



OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

Analogová a digitální skiagrafie

Část II.

Digitální skiagrafický zobrazovací systém

Zbyněk Novák 2015



OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz

Cíl přednášky

Vysvětlení principu digitálního zobrazovacího systému:

- definice základních podmínek pro digitální zobrazování
- přehled přístrojů potřebných pro digitální zobrazování
- porozumění principu CR technologie
- porozumění principu DR technologie
- rozpoznání základních nedostatků a vad digitálního zobrazovacího systému



Co je to digitální skiagrafický zobrazovací systém?

Dnešní dobu někdy nazýváme, dobou digitální. Žijeme v digitálním světě a slovo digitální nás obklopuje téměř na každém kroku v každé situaci – digitální TV, digitální telefon, digitální rádio, digitální komunikace atd. Stejný trend se nevyhnul ani světu medicínskému a stejně překotný vývoj jsme mohli zaznamenat v posledních cca 15-ti letech také s rentgenovou zobrazovací technologií - pozvolný aplikovaný nástup nepřímé CR digitalizace na počátku našeho tisíciletí a nesmělý nástup extrémně drahé DR techniky na konci první dekády 21. století. Postupné zlevňování výbory a umoření investic do vývoje nastartoval poměrně významný nárůst počtu přímých i nepřímých DR technologií.

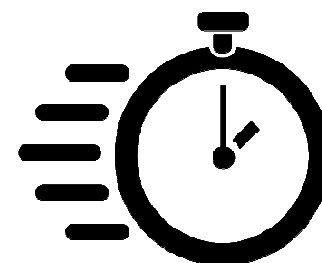
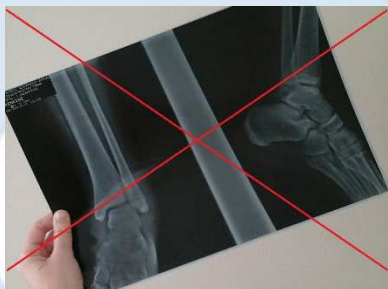
Rentgenová část zůstala v principu totožná s poslední moderní analogovou technologií. Jediná a zásadní změna nastala ve výměně typu receptoru a s tím spojených možností zpracování obrazu (post processing), způsobem čtení a diagnostiky (monitor), způsobem distribuce (network) a archivace (PACS).

Výhody:

- zvýšení komfortu práce pro obsluhu (vyvolávací proces, film, opakování expozice, žádný spotřební materiál)
- široký expoziční a dynamický rozsah digitálního receptoru obrazu, lineární závislost, rychlá akvizice a distribuce studií
- snížení čekací doby pro pacienta na vyšetření, vyšší produktivita oddělení (méně vyšetřoven, efektivita práce)
- komfortní pracovní prostředí pro lékaře diagnostiky s nečekanými možnostmi způsobu práce
- zlepšení životního prostředí (žádné chemikálie a filmy)

Nevýhody:

- vysoké vstupní pořizovací náklady

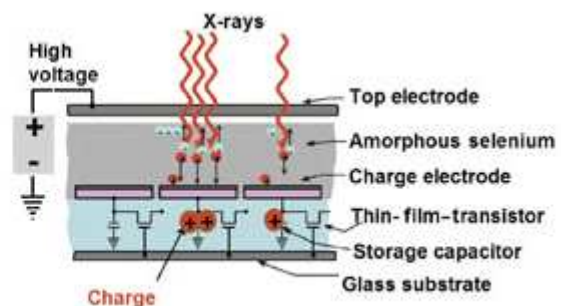
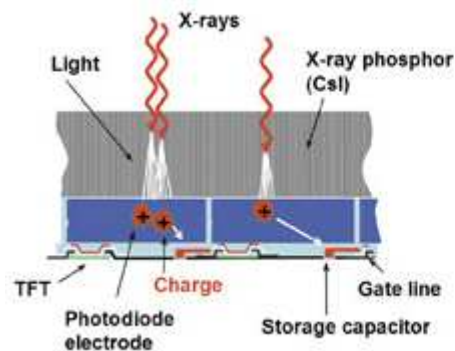
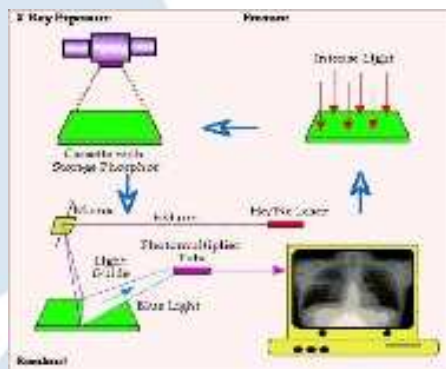


Z historie

Tak jako pro počátky rentgenu považujeme rok 1895, tak pro zrod digitálního zobrazování můžeme možná překvapivě považovat období okolo roku 1970 - 1980. Běžné počítače té doby (mimo oblast vojenskou) sice ještě nebyly tak výkonné, aby dokázali zpracovat takové objemy obrazových dat se kterými pracujeme nyní, ale technologie pro digitální zobrazování se začaly právě vyvíjet, aby prozatím zůstali v šuplících výzkumných pracovištích a čekali tak na svou dobu a uplatnění.

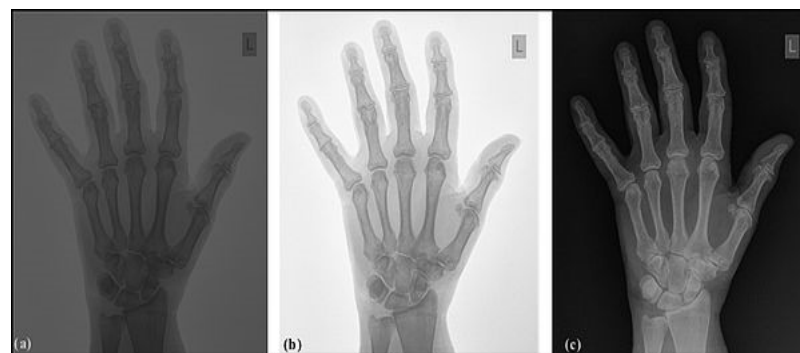
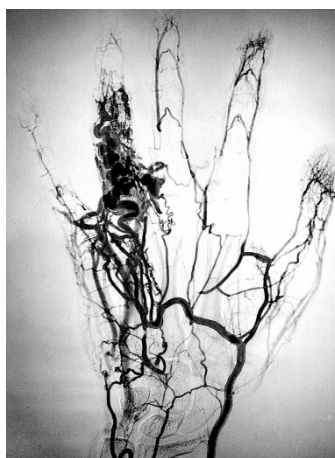
S vývojem a nástupem CCD snímacích prvků a technologické miniaturizace se vývoj první generace detektorů soustředil právě na nepřímý převod záření -> světlo -> CCD snímač (elektrický signál). Tato technologie se ale ukázala jako nepříliš uspokojivá a ve své podstatě nenabídla vyšší kvalitu a komfort oproti tehdy už používanému systému zesilovače obrazu a CCD snímací kamery.

Druhá generace se proto soustředila na vývoj přímé konverze záření na elektrický signál, čímž se eliminovaly nedostatky předchozí koncepce. Cena těchto detektorů byla ovšem extrémně vysoká a to bránilo širšímu rozšíření. Další vývoj pokračoval také na způsobu vylepšení nepřímé konverze pomocí scintilační vrstvy. Proto se vývoj soustředil také na vylepšení technologie s nepřímou konverzí, s jinou technologií snímačů. Tento typ DR detektorů dnes jednoznačně dominuje a díky širokému nasazení se stává i cenově dostupnou technologií.



- 1970 – nástup mamografie a CCD
- 1975 – objev fosforově paměťového efektu (Kodak)
- 1978 – vývoj digitální radiografie pro skiaskopické systémy (TV obraz byl konvertován, zpracován a uložen)
- 1983 – první komerční CR systém (Fuji)
- 1985 – první propojení PC za účelem sdílení snímků
- 1986 – počátek používání CCD senzorů
- 1987 – první zubní RVG (Dr. Francis Mouyen)
- 1988 – představení digitální radiografie (DFR)
- 1989 – použití CCD technologie u C-ramen; klinické testy spirálního CT
- 1990 – první seléniový digitální flat panel
- 1991 – vydání DICOM 3.0 standardu pro výměnu obrázků v medicíně

- 1992 – představení radiologické sítě (PACS)
- 1993 – komerční počátky CR technologií
- 1995 – klinické testy flat detektorů pro kardiologii (20x20)
- 1996 – klinické testy velkých flat panelů 43x43 (angio a kardo systémy)
- 1999 – první instalace DR systému s použitím flat panelu
- 2002 – první flat panel pro dynamické zobrazování (30/s) v angio a kardo grafii a nástup přechodu od analogového zobrazování k digitálnímu



Rozdělení digitální skiagrafie

Rozdělení podle způsobu zobrazování:

Skiagrafie: je diagnostická metoda pro zobrazení tvrdých i měkkých lidských tkání, která využívá rentgenové záření. Funguje na principu rozdílné hodnoty pohlcení procházejícího svazku rtg záření v různých tkáních. Výsledný obraz je zachycován na receptor obrazu (CR, DR), je zaznamenan, zpracován a uložen pro stanovení diagnózy. Z výsledného obrazu můžeme odhadnout vnitřní stavbu či poranění vyšetřovaného orgánu nebo struktury. Má široké uplatnění a jde o nejčastější způsob rtg vyšetření.



Skioskopie: je diagnostická a intervenční radiologická metoda, která používá dynamického zobrazení rtg obrazu. Vyšetřované orgány a jejich dynamické stavy se pouze prohlíží na obrazovce monitoru v reálném čase při prováděném vyšetření nebo operaci. Pro snížení radiační zátěže se používá pulzní režim, kdy se obraz vytváří několikrát za sekundu. Obvykle se používá v kombinaci se skiagrafií.

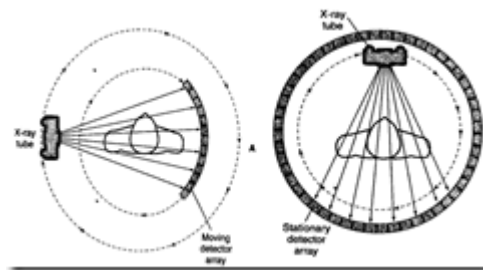


Angiografie a DSA: je skiagrafické vyšetření cév po jejich náplni kontrastní látkou. DSA – digitální subtrakční angiografie je vyšší úrovní angiografie, kdy se softwarově odečítá maska nativního obrazu a zobrazují se pouze cévní struktury naplněné kontrastní látkou.

Digitální mamografie: je základní radiologická screeningová a diagnostická metoda vyšetření prsu. Provádí se pomocí speciálního rtg přístroje, který pracuje ve spektru měkkého záření s použitím nízkých kV (24 – 32) speciální rentgenkou, filtry a detektorem. Všechny součásti přístroje se liší od standardních rtg přístrojů.



Počítačová tomografie CT: Princip: je radiologická vyšetřovací metoda, která pomocí rentgenového záření umožňuje zobrazení vnitřností zkoumaného objektu. Tomografie znamená zobrazování strukturní stavby objektu v řezech. Současná generace spirálních CT přístrojů využívá rotačně stacionární systém, kdy jsou detektory umístěny po celém obvodu gantry a kolem pacienta rotuje pouze rentgenka. Velká rychlost získávání obrazových dat a nižší zátěž pro pacienta. Zavedení kontinuální rotace umožnilo plynulý posun stolu s pacientem, došlo k urychlení získání snímků, je mírně nepřesné, protože data se sbírají šikmo.

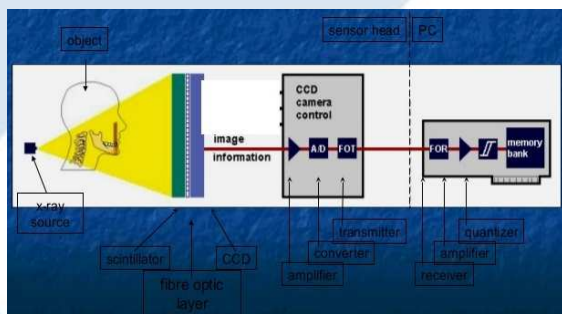


Radioviziografie (RVG): je moderní metoda počítačového zpracování intraorálních a v některých případech i extraorálních rtg snímků.

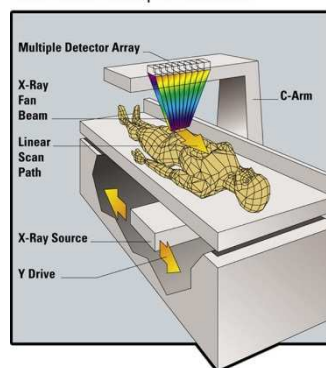
Snímač rtg obrazu bývá buď CCD sensor, nebo CR folie.

Kostní denzitometrie: je metoda pro zjišťování hustoty (denzity) kostní tkáně. Toto vyšetření se provádí např. pro zjištění osteoporózy, nebo při samotném hodnocení léčby osteoporózy, kdy se sleduje změna hustoty kostí v určitých časových odstupech. Velmi nízká dávka (1-15 μSv).

Filmová digitalizace: je způsob, jak zdigitalizovat již vyvolaný klasický film. Provádí se na speciálních skenerech rentgenových filmů, které jsou schopny skenovat film s denzitou až 4,5 D. (pro časové srovnávání snímků mamografie a plic)

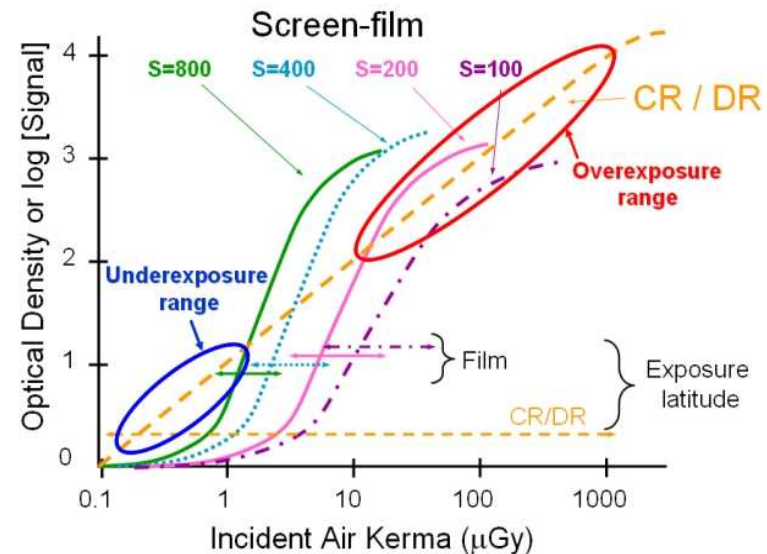
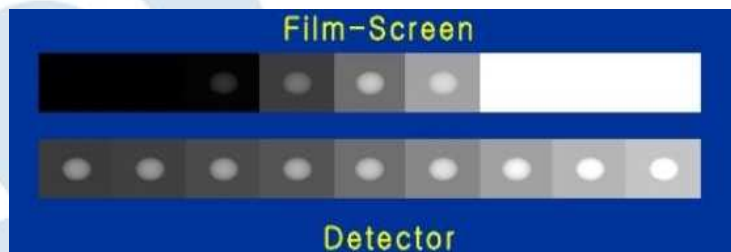
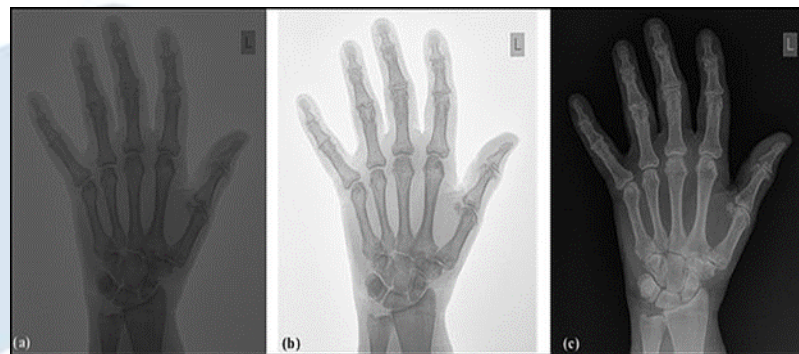


FAN BEAM Multiple Detectors

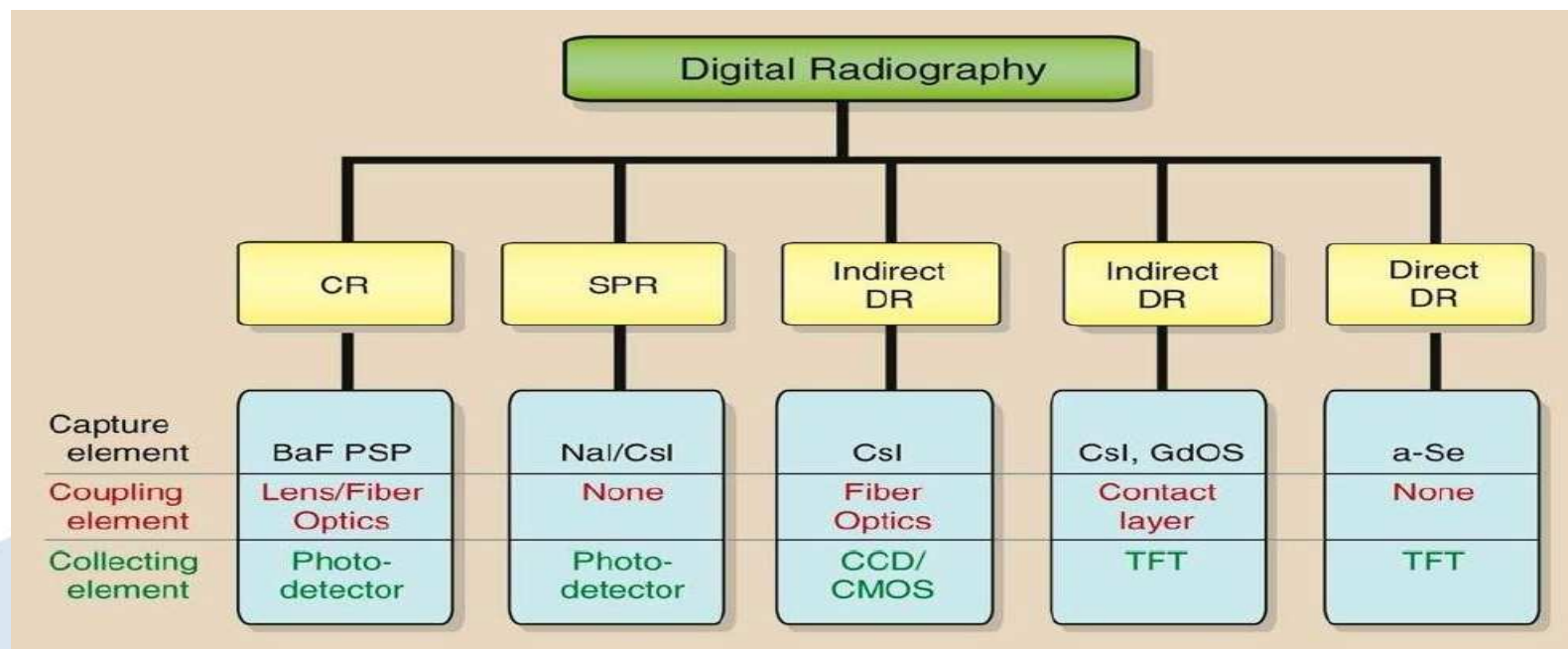


Všechny metody pořizování digitálního rtg obrazu mají stejný postup zpracování zobrazení. Při pořizování latentního obrazu jde o online processing (získáváme tzv. surový obraz – RAW data) a pak následné softwarové úpravy nazýváme post processingem. Cílem digitalizace není jen pořízení zobrazení (akvizice), ale také jeho zpracování (post processing) a distribuce, sdílení a uložení.

V digitální radiografii neplatí přímá úměra mezi dávkou (expozicí) a denzitou zobrazení. Digitální receptory mají lineární charakteristiku širokého rozsahu.



Rozdělení podle typu detektoru



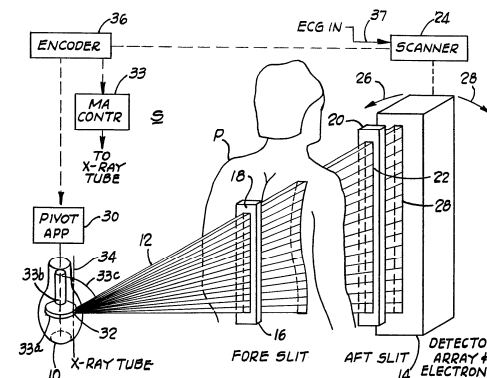
CR – Computed radiography

SPR - Scanned projection radiography

Indirect DR – CCD/CMOS snímače

Indirect DR – TFT + scintilátor

Direct DR – TFT



Počítačová radiografie CR

CR kazeta s fosforovou folií – nejběžnější složení folie je barium fluorohalogenid stimulovaný europiem (BaFBr:Eu).

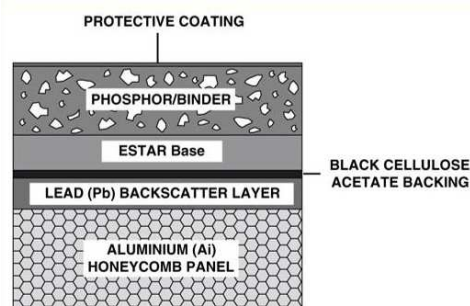


foto stimulace

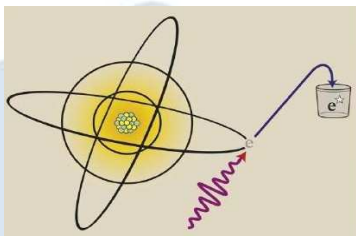
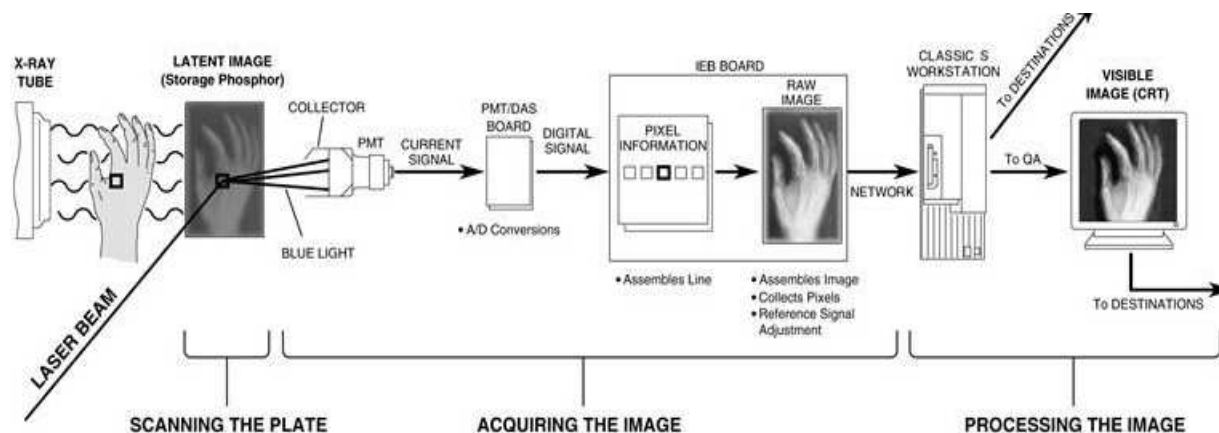
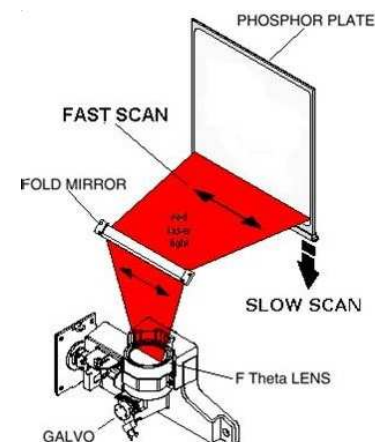
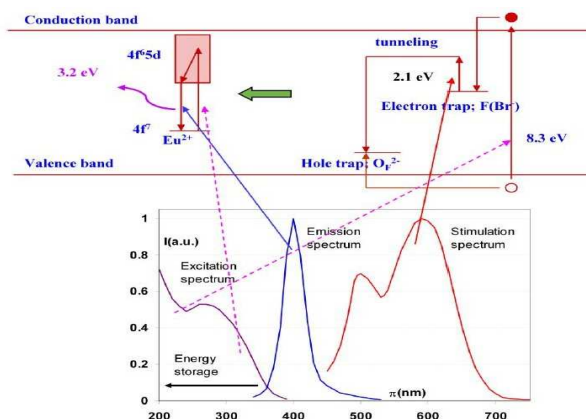
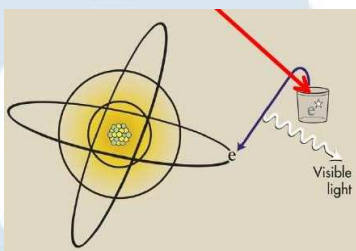


foto luniniscence



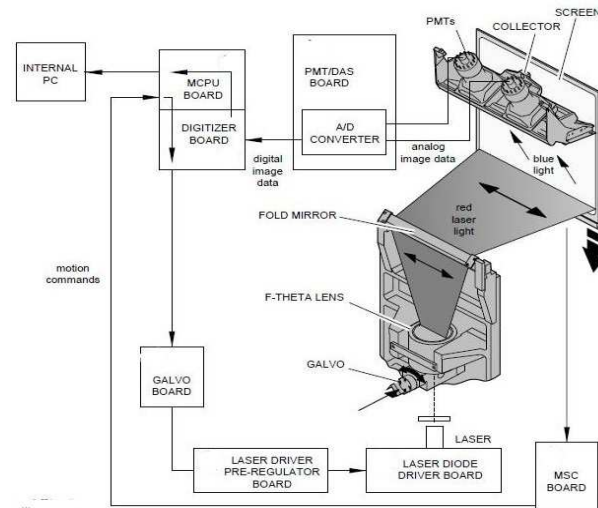
evropský
sociální
fond v ČR



OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz

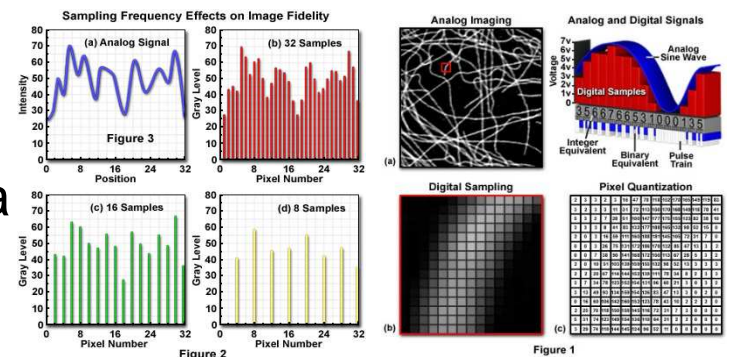
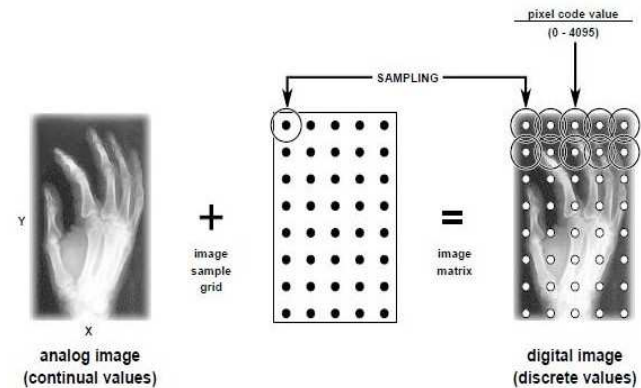
CR skener – přístroj, který exponovanou paměťovou folii „přečte“. Pro zobrazení viditelného obrazu je nutno exponovanou fosforovou folii vložit do CR skeneru, kde laserový paprsek stimuluje fosforovou folii, která při stimulaci každého bodu vyzáří viditelné modré světlo. Tyto jednotlivé body jsou postupně sejmuty a pomocí fotodetektoru přeměněny na elektrický analogový signál. Tento signál je následně převeden na digitální a zpracován. Tímto zpracováním vznikne obraz, který je uložen v počítači skeneru a následně zpracován post procesingovým softwarem. Po všech provedených úpravách obsluhou je snímek odeslán do archivu a na diagnostické stanice, popřípadě vytištěn na laserové tiskárně.



LASER -> modré světlo -> A/D převodník

(vzorkování) = digitální hodnota jasu + X, Y.

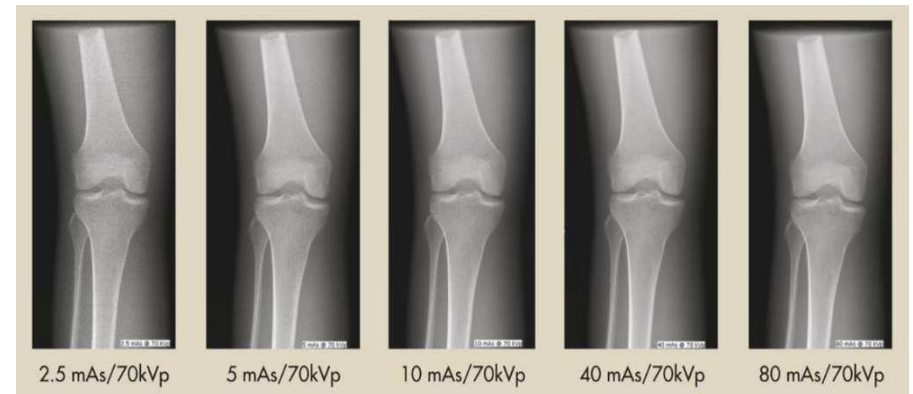
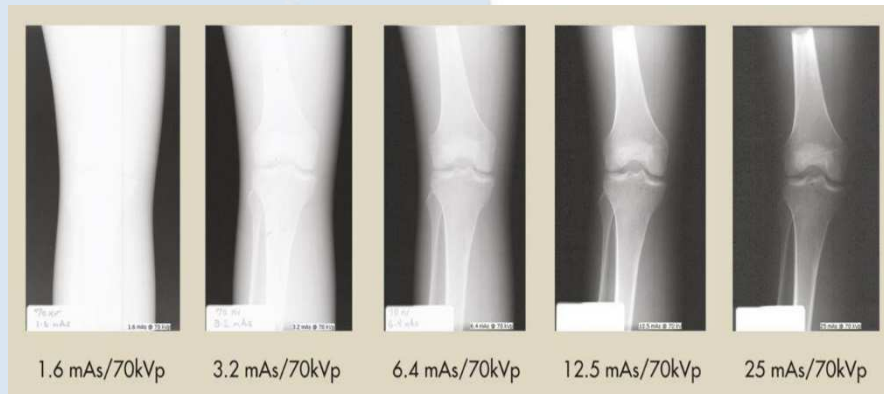
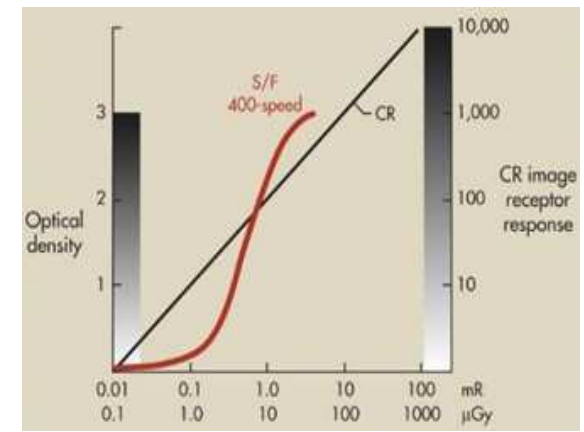
Pokud umístíme jednotlivé vzorky do obrazové matice, můžeme vidět každý bod (pixel) v již vzniklém digitálním obraze. V tomto bodě procesu dojde k nahrazení analogových vstupních hodnot na digitální výstupní hodnotu. Digitální výstupní hodnota označuje jeden pixel informací o jednom bodě v obraze. Celkově takto získaný obraz má lineární charakteristiku 16-ti bitového digitálního obrazu s celkovým počtem 65536 úrovní šedé. Protože v praxi není možné rozlišit takto velkou škálu, tak se 16-ti bitový obraz konvertuje na 12-ti bitový s celkovým počtem 4095 (2^{12}) úrovní. Toto je běžná hodnota, kterou také můžeme vidět na monitoru.



| Cassette Size (cm) | Image Size (pixels x lines) | Sampling Rate (pixels / mm) | Pixel Size (microns) | Spatial Resolution (LP / mm) | File Size |
|--------------------|-----------------------------|-----------------------------|----------------------|------------------------------|-----------|
| 35 x 43 GP | 2048 x 2500 | 5.8 | 168 ± 2 | 2.8 | 10 MB |
| 35 x 35 GP | 2048 x 2048 | 5.8 | 168 ± 2 | 2.8 | 8 MB |
| 30 x 15 GP | 2560 x 1280 | 8.33 | 115 ± 2 | 4.0 | 6.5 MB |
| 24 x 30 GP | 2048 x 2500 | 8.33 | 115 ± 2 | 4.0 | 10 MB |
| 24 x 30 HR | 2048 x 2500 | 9.95 | 97 ± 2 | 5.15 | 10 MB |
| 24 x 30 EHR | 4800 x 6000 | 19.9 | 49 ± 2 | 10.3 | 40 MB |
| 24 x 18 GP | 2392 x 1792 | 9.95 | 97 ± 2 | 4.8 | 8 MB |
| 24 x 18 HR | 2392 x 1792 | 9.95 | 97 ± 2 | 5.15 | 8 MB |
| 24 x 18 EHR | 4784 x 3584 | 19.9 | 49 ± 2 | 10.3 | 30 MB |

Klasický filmový snímek zobrazuje cca 30 odstínů šedi za předpokladu správné volby techniky kV a mAs. Jinak budeme mít snímek podexponovaný, nebo přexponovaný.

CR technologie má velmi široký rozsah snímání, kdy umí zobrazit až 10 000 úrovní šedi a každou tuto úroveň lze hodnotit vizuálně pomocí post processingu, přitom nároky na přesnost použité snímkovací techniky nejsou vůbec kritické. Díky svému širokému dynamickému rozsahu, kdy se nám kontrast nemění v rozsahu 4 dekad dávky expozice. DR detektory dosahují ještě lepších výsledků.



Pro CR, tak jako pro ostatní DR receptory neplatí konvenční přístup, kdy „kVp řídí kontrast“ a „mAs OD“. Kontrast CR obrazu je konstantní bez ohledu na ozáření, snímky lze provést na vyšší kVp a nižší mAs, což má za následek další snížení radiační dávky na pacienta.

Použití CR technologie by mělo přispět ke snížení počtu opakování vyšetření z důvodu špatné volby expozice (široký expoziční rozsah).

Údržba CR folií:

Pravidelné mazání pokud nejsou delší dobu používány.

Čištění dle doporučení výrobce (prach a nečistoty z manipulace).

Životnost CR folií:

Podle typu folií (rigidní, flexibilní) od počtu skenování (10 – 35.000 skenů) a nebo životností folie (6 až 8 let).



OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz

Digitální radiografie DR

DR detektory pracují na bázi obrazových detektorů sestavených do ploché matice (plochý detektor). Podle způsobu převodu rtg záření na elektrický signál rozlišujeme dva typy detektorů:

Detektory s nepřímou konverzí – k absorpci fotonového záření dochází ve scintilátoru a vzniklé světelné záblesky jsou převedeny na elektrický signál pomocí fotodiod či tranzistorů, nebo nábojově vázané struktury CCD obrazového čipu. Některá řešení nahrazují CCD za CMOS.

Detektory s přímou konverzí – konvertují fotonové záření přímo na elektrický signál bez konverze pomocí fotovodivého materiálu a-Se.

Někdy se setkáváme s označení **DDR (Direct Digital Radiography)**, což je nepřesné a zavádějící označení, protože ve skutečnosti popis nerozlišuje obrazový detektor s nepřímým převodem rtg záření na elektrický signál od převodu přímého. Vždy se jedná o technologii na bázi TFT tranzistorového pole.



evropský
sociální
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz

Kvantitativní hodnocení kvality DR detektorů

Požadavky na vzájemné porovnání a hodnocení zobrazovacích vlastností jednotlivých typů detektorů definují vybrané fyzikální veličiny, které charakterizují vlastnosti jednotlivých typů detektorů z pohledu dosažené úrovně věrnosti mezi obrazem objektu a výsledným zobrazením. Toto hodnocení se zaměřuje na velikost požadované dávky pro vytvoření kvalitního obrazu.

Parametrů pro porovnávání a měření kvality zobrazení je celá řada, mezi základní můžeme řadit následující:

MTF - prostorová rozlišovací schopnost (Modulation Transfer Function)

DQE - detekční kvantová účinnost (Detective Quantum Efficiency)
(kontrastní rozlišovací schopnost)

SNR - odstup signálu od šumu (Signal to Noise Ratio)

DR - dynamický rozsah (Dynamic Range)

QDE – kvantová detekční účinnost (X-ray Quantum Detection Efficiency)
důležitý parametr pro mamografii

Pixel pitch - velikost pixelu



evropský
sociální
fond v ČR



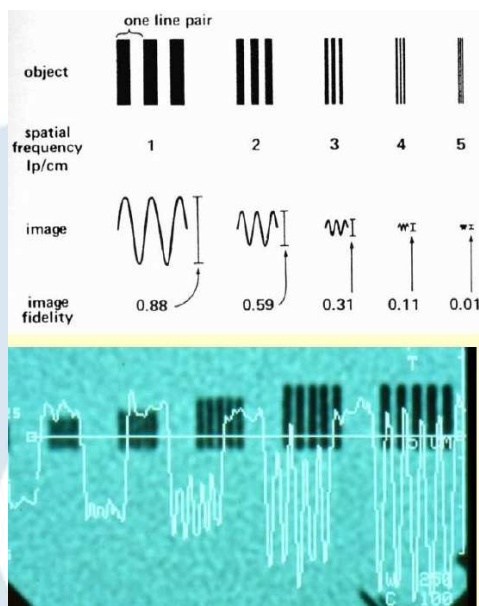
EVROPSKÁ UNIE



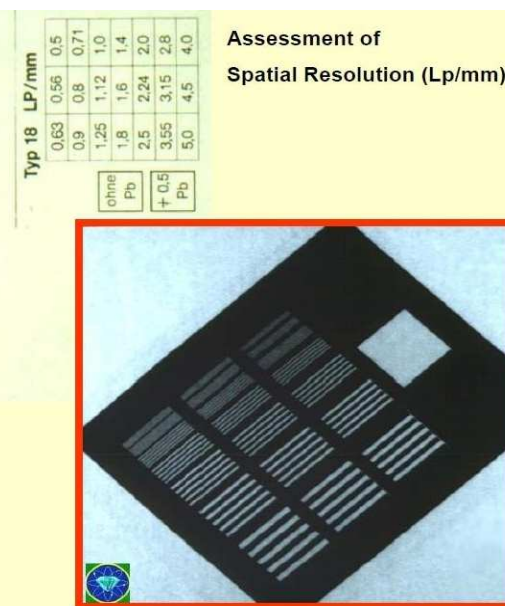
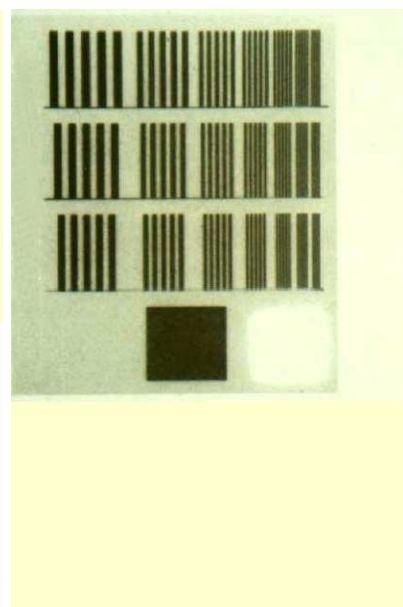
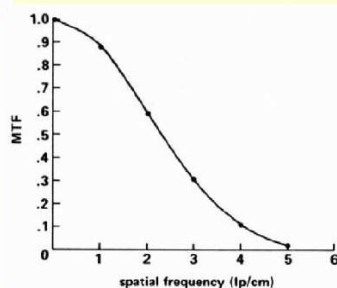
OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz

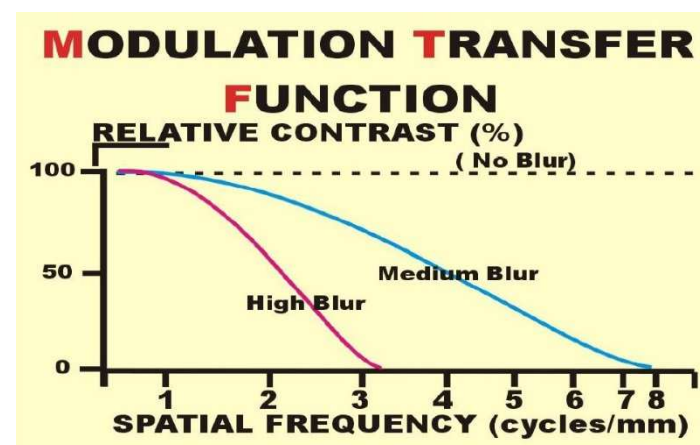
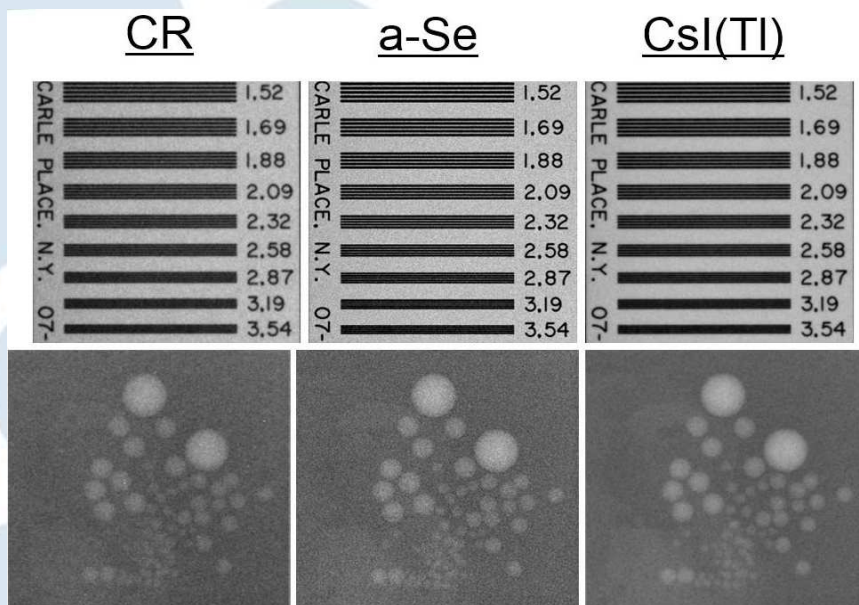
Prostorová rozlišovací schopnost (MTF - Modulation Transfer Function) – je schopnost rozlišit co nejmenší detail zobrazení s vysokým kontrastem vůči okolí (neovlivněno kontrastní rozlišovací schopností). Jde o matematické a grafické vyjádření závislosti účinnosti přenosu modulace daného zobrazení na modulaci v jejím obrazu. Modulace je vyjádřena v pojmech „prostorové frekvence“ (páry čar lp (line pair) černá-bílá na mm) a kontrastu (stupeň rozdílnosti mezi úrovní odpovídající černé a bílé). Účinnost je pak poměrem kontrastu v obrazu ke kontrastu daného zobrazení (hodnota MTF je maximálně rovna 1 resp. 100%).



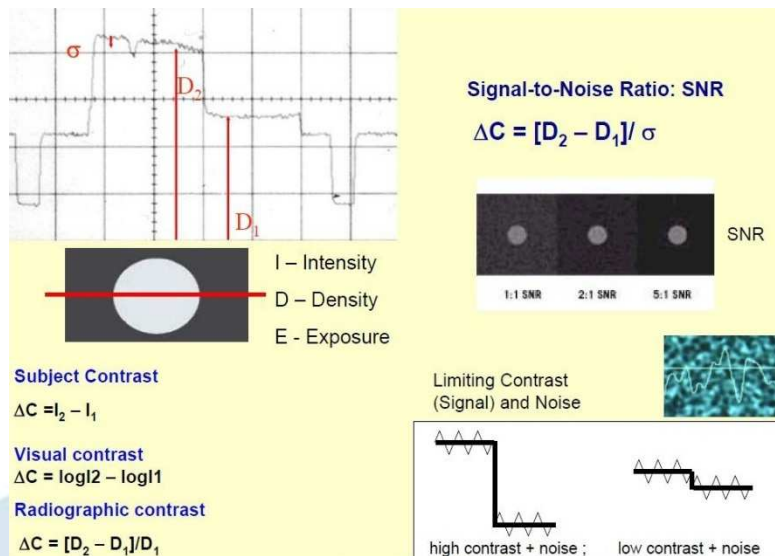
Contrast Transfer Function Concept



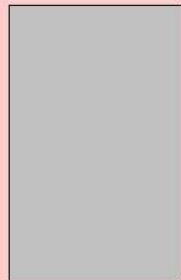
Význam prostorového rozlišení MTF lze vyjádřit závislostí účinnosti přenosu kontrastu pro všechny prostorové frekvence přenášené procesem zobrazování. MTF tak reprezentuje dosažené prostorové rozlišení v procesu zobrazování, vyjádřené v tzv. frekvenční oblasti. Limitní prostorové rozlišení je určeno velikostí pixelu. I v případě, že MTF má na vysokých prostorových kmitočtech velkou účinnost přenosu kontrastu, nemusí být malé objekty v obraze identifikovatelné vlivem šumu, který vzniká v procesu zobrazování. Zvýšení úrovně signálu a snížení úrovně šumu (zvýšení poměru SNR10) zvyšuje možnost zobrazit malé detaily. Dosaženou účinnost přenosu SNR v procesu zobrazování hodnotí kvantita DQE.



Odstup signálu od šumu (SNR - Signal to Noise Ratio) – je poměr signálu a šumu definovaný srovnáním aktuální velikosti signálu s aktuální úrovní šumu. Určuje dosažené kontrastní rozlišení procesu zobrazení.



Signal-to-Noise Ratio (SNR)



Ideal x-ray tube and sensor: zero noise



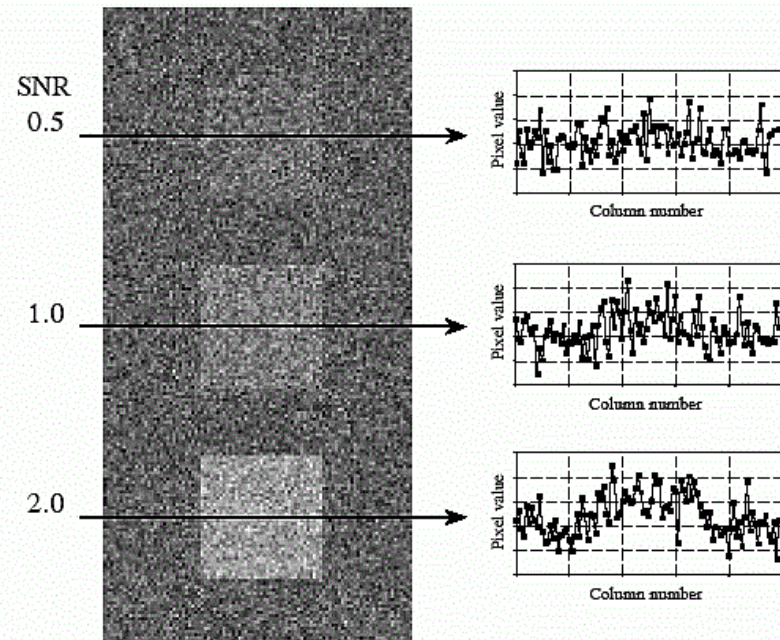
In practice: Low noise



In practice: High noise

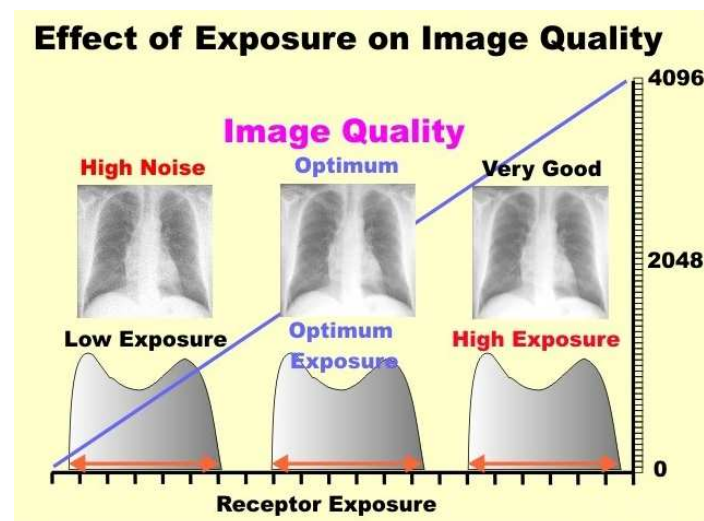
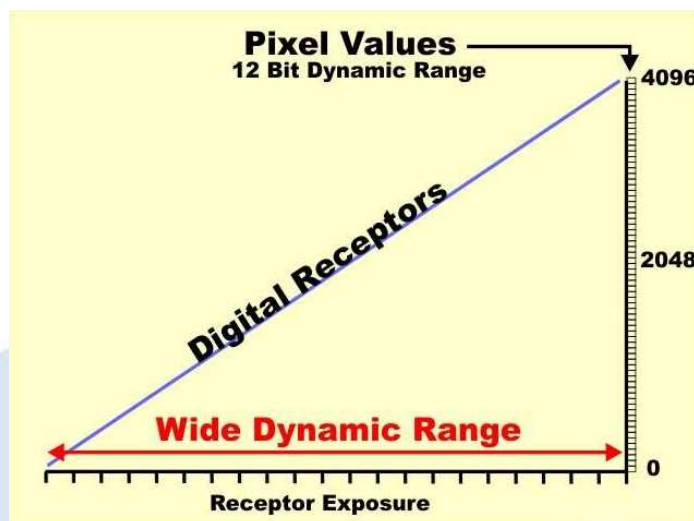
Test object: uniform thin sheet of copper

Noise occurs because of the random variability in x-ray energy fluence (energy per unit area) across the beam and detection sensitivity across x-ray sensor.

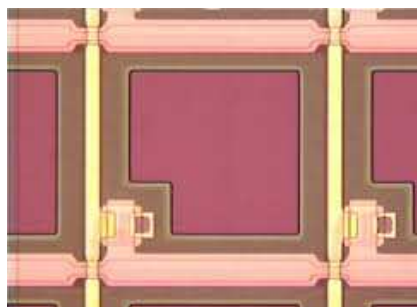
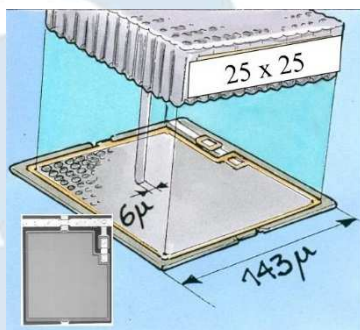


Minimum detectable SNR. An object is visible in an image only if its contrast is large enough to overcome the random image noise. In this example, the three squares have SNRs of 2.0, 1.0 and 0.5 (where the SNR is defined as the contrast of the object divided by the standard deviation of the noise).

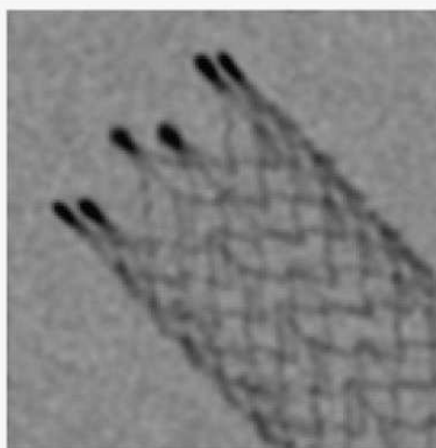
Dynamický rozsah (DR - Dynamic Range) – představuje dynamický rozsah signálu na výstupu obrazového senzoru definovaný poměrem maximální dosažitelné úrovně signálu k hodnotě šumu na výstupu senzoru, který není ozářen rtg zářením, tzv. signál „za tmy“. DR spolu s DQE určuje počet bitů, kterým je vyjádřen obsah jednoho pixelu obrazu (10 000/4 096).



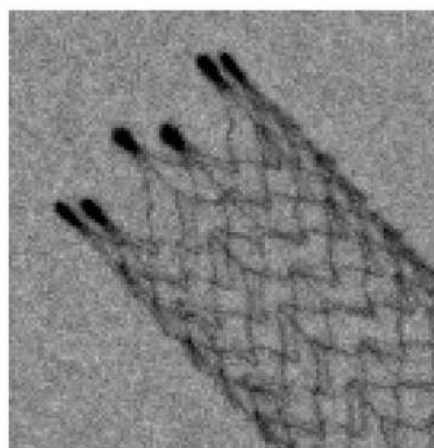
Velikost pixelu (Pixel pitch) - udává skutečný rozměr plošného obrazového bodu (nejmenší část obrazu, která nese informaci o nejmenší části zobrazení).



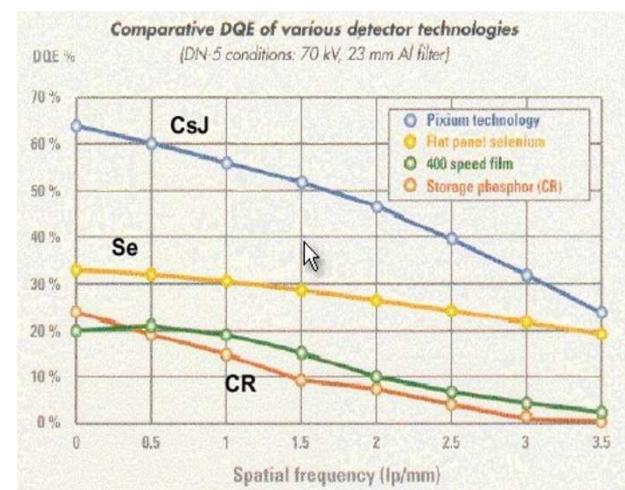
Detekční kvantová účinnost (DQE - Detective Quantum Efficiency) – je objektivní parametr „**kontrastní rozlišovací schopnosti**“, který hodnotí celkovou účinnost procesu zobrazení jak z hlediska získaného signálu, tak i z hlediska doprovodného šumu. Určuje schopnost rozlišit co nejmenší kolísání zobrazované veličiny daného zobrazení (denzity) v ploše dostatečných rozměrů (neovlivněno prostorovou rozlišovací schopností). $DQE = (SNR_{out} / SNR_{in})^2$ Závislost DQE na prostorové frekvenci reprezentuje přenos poměru SNR v procesu zobrazení. DQE určuje dosažené kontrastní rozlišení a účinnost využití dávky rtg záření na jednotlivých prostorových frekvencích (hodnota DQE je maximálně rovna 1 resp. 100%). Systém s větší hodnotou DQE může vytvářet kvalitnější obraz při menší dávce rtg záření.



Low DQE
($f = 2$ lp/mm)

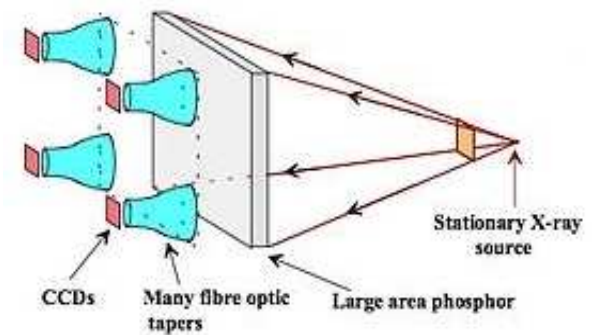
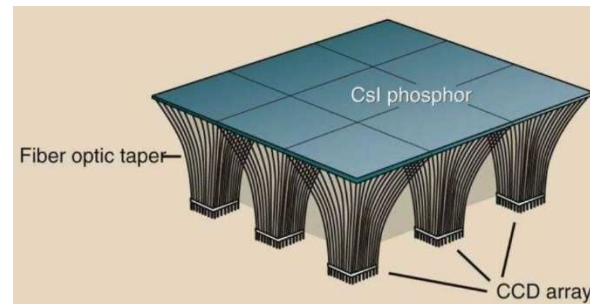
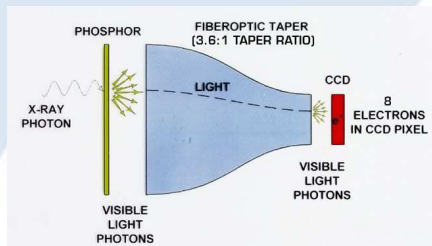


High DQE
($f = 2$ lp/mm)



Nepřímá digitální radiografie DR (CCD/CMOS):

Nejstarší typ DR detektoru je osazen maticí CCD čipů (podobné těm v kamerách). Systém je složený z plošného CsI scintilátoru, který transformuje dopadající rentgenové záření na světlo. Světlo emitované ze scintilátoru je následně centrováno pomocí čoček či sbíhavého kužele optických vláken na malou fotosenzitivní plochu CCD čipů. CCD čip konvertuje světlo na elektrický náboj (analogový signál). Tento signál je zpracován podobně jako u CR systémů A/D převodníkem s 16-ti bitovým výstupem. Následně dochází ke konverzi na 12-ti bitový obraz, který se zpracuje obdobně jako u CR systémů. I když DR detektory založené na CCD čipech vyžadují optické spojky a redukci velikosti obrazu, jsou široce dostupné a relativně levné.

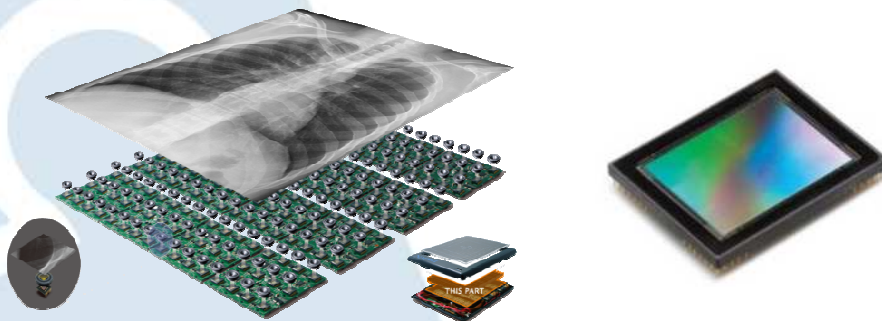


CCD čip (Charged Coupled Device): je monolitický světlo citlivý snímač s nábojově vázanými strukturami podobného typu jaký se používá ve videokamerách. CCD čipy fungují na principu nábojově vázaných struktur. Čip je tvořený polovodičovou destičkou (nejčastěji křemíkem), na které jsou umístěné elektrody oddělené od polovodiče vrstvou dielektrika. Elektrody jsou buď řádkové (zpracovávají obraz po řádcích) nebo plošné (zaznamenávají obraz najednou). Velikost čipu je max 5 x 5 cm.

Výhody: relativně jednoduchá a levná technologie, relativně levné v případě závady na detektoru.

Nevýhody: geometrická deformace, vinětace, přezařování, vyšší šum, tepelná závislost (šum za tmy), citlivé na rušení od okolní elektroniky. Relativně nízké DQE oproti jiným DR technologiím, ale vyšší než CR.

Účel použití: digitální skiaskopie a digitální skiografie.



CMOS čip (Complementary Metal Oxid Semiconductor): je polovodičová součástka původně vyvinuta pro NASA. Tyto polovodiče jsou řízené elektrickým polem a k provozu jim stačí jen jedno napájecí napětí. Mají menší spotřebu energie. CMOS snímače můžeme opět rozdělit na dvě skupiny.

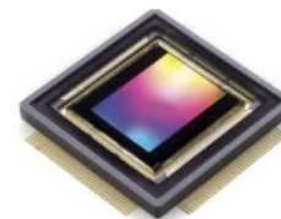
Pasivní CMOS (PPS - Passive Pixel Sensors) generují elektrický náboj úměrný energii dopadajícího svazku světelných paprsků. Náboj jde přes zesilovač do A/D převodníku, stejně jako u CCD. V praxi však pasivní CMOS dávají díky šumu špatný obraz.

Druhým typem jsou aktivní CMOS (APS - Active Pixel Sensors). U těch je každý světlocitlivý element doplněn analytickým obvodem. Ten měří šum a eliminuje ho.

Výhody: nižší spotřeba energie; nižší zbytkové teplo; lenější výroba; lepší výsledky kvality už u CCD, ale stále je to levnější segment.

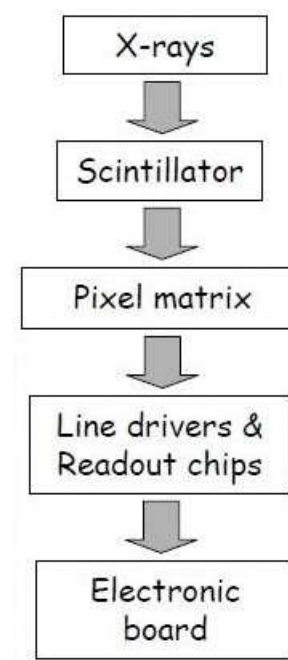
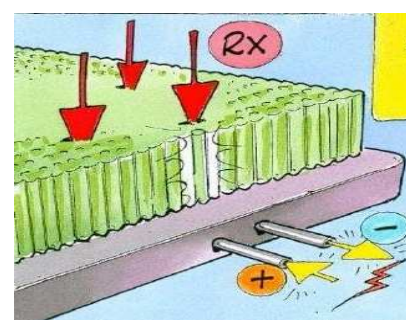
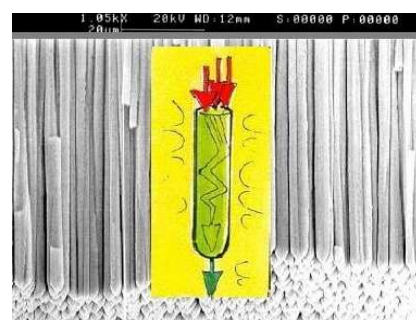
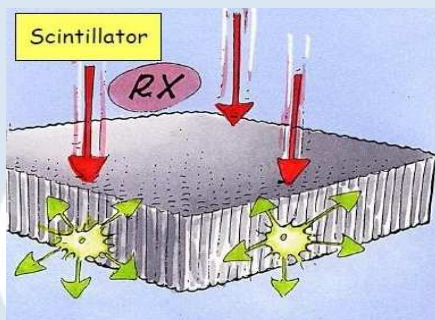
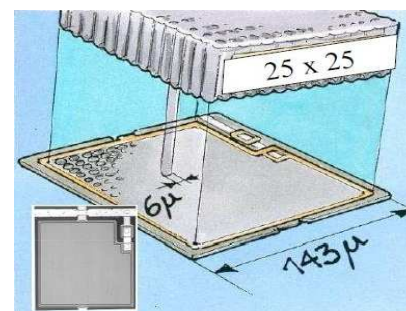
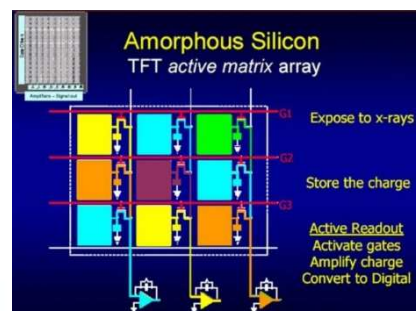
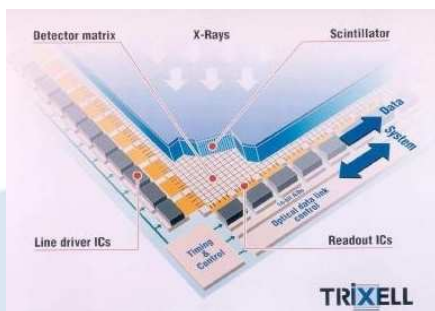
Nevýhody: vyšší šum

Účel použití: digitální skiaskopie a digitální skiografie.

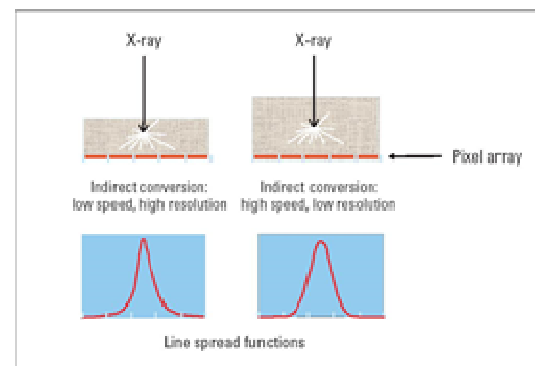
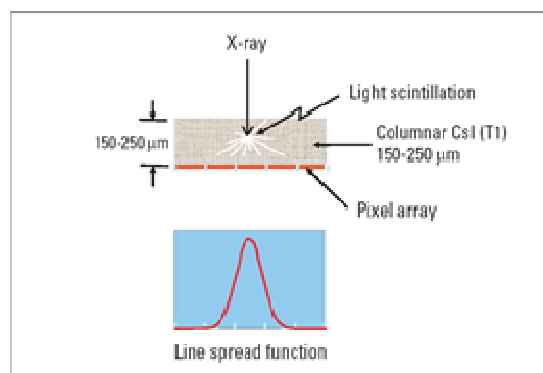


Nepřímá digitální radiografie DR (TFT Thin-Film Transistor):

Novější generace DR detektorů s nepřímou konverzí se technologicky podobá detektorům s přímou konverzí. Obě technologie používají TFT. Na rozdíl od přímé konverze, tento typ detektoru používá scintilační vrstvu CsI která převádí fotony záření na fotony světelné a až následně jsou světelné fotony převedeny na elektrický náboj na TFT matici fotodiod amorfního křemíku (a-Si). Elektrický signál je úměrný dávce.



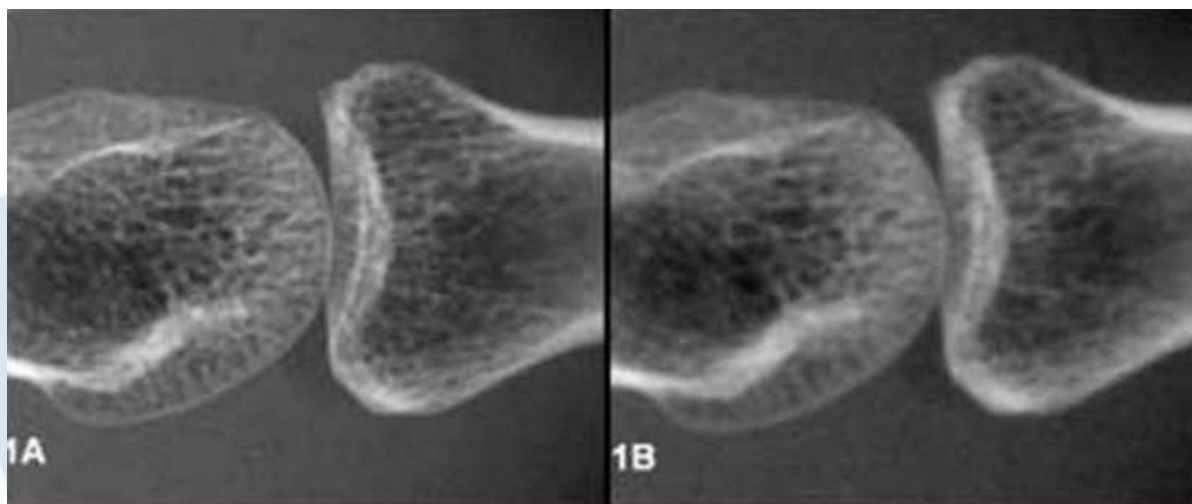
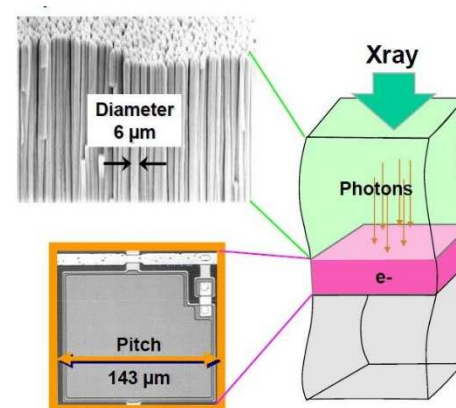
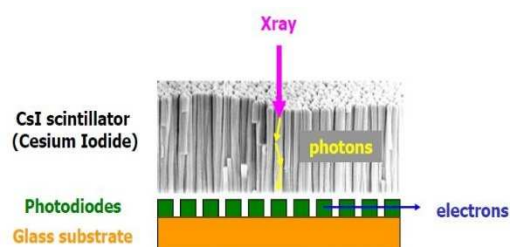
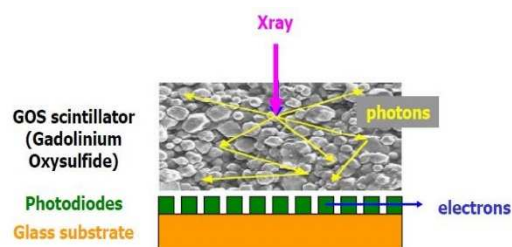
Detektor tohoto typu realizuje převod rtg signálu na signál elektrický ve dvou fázích. V první fázi dochází k přeměně rtg záření na viditelné světlo jev fluorescence - latentní rtg obraz se transformuje na světelný meziobraz. Ve druhém kroku je světelný meziobraz převeden TFT polem fotodiod amorfního křemíku (a-Si) na elektrický signál.



Při zvětšování tloušťky scintilační vrstvy luminoforu se sice zvyšuje detekční účinnost rtg záření, současně se však i zhoršuje dosažené prostorové rozlišení.

Ke konstrukci scintilátoru se používají dva typy luminoforů:

- $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ (Gadolinium Oxid Sulfát)
- CsI (Cesium Iodid)

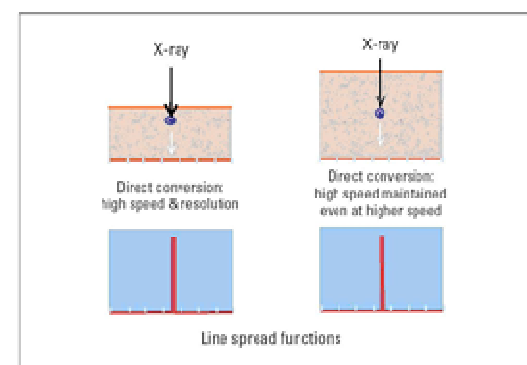
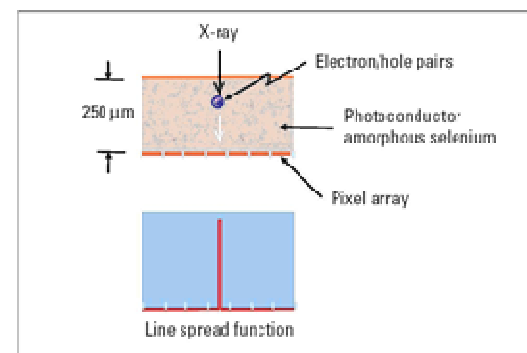
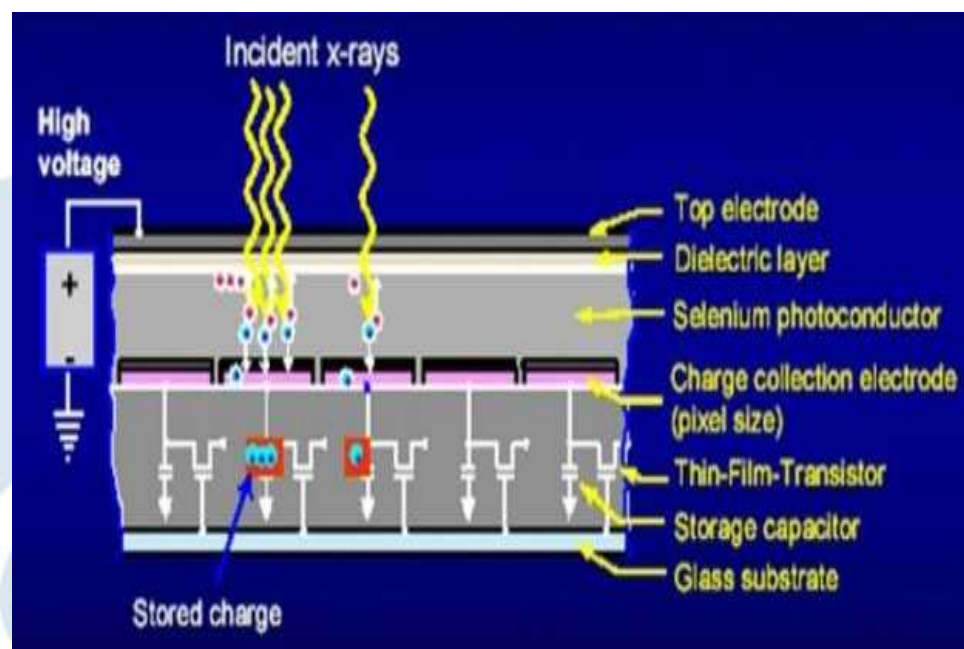


DR CsI

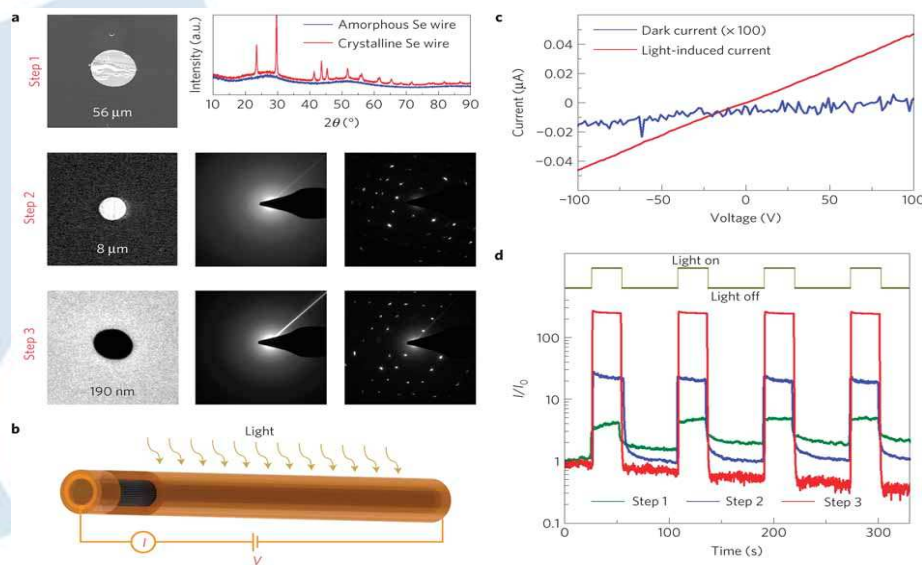
CR

Přímá digitální radiografie DR (TFT Thin-film Transistor):

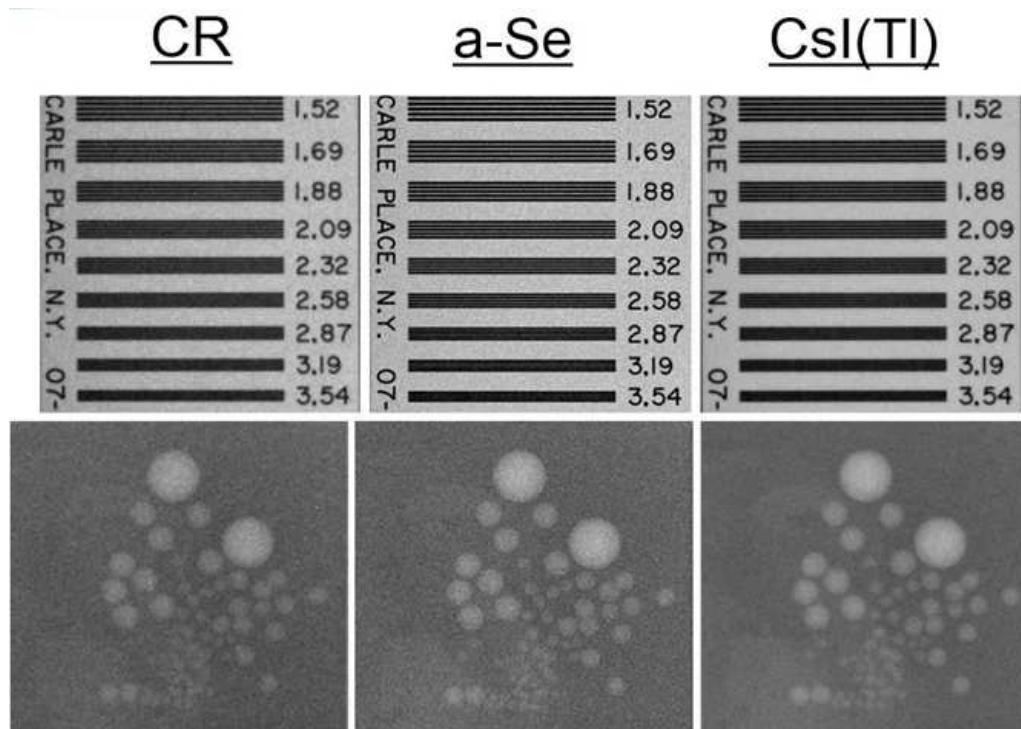
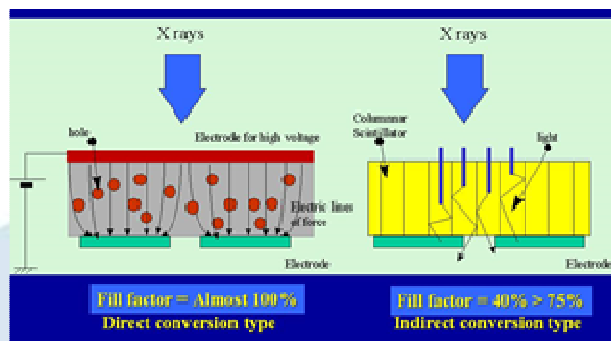
Detektory s přímou konverzí – převádějí rtg záření přímo na elektrický signál bez použití konverze v jednom kroku. Princip přímé DR spočívá v tom, že fotony záření jsou absorbovány vrstvou vodivého materiálu amorfního Selenu (a-Se) a okamžitě převedeny na elektron. Amorfní Selen je elektricky foto vodivý materiál, který absorbuje fotony záření a převádí je rovnou na elektrony.



Máme celou řadu fotovodivých materiálů, např. křemík, germanium, thalium bromid a většinu polovodičů, které jsou fotocitlivé na fotonové záření a mohly by také být použity pro konverzi fotonového záření, ale právě amorfní Selen má většinu předpokladů pro to, aby mohl být zvolen pro přímou konverzi fotonového záření na elektrony. A-Se je technologicky dobře zpracovatelný materiál a v minulosti byl využit jako foto odpor do kopírek a v rentgenové zobrazovací technologii se používal v xeroradiografii již celá desetiletí. Jeho elektrické vlastnosti, jako velmi nízký proud za tmy, nebo svodový proud z něj dělá materiál vhodným pro rentgenové zobrazovací využití.

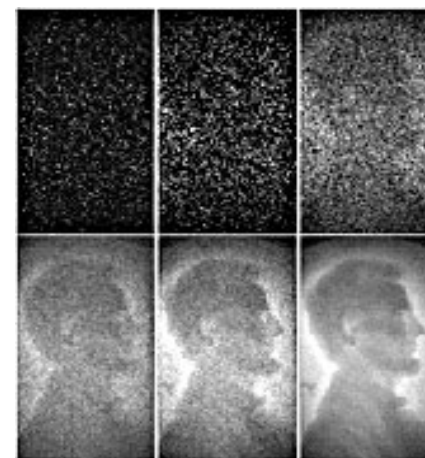
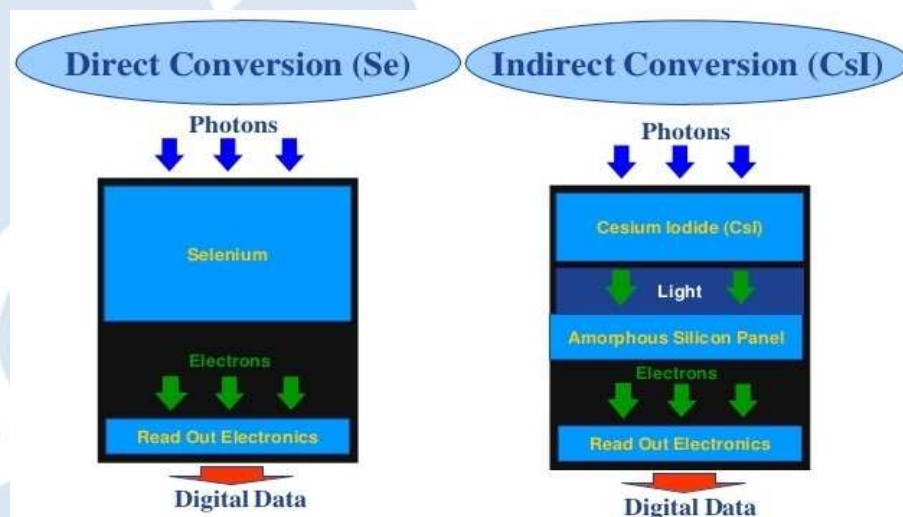


Velký potenciální spád mezi společnou horní elektrodou (+) a maticovou strukturou spodních signálových elektrod (TFT pole s velikostí pixelu od 50 – 200 μ m) eliminuje rozptyl nábojů a díky tomuto efektu nedochází ke snížení prostorového rozlišení a také k vysokému faktoru plnění (fill factor – téměř 100%). Nábojové nosiče elektronů a díry jsou urychleny a pohybují se na dráze ve směru elektrostatického pole.



Porovnání technologií DR detektorů

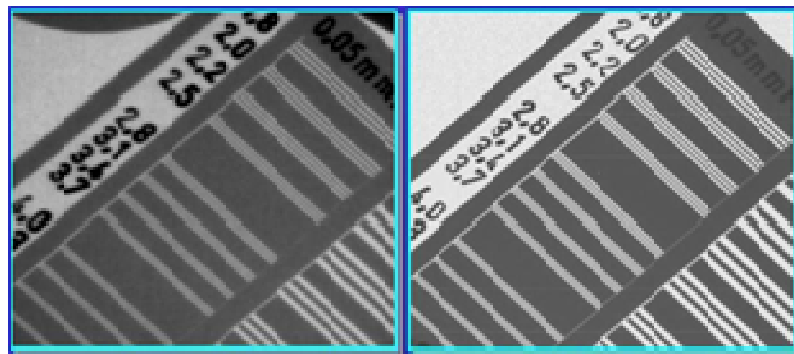
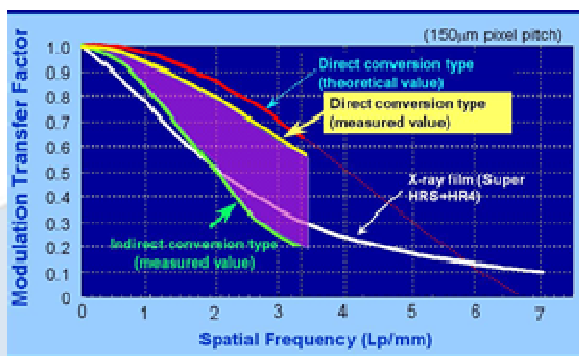
Porovnáme-li jednotlivé technologie DR, můžeme konstatovat, že potencionálně dosažitelná kvalita procesu zobrazení je poplatná použité technologii konstrukce obrazového detektoru. Čím máme méně konverzí rtg záření na elektrickou veličinu, tím méně se uplatňují negativní jevy spojené s mezikonverzí. Obecně se dá konstatovat, že novější technologie přináší vyšší kvality do zobrazování, ale také za vyšší cenu spojenou s náročností výroby a investicemi spojené do výzkumu. Dá se ale předpokládat, že trendem budou detektory s TFT technologií a to jak s přímou, tak i nepřímou konverzí, naopak technologie CCD/CMOS je ustupující.



Srovnání vlastností DR detektorů s nepřímou a přímou konverzí

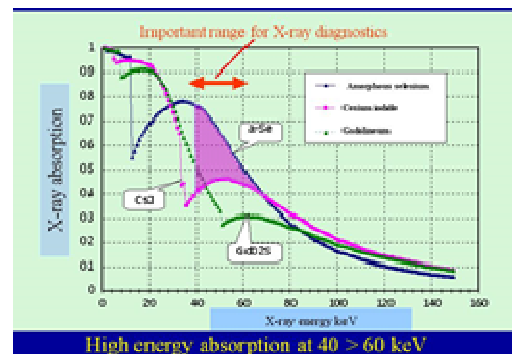
MTF - Prostorová rozlišovací schopnost:

ztráta prostorového rozlišení vlivem rozptylu světla u nepřímé metody konverze se projevuje na účinnosti s jakou se v procesu zobrazení převádí prostorová modulace daného zobrazení.



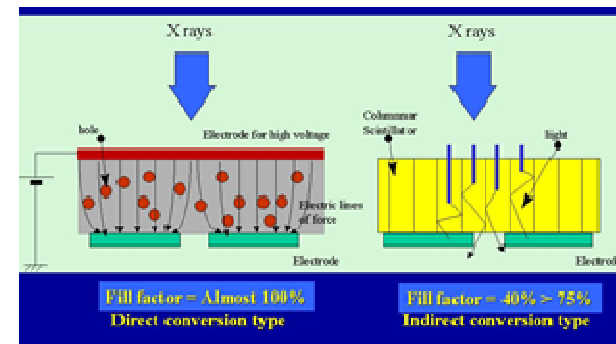
DQE - Detekční kvantová účinnost:

je určena atomární skladbou vrstvy a její tloušťkou. V rozsahu nejkritičtějších energií spektra rtg záření je při nepřímé konverzi DQE relativně malá (pod 50%). Zvyšování detekční účinnosti zvětšováním tloušťky vede k nárůstu rozptylu světla (nižší MTF).



QDE - Kvantová detekční účinnost:

interakce rtg záření s detekčním materiálem, vyjádřené rtg kvantovou detekční účinností QDE se na celkové účinnosti využití aplikované dávky rtg záření podílí geometrická detekční účinnost, reprezentovaná plnicím faktorem (fill factor).



Požadavky na velikost pixelu u přímé konverze jsou dány potřebami rozlišení co nejmenšího detailu. Např. pro mamografii je to méně než 50 μ m, pro DR skiografii je velikost pixelu mezi 100 až 200 μ m. Pro nepřímou konverzi je velikost pixelu limitována rozptylem světla v detekční luminiscenční vrstvě (kompromis mezi rozlišením a detekční účinností). Běžně je velikost pixelu mezi 100 až 200 μ m, což je dostačující pro běžnou skiografii. Volba velikosti pixelu je mimo fyzikálních limitů dána kompromisem mezi dosahovanou prostorovou rozlišovací schopností a cenou.

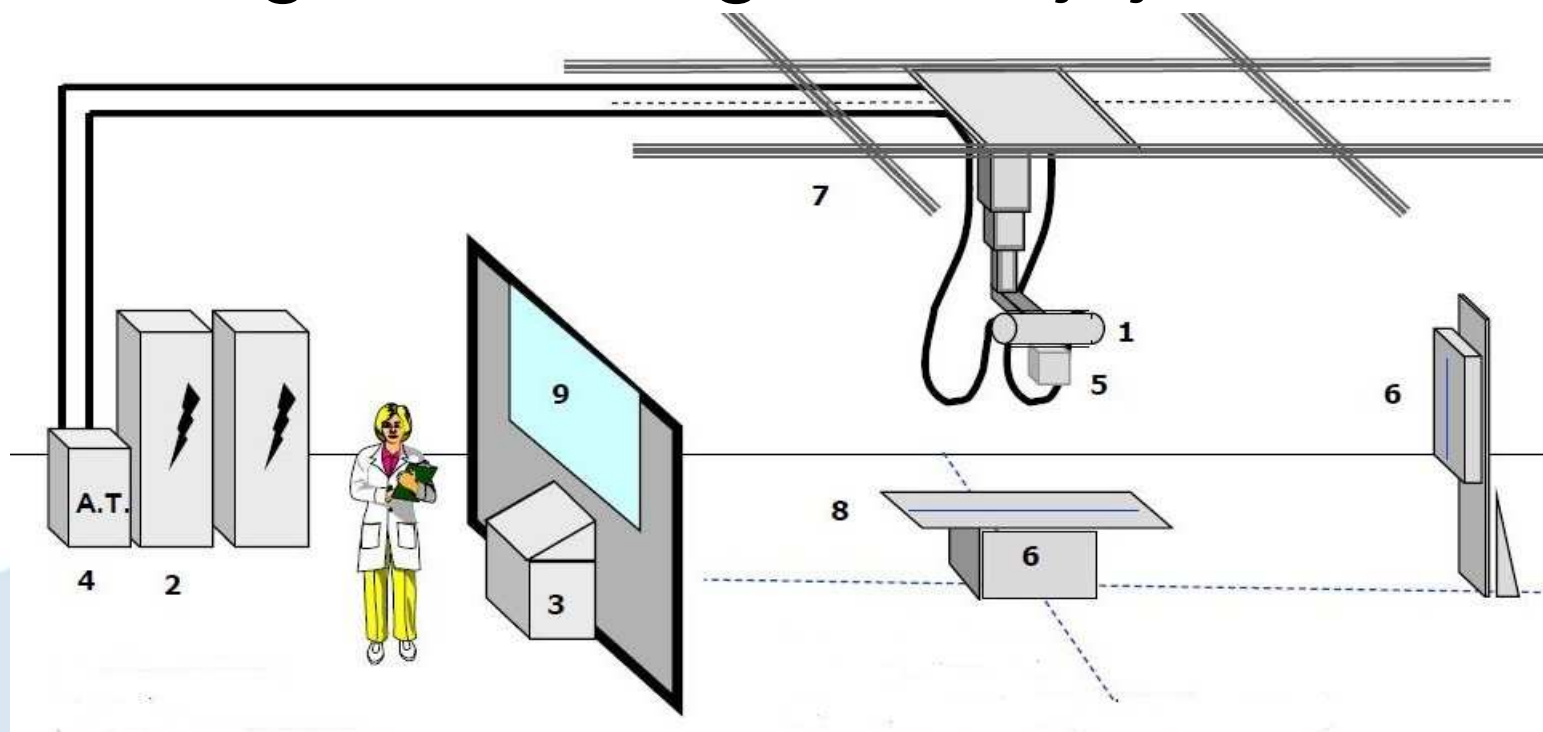
Hlavní rozdíly - shrnutí

Nepřímá konverze: Scintilační vrstva CsI, $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ -> rozptyl světla ve scintilační vrstvě a šum; rozlišovací schopnost je odvislá od tloušťky scintilační vrstvy (rozlišení x zesílení); faktor plnění závisí na velikosti pixelu; vysoké DQE v rozsahu 40 – 150 kV; citlivý na změnu teplot.

Přímá konverze: žádný mezistupeň rtg – elektrický signál; žádné rušící jevy při přeměně rtg záření na elektrický signál; při zvětšení vrstvy fotovodiče zůstává vysoké rozlišení obrazu -> faktor plnění dosahuje téměř 100%; velmi dobré DQE pro konvenční radiografii; vysoké DQE pro mamografický rozsah kV; velmi citlivé na změny teploty s rizikem nevratných změn.

Výhody obou DR systémů: okamžitý přístup k hotovému zobrazení; obrazová kvalita výrazně vyšší než u F/S a CR systému. Vysoká produktivita – pozor na přetížení rtg lampy.

Digitální skiografie a její části



1 – rentgenka

2 – generátor + řídicí jednotka

3 – ovladač + konzole

4 – vn transformátor

5 – kolimátor & DAP

6 – Bucky mřížka, AEC, detektor

7 – stropní závěs rtg zářiče

8 – patientská deska stolu

9 – ochranné Pb okno



evropský
sociální
fond v ČR



evropská unie



OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz

Skioskopie & DSA

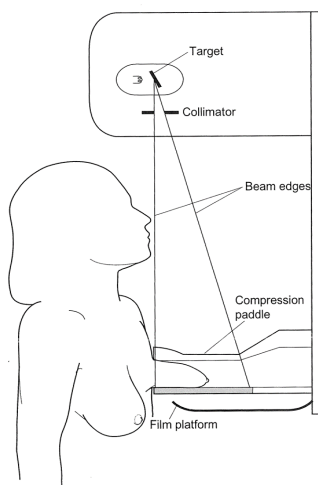
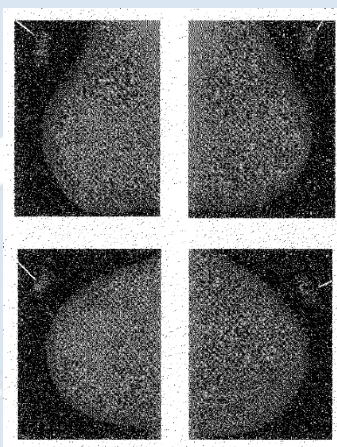
Skioskopie se používá pro sledování dynamických dějů v reálném čase, např. zavádění katétrů a dalšího instrumentária v dutinách pacienta. Při skioskopii se používá nízký anodový proud v řádu jednotek mA a v kombinaci s pulsním režimem snižujeme dávku na pacienta. Obraz není tak kvalitní jako v případě skiagrafie, ale pro uvedené účely je dostatečný.

DSA - digitální subtrakční angiografie slouží k zobrazení cévního řečiště. Je založena na digitalizaci skioskopického obrazu a subtrakci obrazů před a po užití kontrastní látky. Subtrakce umožní odečíst nativní zobrazené struktury (skelet), a tím zobrazit náplň cév.

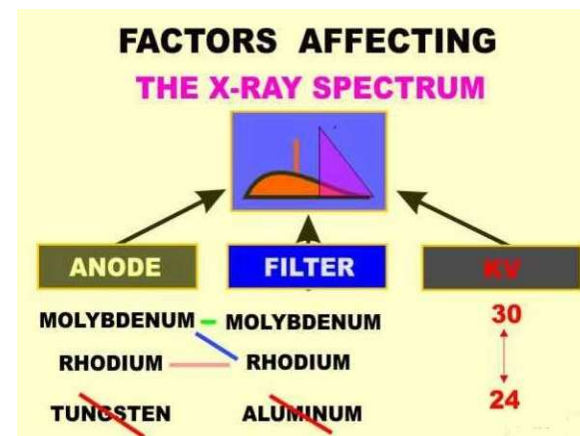


Digitální mamografie

Digitální mamografie je rentgenová zobrazovací metoda pro vyšetření prsu na mamografu. Mamograf musí být schopen zobrazovat mikrokalcifikace v průměru menším než $100\text{ }\mu\text{m}$ s vysokým inherentním kontrastem a současně být schopen zobrazit nízký kontrast masy v prsní tkáni. Ty mohou být poměrně velké, ale často mají velmi nízký kontrast jako žlázové a tukové tkáně, které mají velmi podobné atomové číslo (7,4 a 6,5). Současně musí splňovat podmínky na co nejnižší dávky. Aktuálně je mamograf nejčastěji vybaven DR detektorem, nebo analogový systém doplněn o CR systém pro mamografii.



Rentgenka: speciální emitující nízkoenergetické záření; dvě ohniska (0,3 mm pro standardní mamografii + 0,1 mm pro zvětšeniny; omezení proudu malého ohniska má 100 mA pro vyloučení tavení anody; Anoda MRT; rozsah kV: 24 – 35kV beryliové výstupní okénko.



Přídavná filtrace primárního svazku: Mo, Rh, W, Al, Ag.

Kompresní deska: má na kvalitu mamografických snímků významný vliv. Zabezpečuje vhodné polohování a zobrazení celého prsu, zlepšuje kontrast obrazu, zmenšuje sumaci struktur a omezuje dávku záření. Síla komprese je mezi 70–150 N.

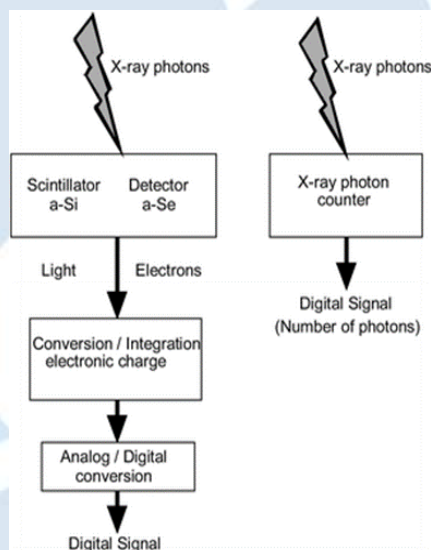
Sekundární mřížka: je vestavěná do podložky vyšetřovací desky

AEC detektory: pro analogový mamograf jsou umístěny pod prostorem pro kazetu, aby nerušili zobrazení. U plně digitálního systému nejsou fyzické AEC detektory, ale množství dávky je dáno softwarově z obrazových dat v průběhu akvizice (PV – pixel value).

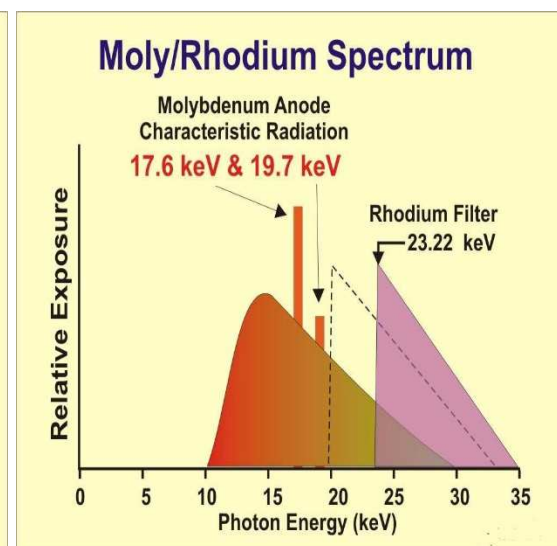
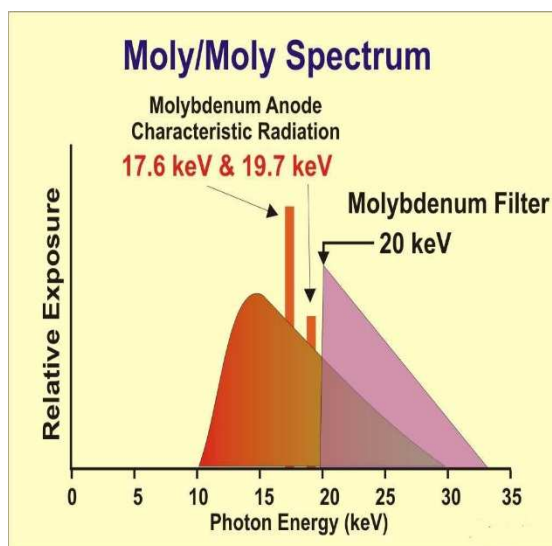
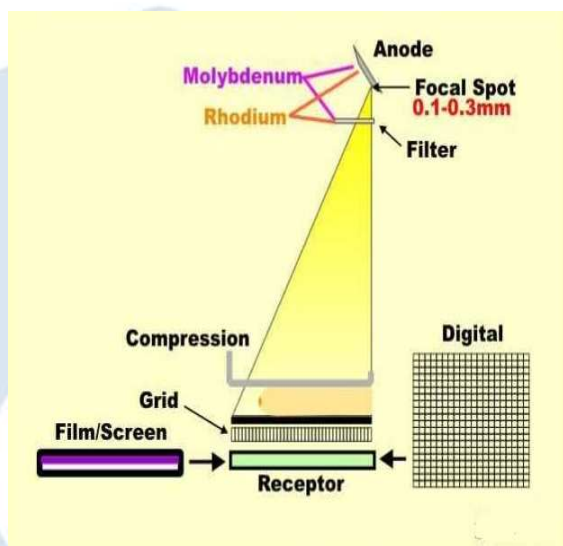
Generátor: vysokofrekvenční

Konzole: obslužná PC stanice pro akvizici a post processing.

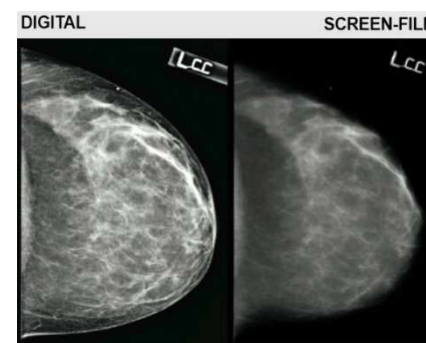
Typy detektorů: DR a-Si s nepřímou konverzí; DR a-Se s přímou konverzí (nejčastěji); CSD detektor (Photon Counting Scanning Detector - Fotony počítající skenovací detektor - nepřímá konverze).



Spektrum záření: mamografie se spoléhá na charakteristické rentgenové záření a K-hrany ohnisko/filtrační materiály k produkci nízkoenergetického spektra okolo 16-22 keV: Hutnější prsa, však vyžadují více pronikavého záření, takže se používá různý materiál ohniska W nebo Rh s cílem vyšší energie rtg záření pro hutnější prsa. Proto používáme kombinaci materiálu ohniska anody / filtru: Mo/Mo pak Mo/Rh pak Rh/Rh nebo W/Rh. Pro DR systémy se hojně používá kombinace W/Rh (lepší kontrast a rozlišení). Pro CR receptor se používá stejné kombinace jako u F/S.



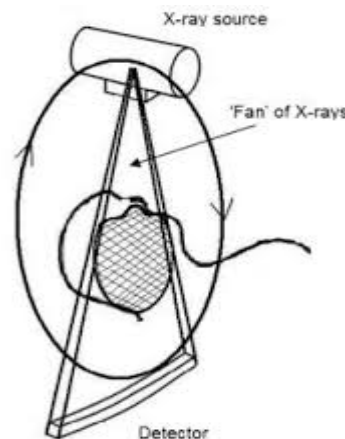
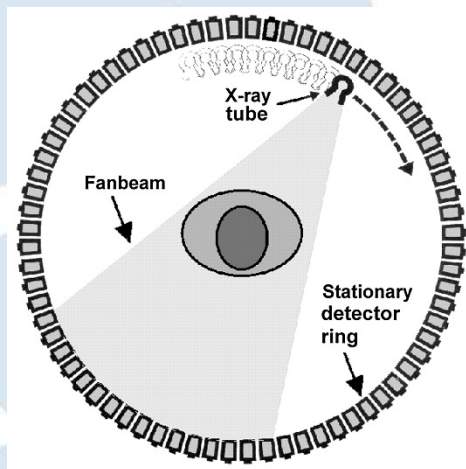
Výhody DR mamografie: vyšší propustnost; vyšší citlivost; vyšší rozsah; lepší kontrastní rozlišení; možnost úpravy kontrastu; obrazový post processing, pokročilé softwarové funkce; nižší dávky.



CT – výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT - Computed Tomography): zobrazovací metoda, která umožňuje zobrazit celé tělo v sérii řezů. Výsledný obraz vzniká matematickou rekonstrukcí z řady rentgenových projekcí získaných postupně z různých úhlů. Výpočetní tomografie zobrazuje měkké tkáně, mozek, svalstvo. CT lze zjistit jen takové patologické procesy, které se při prostém vyšetření nebo po podání kontrastní látky liší svou denzitou od okolí. Pomocí výpočetní tomografie pořizujeme u ležícího pacienta transverzální řezy. Před CT vyšetřením i během něj se podává často kontrastní látka, aby se zvýraznily rozdíly mezi normální a patologickou tkání.

Sir Godfrey Hounsfield 1971



evropský
sociální
fond v ČR



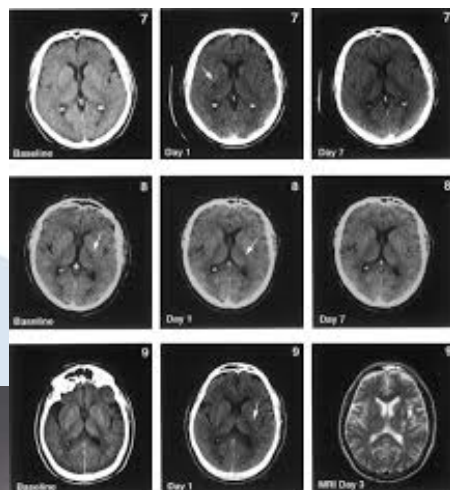
EVROPSKÁ UNIE



OPERAČNÍ PROGRAM
LIDSKÉ ZDROJE
A ZAMĚSTNANOST

PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz

Pacient je uložen na posuvné desce, která postupně prochází snímacím stojanem (gantry). V něm je na jedné straně štěrbinový zdroj rentgenového záření (rentgenka) a na opačné straně sada scintilačních detektorů. U nejmodernějších tomografů vytvářejí detektory kolem pacienta úplný prstenec, který se nepohybuje a rotuje pouze rentgenka (4. generace).



Pacient je prosvěcován v určité rovině postupně bod po bodu. Rentgenka pracuje pulzně, pulz trvá 1–4 ms. Rentgenové záření prochází pacientem, kde se částečně absorbuje. Princip získávání obrazu spočívá v tom, že v dané pozici pacienta je provedena expozice a údaje o míře zeslabení rentgenového záření získané pomocí scintilačních detektorů jsou zaznamenávány do paměti počítače. Potom se systém rentgenka – scintilační detektory pootočí o určitý úhel a celý děj se opakuje. Po proběhnutí všech cyklů skenování pacienta jsou do paměti počítače uloženy všechny údaje z každého scintilačního detektoru. Tyto údaje jsou v počítači zpracovány a výsledný tomograf je dán hodnotami absorpčních koeficientů z jednotlivých míst tkání daného řezu. Velkou výhodou počítačové tomografie je skutečnost, že umožňuje zobrazit a rozlišit málo kontrastní měkké tkáně. To je dáno především dvěma důvody. Scintilační detektory zachycující rentgenové paprsky prošlé tělem pacienta jsou velmi citlivé (citlivější než emulze rentgenového filmu) a údaje, které poskytují scintilační detektory, velmi rychle zpracovává počítač a vyjadřuje je jako hodnoty absorpčních koeficientů, což mnohonásobně zvyšuje přesnost vyšetření.

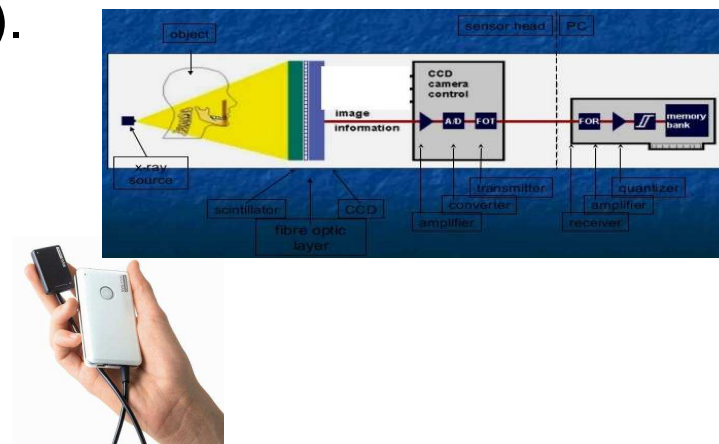
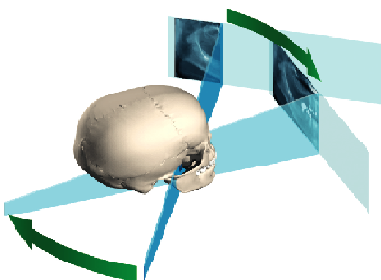
RVG, OPG a CBCT

RVG (Radioviziografie): je moderní metoda počítačového zpracování intraorálních a extraorálních rtg snímků. Rozdíl oproti filmovým rtg snímkům je v typu receptoru (senzor).

Výhody: snížení dávky záření o 50%; téměř okamžitý snímek; není potřeba film ani chemikálie; možnost úpravy snímků; snadná archivace.

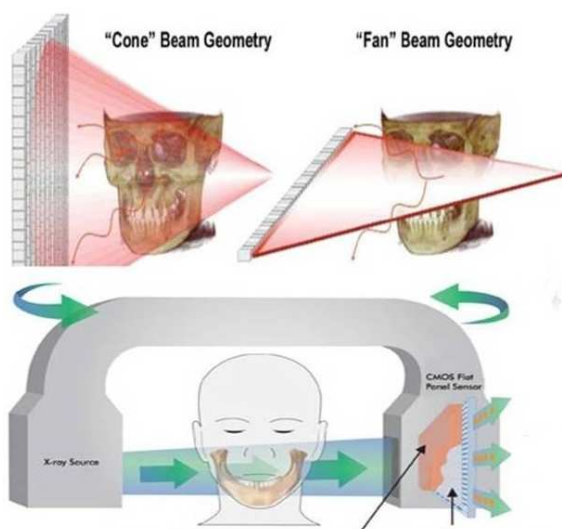
Nevýhody: senzor je větší a neohebný, horší manipulace se senzorem.

OPG (Ortopantomograf): je přehledný panoramatický rentgenový snímek zachycující dentici, obě čelisti, čelistní klouby, část nosní dutiny a část maxilární dutiny vyšetřovaného. Snímky se pořizují na ortopantomografu (filmový, nebo digitální).

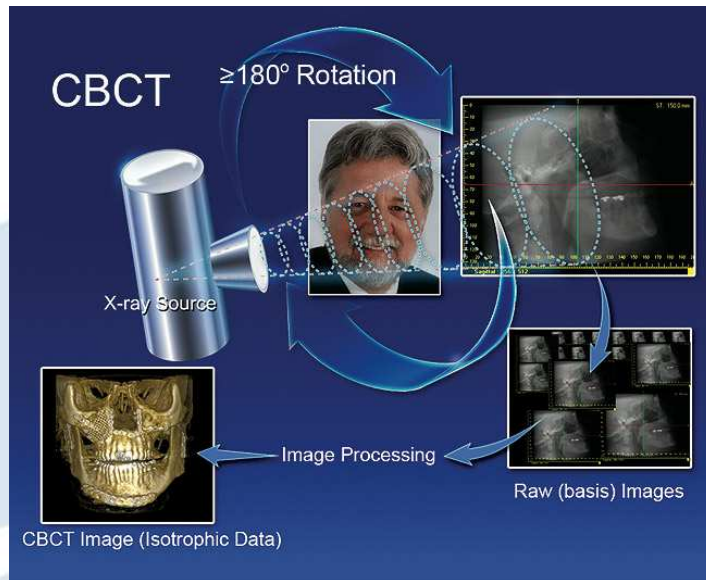


CBCT (Cone Beam CT, výpočetní tomografie kuželovým svazkem):

Technologie CBCT pro pořizování 3D snímků ve stomatologii nachází široké uplatnění v implantologii, ortodoncii, čelistní a obličejové chirurgii. Nové možnosti, snímkování hlavy, krční páteře, končetin a kloubů. Hlavní uplatnění na poli ortopedie, úrazové a sportovní medicíny. CBCT pro obrazovou akvizici využívá rtg plošný digitální detektor, na nějž promítá sérii desítek až stovek snímků vyšetřované oblasti pod různými úhly.



Vysoce sofistikované algoritmy potom z těchto snímků v počítači složí trojrozměrný obraz, který je možno prohlížet v řezech různých tloušťek pod prakticky libovolnými úhly, nebo v podobě poloprůhledných 3D vizualizací, které oddělí kosti, měkké tkáně a tělní dutiny. Jediným omezením CBCT technologie je velikost vyšetřovaného objemu, která je dána velikostí detektoru.

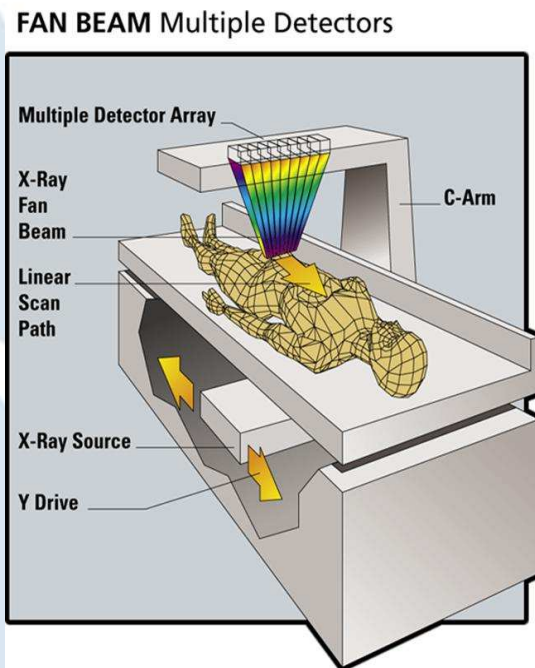


| FIELDS OF VIEW SCANNING TIME RESOLUTION | REGION OF INTEREST | SAMPLE IMAGES | | RECOMMENDED APPLICATIONS |
|--|-----------------------|---------------|--|---|
| 17 x 13.5 cm 20 sec. 0.3 – 0.5 mm | | | | <ul style="list-style-type: none"> • Sinus and airway analyses • Orthodontics assessment • Orthognathic surgery • Facial reconstruction • Trauma |
| 17 x 11 cm 12 or 20 sec. 0.25 - 0.5 mm | | | | <ul style="list-style-type: none"> • Sinus and airway analyses • Implantology • Orthodontics assessment • Orthognathic surgery • Facial reconstruction • Trauma |
| 17 x 6 cm TMJx2 12 sec. 0.18 – 0.3 mm | | | | <ul style="list-style-type: none"> • Double TMJ assessments |
| 10 x 10 cm 12 sec. 0.18 – 0.3 mm | | | | <ul style="list-style-type: none"> • Implantology • Complex impactions • Other cases involving both dental arches |

Výhody: vysoké rozlišení; nízká dávka záření; relativně nízké pořizovací náklady ve srovnání s klasickým CT; nízká spotřeba energie.

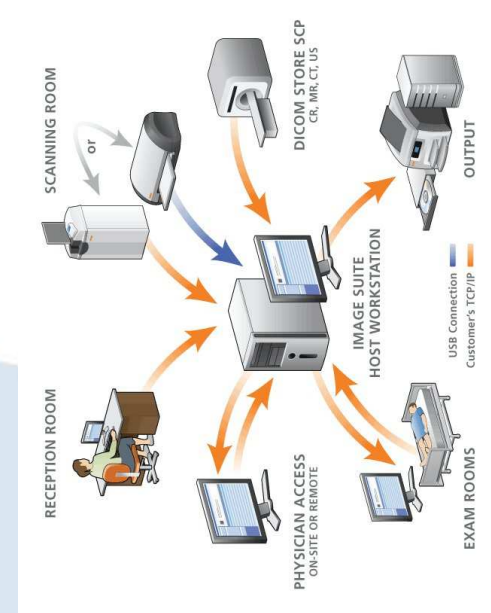
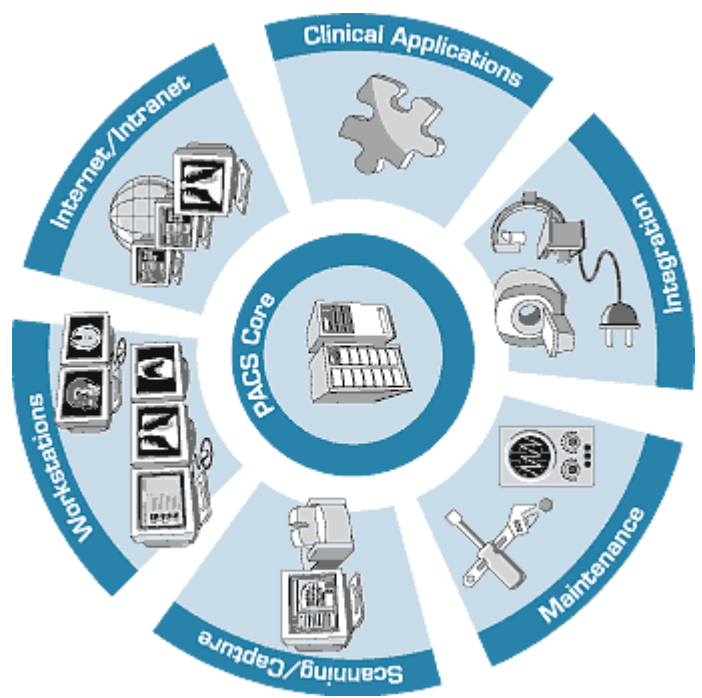
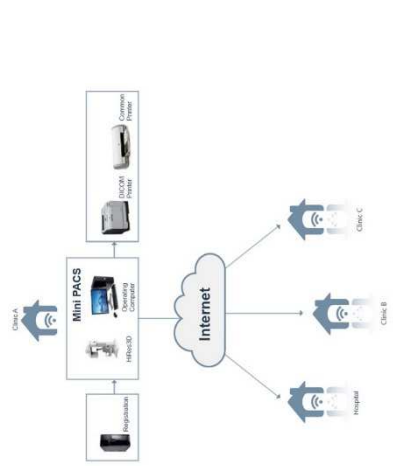
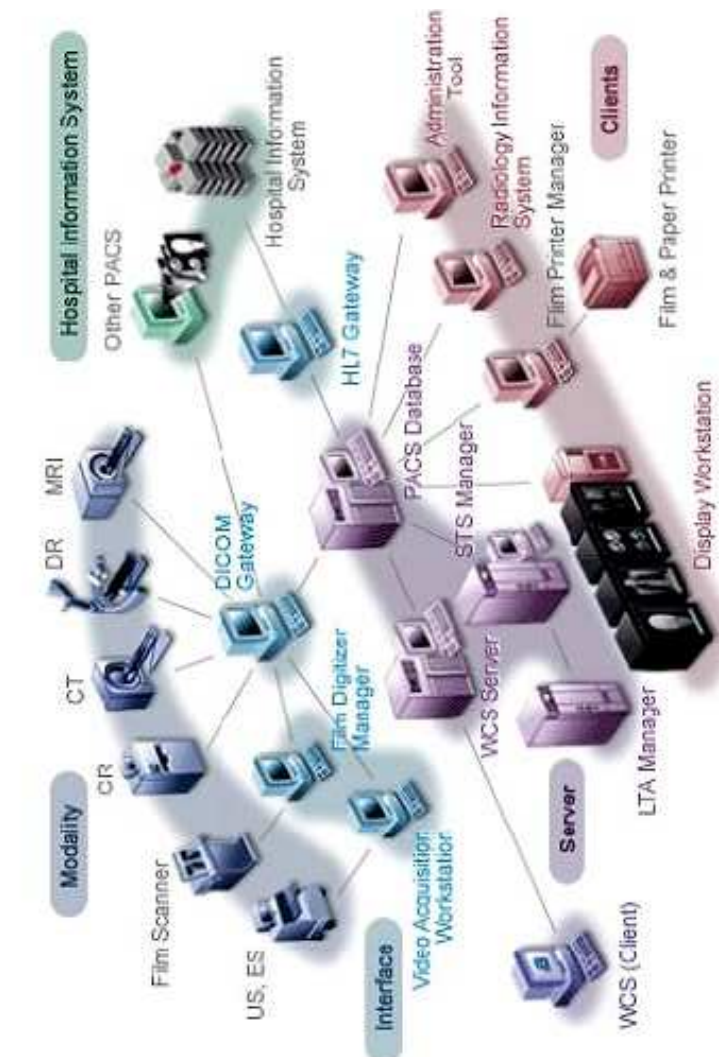
Kostní denzitometrie

Kostní denzitometr je rtg přístroj, který dokáže měřit hustotu kostí. Pacient se položí na vyšetřovací podložku a přístroj ho oskenuje dle nastavení obsluhy. Kostní hmota vykazuje různou absorpci fotonového záření a na tomto principu získáváme snímky zaměřené na hustotu kostí. Používané skórovací systémy pak hodnotí kostní hustotu vyšetřovaného se zdravými jedinci daného věku a pohlaví a z výsledku stanoví diagnózu a případně i závažnost osteoporózy. Celé vyšetření trvá jen několik minut. Radiační zátěž pro pacienta je minimální.



PACS Archivace

PACS: všechny digitální modality produkující obrazovou dokumentaci potřebují být napojeny na společné datové úložiště za účelem **archivace a sdílení uložených studií**. Pro tyto účely používáme označení **PACS (Picture Archiving and Communication System)**. Jedná se o datové úložiště (hardware & software), které je schopno komunikovat se všemi DICOM modalitami, nemocničním informačním systémem a oprávněnými uživateli (diagnostikové, operátoři a klinické) po DICOM protokolu. **DICOM** je zkratka pro název komunikačního protokolu, společný pro všechny typy medicínských modalit a všechny výrobce na celém světě. Tato norma zaručuje, že kdekoliv pořízená studie pacienta bude „čitelná“ pro jiného uživatele, ať se nachází na kterémkoliv místě planety a používá SW a HW od jakéhokoliv výrobce. Ne vždy tomu tak bylo. Pak mluvíme o oboru, který se nazývá **teleradiologie**. Tato dohoda byla vytvořena počátkem 90-tých let minulého století. Problematika PACS je velmi komplexní a zahrnuje v sobě širokou škálu problematiky, od volby vhodného, výkonného hardwaru s dostatečnou kapacitou, až po software a jeho zabezpečení.









Podporujeme vaši budoucnost
 Operační program lidské zdroje a zaměstnanost
 www.esfcr.cz

Diagnostické displeje

Diagnostické displeje pro zdravotnické účely jsou nedílnou součástí kompletního řetězce v lékařském zobrazování. Používané monitory musí být certifikované jako zdravotnický prostředek (MD) a splňovat parametry pro požadovaný účel. Všechny musí splňovat stabilitu a věrnost obrazu a barevného podání vč. kalibrace dle standardu DICOM a dle příslušných norem.



Základní dělení zdravotnických displejů:

Diagnostické: pro primární určení diagnózy

Náhledové: pro posouzení diagnózy a k obecnému prohlížení

Mamografické: pro digitální mamografii

Operační: pro zobrazování dokumentace a snímků během operace

Kvalita zobrazení

Základní pravidla pro dosažení nejlepší kvality zobrazení:

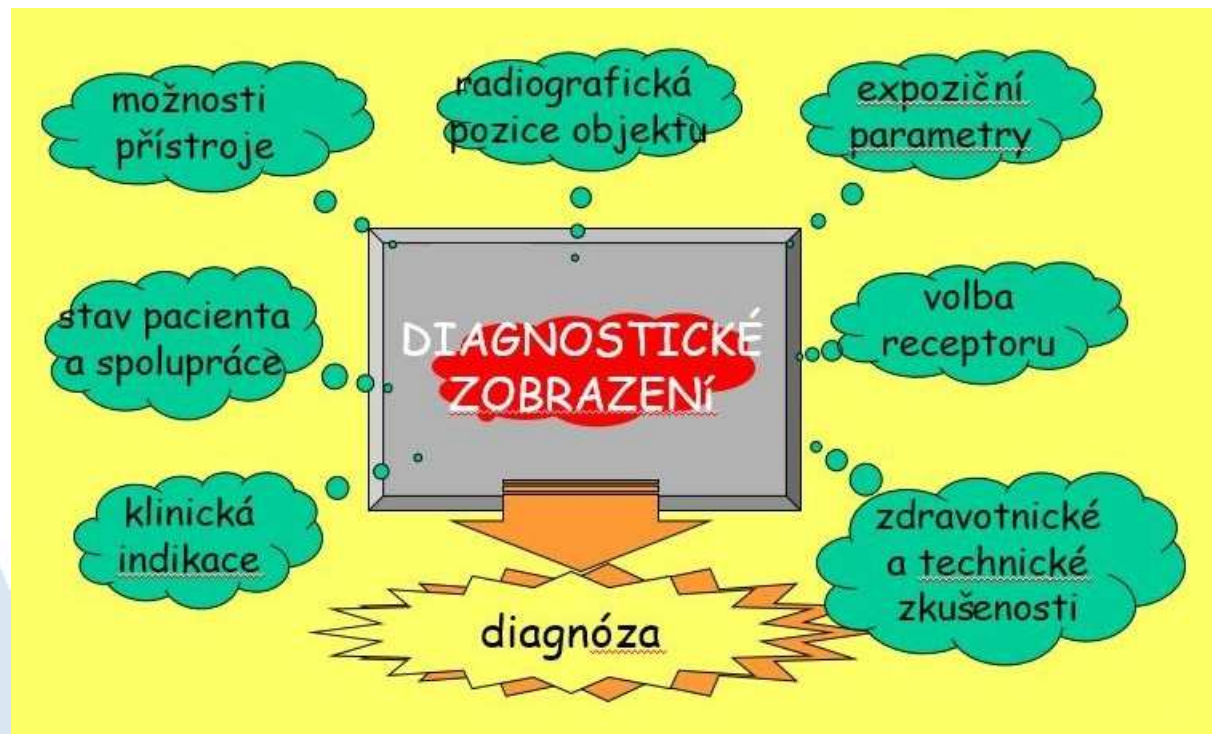
- pokud to technika dovolí, používat co nejmenší ohnisko
- receptor obrazu musí být co nejbližší zobrazovanému objektu
- vzdálenost rtg lampy nastavit co nejdále od objektu
- primární svazek nastavit kolmo k receptoru obrazu
- zobrazovaný objekt by měl být paralelně k receptoru obrazu
- pro objemnější objekt používat sekundární mřížku a kolimaci

Základní faktory pro stanovení a porovnávání kvality zobrazení:

- detekční účinnost
- dynamický rozsah
- rozlišení při nízkém kontrastu
- rozlišení při vysokém kontrastu
- prostorové rozlišení

Stanovené metody pro provádění zkoušek a udržení kvality.

Kvalita zobrazení



Použití měkké a tvrdé techniky

V praxi dělíme používání snímkovací techniky na tzv. měkkou a tvrdou. V primárním svazku máme zastoupeno plné spektrum záření, tedy jak měkké tak tvrdé. Měkké spektrum představuje nízkoenergetické záření, které se uplatňuje při zobrazování drobných maloobjemových objektů, má nízkou penetraci. Tvrdnutí spektra dosahujeme pomocí přídavné filtrace a volbou vyšších kV (brzdné záření). Obecně při přechodu z analogového provozu na provoz digitální by mělo dojít k optimalizaci dávek. Druhou charakteristikou pro digitální receptory je zásada nepoužívat kV nižší než 50 kV.

Měkká technika: 50 – 65 kV, objekty s malými rozdíly denzit (nižší efektivita využití, vyšší absorpce v měkkých částech povrchových tkání = vyšší radiační zátěž, nízká penetrace.

Tvrdá technika: 80 – 150 kV, doporučené postupy u převážné části snímkaných objektů s velkými rozdíly denzit a objektů velkých objemů (nižší kontrast měkkých částí, větší množství sekundárního záření = používání sekundární clony, méně pohlcovány v tkáních, snížení celkové radiační dávky).

Artefakty u digitální skiagrafie

Různé nežádoucí objekty nebo struktury zobrazené na snímku.

Artefakty způsobené při pořizování snímků:

- dvojitá expozice
- absence kolimace
- příliš dlouhá doba mezi akvizicí a skenováním
- expozice ze špatné strany kazety
- podexponovaný nebo přeexponovaný snímek
- latentní obraz na pozadí snímku (objekty, značky a pod.)
- nevhodně nebo špatně použitá sekundární clona
- nevhodná volba typu sekundární clony (min 60 lp/cm)
- sekundární záření
- příliš častá, nebo žádná údržba CR paměťových folií
- DR detektor: rušení z napájecího zdroje detektoru (symetrické linie)

Artefakty způsobené při zpracování snímků snímků:

- mechanické poškrábání a vady ve struktuře CR folie
- prachové částice na CR foliích
- prachové částice ve skeneru
- světelná netěsnost skeneru
- poškození CR folie způsobené transportním systémem
- nehomogenní zobrazení
- vady a poškození povrchu CR kazety
- chyba mazání
- DR detektor: výpadky obrazových informací, vadné pixely

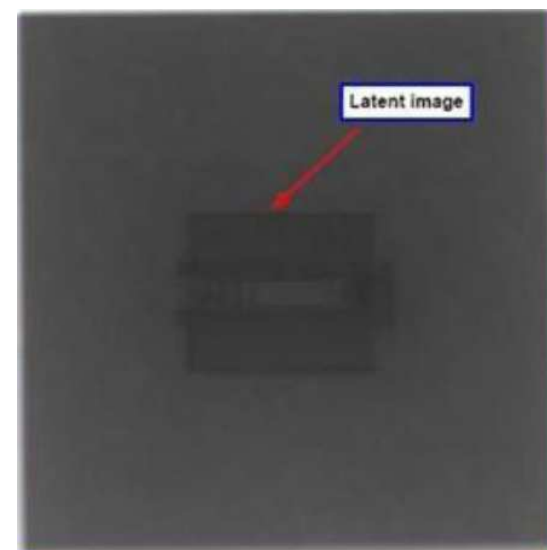




lineární křivka



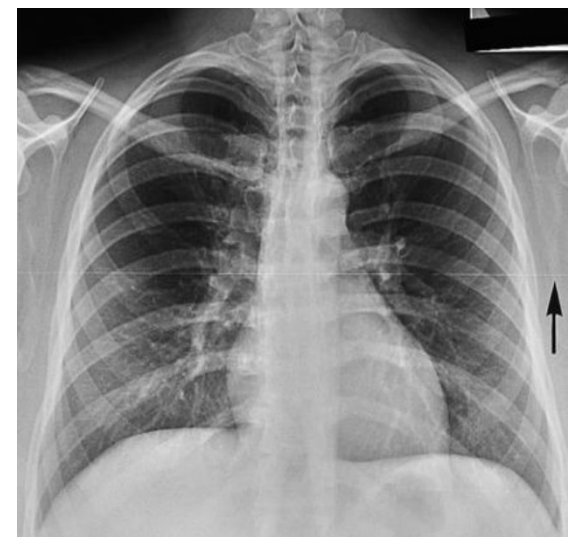
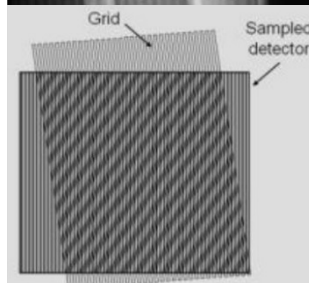
„S“ křivka



latentní obraz



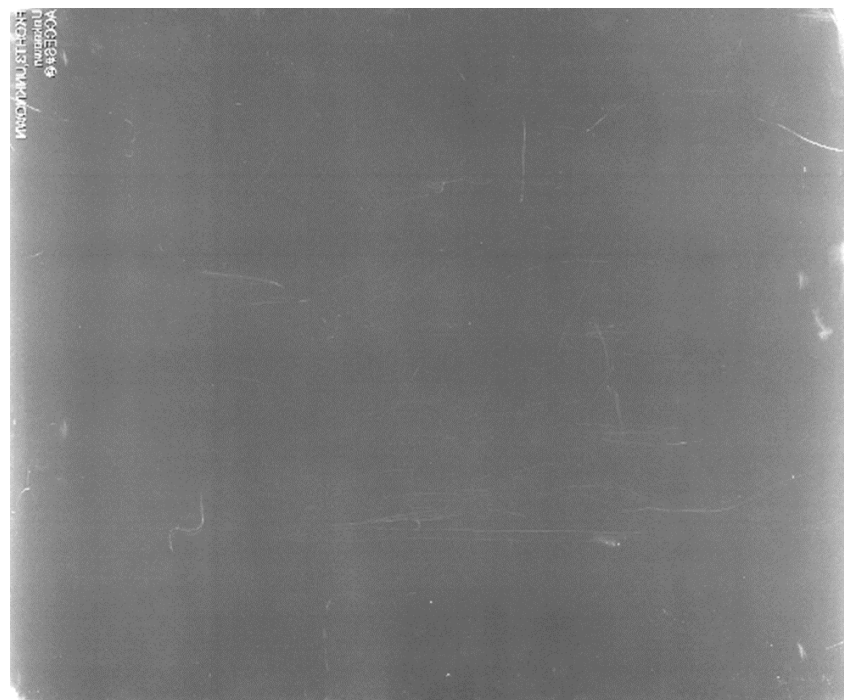
špatné použití mřížky



chyba při skenování

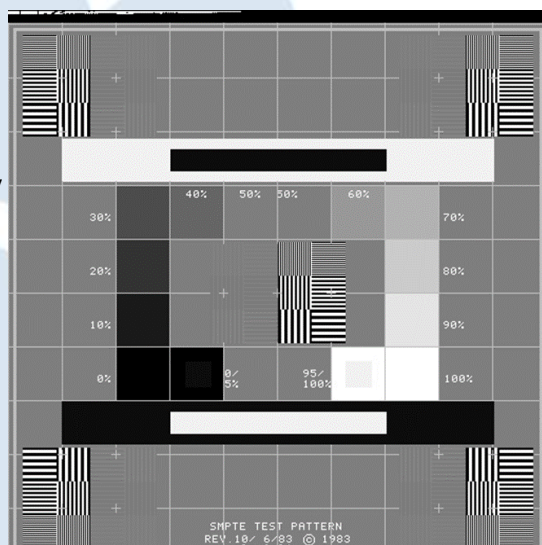


artefakty a nález ve snímku



porovnání s homogenním polem

test pro
monitory

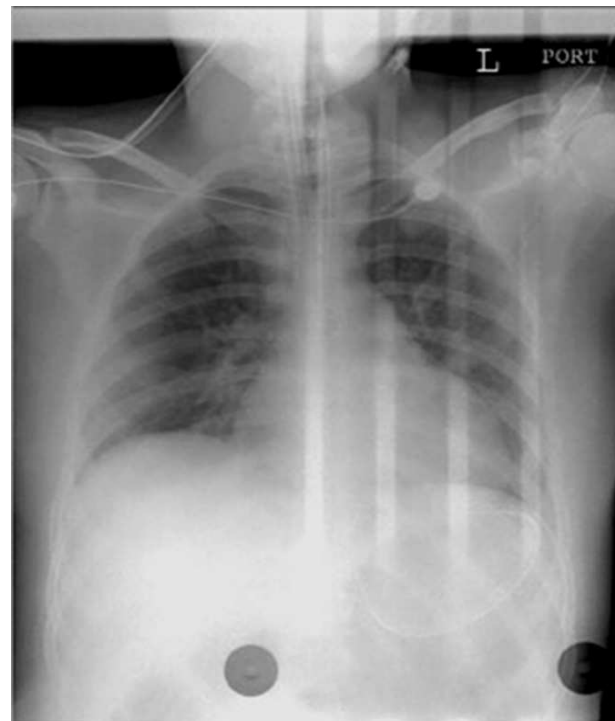




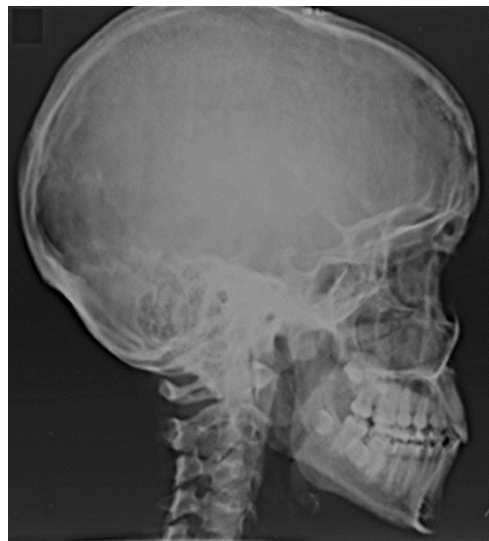
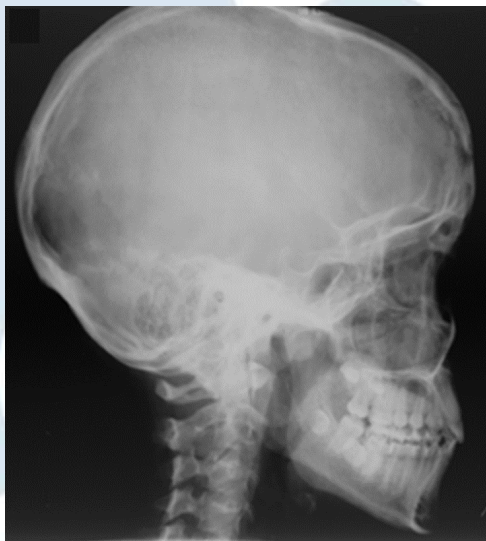
snímek bez mřížky



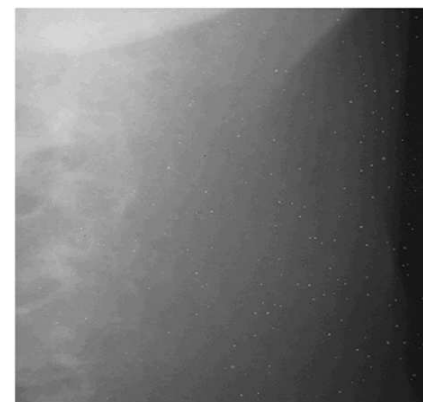
snímek s mřížkou



dvojitý snímek



špatná volba post processingu - srovnání

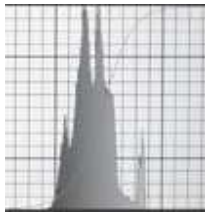


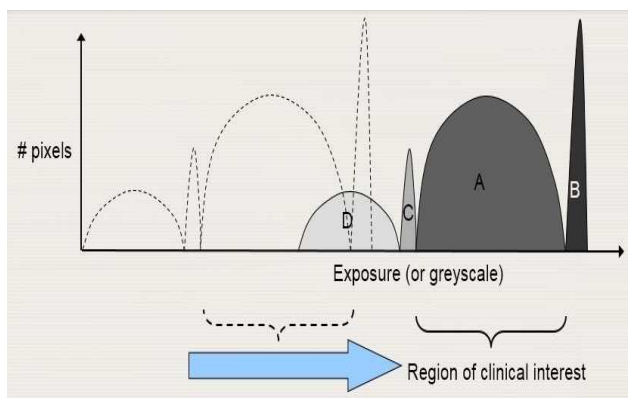
prach

0.6 mAs >>

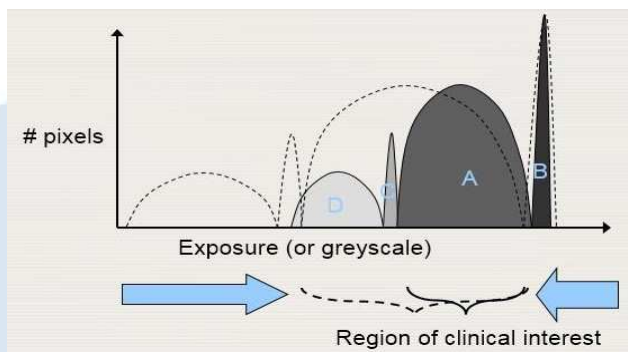
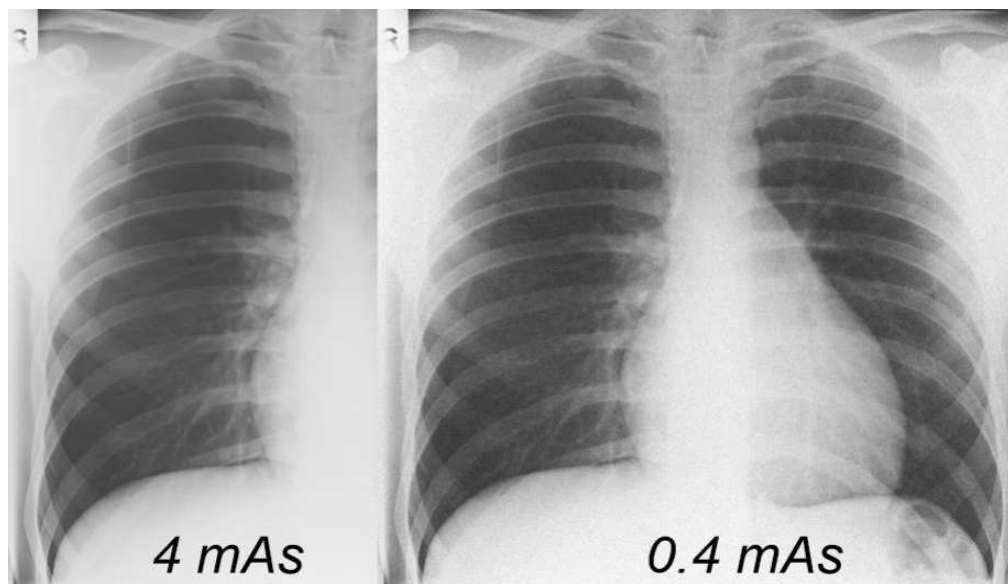
Histogram Distribution

The histogram shows Frequency on the y-axis. The x-axis has two main regions: 'Collimated area' and 'Anatomy'. The 'Collimated area' shows a single sharp peak. The 'Anatomy' region shows a complex distribution with multiple peaks and valleys. A double-headed arrow at the bottom indicates the 'Useful signal' range, which corresponds to the 'Anatomy' region.

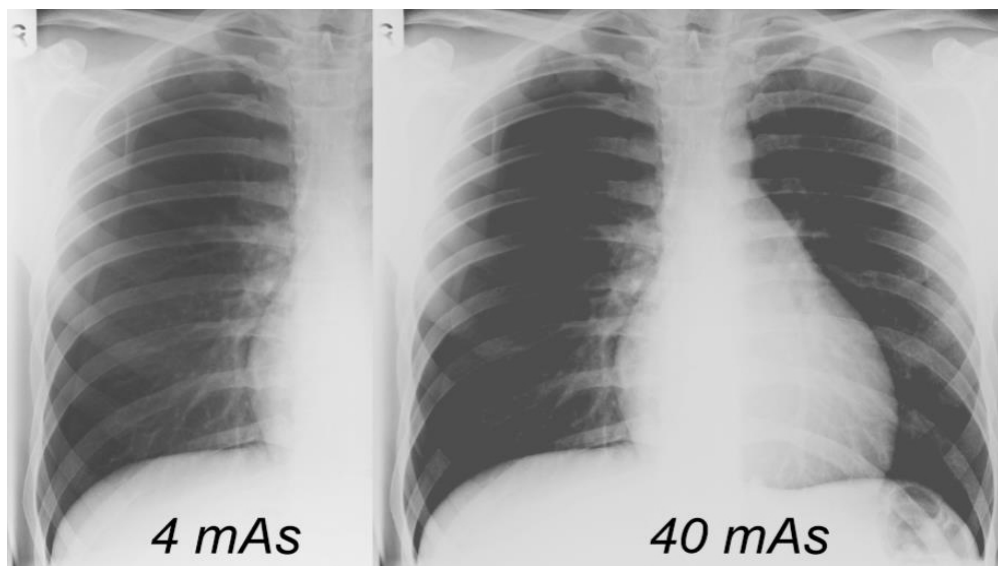




vyšší mAs posouvají ROI



vyšší kV zužují ROI



Závěr

- široký dynamický rozsah digitálních zobrazovacích technologií – EI.
- nesprávné používání post processingu: kompenzace nevhodně zvolené rentgenové techniky, kompenzace chyby nastavení techniky za účelem vylepšení nediagnostické kvality a přepracování zobrazení by mělo být poslední možností jak se vyhnout opakování expozice, ale nikoliv jako rutinní pracovní postup. Rutinní přepracovávání signalizuje problém s automatickým zpracováním obrazu nebo s nastavenou a používanou technikou.

Nástupem digitálních systémů v radiologii začalo nové období dosud nepoznaných možností využití rentgenu a pomocí nových technologií a softwaru tento vývoj bude i nadále pokračovat. Postupem času bude převažovat v používání pouze řešení DR a CR technika se bude stávat minulostí, tak jako tomu bylo u analogových systémů.

DĚKUJI VÁM ZA POZORNOST



PODPORUJEME
VAŠI BUDOUCNOST
www.esfcr.cz