



Rentgenové záření:

Vůbec nejstarší, nejrozšířenější a dosud patrně nejdůležitější aplikací ionizujícího záření

Objevitelem **paprsků X (rentgenového záření)** byl 8. listopadu 1895 německý fyzik **Wilhelm Conrad Röntgen** při pokusech s tehdy již známým katodovým zářením.

Zjistil, že se z pokusné trubice šíří paprsky, které na stínítku pokrytém fluorescenční látkou vyvolávají světlování a při zakrytí trubice rukou se objevil na stínítku obraz kostry jeho ruky. Tento objev vyvolal velký zájem nejen vědců, ale i široké veřejnosti. Kvůli praktické použitelnosti tohoto jevu nejen v medicíně a jaderné fyzice, ale i defektoskopii, byla *W.C. Roentgen* udělena roku 1901 *Nobelova cena za fyziku* - objev rtg záření.


Paprsky X jsou **elektromagnetickým vlněním** v neviditelném spektru o vlnové délce mezi 10^{-12} až 10^{-8} m s větší energií než má viditelné záření, u kterého energie činí přibližně 3 eV.

Tak jako všechna elektromagnetická záření se i RTG záření šíří přímočaře a ve vakuu **slábne s kvadrátem vzdálenosti** od zdroje záření. Když prochází hmotou, je záření zeslabováno v závislosti na tloušťce a typu materiálu.



Rentgenové záření:

- Rentgenové záření leží na stupnici mezi ultrafialovým a gama zářením.
- **Paprsky X** vznikají tam, kde elektrony dopadají velkou rychlostí na překážku. Dle vlnové délky rozlišujeme měkké RTG záření, které má větší vlnovou délku, a tvrdé RTG záření (blíží se k záření gama)
- Přirozenými zdroji záření X jsou především hvězdy.
- Uměle lze rentgenové záření získat v **rentgenové trubici** dopadem urychlených elektronů na **anodu rentgentky** (primární rentgenové záření). Vysokonapěťový zdroj vytváří napětí řádově desítek až stovek kilovoltů. Anoda musí být dostatečně chlazená, protože 99% výkonu se přemění na teplo a pouze **1%** na **Rentgenové záření**.
- Ozařováním látek primárním rentgenovým zářením (elektrony) je buzeno sekundární rentgenové záření => **paprsky X**.
- Podstatou rentgenové diagnostiky je interpretace stínového obrazu, vznikajícího díky schopnosti různých částí lidského těla rozdílně absorbovat rentgenové paprsky.
- vzniklý obraz na stínítku je inverzní, tzn. tkáně a struktury s větší pohltivostí RTG záření jsou na snímcích světlé až bílé a struktury s malou pohltivostí tmavou až černou barvou (vzduch, oblečení atd.)
- stupnice šedi




Rentgenové záření:

Brzdné rentgenové záření [upravit](#)

Elektron rychle letící (při napětí 100kV je jejich rychlost cca 165 km/h) od katody k anodě se při nárazu do anody dostává do silného elektrostatického pole, kde dochází k zakřivení jeho dráhy a ke zbrzdění. Kinetická energie, kterou elektron ztratil, je vyzářena ve formě fotonu RTG záření. Při tomto procesu jsou vyzařovány fotony o různých vlnových délkách. Čím více se elektron přiblíží k jádru a čím větší je jeho energie, tím větší je energie vznikajícího kvanta RTG záření. Energie brzdného rentgenového záření nezávisí na materiálu anody, ale jen na rychlosti elektronů (tedy na velikosti napětí mezi elektrodami rentgenky). Toto záření se vyznačuje širokým spojitým energetickým spektrem, protože rychlost elektronů emitovaných katodou není jednotná. Brzdné RTG záření vytváří **spojité spektrum**. Elektrony ale mohou být urychleny i jiným způsobem než pouhým vystavením velmi vysokému napětí - v urychlovačích částic jako je např. lineární urychlovač, betatron nebo mikrottron se dosahuje výrazně vyšších energií než u rentgenky a vznikající RTG záření je podstatně tvrdší.

Brzdné záření se využívá v lékařské diagnostice a v radioterapii, příp. v průmyslu v defektoskopii.

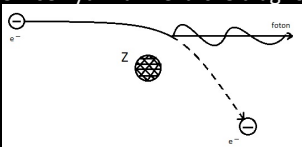


Rentgenové záření:

Brzdné rentgenové záření

Elektron rychle letící (při napětí 100kV je jejich rychlost cca 165 km/h) od katody k anodě se při nárazu do anody dostává do silného elektrostatického pole, kde dochází k zakřivení jeho dráhy a ke zbrzdění. Kinetická energie, kterou elektron ztratil, je vyzářena ve formě fotonu RTG záření. Při tomto procesu jsou vyzařovány fotony o různých vlnových délkách. Čím více se elektron přiblíží k jádru a čím větší je jeho energie, tím větší je energie vznikajícího kvanta RTG záření. Energie brzdného rentgenového záření nezávisí na materiálu anody, ale jen na rychlosti elektronů (tedy na velikosti napětí mezi elektrodami rentgenky). Toto záření se vyznačuje širokým spojitým energetickým spektrem, protože rychlost elektronů emitovaných katodou není jednotná. Brzdné RTG záření vytváří **spojité spektrum**. Elektrony ale mohou být urychleny i jiným způsobem než pouhým vystavením velmi vysokému napětí - v urychlovačích částic jako je např. lineární urychlovač, betatron nebo mikrottron se dosahuje výrazně vyšších energií než u rentgenky a vznikající RTG záření je podstatně tvrdší.

Brzdné záření se využívá v lékařské diagnostice a v radioterapii, příp. v průmyslu v defektoskopii.



http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Brzdne_zareni.jpg



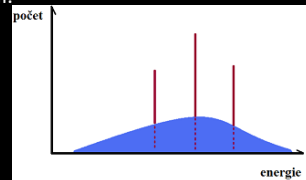
Rentgenové záření:

Charakteristické rentgenové záření

Charakteristické RTG záření se liší podle materiálu, ze kterého je zhotovena anoda. Elektronů dopadajících na anodu (většinou wolframovou) předávají svoji energii elektronům v atomech anody, tyto elektrony jsou excitovány (vyraženy do vyšší energetické hladiny), nebo úplně ionizovány (vytrženy z obalu). Pokud byl elektron pouze excitován, následně se vrací zpět do původního základního stavu, pokud byl "vyražen", potom se jeho místo zaplní elektronem z jedné z energeticky bohatších hladin vzdálenějších od jádra. Při obou variantách sestupu elektronu se uvolní značné množství energie ve formě RTG záření. Energie fotonu záření je rovna energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami, mezi kterými došlo k přesunutí elektronu. Rozdíl energie mezi jednotlivými hladinami je stále stejný, proto vzniká RTG záření pouze o určitých vlnových délkách – odtud plyne název charakteristické záření, protože onen energetický rozdíl, který určuje vlnovou délku záření, závisí na materiálu, ze kterého je anoda vyrobená. Získáme tedy RTG záření charakteristické pro určitý konkrétní prvek (materiál anody); jeho energie je tím vyšší, čím vyšší je protonové číslo prvku, tvořícího anodu. Vzniklé záření tvoří tzv. **diskrétní - čárové spektrum**.

Charakteristické rentgenové záření se využívá v analytické chemii.

Výsledné záření reálného zdroje RTG je součtem brzdného a charakteristického záření.



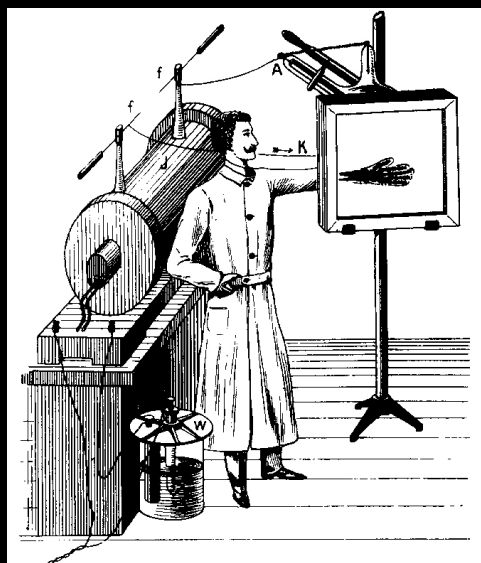
http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Brzdne_zareni.jpg



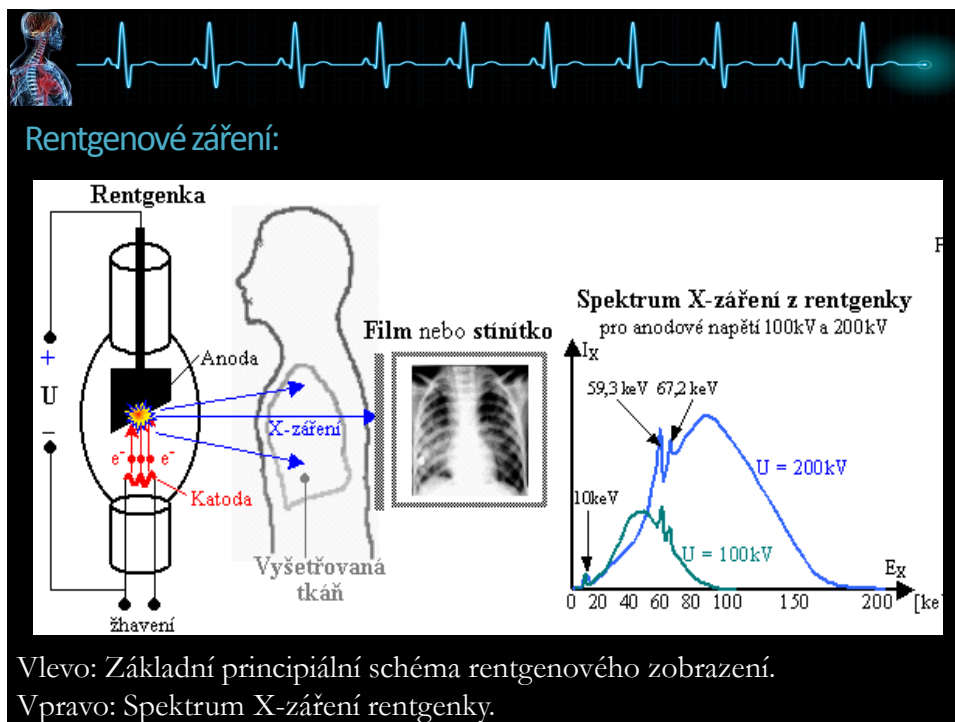
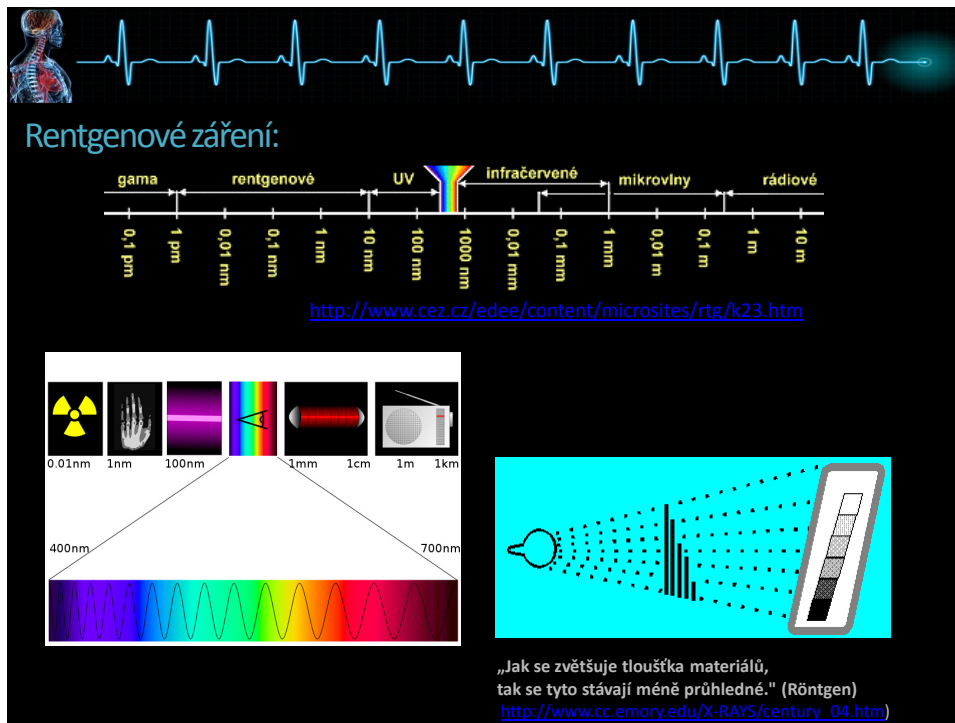
Rentgenové záření:



Jeden z prvních RTG snímků- ruka jeho ženy



"Fluoroskopie ruky pomocí X-paprsků" (Z.L.Graetz : Die Physik, Naturwissenschaften G.m.b.H., Leipzig 1917, p.492.



Vlevo: Základní principiální schéma rentgenového zobrazení.

Vpravo: Spektrum X-záření rentgenky.



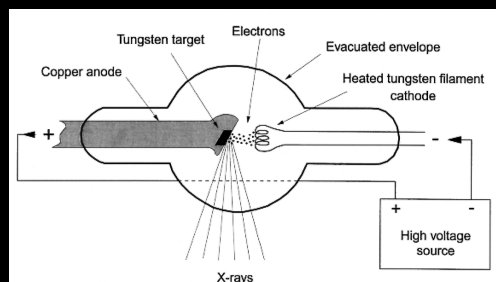
Rentgenové záření:

- Zdrojem X-záření pro rtg zobrazení je speciální vakuová elektronka zvaná **rentgenka** (rentgenová lampa či trubice).
- Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě, přičemž jsou silným elektrickým polem **urychlovány** na energii danou vysokým napětím (cca 20-200kV)
- Po dopadu svazku elektronů na anodu se **prudce zabrzdí**, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na **brzdné záření**
- Anoda je zhotovena z těžkého materiálu (nejčastěji z W), který má vysokou elektronovou hustotu → dopadající elektrony jsou velkou odpudivou silou prudce brzděny, čímž se podle zákonů elektrodynamiky část jejich kinetické energie mění v brzdné elektromagnetické záření - **fotony rentgenového (X-záření)**
- Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá - jen asi 1% kinetické energie elektronů je transformováno na fotony X záření, zbytek se mění v teplo

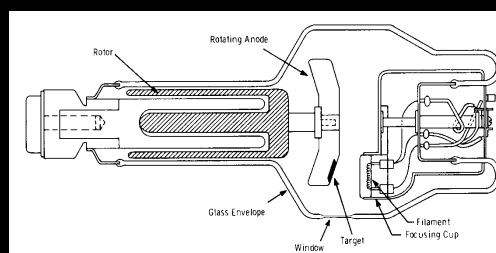


Rentgenové záření:

S pevnou anodou



S rotační anodou





Rentgenové záření:

X-záření produkované rentgenkou má **spojité spektrum** od energií blízkých nule až k maximální energii dané hodnotou anodového napětí

Kromě brzdného záření se spojitým spektrem je vyzařováno i určité množství **charakteristického záření** s čárovým spektrem (charakteristická dvojice píků K_{α}, K_{β}), jehož energie nezávisí na anodovém napětí, ale je dána **materiálem anody**

pro nejčastěji používaný wolfram jsou to píky 59,3+67,2keV (a pík L kolem 10keV), které se projevují jako "hrbolký" na spojitě křivce spektra

Charakteristické záření vzniká v atomech materiálu anody přeskokem elektronů ze slupky L na uprázdněnou slupku K (K-série), popř. ze slupky M na L (L-série), z nichž jsou vázané elektrony vyraženy dopadem urychlených elektronů v rentgence



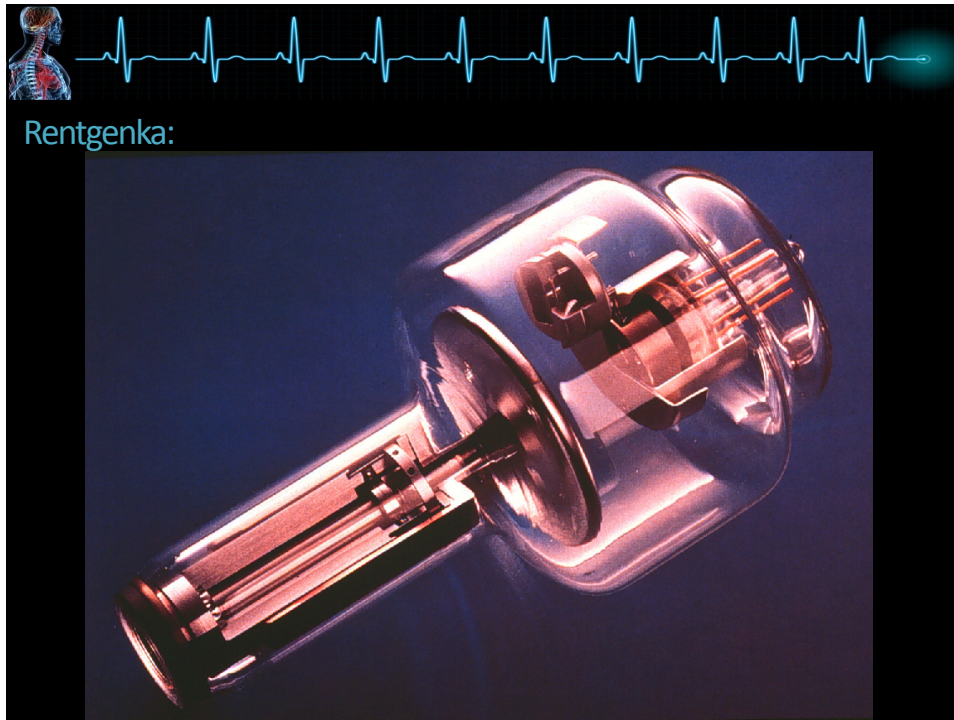
Rentgenové záření:

Na rozdíl od běžných elektronek používaných ve slaboproudé elektronice mají rentgenky poměrně **robustní konstrukci** danou dvěma okolnostmi:

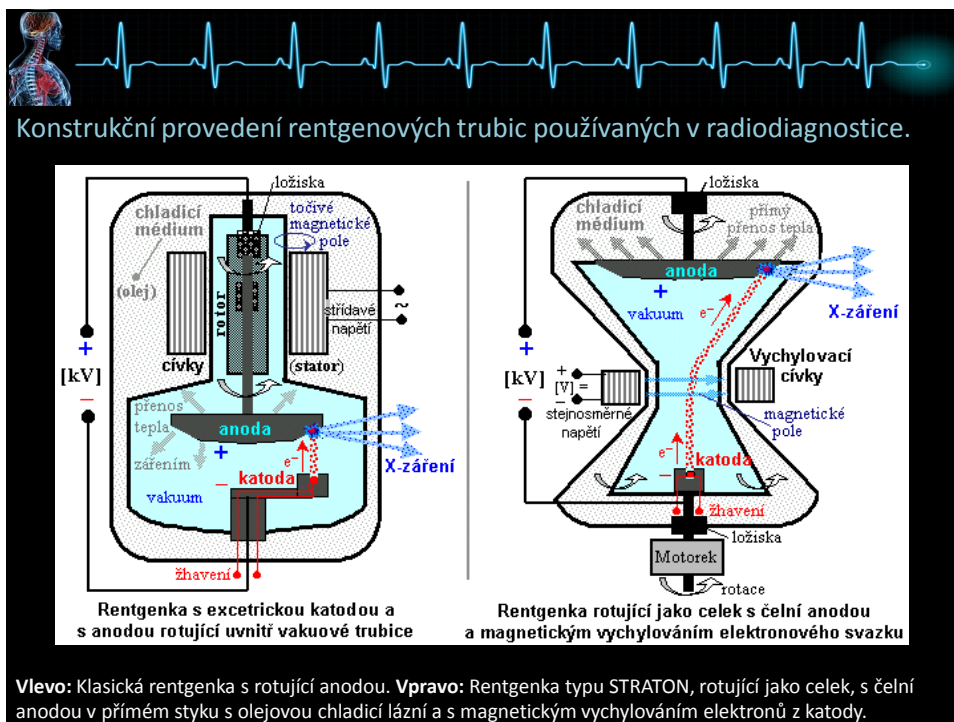
- **vysoké napětí** dosahující i stovek kV.
- **tepelný ohřev**: elektrony dopadající vysokou rychlostí na anodu přeměňují jen malou část své energie v X-záření, převážná většina jejich kinetické energie se přeměňuje na **teplo** - anoda rentgenky se silně **zahřívá**.

Lokálnímu přehřívání jediného místa anody, kam dopadají elektrony, se zabráňuje **rotací anody**- katoda je v rtg trubici umístěna excentricky, anoda ve tvaru kuželovitého disku se **otáčí** kolem podélné osy, takže elektronový svazek dopadá pokaždé do jiného místa po obvodu anody, čímž je zahřívání a odvod tepla je rovnoměrnější

Rentgenky pro velmi vysoké výkony mají aktivně **chlazenou** anodu - uvnitř anody je dutina, kterou protéká chladicí kapalina.



Rentgenka:





Rentgenové záření:

V elektrickém obvodu rentgenky se podle potřeby **regulují** a **nastavují** dva základní parametry:

- Anodové napětí

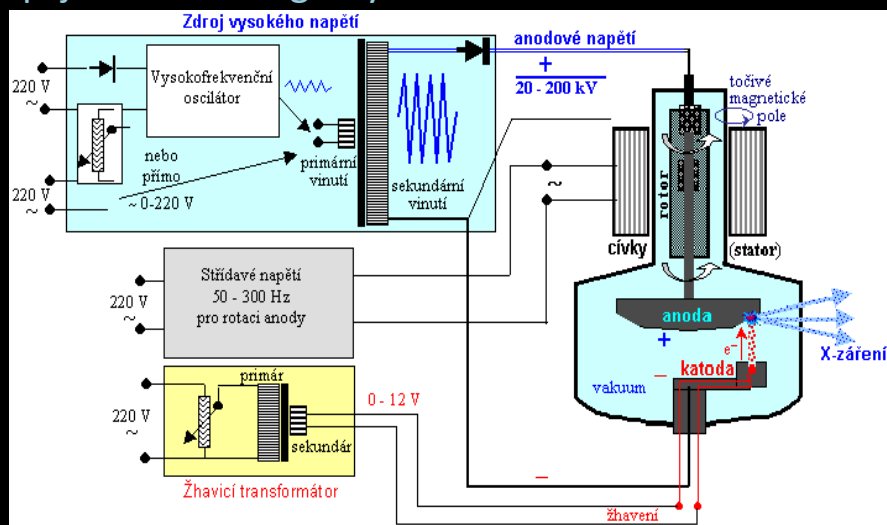
určuje maximální i střední **energii** fotonů výsledného X-záření - maximální energie v keV se prakticky rovná anodovému napětí v kV

- Anodový proud

protékající rentgenkou určuje **intenzitu** X-záření emitovaného rentgenkou; lze jej regulovat změnou **žhavení katody** (žhavicího proudu)



Napájecí obvod rentgenky:



<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>



Napájecí obvod rentgenky:

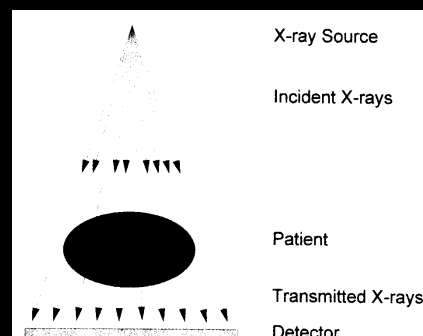
- Žhavení katody- regulovatelný žhavicí transformátor, 6-12V, $I = 0,5-10A$
- Zdroj (generátor) VN- pro urychlení elektronů v rentgence- 20- 200kV, v průmyslu až 400kV, převod = tisíce, buď transformátorem nebo střídačem a následně vyhlazen tlumivkou
- Napájení pro rotaci anody – st. $U \sim 230/400V$,při $f=50Hz$, pak anoda má 3000ot/min (po expozici se elmg. brzdí- např. přivedeným opačným U nebo ss U)

<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>



SKIAGRAFIE

- dopadá X-záření, prošlý vyšetřovanou tkání, na **fotografický film** (obecně na detektor)
- Hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého záření
- Vzniklý **rtg fotografický obraz** představuje **negativní zobrazení hustoty tkáně**: místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) mají nižší absorpci a proto **vysoké zčernání**, místa s vysokou densitou (např. kosti) více absorbují a jsou proto na filmu zobrazena **světle** (s nízkým zčernáním)





SKIASKOPIE

- přímé **vizuální pozorování** obrazu prošlého rtg záření na fluorescenčním **stínítku** („na štítě“)
- **Přímá skiaskopie** se dříve využívala velmi často, vzhledem k vysoké radiační zátěži vyšetřujícího rentgenologa (a pacienta) se od ní ustoupilo
- **Nepřímá skiaskopie** se provádí na přístrojích vybavených zesilovačem obrazu a elektronickým snímáním obrazu
- Používá se k vyšetřování **dynamických dějů** (koronární arteriografie, transhepatální cholangiografie, ...) a při **intervenčních výkonech**, kde je potřebná **vizuální kontrola** precizních prací prováděných uvnitř organismu - zavedení různých sond a katetrů, implantace kardiostimulátorů, koronární angioplastika, ... atd.



SKIASKOPIE





SKIASKOPIE- současná- tzv. C ramena



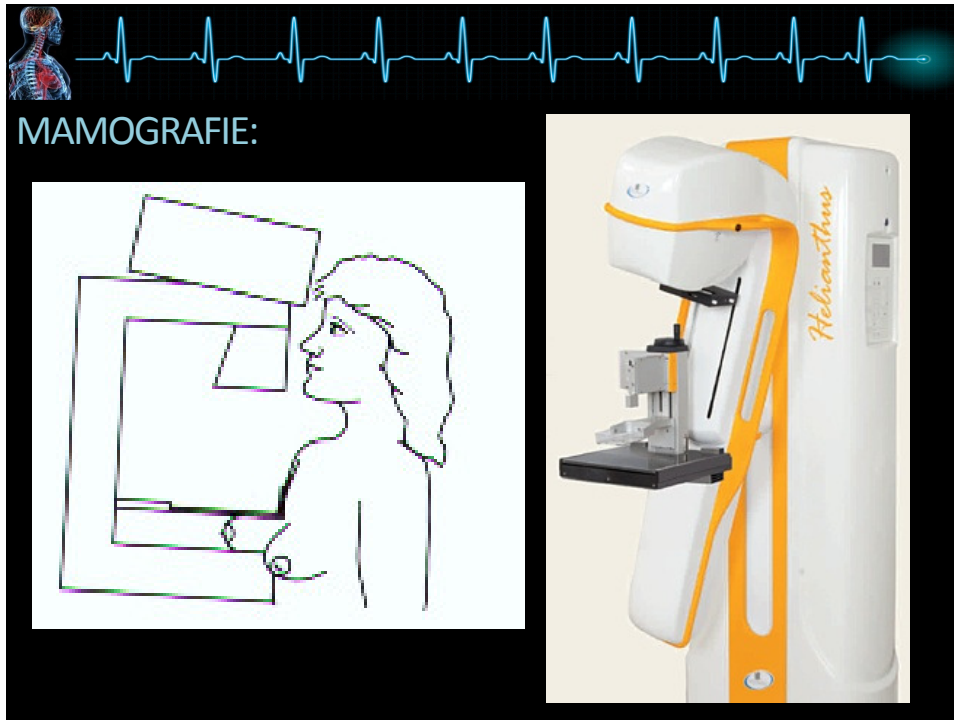


MAMOGRAFIE:

- Používá se nízkého napětí (25-30 kV), a speciálního terčíku a filtrů (Mo/Mo)

- Požadujeme – vysoký kontrast, vysokou rozlišovací schopnost, při co nejnížší dávce

Pro vysokou rozlišovací schopnost je třeba malé ohnisko (0.1 mm) – zdroj rtg záření i detektor těsně u vyšetřované tkáně

- Pro vysoký kontrast – nízké napětí

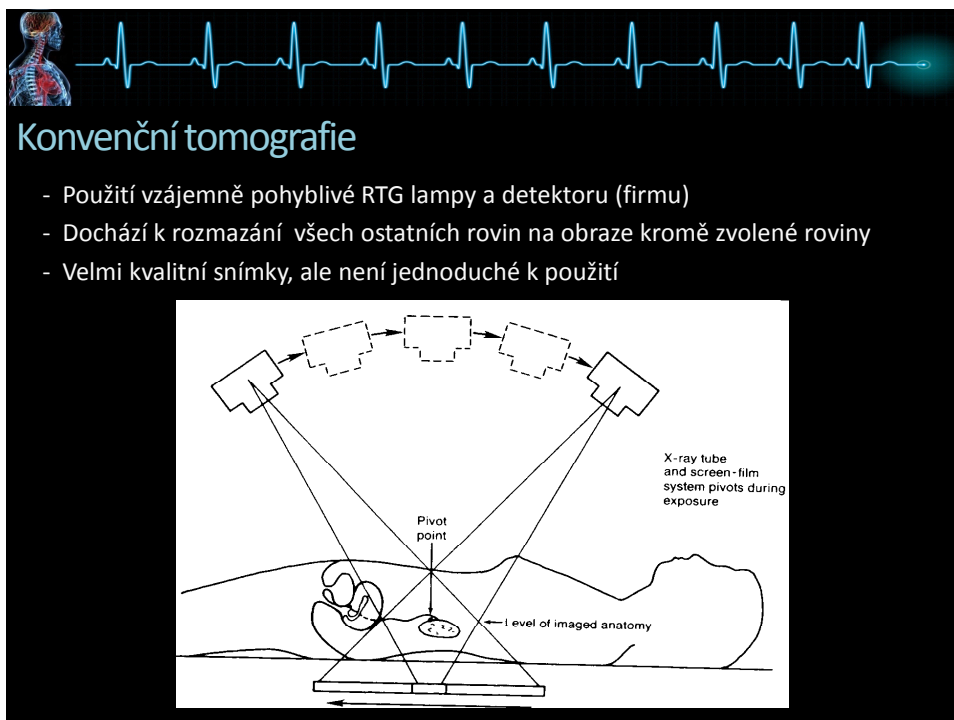
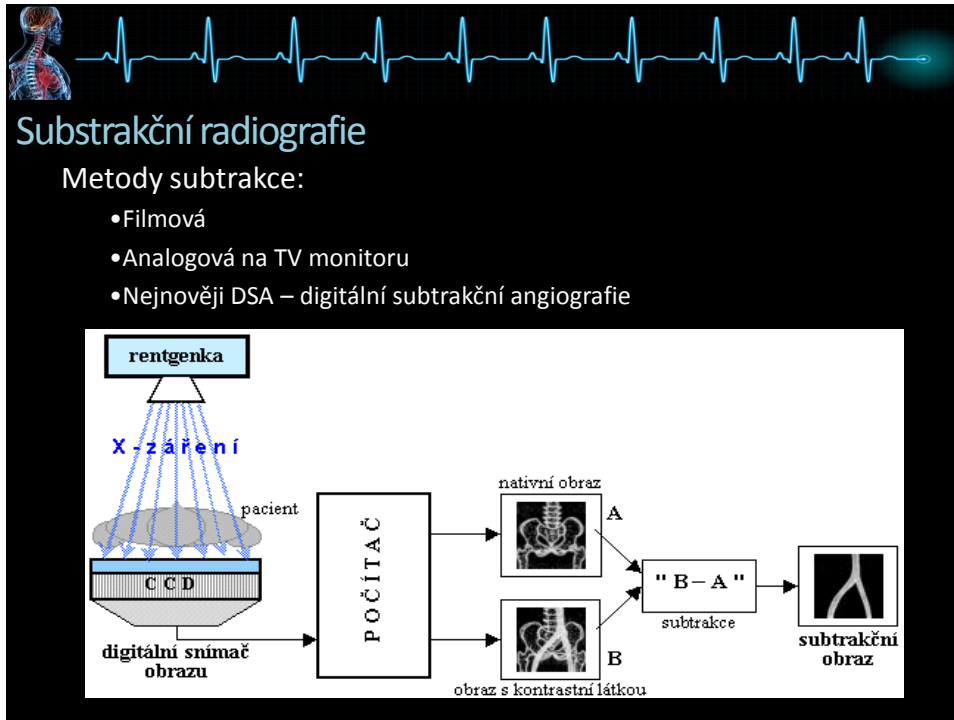
Subtrakční radiografie


Hlavním problémem při rtg zobrazování měkkých tkání jsou malé rozdíly v absorpci záření jednotlivých tkání, vedoucí k **nízkému kontrastu** zobrazení a nemožnosti rozlišení některých anatomických struktur

V určitých případech lze kontrast zobrazení uměle zvýšit aplikací vhodných **kontrastních látek** (např. angiografie)

subtrakční radiografie spočívá v **odečtení** dvou snímků téže oblasti, lišících se přítomností a nepřítomností, či rozložením, kontrastní látky

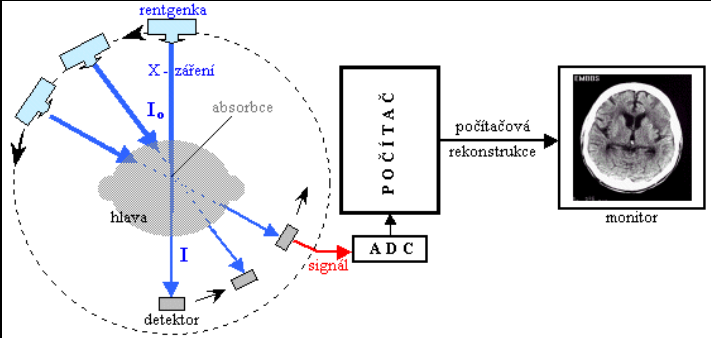

Cílem subtrakce je **zvýraznit anatomické struktury**, které by na konvenčních rtg snímcích byly málo zřetelné



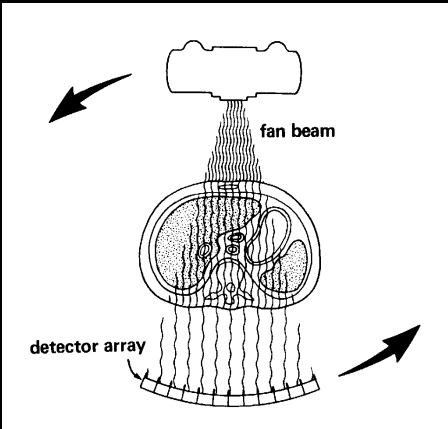
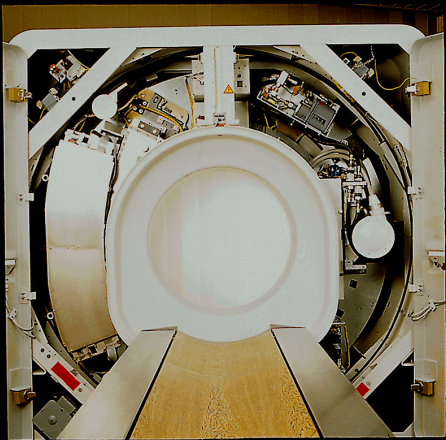


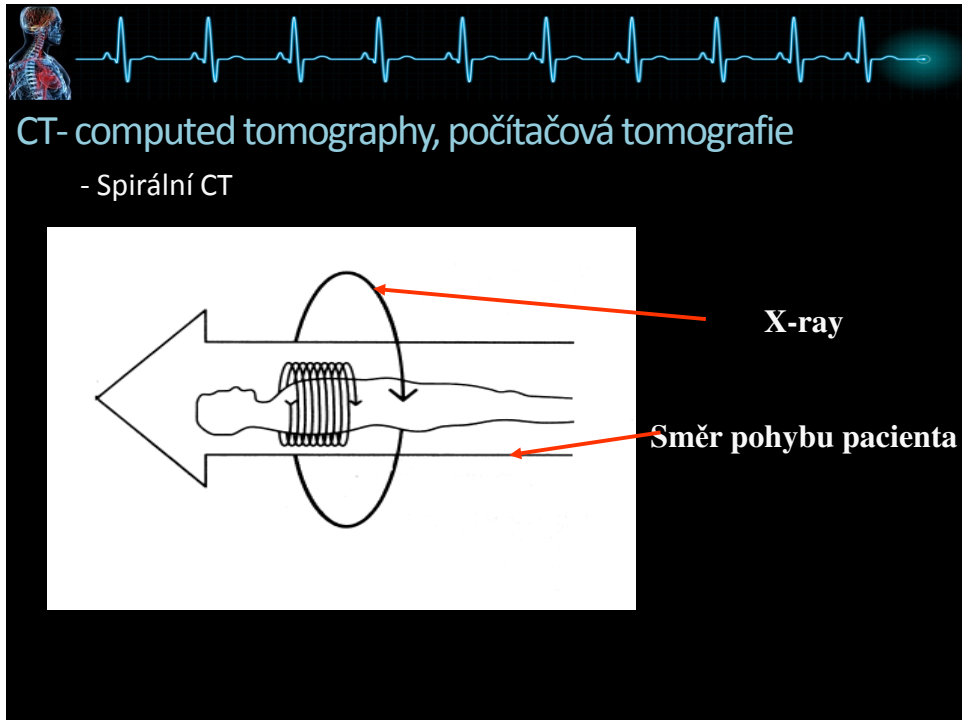
CT- computed tomography, počítačová tomografie

- Tomografické rtg zobrazení se dosahuje tím, že vyšetřovaná oblast se prozařuje zářením pod **řadou různých úhlů** (v rozsahu 180-360°)
- rentgenka a naproti ní umístěný detektor X-záření **rotují** kolem těla pacienta, přičemž úzký svazek X-záření **prozařuje** vyšetřovanou tkáň a jeho intenzita je detekována a převáděna na elektrický signál

CT- computed tomography, počítačová tomografie



RTG kostní densitometrie

vyšetření **skeletu** patří mezi nejčastější a nejdůležitější výkony rtg diagnostiky.

Speciální metodou v této oblasti je **kostní densitometrie** - metoda pro zjišťování **hustoty** (denzity) **kostní tkáně** na základě míry absorpce X-záření, stanovené pomocí rtg **absorpční fotometrie** (Radiographic Absorptiometry - RA)

Nejjednodušší metoda spočívá v prozařování úzkým svazkem záření o **jedné energii** (**SPA** - Single Photon Absorptiometry)

- Nevýhodou této metody je, že z celkové absorpce X-záření nelze zjistit, jaká část je způsobena kostí a jaká část měkkou tkání



RTG absorbní fotometrie

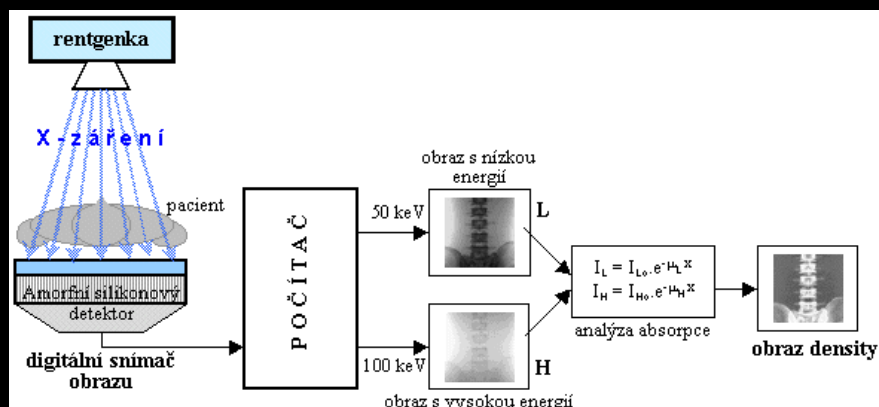
- Dokonalejší denzitometrickou metodou je rtg absorbní fotometrie využívající **dvou energií** svazku X-záření (**DEXA** - Dual Energy X-ray Absorptiometry), např. dvojice efektivních energií 50keV + 100keV, či 35keV + 75keV
- Využívá se zde rozdílných poměrů absorpce X-záření v měkké tkáni a v kostech při nízké energii a při vysoké energii záření - různých hodnot lineárních součinitelů zeslabení μ
- Matematickou analýzou exponenciálních zákonů absorpce

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

pro jednotlivé energie a druhy tkání (logaritmováním se příslušné exponenciální rovnice převádějí na lineární) se stanoví podíl absorpce v měkké tkáni a v samotné kosti



RTG absorbní fotometrie

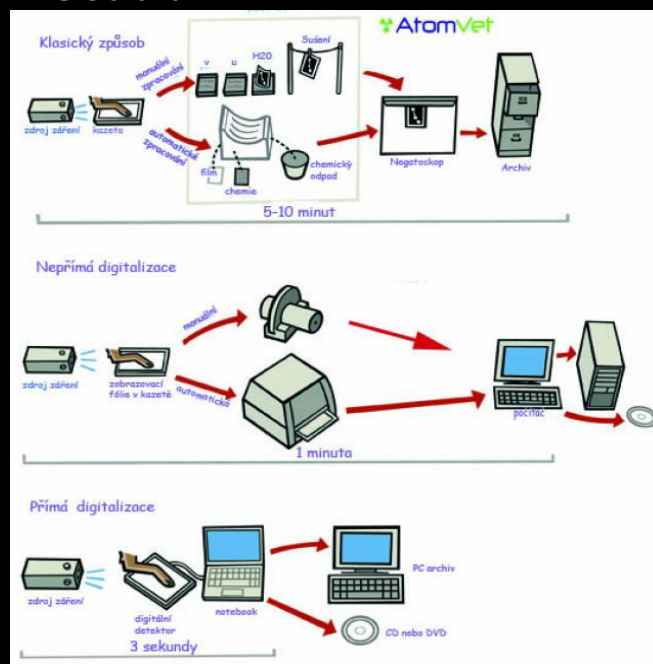




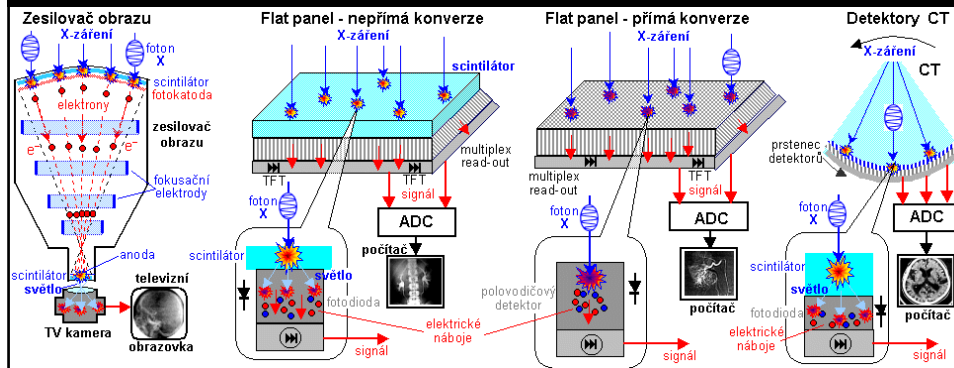
Ukládání RTG obrazu

- Dříve se využíval jednorázový film- jako u fotografie
- **nepřímá digitalizace**-kazety s možností opakovaného použití- vyvolávací automaty s laserovým mazáním obrazu
- **Přímá digitalizace**- dnes téměř všude snímání CCD prvky a zpracování digitálním způsobem v PC- paradoxně film lepší rozlišení než LCD monitory PC (pixel)
- U moderních zobrazovacích systémů se používá polovodičových detektorů X- záření, které převádí prošlé záření na el. Signál. Tyto systémy nahrazují systémy s TV kamerami, které snímají obraz na stínítku, tzv. RTG- TV systém

Ukládání RTG obrazu



Ukládání RTG obrazu

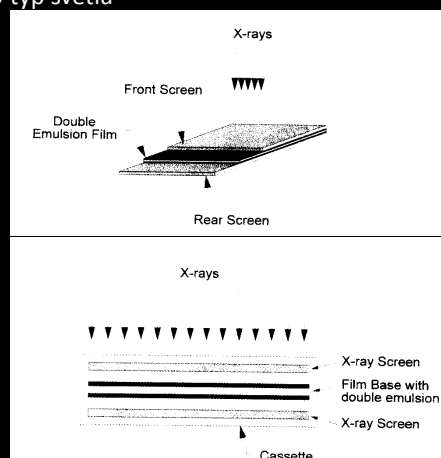


Systém Film - fólie

Jako detekčního systému se používá systém film-fólie

Fólie konvertuje dopadlé X na viditelné světlo (modré/zelené) – zesílení (200,400)

Film je citlivý na tento typ světla






paměťové CR- systémy

Digitizér AGFA CR 85-X

Zpracování snímků z kazet a převod do digitálního formátu
Okamžitá možnost zobrazení na monitoru, odeslání, ukládání na úložiště dat atd.

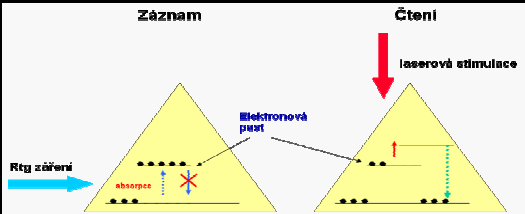
Kazeta se po digitalizaci obrazu maže laserovým paprskem a je opět připravena k použití

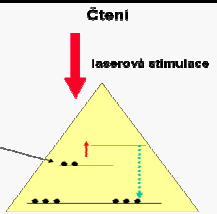
Paměťová folie pro CR systémy:

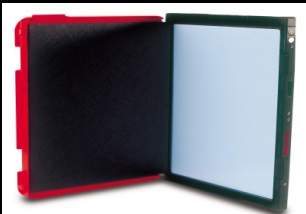
Někdy také nazývané fosforové folie (neobsahují prvek fosfor, ale mikrokrystaly na bázi CsI). Záznamu obrazu se dosáhne po expozici rentgenovým zářením, kde dopadající zářivá energie způsobí excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině (**elektronové pasti**). Postupným ozářením (skenováním) jednotlivých bodů folie červeným laserem se elektrony převedou zpět; přitom pohlcená energie se vyzáří ve formě modrého záření, úměrného intenzitě exponujícího rentgenového záření. Záření se sejme a digitalizuje. Jde o analogový záznamový systém, do jisté míry podobný počáteční fázi vzniku obrazu u klasických halogeno-stříbrných filmů.

Záznam



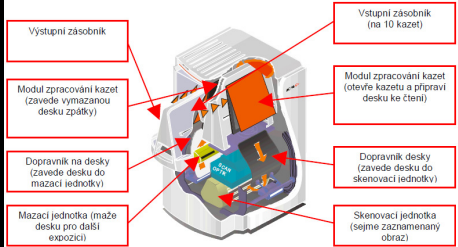
Čtení





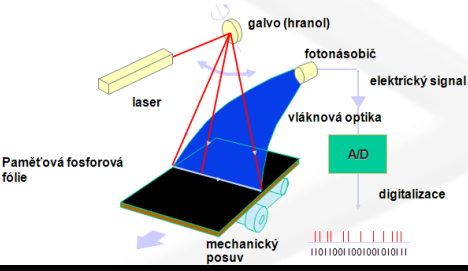
S folií se zachází podobně jako s filmem, je však opakovaně použitelná (až 10000x); zaznamenaný obraz lze vymazat intenzivním světlem. Pro získání použitelného snímku je třeba zaznamenaný obraz vizualizovat ve čtečce (někdy nazývané skener). Pro tuto nepřímou metodu digitalizace se ujalo označení CR (computed radiography).

Paměťová folie: (pro zajímavost)



Princip skeneru (čtečky) pro paměťové folie

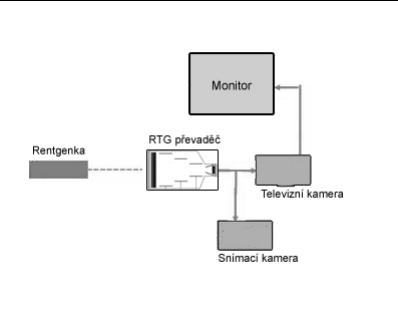
Skenování folie - princip



<http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace%20rentgenového%20obrazu%204.pdf>

RTG-TV

RTG-TV převaděč je zesilovač obrazu, vakuová součástka, se vstupním oknem potaženým luminoforem a fotokatodou, která převádí dopadající RTG záření na fotoelektrony. Ty jsou ovlivňovány elektrodovým systémem převaděče, tvořícím elektronovou optiku a dopadají na stínítko, na kterém vzniká zmenšený obraz s vyšším jasnem, ve viditelné oblasti záření. Tento obraz se pak snímá televizním systémem, zobrazuje a v případě potřeby digitalizuje a ukládá.





RTG- TV - zesilovač obrazu

Pro **zvýšení citlivosti** snímání rtg obrazu se používají vhodné metody **zesílení**

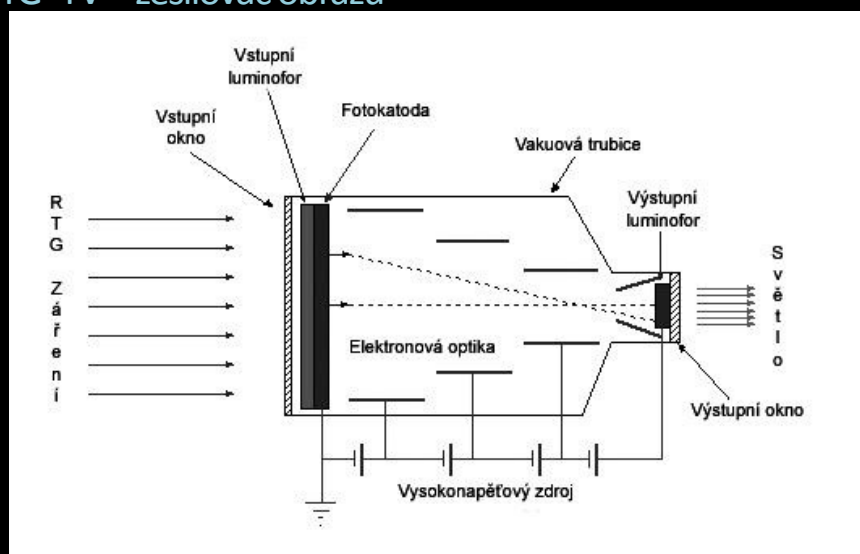
Světelný obraz, vytvářený dopadem fotonů na fluorescenční stínítko uvnitř elektronky, způsobuje svými emitovanými fotony viditelného světla fotoelektrický jev na přiložené fotokatodě.

Emitované fotoelektrony jsou napětím mezi fotokatodou a anodou (cca 10-20kV) urychlovány a elektronovou optikou směřovány na luminiscenční stínítko, kde vytvářejí zmenšený převrácený obraz, jehož jas je však více než 1000-krát větší než u obrazu původního.

- Tento obraz je pak opticky snímán videokamerou a zobrazován na tv obrazovku či na monitor počítače.



RTG- TV - zesilovač obrazu



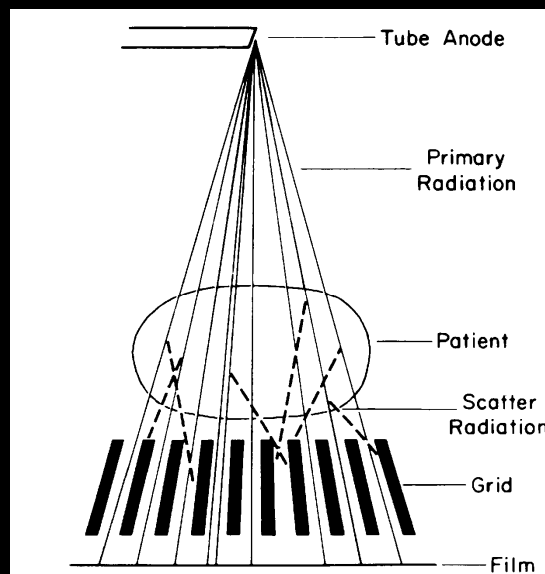


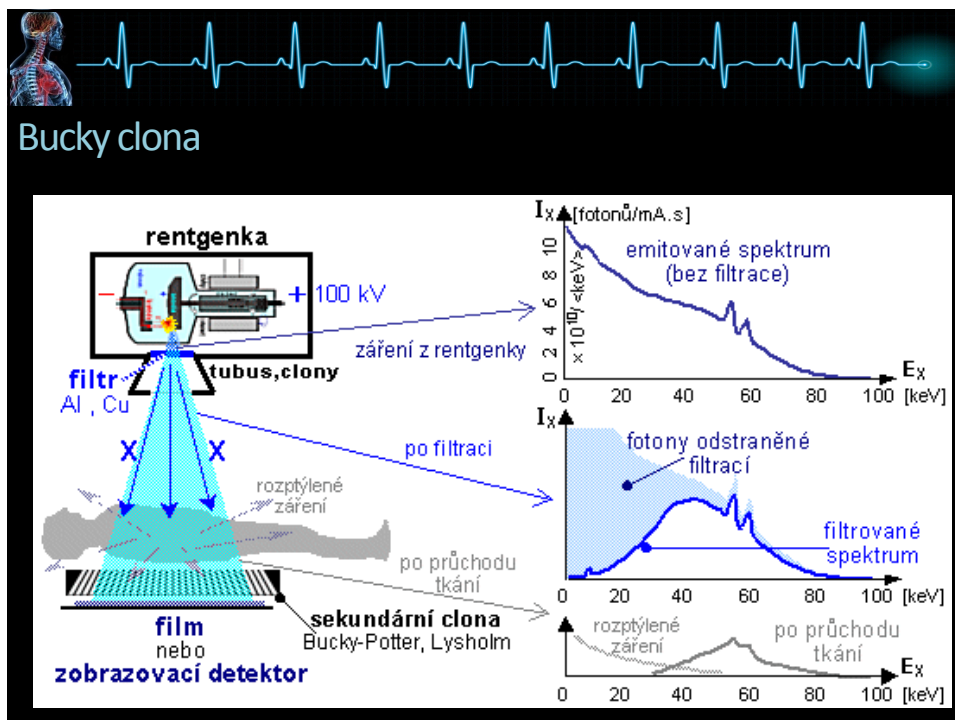
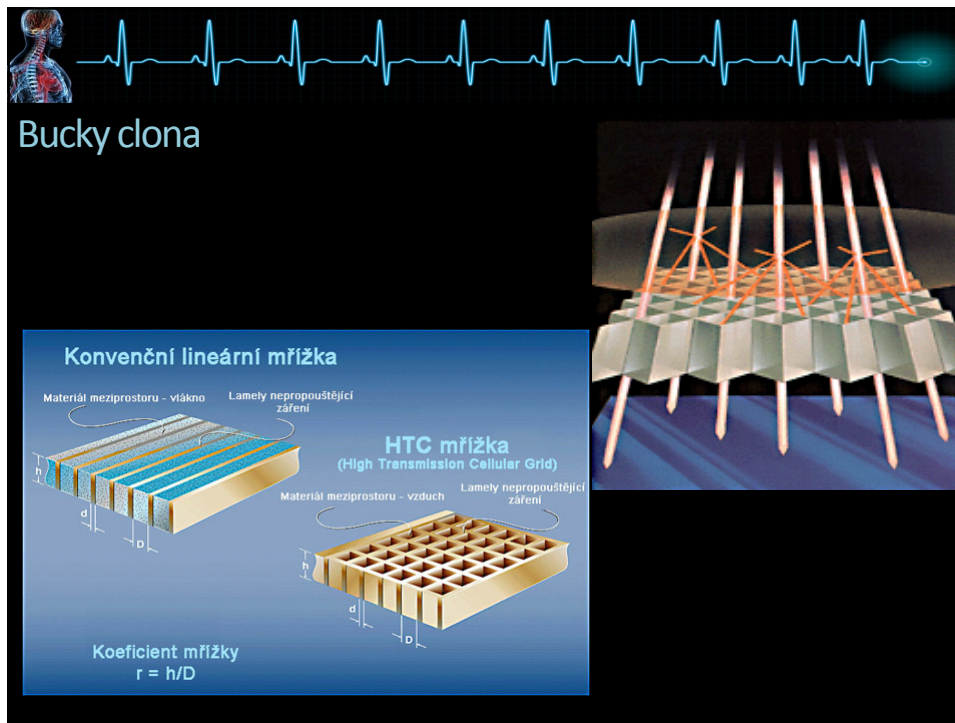
Rozptýlené záření při RTG diagnostice:

- Pro vytvoření obrazu potřebujeme jen fotony z primárního svazku
- Rozptyl = foton změnil směr
- Rozptýlené záření způsobuje ztrátu ostrosti
- Musíme ho tedy před dopadem na film odstranit – pomocí jemné olověné mřížky (Bucky clona, Sekundární clona)
- Mřížka sama absorbuje asi $\frac{1}{2}$ primárních fotonů (definuje se mřížkový faktor) – dávka na pacienta tedy vzroste o 100%
- Hlavním zdrojem ozáření personálu



Bucky clona







Zdroje:

<http://www.lf2.cuni.cz/projekty/pelikan/peli0395/rtg1.htm>

http://www.rentgenmedikal.cz/informace_o_x_ray_.html

<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>

Prezentace Ing. Tomáše Pokorného Ph.D., radiologického fyzika