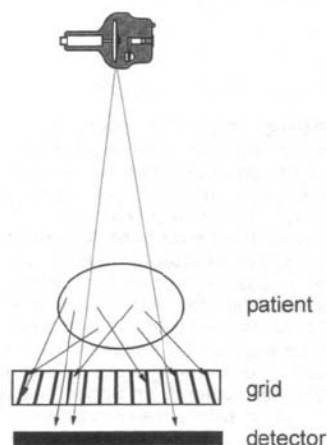
3.1 Primární clona

Primární clona vymezuje svazek rentgenového záření tak, aby záření procházelo jen snímkovanou oblastí. Tím omezuje škodlivé účinky rentgenového záření a snižuje dávku. Uvnitř clony je zrcadlo a osvětlení, které vymezuje ozařovací pole a promítá na něj záměrný kříž. Většina clon je vybavena hliníkovým filtrem a poskytují možnost zasunutí dodatečných filtrů.⁽⁸⁾

3.2 Sekundární clona

Sekundární clona, tzv. Bucky mřížka, se umísťuje mezi pacienta a filmovou kazetu. Základ sekundární clony tvoří mřížka z olovených nebo wolframových lamel. Pohybový mechanismus posunuje mřížku během expozice, takže lamely mřížky nejsou na výsledném snímku patrné, neboť jsou rozmazané.⁽⁷⁾

Úkolem sekundární clony je vychytávání sekundárního záření, které se nešíří rovnoběžným směrem, a proto je na rozdíl od primárního záření pohlceno clonou. Obraz tak získá na kvalitě.



Obr. 8. Schématický náčrt skiografického zařízení se sekundární clonou⁽¹⁾

3.3 RTG generátor s ovladačem

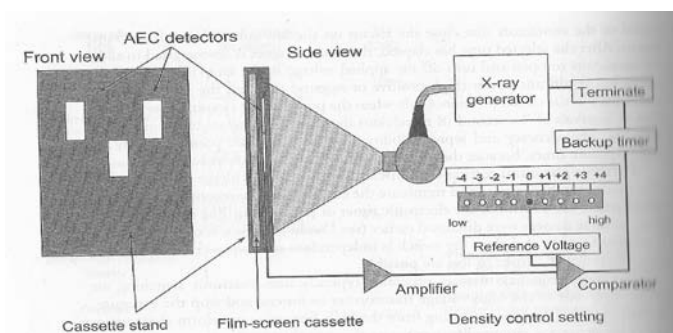
RTG generátor s ovladačem je zdroj vysokého napětí a žhavení pro RTG zářič. Generuje expoziční impuls definovaný kV, mA a s. Moderní ovladače mají barevný obrazový panel, kde jsou zobrazeny všechny parametry a kontrolní údaje.⁽⁸⁾

Generátor obsahuje důležité kontrolní funkce, hlavně hlídání nežádoucího překročení nastavených hodnot mAs a kV. Překročení nastavených parametrů nebo selhání expoziční automatiky vede k radiační havárii. Generátor musí být vybaven obvody pro kontrolu tepelné zátěže ohniska a anody rentgenky. Patří sem bezpečnostní okruhy zajišťující spolehlivou a přesnou expozici, to je včasné nažhavení rentgenky pro daný proud mA, stabilní otáčky anody a konstantní napětí expozičního pulsu. Generátor musí mít možnost funkční kontroly těchto pojistek.⁽⁸⁾

Moderní generátory vlastní vysokofrekvenční zdroj vysokého napětí. Čím vyšší frekvence, tím je menší jeho transformátor a menší počet potřebných závitů vinutí, a tím menší hmotnost. S rostoucí frekvencí klesá hmotnost vysokonapěťového trafá značně radikálně.⁽⁸⁾

3.4 Expoziční automat

Zajišťuje optimální nastavení expozice a její reprodukovatelnost při skiografii. Jeho činnost je založena na porovnání měřeného signálu v ionizačních komůrkách s nastavenou hodnotou. Jestliže měřený signál dosáhne úrovně nastaveného signálu, je expozice ukončena. Seřízení závisí na kombinaci film – zesilující fólie. Čím je citlivost filmu a zesilujících fólií vyšší, tím kratší je expoziční čas.⁽⁶⁾



Obr. 9. Schéma funkce expozičního automatu⁽¹⁾

3.5 RTG zářič

Rentgenový zářič se skládá ze dvou hlavních částí:

- rentgenky
- kovového pouzdra, kde je umístěna rentgenka, zásuvky pro přívodní kabely vysokého napětí a žhavení

Pouzdro zářiče je tvořeno hliníkovým plechem a olověnou vložkou. Pouzdro může být také vyrobeno z lehkých slitin. Okno zářiče je místem pro první filtr, který bývá vyroben z hliníku či berylia. Účinnost zářiče je dána rentgenkou.⁽⁸⁾

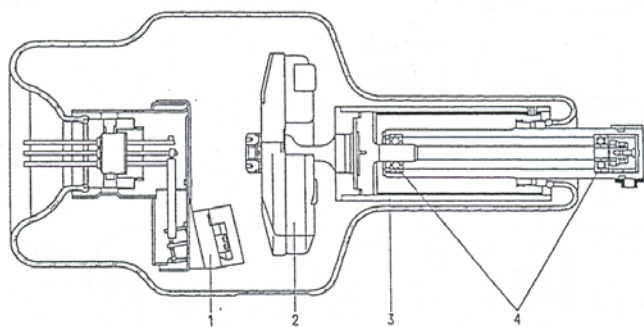
3.6 Rentgenka

Zdrojem rentgenového záření je elektronka, nazývaná rentgenka. Jedná se o rentgenovou vakuovou trubici. Rentgenka je dioda, která obsahuje přímožhavenou katodu a pevnou nebo rotační anodu. Jako materiál anody se používá pro klasická vyšetření wolfram. Pro specifická vyšetření, jako je mamografie, se používá molybden nebo rhodium. Katoda je v podstatě jen žhavení. Žhavicí drát je z wolframu a teplota vlákna dosahuje až 2 700°C. Z rozžhavené katody vyletují urychlené elektrony směrem k anodě. Mezi katodou a anodou je připojeno vysoké napětí, které uděluje elektronům vysokou rychlost. Při dopadu elektronů na anodu se 99 % jejich energie mění v teplo, zbývající 1 % energie se mění na energii rentgenového záření, které vystupuje z anody (uvažujeme-li 100 kV u wolframové anody). Čím vyšší je napětí na rentgence, tím mají elektrony emitované katodou větší kinetickou energii a dochází k prudším nárazům elektronů na anodu. Výsledkem je pronikavější a tvrdší emitované rentgenové záření s kratší vlnovou délkou.⁽¹¹⁾⁽¹²⁾

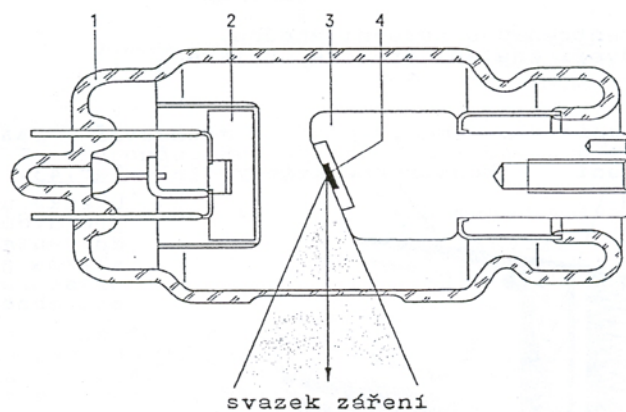
Protože se dopadem elektronů anoda zahřívá, je nutné ji chladit. Menší diagnostické rentgenky mají chlazení vzduchové, výkonnější olejové. Rentgenka s rotační anodou, která rotuje během expozice, se nedá uměle chladit. Chladí se rotací, při které se neustále mění místo dopadu elektronového svazku.⁽⁴⁾

Tepelné zatížení se rozloží po celém obvodě otáčejícího se wolframového kotouče. U nejmodernějších rotačních rentgenek platí, že u malých ohnisek musí expozice trvat déle než u ohnisek velkých, aby tepelná zatíženost nebyla překročena.⁽⁴⁾

Rentgenka je uložena v kovovém krytu, kde je ponořena v kvalitním transformátorovém oleji, který má dobré izolační vlastnosti. Kryt chrání rentgenku před mechanickým poškozením, slouží k připojení kabelů vysokého napětí, k upevnění primární clony, filtru a celého zářiče, dále chrání pracovníky před ionizujícím zářením.⁽⁴⁾



Obr. 10. Rentgenka s rotační anodou: 1 - katoda se dvojitým fokusovaným žhavením, 2 - anoda s grafitovým kotoučem a wolframovým mezikružím, 3 - rotor anody, 4 - kuličková ložiska rotoru⁽⁸⁾



Obr. 11. Rentgenka s pevnou anodou: 1 - skleněné pouzdro, 2 - katoda, 3 - měděný nosič anody, 4 - skloněný wolframový terč⁽⁸⁾

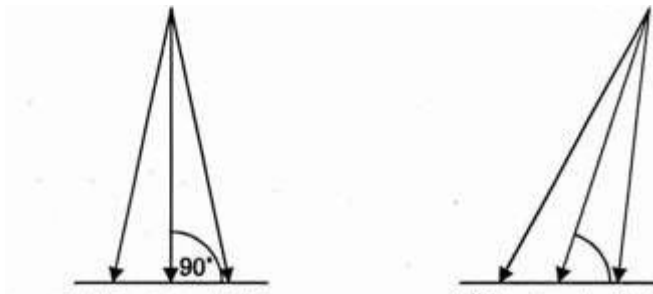
3.7 Zobrazovací proces

Centrální projekce začíná v ohnisku rentgenky.⁽¹¹⁾ Rentgenový paprsek je upraven na požadovaný svazek primárními clonami.⁽¹¹⁾ Součástí clony je výsuvné měřítko k nastavení ohniskové vzdálenosti. Clona je vždy seřizena s rentgenovým zářičem a její seřízení podléhá pravidelným kontrolám. Výsledný obraz je vytvářen po průchodu svazku paprsků pacientem, deskou stolu, mřížkou a měřicí komůrkou, která je snímán detektorem.

Rentgenový obraz je dvourozměrné zobrazení třírozměrného objektu. Je sumačním obrazem, protože zachycuje informace o všech tkáních, kterými procházelo záření.⁽⁵⁾ Aby obraz mohl vzniknout, je zapotřebí zdroje rentgenového záření, vyšetřovaného objektu a filmu. Vzájemné postavení uvedených faktorů ovlivňuje zobrazení objektu, neboť určuje jeho projekci. Máme tři základní druhy projekcí pro radiodiagnostické vyšetření:⁽²⁾

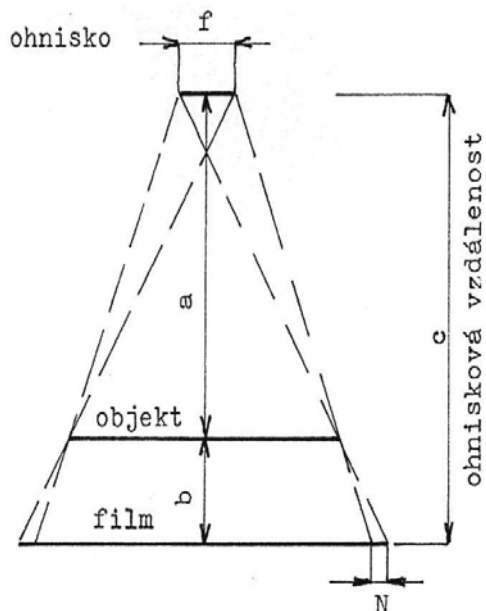
- **Centrální projekce** – k přesnému zaměření celého užitečného svazku. Osu svazku tvoří centrální paprsek. Z rentgenky vystupující paprsky tvoří jehlan. Centrální projekci dělíme dále na:
 - **Kolmá centrální projekce** – objekt se zobrazí optimálně jak velikostně, tak tvarově. Centrální paprsek dopadá kolmo na rovinu detektoru či hlavní rovinu objektu.
 - **Šikmá centrální projekce** – obraz je velikostně a tvarově zkreslený. Centrální paprsek dopadá šikmo na rovinu detektoru. Používá se pro rozlišení objektu, když je překryt sytými kosti.

Následkem rozbíhavosti primárního svazku při kolmé a šikmé projekci dochází ke zvětšení obrazu. Čím blíže je ohnisko k objektu nebo čím je větší vzdálenost objektu od detektoru, tím je obraz zvětšenější. Zvětšení by mělo být vždy co nejmenší. Z uvedeného vyplývá, že při snímání by měla být co největší vzdálenost ohniska od detektoru a co nejmenší vzdálenost objektu od detektoru.⁽²⁾



Obr. 12. Kolmá centrální projekce a šikmá centrální projekce⁽²⁾

Na obrázku č. 13 je znázorněno geometrické uspořádání, které určuje podmínky pro rozlišovací schopnost systému:



Obr. 13. Geometrické uspořádání, které určuje podmínky pro rozlišovací schopnost systému:
 f - rozměr optického ohniska, c - ohnisková vzdálenost, b - vzdálenost snímkaného objektu od detektoru⁽⁸⁾

Z obrázku je jasné zvětšení obrazu – je to funkce a a b .

N znamená neostrost, která je polostínem způsobeným rozměrem ohniska rentgenky a geometrickým uspořádáním daným parametry a a b .

$$N = f b/a \text{ (mm), kde } (c - b) = a$$

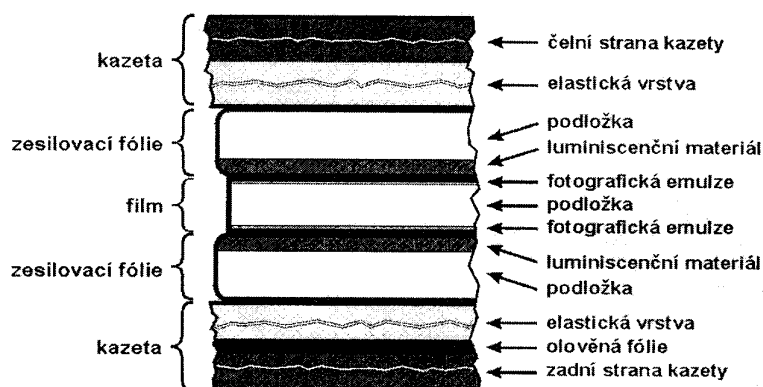
Ostrost obrazu je základní vlastností, která rozhoduje o diagnostickém obsahu obrazu.⁽⁸⁾

4. Analogová skiografie

Hlavním zobrazovacím médiem je film, u kterého je jako detektor použita zesilující fólie. Fotografický film obsahuje především bromid stříbrný nebo jodid stříbrný. Ve filmu dochází fotochemickou reakcí k uvolňování stříbra z vazby ve sloučenině a vzniká tak latentní obraz. Při vyvolávání a ustalování je latentní obraz zviditelněn pomocí hustoty zrníček koloidního stříbra. Zbylý bromid či jodid stříbra je odstraněn v ustalovači. Pro prohlížení snímků slouží negatoskop.

4.1 Systém film-fólie

Fólie a film jsou vloženy do upravené rentgenové kazety. Kazeta je světlotěsné pouzdro. Některá kazeta má na povrchu nosič symboliky pro vkládání stranových a popisných kovových značek, které identifikují snímek a jeho orientaci. Kazeta obsahuje jednu luminiscenční fólii před a druhou za fotografickou vrstvou filmu pro lepší využití záření. Obě fólie s filmem mají nejvyšší možnou tloušťku 1 mm a tloušťka kazety je většinou 14 mm. Na dně kazety je olověná fólie, pro zachycení zbytkové fotonové energie při snímkování. Přímým působením záření na film vzniká pouze 1 % informace a zbývajících 99 % vzniká ze světla zesilovacích fólií. Úkolem zesilovacích fólií je přeměnit rentgenové záření na světelné, které exponuje film. Ke konverzi dochází v luminiscenční vrstvě, skládající se z prvků vzácných zemin na bázi gadolinia, yttria či lanthanu. Dříve byla fotocitlivá emulze tvořena krystaly vápenatých solí wolframu. Tato fóliová vrstva převádí rentgenové záření na zelený, modrý nebo ultrafialový světelný obraz. Pro různé typy fólií musíme volit vhodný film s ohledem na barvu emitovaného světla. Filmy určené pro kombinaci s fólií jsou méně citlivé na rentgenové záření, než jsou filmy, u kterých chybí. Filmy pro fóliovou techniku se nesmí používat pro přímý záznam rentgenovým zářením. Pro velkou rozlišovací schopnost se používají vysoce citlivé filmy a fólie. Pro jemné detaily se naopak používají filmy bez nich.⁽⁵⁾⁽⁸⁾⁽¹¹⁾⁽¹⁹⁾



Obr. 14. Schematický průřez rentgenovou kazetou s filmem⁽⁵⁾

4.2 Vyvolávací proces

Proces vyvolávání se provádí ve vyvolávacích automatech pomocí vývojky a ustalovače. Vývojka je roztok různých látek v alkalickém prostředí. Její hlavní součástí je vyvolávací látka schopná uvolňovat elektrony a tím redukovat všechny stříbrné ionty, se kterými přijde do styku. Redukční působení vývojky po delší dobu by vedlo k totální přeměně všech stříbrných iontů na kovové stříbro a tedy k totálnímu zčernání filmu. Dobu působení vývojky je tedy třeba omezit na dobu nezbytně nutnou k vytvoření dokonalého obrazu. Místa s nulovým osvitom by měla být co nejsvětlejší a místa s maximálním osvitom co nejvíce zčernala. Po ukončení vyvolání získáme skutečný viditelný záznam latentního rentgenového obrazu. Obraz je nyní tvořen kovovým stříbrem v prostředí nezreagovaného halogenidu stříbrného. Protože nezredukovaný halogenid stříbra se může na světle dále redukovat, je nutno halogenid stříbrný chemicky odstranit. To je úkolem ustalovače. Ustalovač je roztok thiosíranu sodného nebo amonného. Jeho účinkem dojde k rozpuštění halogenidu stříbrného a k vyjasnění obrazu. Ustálený materiál je nutno zbavit zbytků thiosíranu, jinak by se stříbrný obraz působením vzdušného kyslíku a vlhkosti rozkládal na hnědý sulfid stříbrný. Po konečném praní následuje sušení.⁽⁸⁾

Při zpracování je třeba zajistit, aby nedošlo k velkému změknutí emulsní vrstvy a tím k jejímu poškození při průchodu vyvolávacím automatem. Tomu předejdeme přidáním utvrzujících látek do vývojky a ustalovače.⁽⁸⁾

Vyvolávání v automatech předcházela metoda, kdy laborant vzal film a vložil ho do rámečku, který postupně ponořoval do tanků s vývojkou, ustalovačem a vypírací lázní. Poté se snímky sušily.⁽⁸⁾ Důležitým faktorem pro získání kvalitního obrazu je filmy zpracovat co nejdříve po expozici.

4.3 Negatoskop

Poslední fází rentgenového zobrazování je prohlížení filmu pomocí negatoskopu. Tkáně, které absorbují více záření vytvářejí na snímku stín a naopak tkáně méně absorbující charakterizují projasnění. Protože snímek je negativ, jsou oblasti projasnění tmavší a zastínění se jeví jako světlejší.⁽⁵⁾ Správné vyhodnocení kvality zobrazení a dosažené diagnostické informace je závislé na kvalitním negatoskopu.

Negatoskop vydává homogenní, přiměřeně intenzivní světlo a musí zajistit rovnoměrné prosvětlení filmu. Musí mít dostatečný jas, alespoň 1800 cd/m^2 s možností regulace. Přitom homogenita jasu po celé ploše negatoskopu musí být lepší než 15 %.⁽⁸⁾ Měly by být vybaveny clonami pro přizpůsobení velikosti světelného pole k formátu filmu.⁽¹¹⁾ Osvětlení místnosti musí být tlumené max. 50 lux. Pro orientaci snímků na negatoskopu platí umístění tak, jako bychom se koukali na pacienta stojícího proti nám v základním anatomickém postavení. Končetiny orientujeme prsty nahoru.⁽⁵⁾

5. Nepřímá digitální skiografie CR

Nepřímá digitalizace je postup, při kterém je jako detektor používána speciální paměťová fólie. Dále je zapotřebí čtecího zařízení, které latentní obraz na fólii převede na elektrický signál, z kterého se seskládá výsledný obraz na monitoru počítače. Obraz je hodnocen na speciální diagnostické prohlížečí stanici (monitoru) s vysokým rozlišením. Na rozdíl od film-fóliové kombinace, která dosahuje 100 až 200 stupňů šedi, paměťová fólie má 1 024 stupňů i více.⁽⁸⁾

5.1 Paměťové fólie

Mylně nazývané jako fosforové fólie, které však neobsahují fosfor, ale mikrokrystaly na bázi CsI nebo BrF. Tato paměťová fólie je uložena v podobné kazetě jako je klasická kazeta film-fóliové kombinace, ale bez filmu a zesilovacích fólií. Digitální kazeta má paměťový čip pro vkládání údajů o pacientech. Manipulace s kazetou je stejná jako s konvenční, dá se použít ve veškerém rentgenovém nářadí, které je určeno pro pořízení snímků na rentgenový film. Digitální kazety mají stejné rozměry jako kazety filmové.⁽⁸⁾⁽¹⁴⁾

Záznamu obrazu se dosáhne po expozici rentgenovým zářením, kde dopadající zářivá energie způsobí excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině.⁽¹⁴⁾ Exponovaná kazeta se zasune do čtecího zařízení. Po přečtení musíme paměťovou fólii vymazat např. intenzivním osvětlením. Po ozáření je fólie opět připravena k další expozici. Paměťová fólie je opakovaně použitelná až 10 000krát.⁽¹⁴⁾

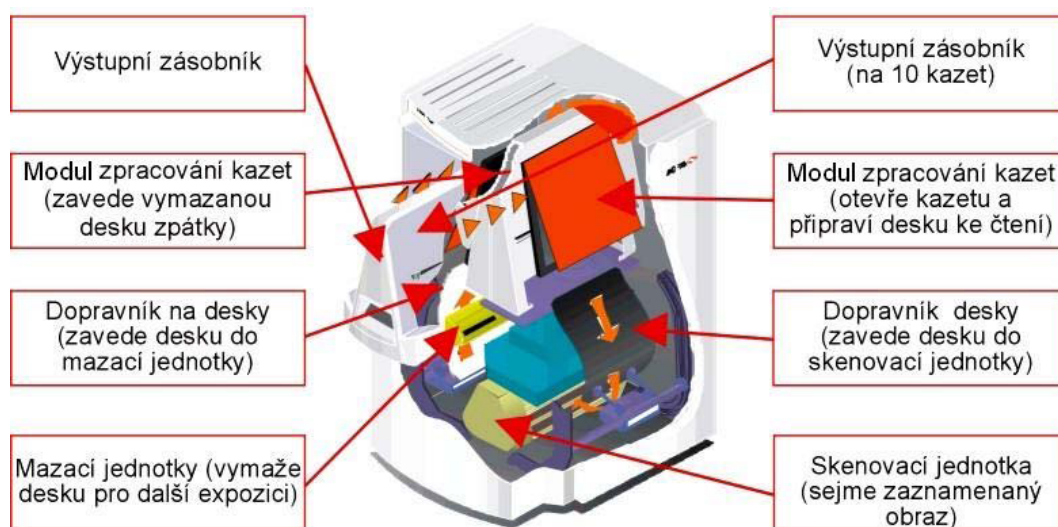


Obr. 15. Lékařská kazeta pro CR⁽¹⁴⁾

5.2 Čtecí zařízení (Skener)

Ve čtecím zařízení dochází k postupnému ozáření jednotlivých bodů fólie laserem. Excitované elektrony zachycené ve vyšší energetické hladině se převedou zpět do základního stavu a přitom se vyzáří energie ve formě modrého záření, úměrného intenzitě exponujícího rentgenového záření. Záření se sejme a digitalizuje.⁽¹⁴⁾ Jde o analogový záznamový systém, do jisté míry podobný počáteční fázi vzniku obrazu u klasických halogenostříbrných filmů.⁽¹⁴⁾

Laser bývá helium-neonový s červeným paprskem.⁽⁸⁾ Signály modré emise jsou vedeny pak přes fotonásobič a detekci do obrazového počítače.⁽⁸⁾ Rentgenový snímek je zobrazen na monitoru (viz kap. 6.2), kde je možné ho softwarově zpracovat – změnit jas, kontrast, měřit délky, úhly, plochy, prohlížet a archivovat.



Obr. 16. Princip čtečky pro paměťové fólie⁽¹⁴⁾

6. Přímá digitální skiografie DR

Přímá digitalizace rentgenového obrazu je založena na detekci obrazového záznamu polovodičovými systémy – Flat Panel Detectors. Snímací detektory převádějí vzniklý obraz expozicí rentgenovým zářením přímo na viditelný záznam. Flat panel je umístěn za Bucky clonou. Softwarové systémy umožní snímek zviditelnit, prohlížet a dále upravovat včetně zjednodušení archivace. Na rozdíl od klasického systému film – fólie a nepřímé digitalizace odpadá veškerá manipulace s kazetami, snímek je digitalizován během několika sekund po expozici. Zapotřebí je pouze PC, diagnostický monitor a software.⁽¹⁴⁾

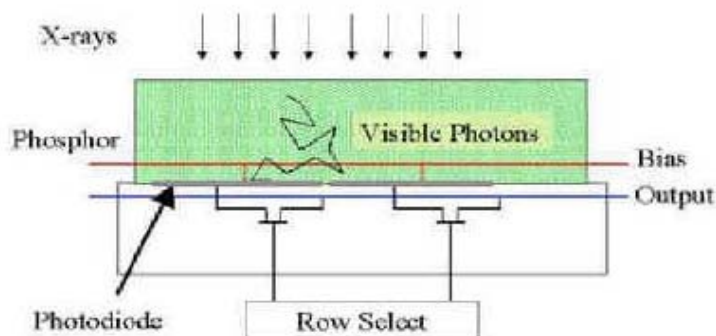
6.1 Polovodičové detektory

S narůstající kvalitou polovodičové technologie jsou jednotlivé prvky analogového systému nahrazovány obrazovými čipy citlivými na světlo či rentgenové záření. K detekci rentgenového záření se používá speciální čip, který je tvořen maticí světlocitlivých polovodičových elementů.⁽¹⁴⁾ Velikost, rozlišovací schopnost snímače, doba potřebná k přečtení informace a pořizovací cena právě závisí na počtu a velikosti těchto elementů. Na výstupu je elektrický signál vedený přímo na A/D převodník a k dalšímu zpracování do obrazového počítače.⁽⁸⁾ Nevýhodou polovodičových detektorů je však vysoká cena. Existují polovodičové detektory:

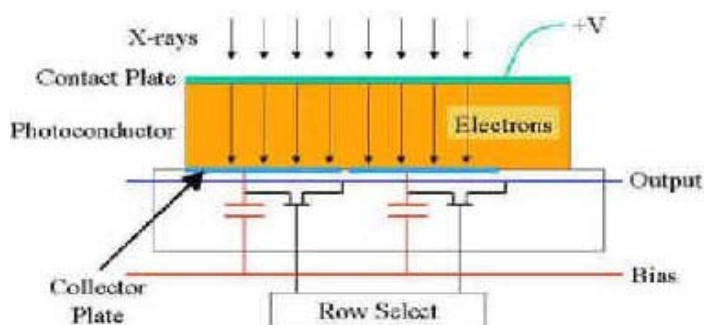
- s přímou konverzí rentgenového záření na el. signál
- s nepřímou konverzí rentgenového záření na el. signál

Podle svého vzhledu jsou také označovány jako ploché panelové detektory (Flat Panel Detectors). Systémy s nepřímou konverzí, založené na amorfním křemíku (a-Si) využívají převod rentgenového záření na viditelné pomocí scintilační vrstvy, viditelné světlo je pak detekováno pomocí matice fotodiod nebo fototranzistorů.⁽¹⁴⁾

Systémy s přímou konverzí rentgenového záření na elektrický signál jsou založeny na amorfním selenu (a-Se). Využívají vzniku náboje zářením bez pomocného scintilátoru ve fotovodivé selenové vrstvě, urychlení pomocí napětí, vloženého na pomocnou elektrodu a sejmutí náboje tranzistorovým polem.⁽¹⁴⁾



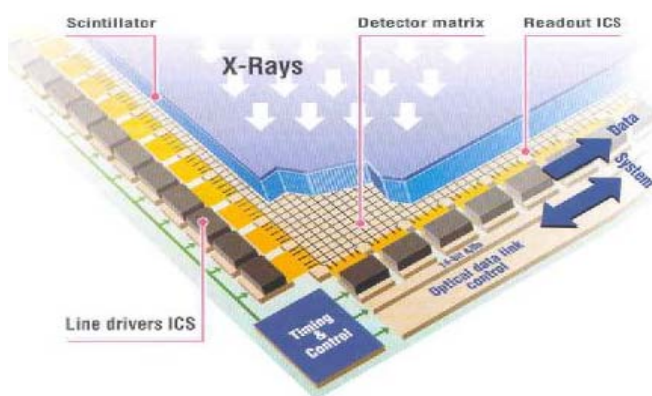
Obr. 17. Princip plochého detektoru s nepřímou konverzí na bázi amorfního křemíku⁽¹⁴⁾



Obr. 18. Princip plochého detektoru s přímou konverzí na bázi amorfního selenu⁽¹⁴⁾

V obou případech závisí na počtu a velikosti světlocitlivých elementů. Jelikož detektor obsahuje několik milionů těchto pixelů, používá se pro redukci počtu přívodů k fototranzistorům jejich uspořádání do matice, buzené po sloupcích s čtením pomocí přenosu náboje v řádcích. Kvůli postupnému čtení z obrazových bodů je u velkých detektorů doba přenosu poměrně nízká.⁽¹⁴⁾

Rozlišovací schopnost na nízkém kontrastu je výrazně vyšší než u zesilovací fólie. To umožňuje po digitálním zpracování obrazové informace využít efektu window v oblasti bílé i černé a tím výrazně přispět k diagnostické výtěžnosti v okrajových oblastech.⁽⁸⁾ U obou detektorů je různá přenosová charakteristika a citlivost na fotonovou energii. Detektor s amorfním selenem je lepší a perspektivní pro detekci obrazových signálů u rentgenových přístrojů.⁽⁸⁾



Obr. 19. Princip maticového čtení plochého detektoru s nepřímou konverzí⁽¹⁴⁾

6.2 Diagnostické LCD monitory

Pro plné využití všech možností počítačové nepřímé i přímé radiografie je třeba mít pro čtení snímků k dispozici monitor s odpovídajícími parametry rozlišení – počet pixelů, dynamického rozsahu – počet zobrazených stupňů šedi, jasů a kontrastu. Monitory jsou monochromatické. Mohou mít široký pozorovací úhel – až 170°, jas až 700 cd.m⁻² a kontrast až 1 000:1. Jsou vybaveny stabilizačním systémem, takže se jas mění jak s časem, tak i s teplotou jen velmi málo. Technologie grafických karet s dvojitým výstupem umožňuje monitory uspořádat do dvojic, systém párování zároveň třídí dvojice monitorů podle více než stovky kritérií, aby systém dvou monitorů byl zbaven rušivých odlišností mezi nimi. Jsou DICOM kompatibilní.⁽¹⁸⁾

6.3 Standard DICOM

Standard DICOM byl vyvinut pro distribuci a zobrazování lékařských snímků. Soubor DICOM obsahuje hlavičku, která obsahuje informace o pacientovi, druhu snímku, velikosti obrazu, obrazová data, která mohou obsahovat informace v 3D. Data DICOM mohou být zkomprimována pro zmenšení velikosti souborů s využitím ztrátové nebo bezztrátové komprese. Společné uložení obrazových a identifikačních údajů prakticky odstraňuje možnost jejich vzájemné záměny nebo ztráty.⁽¹⁴⁾

Výrobci softwarových systémů pro použití ve zdravotnictví je celá řada. Systémy splňují tyto požadavky:

- Zpracování obrazové informace ze všech diagnostických systémů, kde výstupem je digitální obrazový signál.
- Pružné uspořádání s podporou množství digitálních detektorů a CR skenerů.
- Integrace do existujících systémů snímání, podpora rentgenových generátorů od různých výrobců. Synchronizuje časování mezi rentgenovým generátorem a digitálním detektorem rentgenového obrazu pro přesné získávání dat.
- Řízení rentgenových generátorů a ovládání parametrů rentgenového generátoru rovnou z konzoly.
- Optimalizovaný pracovní tok.
- Jednoduché uživatelské rozhraní.
- Automaticky řízené zobrazování a zpracování obrazu umožňuje operátorovi soustředit se na pacienta než na požadované manipulace s obrazem.
- Jednoduchý archiv médií, možnost přenosu dat i do jiného síťového prostředí.

6.4 PACS

PACS je systém slučující medicínsky významná textová data o pacientovi s odpovídajícími obrazovými daty z různých zdrojů (RTG, CT, MRI ..). Systém musí umožnit zpracování, ukládání a efektivní vyhledávání velkého množství dat.⁽¹⁴⁾ Postup zpracování obrazu:

- akvizice (pořízení snímku a digitalizace)
- zpracování
- archivace
- přenos
- výstup

Archiv musí splňovat nároky na dostatečnou kapacitu s ohledem na množství vyprodukovaných dat jednotlivými modalitami. Často je tato kapacita nedostatečně odhadnuta, protože digitalizace umožní bez problémů produkci většího množství obrázků.⁽¹²⁾

Přední vrstva PACSu je to co uživatel vidí – prohlížeč na pracovní diagnostické nebo klinické stanici. Základem této vrstvy je software v kombinaci s počítačem a monitory odpovídající úrovni diagnostiky, který musí tvořit spolehlivě fungující komplex zajišťující všechny potřebné funkce.⁽¹²⁾

Mezi produkty PACS patří MARIE. Tento systém umožňuje lékařům mít k dispozici obrazovou informaci o stavu pacienta bezprostředně po ukončení jeho snímkování. Navíc je možné tyto informace sdílet i do více pracovišť současně. Po určité době jsou takto uložená data přesunuta do dlouhodobého archivu.⁽¹²⁾

Postup nakládání s obrazem u CR:

Zapíšeme identifikační údaje pacienta do počítače provedeme snímek na kazetu s paměťovou fólií → kazetu vložíme do skeneru → podle velikosti formátu se asi za 10 až 20 sekund objeví obraz na monitoru počítače, můžeme s ním dále pracovat → hotový snímek odešleme do serveru MARIE, odkud si jej může vyzvednout

kterákoliv stanice napojena na PACS, snímky jsou zálohovány ještě na vzdáleném serveru → snímek můžeme vytisknout na papír nebo vypálit na CD.⁽⁹⁾

Postup nakládání s obrazem u DR:

Při přímé radiografii je záření zachyceno maticí detektorů, které jej přímo převádějí na elektrický signál. Ten je v digitální podobě registrován počítačem. Postup je poté stejný.⁽⁵⁾

7. Výhody a nevýhody analogové a digitální skiografie

7.1 Rentgenové snímky na filmech

Výhody⁽¹⁶⁾

- dobrá prostorová rozlišovací schopnost a věrnost zobrazení objektu
- dobře exponované snímky se dobře vizuálně hodnotí
- tradičně nejrozšířenější forma
- takřka stoleté zkušenosti - i lékaři ostatních odborností umí odečíst rentgenový snímek

Nevýhody:⁽¹⁶⁾

- vysoké provozní náklady spojeny s nákupem rtg kazet, fólií, filmů, chemikálií a jejich likvidace
- nutnost temné komory spojené s údržbou a provozem vyvolávacího systému
- náročnost na archivaci
- nemožnost postprocessingu obrazu
- nemožnost primárního přenosu obrazu po sítích
- nemožnost vzdálené spolupráce více lékařů využitím internetu
- nepraktičnost a neoperativnost pro další mezioborovou spolupráci
- existence pouze jediného originálu rentgenového filmu

7.2 Digitální rentgenové obrazy

Výhody:⁽¹⁶⁾

- dlouhodobá archivovatelnost
- snížení provozních nákladů při vybudovaném PACS archivu
- možnost ukládání informací na místních i vzdálených digitálních úložištích
- okamžitý přístup k uloženým datům
- možnost dálkové spolupráce nemocnic – telemedicína
- možnost přenášení obrazů po síti v rámci nemocnice
- digitální zpracování obrazu
- operativní tvorba edukačních a výukových materiálů
- minimální prostorové nároky na elektronický archiv

Nevýhody:⁽¹⁶⁾

- nevhodné úpravy snímku mohou být zavádějící
- závislost na složitém hw a sw vybavení
- vysoké pořizovací náklady
- relativně složitá obsluha a údržba systému
- nutnost přítomnosti správce PACS v nemocnici
- nutnost zabezpečení dat

7.3 Přínosy v oblasti ekonomiky a bezpečnosti

- zkrácení diagnostického procesu, zkrácení délky hospitalizace
- významná úspora provozních nákladů na filmy a chemikálie
- možná úspora na nákladné diagnostické technologie a nedostupné odborníky
- nemožnost ztráty obrazové dokumentace
- významně vyšší stupeň ochrany obrazové dokumentace
- nová kvalita v pre a post graduální výuce lékařů
- globální úspory ve zdravotním pojištění⁽¹⁶⁾

8. Radiační ochrana

Cílem optimalizace radiační ochrany při radiodiagnostických vyšetření je správné použití zobrazovací metody tak, aby dávky ve tkáních byly co nejnižší, aniž by se tím omezilo získání nezbytných radiodiagnostických informací.⁽⁶⁾

8.1 Ochrana personálu

Vedle organizačních opatření a administrativních pravidel uvedených v legislativních předpisech, jedním z hlavních nástrojů k zabezpečení ochrany v praxi je využití stavebně technických prostředků, osobních ochranných pomůcek a ochranu vzdáleností.

Při snímkování pobývají pracovníci mimo rentgenovou vyšetřovnu. Jsou ve vedlejší místnosti odděleni od zdroje ionizujícího záření dveřmi s olovenou vložkou a okénkem z olovnatého skla.⁽⁶⁾

Kromě pacienta a radiologického asistenta nesmí být v místnosti, kde se provádí snímkování, nikdo jiný přítomen. Případná fixace pacienta, malého dítěte, musí být zajištěna fixační pomůckou nebo osobou, která pacienta doprovází. Doprovázející osoba musí dostat ochrannou zástěru z olovené gumy a měla by být poučena o následujícím postupu.⁽⁶⁾

K ochraně radiologického asistenta přispívá i to, že film při snímku je držen pacientem nebo k uchycení filmů slouží držáky.

8.2 Ochrana pacientů

Radiologický laborant provádí pravidelnou kontrolu kvality zobrazení a volí optimální podmínky expozice, aby dávka byla co nejnižší bez ztráty nezbytné diagnostické informace.

Jedním z nejvýznamnějších technických prostředků k omezení radiační zátěže je vymezení svazku záření na co nejmenší pole, které je ještě v souladu s oblastí zájmu. Okraje clon by měly být na snímcích viditelné. Přesné umístění pole je velmi důležité.

Dalším faktorem ovlivňující dávku záření je kvalita záření daná celkovou filtrací a anodovým napětím. Aby expozice pacienta byla co nejnižší, musí být anodové napětí co nejvyšší, ale v souladu s odpovídajícím kontrastem zobrazení. Kontrast s rostoucím napětím klesá.⁽⁶⁾

Výrazného snížení dávky lze dosáhnout použitím citlivějších zesilujících fólií. Zesilující fólie ze vzácných zemin umožňují až několikanásobné snížení dávky proti klasickým fóliím. Používáním fólií s vysokým zesilujícím účinkem lze snížit dávky, např. při nezbytných gynekologických a pediatrických vyšetřeních, a minimalizovat pohybovou neostrost, aby nedocházelo ke zbytečnému opakování snímků.⁽⁶⁾

Velký vliv na dávku i kvalitu zobrazení má zpracování filmů. Pokud se neprovádí denní kontrola zpracování filmů, vzrůstá počet opakovaných vyšetření v důsledku zhoršené kvality snímků. Přijatelná kvalita zobrazení není ještě zárukou optimálního zpracování. Např. snížení teploty vývojky o 3°C proti optimální teplotě vyžaduje přibližně dvojnásobnou expozici, a tím i dávku pacientovi.⁽⁶⁾

Z důvodů radiační ochrany se musí stínit radiosenzitivní orgány nebo tkáně, kdykoliv je to možné. Stínění testes či ovárií se u pacientů v reprodukčním věku musí použít vždy, jsou-li gonády v blízkosti primárního svazku nebo ve svazku, pokud stínění nebrání získání potřebné diagnostické informace.⁽⁶⁾

8.3 Optimalizace radiační ochrany

V doporučeních ICRP 103 se zdůrazňuje, že optimalizace se dosahuje použitím diagnostických referenčních úrovní (DRL), které jsou prostředkem k usměrňování radiační zátěže pacienta.⁽¹⁰⁾

DRL jsou definovány jako úrovně dávek, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg neočekává. Dávka pacienta je stanovena v přímo měřitelných veličinách, pro skiografii se jedná o vstupní povrchovou kermu (se

započtením zpětného rozptylu) nebo KAP pro přístroje vybavené KAP metrem. DRL pro konkrétní vyšetření je stanovena jako aritmetický průměr z dávek 10 standardních pacientů pro dané vyšetření.⁽¹⁰⁾

DRL nejsou použitelné u jednotlivého pacienta; tyto úrovně jsou vodítkem pro stanovení průměrných hodnot veličin, jež se vztahují k souboru pacientů. DRL pro radiodiagnostiku byly v ČR zavedeny vyhláškou č. 184 (1998) Sb. a novelizovány vyhláškou č. 307 (2002) Sb. a č. 499 (2005) Sb.⁽¹⁰⁾

Vyšetření	Projekce	Vstupní povrchová kerma [mGy]
Bederní páteř	Předozaďní	10
	Boční	30
Břicho	Předozaďní	10
Pánev	Předozaďní	10
Kyčelní kloub	Předozaďní	10
Hrudník	Zadopřední	0,4
	Boční	1,5
Hrudní páteř	Předozaďní	7
	Boční	20
Lebka	Zadopřední	5
	Boční	3

Tab. 1 - Diagnostické referenční úrovně pro skiografická vyšetření stanovena ve vyhlášce č.307/2002Sb. ve znění pozdějších předpisů. Vstupní povrchová kerma ve vzduchu se započtením zpětného rozptylu v těle pacienta. Vztaženo na kombinaci film – zesilující fólie se zesílením 200. Pro kombinace s vyšším zesílením (400, popř. 600) by hodnoty měly být redukovány 2x, popř. 3x.⁽⁶⁾

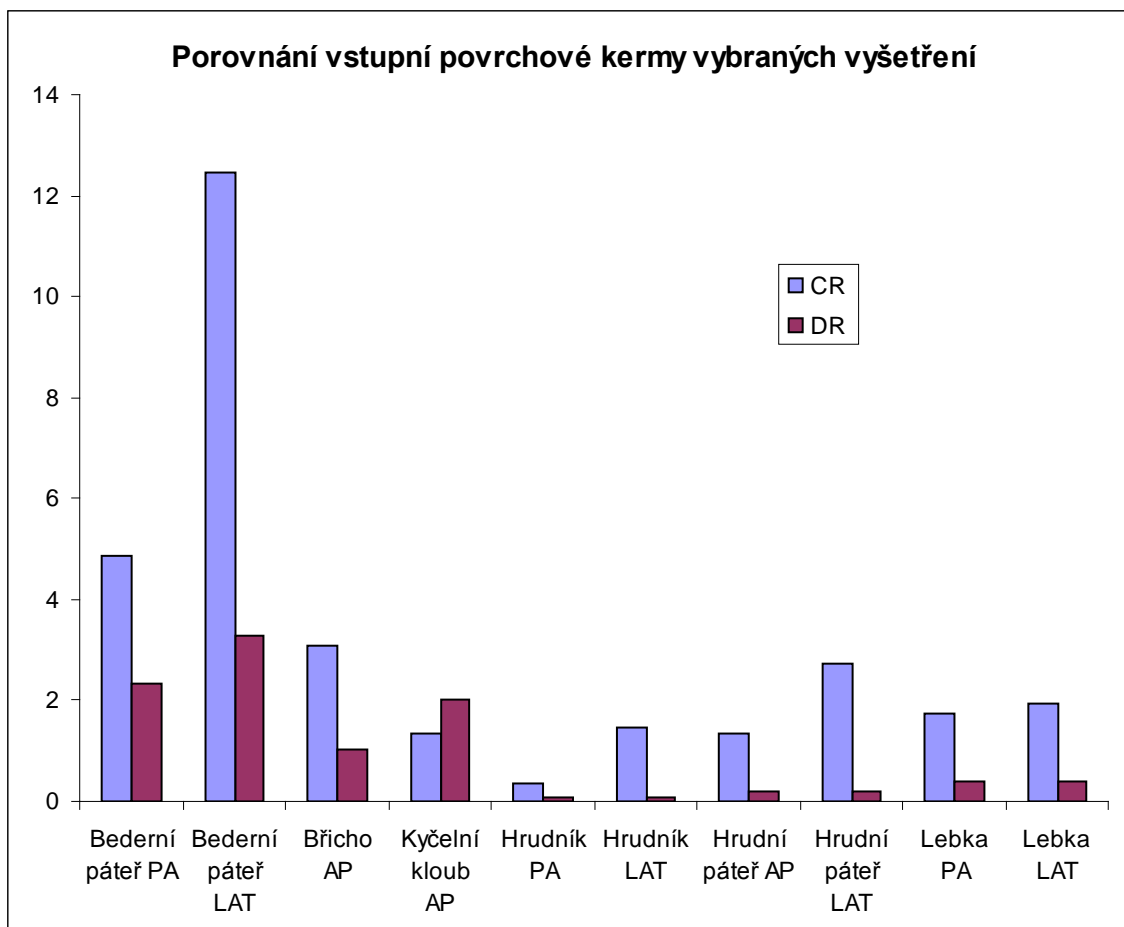
8.4 Srovnání obdržných dávek u analogové a digitální skiografie u vybraných vyšetření

Vyšetření	Projekce	CR systém - ESD	DR systém - ESD
Bederní páteř	Předozaďní	4,87	2,34
	Boční	12,45	3,28
Břicho	Předozaďní	3,1	1,03
Kyčelní kloub	Předozaďní	1,36	2,0
Hrudník	Zadopřední	0,36	0,08
	Boční	1,46	
Hrudní páteř	Předozaďní	1,36	0,21
	Boční	2,71	0,21
Lebka	Zadopřední	1,74	0,4
	Boční	1,94	

Tab. 2 - Srovnání vyšetření provedených na zařízení s CR systémem a DR systémem (převzato od Ing. M. Žákové, Nemocnice Na Homolce)

ESD = vstupní povrchová dávka (kerma) v [mGy]

Z tabulek vyplývá, že porovnáním vstupních povrchových kerem je zátěž u systému s přímou digitalizací nižší.



Graf. 1. Srovnání vyšetření provedených na zařízení s CR systémem a DR systémem (převzato od Ing. M. Žákové, Nemocnice Na Homolce)

9. Závěr

Cílem této práce bylo získat komplexní přehled v oblasti vývoje skiografie. Zmínit základní vlastnosti ionizujícího záření a základní principy radiační ochrany. Uvést výhody a nevýhody analogové a digitální skiografie včetně srovnání obdržených dávek u vybraných vyšetření.

Rozvoj techniky jde poměrně rychle dopředu, lze předpokládat, že digitální technika se bude stále zdokonalovat, bude cenově přístupnější. Digitalizace je z ekonomického hlediska výhodnější a snadno použitelná. Důležitým argumentem pro pořízení je také nižší radiační zátěž pro pacienta. Budoucnost patří digitalizaci.

10. Seznam použité literatury

- (1) BUSHBERG, Jerrold T., et al. *The essential physics of medical imaging*. 2nd edition. [s.l.] : [s.n.], 2002. 933 s. ISBN 0-683-30118-7.
- (2) CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika : 1.část*. 1. vyd. Brno : [s.n.], 1995. 293 s. ISBN 80-7013-114-4.
- (3) MUSÍLEK, Ladislav. *Základy dozimetrie 2*. 1. vyd. [s.l.] : [s.n.], 1986. 205 s.
- (4) NAVRÁTIL, Leoš, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, a.s., 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- (5) NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc : [s.n.], 2005. 208 s. ISBN 80-244-1011-7.
- (6) SINGER, Jan, HEŘMANSKÁ, Jindřiška. *Principy radiační ochrany*. 1. vyd. České Budějovice : [s.n.], 2004. 111 s. ISBN 80-7040-708-5.
- (7) SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. 2. dopl. vyd. Praha : Avicenum, 1976. 608 s.
- (8) ŠMORANC, Pavel, et al. *Rentgenové přístroje pro medicínu*. Hradec Králové : [s.n.], 2002. 242 s.
- (9) TERRIER, Francois, TERRIER, Georges. Velké etapy zobrazování v medicíně. *Praktická radiologie*. 2005, roč. 10, č. 4, s. 8-16.
- (10) Národní radiologické standardy, Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky, návrh k 31.1.2007
- (11) *Příručka základních skiografických projekcí*. [s.l.] : Raiv, [2000?]. 84 s.

Internetové zdroje:

- (12) *Www.aura-group.cz* [online]. 2002-2006 [cit. 2008-12-03]. Dostupný z WWW: <<http://www.aura-group.cz/pacs.htm>>.
- (13) *Www.cez.cz* [online]. 2004 [cit. 2008-12-03]. Dostupný z WWW: <<http://www.cez.cz/edee/content/microsites/rtg/k11.htm>>.

- (14) *Www.foma.cz* [online]. 2004 [cit. 2008-12-04]. Dostupný z WWW:
<[http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace rentgenového obrazu 4.pdf](http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace_rentgenoveho_obrazu_4.pdf)>.
<http://www.foma.cz/foma/produkt/RadioDetail.asp?ProduktID=383&seznam=pristr_rtg>.
- (15) *Www.mykos.cz* [online]. 2009 [cit. 2009-02-22]. Dostupný z WWW:
<<http://www.mykos.cz/bezpecnost.html>>.
- (16) *Www.telemedicinabrno.cz* [online]. 2004-2006 [cit. 2008-12-08]. Dostupný z WWW:
<http://www.telemedicinabrno.cz/telemed/section_show.jsp?s=907&selIdDoc=31>.
<http://www.telemedicinabrno.cz/telemed/section_show.jsp?s=907&selIdDoc=30>.
<http://www.telemedicinabrno.cz/telemed/section_show.jsp?s=904&selIdDoc=21>.
- (17) *Www.upol.cz* [online]. 2009 [cit. 2009-02-22]. Dostupný z WWW:
<<http://www.upol.cz/typo3temp/pics/69fa3c8c60.jpg>>.
<<http://www.upol.cz/typo3temp/pics/41c5971f94.jpg>>.
- (18) *Www.vmk-rtg.cz* [online]. 2001-2008 [cit. 2008-12-07]. Dostupný z WWW:
<<http://www.vmk-rtg.cz/digi-rtg.htm>>.
<<http://www.vmk-rtg.cz/eizo.htm>>.
- (19)** *Www.cs.wikipedia.org* [online]. 2002-2009 [cit. 2008-12-03]. Dostupný z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/wiki/Skiografie>>.

11. Klíčová slova

rentgenové záření

skiografie

rentgenový film

nepřímá digitalizace

paměťová fólie

přímá digitalizace

detektory

12. Seznam příloh

Obr. 1. Energetické spektrum brzdného záření vystupujícího z rentgenky při napětí 90kV ⁽¹⁾	14
Obr. 2. Energetické spektrum brzdného a superponovaného charakteristického záření vystupujícího z rentgenky wolframovým terčíkem při napětí 90 kV ⁽¹⁾	15
Obr. 3. Spektrum elektromagnetického záření ⁽¹⁵⁾	15
Obr. 4. Fotoefekt ⁽¹⁷⁾	16
Obr. 5. Comptonův rozptyl ⁽¹⁷⁾	17
Obr. 6. Grafické znázornění závislosti účinného průřezu interakce v závislosti na energii primárního fotonu a Z absorbující látky ⁽³⁾	18
Obr. 7. Grafické znázornění závislosti lineárního součinitele zeslabení absorbující látky v závislosti na energii primárního fotonu a Z absorbující látky ⁽¹⁾	19
Obr. 8. Schématický náčrt skiografického zařízení se sekundární clonou ⁽¹⁾	21
Obr. 9. Schéma funkce expozičního automatu ⁽¹⁾	22
Obr. 10. Rentgenka s rotační anodou ⁽⁸⁾	24
Obr. 11. Rentgenka s pevnou anodou ⁽⁸⁾	24
Obr. 12. Kolmá centrální projekce a šikmá centrální projekce ⁽²⁾	26
Obr. 13. Geometrické uspořádání, které určuje podmínky pro rozlišovací schopnost systému ⁽⁸⁾ :	26
Obr. 14. Schematický průřez rentgenovou kazetou s filmem ⁽⁵⁾	28
Obr. 16. Princip čtečky pro paměťové fólie ⁽¹⁴⁾	31
Obr. 17. Princip plochého detektoru s nepřímou konverzí na bázi amorfního křemíku ⁽¹⁴⁾	33
Obr. 18. Princip plochého detektoru s přímou konverzí na bázi amorfního selenu ⁽¹⁴⁾ ...	33
Obr. 19. Princip maticového čtení plochého detektoru s přímou konverzí ⁽¹⁴⁾	34
Tab. 1 - Diagnostické referenční úrovně pro skiografická vyšetření stanovená ve vyhlášce č.307/2002Sb. ⁽⁶⁾	42
Tab. 2 - Srovnání vyšetření provedených na zařízení s CR systémem a DR systémem	43
Graf. 1. Srovnání vyšetření provedených na zařízení s CR systémem a DR systémem.	44