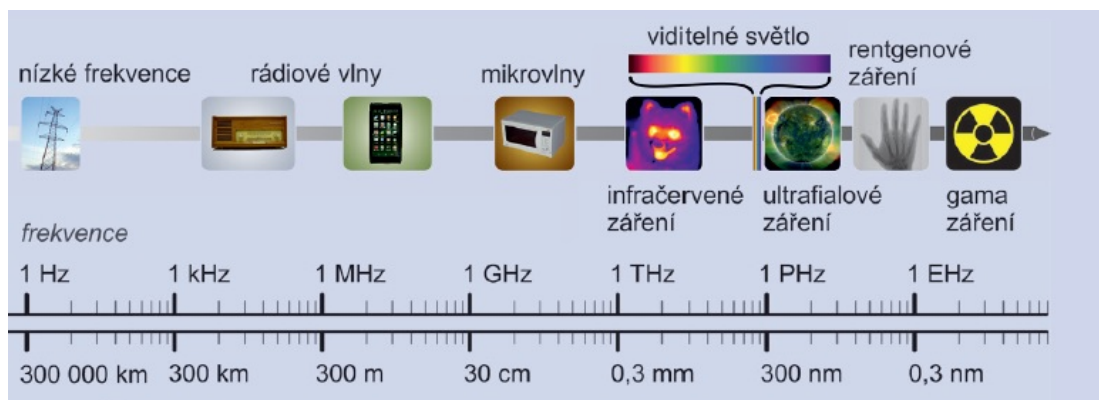
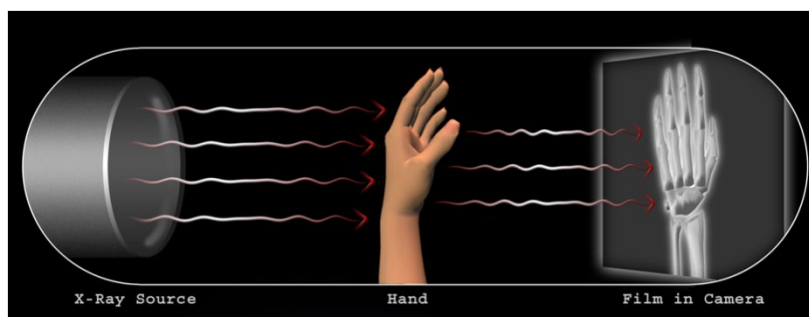


Rentgenové zobrazovací systémy

- Rentgenové záření
 - Část elektromagnetického spektra s vlnovou délkou 10 nm - 1 pm a energií 5 - 200 keV, má **dostatek energie k tomu, aby materiál ionizovalo**
- Ionizace - proces, kdy se z neutrálního atomu odtrhne záporně nabitý elektron a zbyde kladně nabitý iont



- Používané energie RTG záření v lékařství
 - Mamografie: 20 - 30 keV
 - Diagnostika: 40 - 120 keV
 - Radioterapie: stovky keV, jednotky MeV i GeV
- **Skioskopie/skiografie**
 - **Skioskopie** - dynamické zobrazení pomocí RTG záření, zobrazení pohybu orgánů (peristaltika jícnu, srdeční pohyby...), používá se pulzní režim (ke snížení radiační zátěže)
 - **Skiografie** - statické zobrazení pomocí rentgenového záření, výsledný obraz zachycen na film či digitálně zpracován, hlavně pro diagnostiku kostí ale i měkkých tkání
- Rentgenové záření využívá klasický RTG přístroj (projekční zobrazení) a CT (výpočetní tomografie)
- RTG snímek (projekce) je **sumačním zobrazením** originální scény
- **Sumace** - zobrazení všech struktur do jedné roviny, dojde ke ztrátě informace o hloubce uložení jednotlivých tkání
- K přesnému lokalizování objektů a struktur proto musí být pořízeny minimálně dvě na sebe kolmé projekce



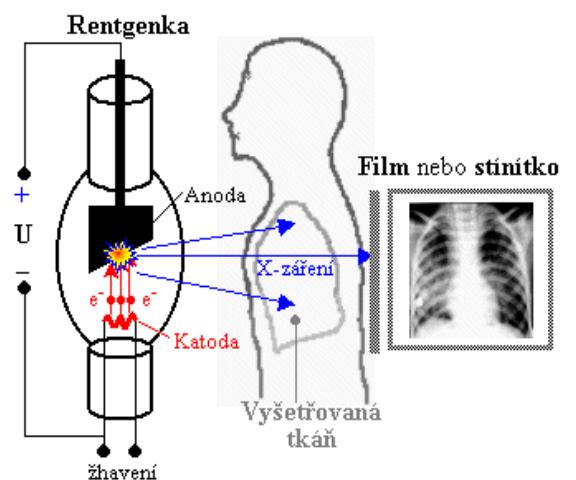
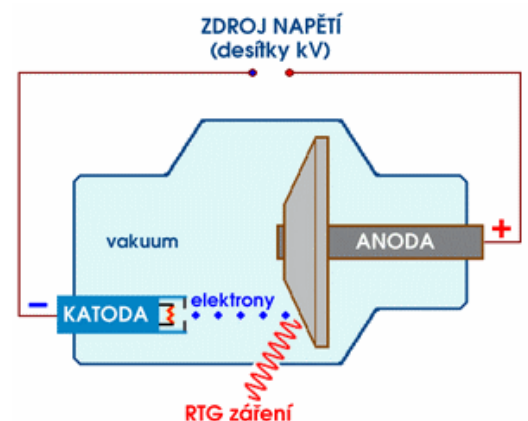
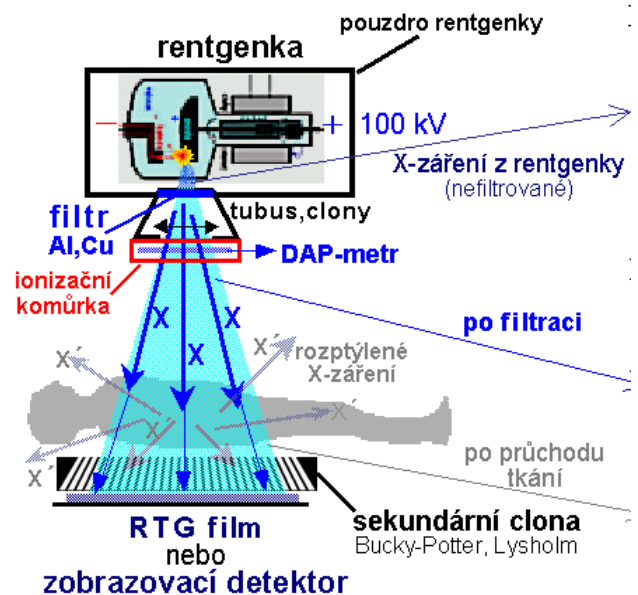
- Dvouparametrické zobrazení – jeden parametr je útlum RTG záření ve tkáni, druhým je tloušťka tkáně, kterou paprsek prochází
- **Přímá digitalizace / nepřímá**
 - Výstupem z RTG přístroje je digitální RTG obraz, způsob převodu z originální oblasti do elektronické je buď přímou digitalizací, nebo nepřímou
 - **Přímá digitalizace** - k převodu dochází přímo v detektoru RTG záření, není nutné vyvolávat (digitální radiografie - flat panely, zesilovače)
 - **Nepřímá digitalizace** - po zachycení na detekční zařízení je nutné v digitizéru obraz převést do digitální formy (výpočetní radiografie CR kazetové systémy)

Součásti RTG přístrojů

1. Rentgenka
2. Primární filtr
3. Primární clona (kolimátor)
4. Pacient
5. Sekundární clona (Bucky, Lysholm)
6. Detekce záření (zesilovač, DR - flat panel, CR - kazety)

1. Rentgenka

- Zdroj umělého RTG záření
- Přeměňuje **elektrickou energii na fotony RTG záření**
- Tvořena dvěma elektrodami ve vakuu (anodou a katodou)
 - **Katoda** - záporná elektroda, **žhavená** na vysokou teplotu, díky tomu dochází k **termoemisi elektronů**, ty jsou přitahovány k anodě
 - **Anoda** - kladná elektroda, nejčastěji z Wolframu, přitahuje záporně nabitě elektrony
 - **Mezi K a A vysoké napětí** (desítky až stovky kV), čím vyšší, tím rychleji elektrony letí k anodě a mají větší energii
 - U anody elektrony ztrácejí svou kinetickou energii, jejich energie je z části přeměněna na energii RTG fotonů a z větší části na odpadní teplo,



tím se systém zahřívá, proto je nutné ho chladit a teplo odvádět

- Účinnost konverze RTG záření kolem 1%, zbytek jde na teplo

- **Typy konstrukce anod - stacionární nebo rotační**

- Při každé expozici se systém zahřívá
- Menší a méně vytížené přístroje mají klasickou **stacionární anodu** a odvod tepla chladícím médiem
- U vytíženějších přístrojů se používá odlišný typ konstrukce (systém s rotační anodou) plus chlazení

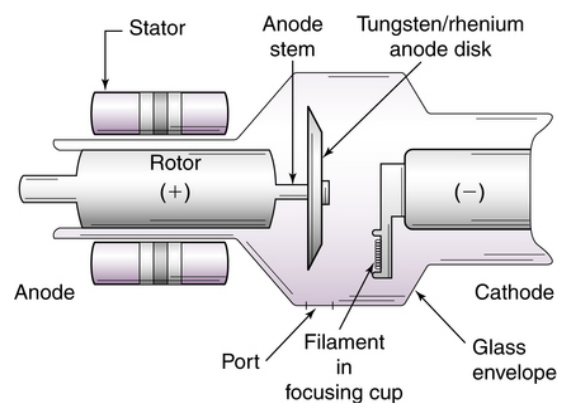
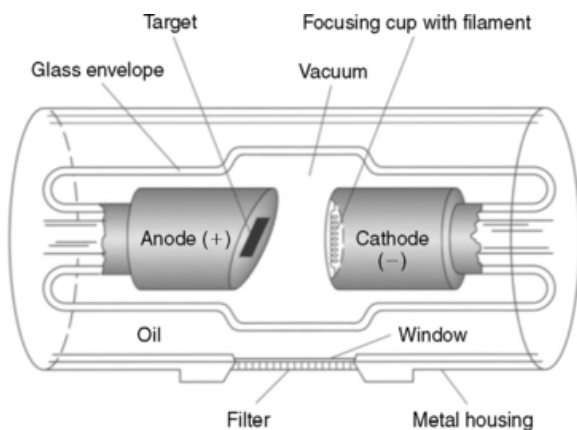
- **Systém s rotační anodou**

- Smyslem je zvětšit plochu anody, na kterou dopadají elektrony a tím neohřívát stále stejné místo
- Anoda má tvar disku, který rotuje a tak se mění místo dopadu elektronů
- Umožňuje větší zatížení přístroje, protože nedochází k takovému ohřevu

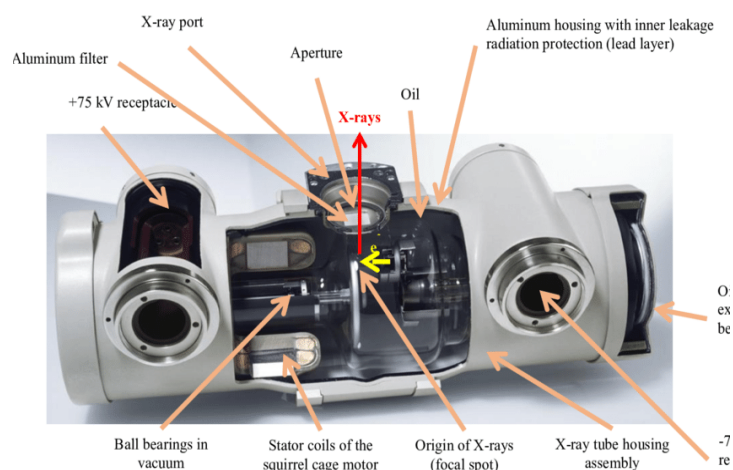
- Anoda s katodou jsou uzavřeny v pouzdře ve **vakuu**

- Kolem pouzdra je **chladící médium**, které odvádí vznikající teplo (voda, olej)

- U diagnostických RTG přístrojů bývá nejčastěji anoda z **wolframu**, u mamografie bývá z molybdenu



Rentgenka se stacionární anodou (vlevo), s rotační anodou (vpravo)



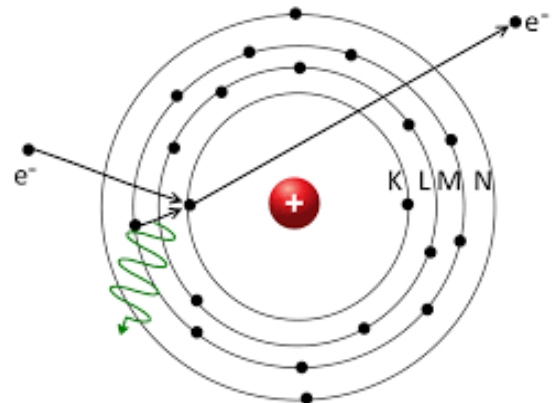
Konverze na RTG fotony

- **Elektron (vytržený z katody termoemisí) je urychlován vysokým napětím směrem k anodě, kde se jeho energie konvertuje na RTG fotony**
- Konverze na RTG fotony se děje **dvojím způsobem** - vzniká charakteristické a brzdné záření
- Elektron buď reaguje s elektronovým obalem, nebo přímo s jádrem atomu materiálu anody

- **Vznik charakteristického záření**
 - Vzniká interakcí **RTG fotonu s elektronovým obalem**
 - **Elektronový obal**
 - Elektronový obal je tvořen orbitaly uspořádanými do vrstev (energetických hladin)
 - V každé jednotlivé energetické hladině se nacházejí elektrony o stejné hodnotě energie
 - Velikost této energie je ovlivněna atomovým prvkem (u RTG nejčastěji Wolfram)

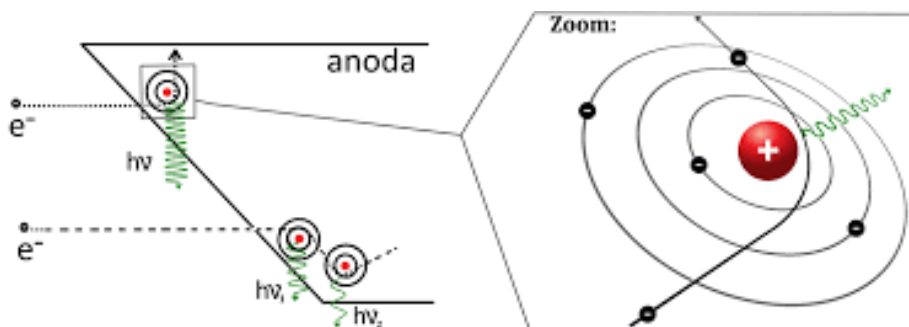
 - **Letící elektron interaguje s obalem tím způsobem, že předá energii elektronu z některé vrstvy, a tím ho vyrazí z jeho místa**
 - **Volné místo po elektronu je zaplněno jiným elektronem z jiné (vnější) vrstvy**

 - Každá vrstva má svou hladinu energie, a proto energie vyraženého elektronu a toho, co zaplní jeho místo, není stejná
 - **Rozdíl energií elektronů** je uvolněn v podobě **fotonu RTG záření**, z toho plyne, že **vyzářený foton má určitou hodnotu energie (kvantum)** rovné rozdílu energií obou elektronů
 - Kvantum energie fotonu je **charakteristické pro dané dvě vrstvy**, mezi kterými k přeskoku došlo a zároveň **i pro konkrétní prvek**
 - Tento typ přeměny se označuje jako vznik charakteristického RTG záření, je to **diskrétní téměř monoenergetické záření**, ve spektru nespojitá část, (píky)



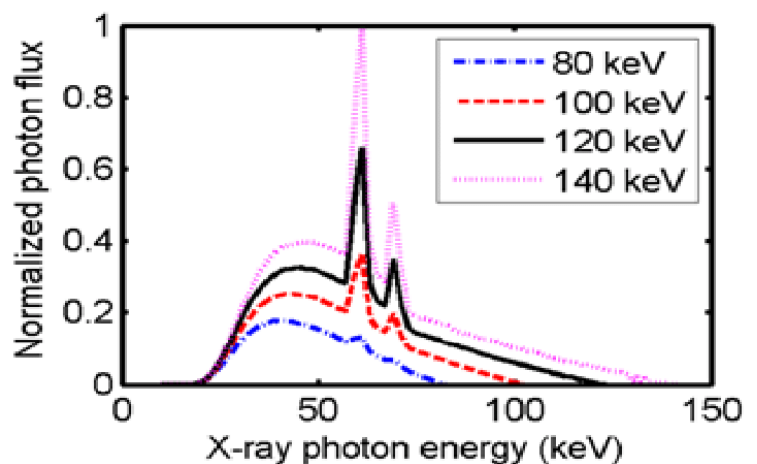
- **Vznik brzdného záření**

- Elektron letící z katody může letět **v blízkosti jádra atomu anody**, kde dojde ke **zbrždění elektronu, ztrátě energie** a změně směru letu
- Úbytek energie se uvolní v podobě fotonu RTG brzdného záření
- Čím blíže elektron letí k jádru, tím více energie ztratí a tím větší energii předá fotonu, **spektrum brzdného záření je polyenergetické a spojité**
- Může dojít i k úplnému předání energie a úplnému zbrždění elektronu, v takovém případě se hodnota energie RTG fotonu rovná potenciálu (napětí) mezi anodou a katodou (nejvyšší hodnota energie ve spektru)



Spektrum RTG záření

- Spektrum RTG záření je **grafické znázornění zastoupených energií a množství záření (počet fotonů) v RTG svazku**
- Tyto energie generuje rentgenka při daném nastavení expozice
- Spektrum je tvořeno superpozicí **spojitého spektra brzdného záření a diskrétního spektra charakteristického záření (píky)**



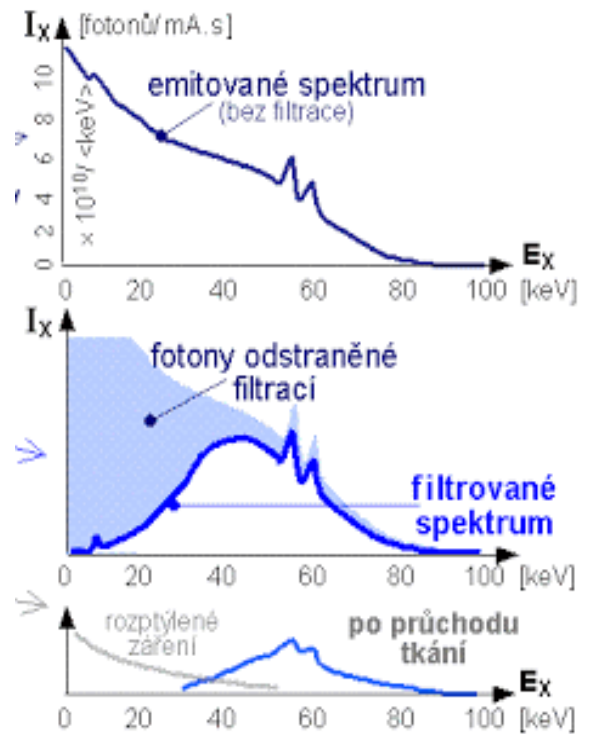
- **Anodové napětí odpovídá maximální energii záření ve spektru, zároveň také ovlivňuje rozložení a množství nižších energií ve spektru**
- **Zvýšením napětí** se zvětší maximální energie i celkové množství záření, mění se kvalita i kvantita záření, **změna kvalitativní i kvantitativní**
- **Proud udává množství záření (množství fotonů) ve svazku**, tím ovlivňuje prokreslenost snímku, čím vyšší je, tím více bodů obrazu snímek obsahuje (analogie k rozlišení), s **rostoucím proudem se výrazně zvyšuje radiační**

zátěž, zvyšování expozičního proudu lze pouze s ohledem na radiální zátěž (ALARA)

- Součin anodového proudu a doby expozice – elektrické množství [mAs] vyjadřuje celkovou plochu pod křivkou, celkové množství záření

2. Primární filtrace RTG spektra

- Čím vyšší je energie fotonů, tím je záření tvrdší a má větší pronikavost pacientem
- **Velmi nízké energie**, které neprojdou pacientem a pohltily by se kůží nebo v mělce uložených tkáních se ze spektra odstraňují (filtrují), k tomu slouží **primární filtrace**
- Filtrací se snižuje radiální zátěž pro pacienta
- Po filtraci se těžiště spektra posouvá k vyšším energiím, dochází tak k **utvrzování svazku záření**
- Při filtraci se mění se **kvalita záření**, je to tedy **změna kvalitativní**



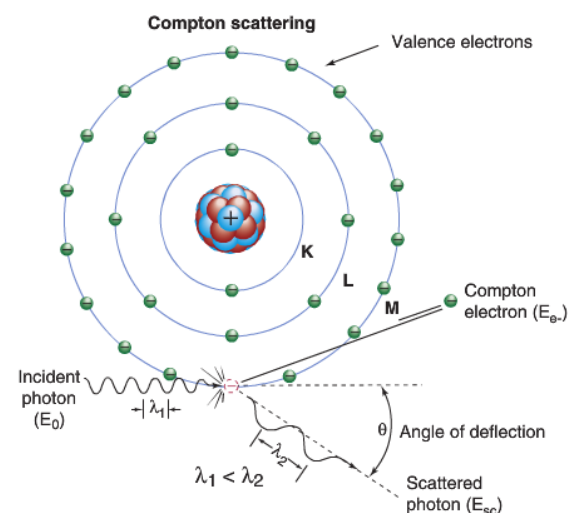
3. Primární clona

- Kolimátor
- **Upravuje velikost ozářeného pole**
- Soustava **pohyblivých lamel** z olova nebo jiného materiálu s vysokým útlumem (vysoké atomové číslo)
- Přídavné osvětlení znázorňuje velikost pole přímo na těle pacienta



4. Pacient - Interakce elmag záření s hmotou

- **Comptonův rozptyl**
 - Nepružný rozptyl záření
 - Při běžných diagnostických vyšetření **nejvýznamnější interakce**
 - Interakce mezi **RTG fotonem a elektrony ve valenční vrstvě** v těle pacienta
 - **Foton předá část své energie elektronu a způsobí jeho ionizaci,**

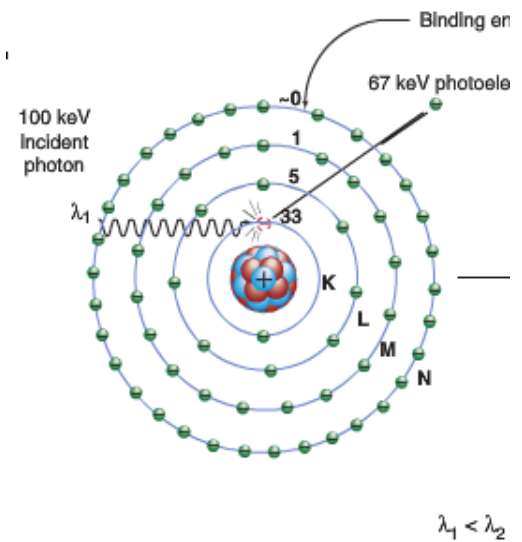


zbytek energie fotonu se uvolní ve formě **rozptýleného fotonu**, který má menší energii a letí jiným směrem (zdroj rozptýleného záření)

- **Rozptýlené fotony degradují obraz**, jsou detekovány a vyhodnoceny jako signál, který ale vypovídá o jiné části obrazu, než kde byl zachycen
- Pro RTG diagnostiku je tato interakce **nežádoucí**
- Comptonův rozptyl je dominantní interakcí pro běžně používané energie záření a materiál s nízkým atomovým číslem (měkké tkáně)
- S rostoucím anodovým napětím roste podíl rozptýlených fotonů ve svazku záření

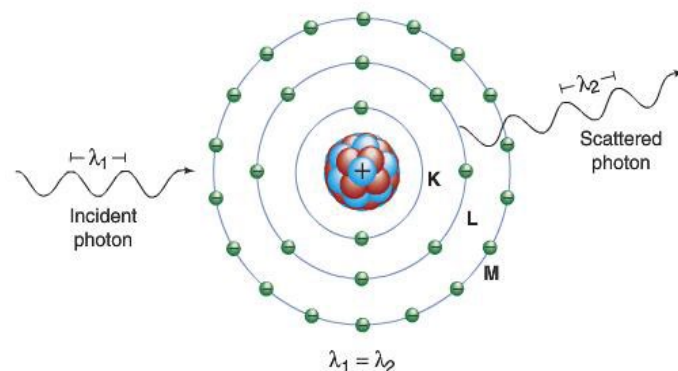
• Fotoelektrický jev

- Interakce mezi **RTG fotonem a elektronem** v těle pacienta
- Foton **předá veškerou energii** elektronu, který je **vytržen z atomového obalu**
- Dojde k pohlcení fotonu, **mechanismus útlumu RTG záření**
- Pro RTG diagnostiku **žádoucí interakce**
- Při běžně používaných energiích nevznikají žádné sekundární fotony, **nedochází k degradaci obrazu**
- Látky s vyšším **atomovým číslem** mají mnohem vyšší pravděpodobnost k absorpci záření pomocí fotoefektu (olovo mnohem více utlumuje než např. měkké tkáně)
- Fotoefekt je dominantní interakcí v případě použití nízkých energií RTG fotonů s materiálem o vysokém atomovém čísle (princip detekce - utlumené záření dopadající na detektor o nízké energii a materiál detektoru)



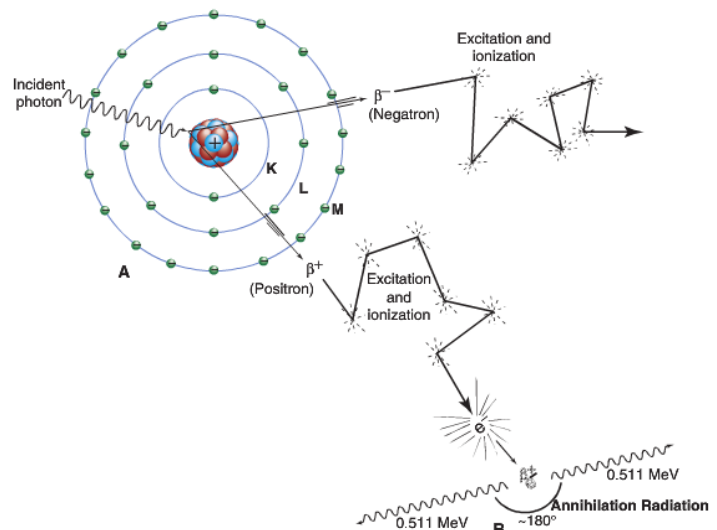
• Rayleighův rozptyl

- Koherentní rozptyl, uplatňuje se ve větší míře při nižších energiích (asi do 30 keV - význam pouze v mamografii)
- **Foton interaguje s celým atomem a excituje ho**, excitace se projeví **vyzářením fotonu o stejné energii** ale letící jiným směrem (degradace obrazu)
- **Nedochází k ionizaci** atomu, nevznikají žádné nabitě částice
- Pro běžně používané energie **velmi malé zastoupení**



- **Vznik elektron-pozitronového páru**

- Uplatní se pouze při **vysokých energiích** RTG fotonů
- Energie fotonu musí překročit hranici 1022 keV, pak může dojít k **emisi pozitronu a elektronu z jádra** atomu, pozitron okamžitě **anihiluje** s nejbližším elektronem za vzniku dvou fotonů o energiích 511 keV letících opačným směrem (tato interakce se uplatňuje v PET přístrojích, v RTG diagnostice není překročena hraniční energie RTG fotonu a proto se **neuplatňuje**)



- Pro RTG diagnostiku významné interakce: Compton a Fotoelektrický jev
- Pro RTG diagnostiku nevýznamné interakce: Rayleighův rozptyl a vznik pozitron-elektronového páru

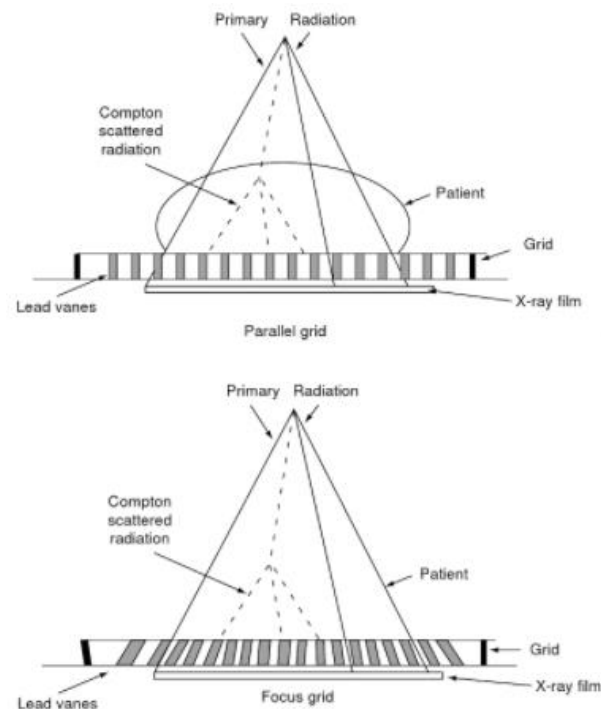
Útlum RTG záření

- **RTG snímek vyjadřuje útlum záření v těle pacienta** (útlum závisí na denzitě tkání, čím vyšší je atomové číslo ve tkáních, tím více záření pohlcuje)
- Útlum je celkový pokles počtu fotonů ve svazku záření již zmíněnými jevy (pohlčením i rozptylem)
- Celkový útlum závisí na atomovém čísle materiálu, hustotě látky i energii záření
- RTG zobrazení je **dvouparametrické**
 - 1. denzita tkáně (ovlivňuje pohlcení fotonů a jejich rozptyl)
 - 2. tloušťka tkáně (při průchodu RTG svazku prostředím dochází k exponenciálnímu poklesu intenzity tohoto svazku)
- **Exponenciální pokles intenzity záření** vyjadřuje, o kolik klesne intenzita svazku dopadající na detektor při změně vzdálenosti mezi zdrojem a detektorem
- **Při zvětšení vzdálenosti na dvojnásobek klesne intenzita záření s 2. mocninou, takže na $\frac{1}{4}$ z původní hodnoty**

5. Sekundární clona

- Umístěna **mezi pacientem a detektorem**, má za úkol **odstínit rozptýlené záření** (z Comptonova roptylu) ale výrazně neovlivnit záření, které prochází v původním směru
- Tvořena **paralelními destičkami**

- Materiál clony z vysoce pohltivého materiálu (často olovo)
- Rozptýlené fotony, které nejdou původním směrem, narazí na stěnu clony a dojde k jejich pohlcení
- Částečně dochází i k útlumu správně jdoucích fotonů a celkovému poklesu intenzity signálu
- Dva typy konstrukce, clona může být **fixní** (s velmi tenkými přepážkami, aby nebyly v obraze viditelné) nebo **v pohybu** (Buckyho clona, drobným pohybem dojde k rozmazání clony v obraze)
- Záření po cestě **diverguje** (rozbíhá se), proto jsou fixní clony uzpůsobeny na danou vzdálenost od zdroje, čím je vzdálenost mezi zdrojem a clonou větší, tím více se přepážky ve cloně rozbíhají (Lysholmovy clony)



6. Detekce RTG záření

- Fotografické filmy (historie, zubní RTG)
- Výpočetní radiografie (CR)
- Zesilovače záření (analogický systém)
- Digitální radiografie (DR) s přímou nebo nepřímou konverzí na elektrický signál

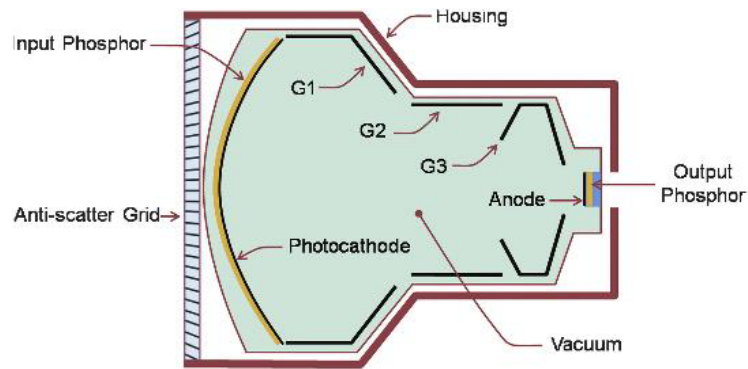
Výpočetní radiografie (CR)

- Využívá **paměťovou fólii**, na kterou je zaznamenán obraz, následně musí dojít k jeho **vyvolání v digitizéru (nepřímá digitalizace)**
- Paměťová fólie je tvořena luminiscenčním krystalem dopovaným atomy europia, díky kterému vznikají centra, ve kterých dojde k záchytu elektronů
- Vyvolání obrazu je nutné provést v digitizéru ozářením červeným laserem, kdy se z center uvolní energie ve formě viditelného světla, to je pak detekováno kamerou
- Fólie se mažou a lze je používat opakovaně

Zesilovač

- **Elektronka**, ve které dochází ke konverzi RTG fotonu na elektrický signál
- Fotony RTG záření dopadají na **luminiscenční stínítko**, zde dochází k luminiscenci, tedy k vyzáření **fotonů viditelného světla (VIS)**
- Fotony VIS pokračují k **fotokatodě**, kde jsou konvertovány na elektrony

- Elektrony jsou přitahovány k **soustavě dynod** (napětím odstupňované elektrody), kde dochází k **lavinovému vytrhávání dalších elektronů** a tím i k **zesílení signálu**
- Zesílený signál dopadá na anodu a výstupní okénko, zde dochází k emisi fotonů viditelného světla, ty jsou snímány kamerou
- Obraz je zmenšený a převrácený ale výrazně zesílený (z jednoho RTG fotonu vznikne až 3000 fotonů VIS)
- Využívají se často u pojízdných c-ramen a skiaskopických systémů
- Vlivem fokusace systémem dynod dochází k tzv. poduškovému zkreslení (na okrajích prostorové zkreslení)
- **Přímá digitalizace**



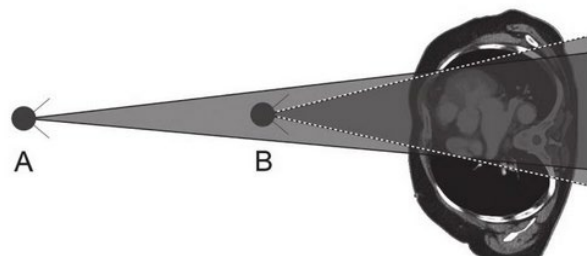
Digitální radiografie (DR) - flat panely

- Ploché digitální detektory tvořené soustavou čipů
- Dva typy DR s přímou a nepřímou konverzí na elektrický signál (obojí však přímá digitalizace)
- **Nepřímá konverze** - z RTG fotonů přes VIS fotony na el. signál
 - Tvořen **scintilátorem**, kde dojde k vyzáření **VIS fotonů** a následně je detekuje soustava **světlocitlivých čipů** (fotodiody na převod na el. signál)
 - Dobrá prostorová rozlišovací schopnost
 - **Dnes nejpoužívanější systém detekce**
- **Přímá konverze** - z RTG fotonů přímo na el. signál
 - Tvořeny **polovodičovým materiálem**, zde dochází k **fotoelektrickému jevu**, výsledkem je el. signál
 - Oproti typu nepřímé DR se scintilátorem, kde dochází při konverzi na VIS fotony k částečnému rozptylu, mají lepší prostorovou rozlišovací schopnost
 - Dražší než DR s nepřímou konverzí
- Celkově dobrá kvalita obrazu ale vyšší pořizovací náklady než ostatní metody

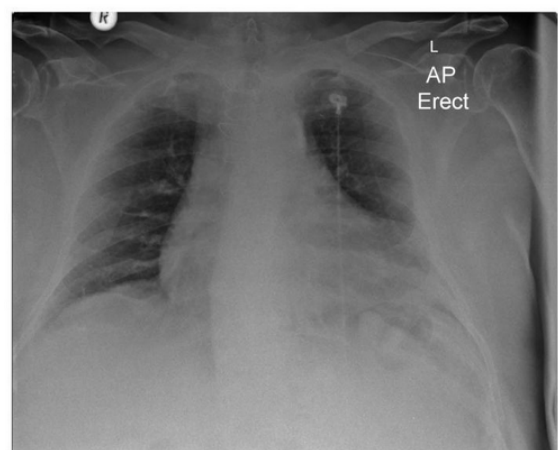
Vlastnosti RTG snímků

- RTG snímky jsou **sumačním zobrazením útlumu rentgenového záření**
 - **Sumace** - zobrazí všechny struktury v jedné rovině, informace o hloubce jednotlivých struktur se ztrácí, přesná lokalizace útvarů nelze z jedné projekce hodnotit, nutné posouzení ze dvou na sebe kolmých projekcí
 - Útlum RTG záření závisí na **expozičních parametrech, materiálu, kterým záření prochází a jeho tloušťce**
- **Nejdůležitější interakce v těle pacienta**
 - **Comptonův rozptyl** (nežádoucí interakce, která způsobuje degradaci obrazu, snažíme se míru vlivu omezit)
 - **Fotoelektrický jev** (žádoucí interakce, způsobuje pokles počtu fotonů ve svazku v závislosti na denzitě tkáně)
 - Rayleighův rozptyl (nežádoucí málo zastoupená interakce, způsobuje degradaci obrazu)
- **Dvouparametrické zobrazení** - závisí na denzitě (atomové hustotě materiálu) a zároveň tloušťce materiálu, kterým prochází (s lineárním nárůstem hloubky materiálu klesá intenzita signálu exponenciálně)

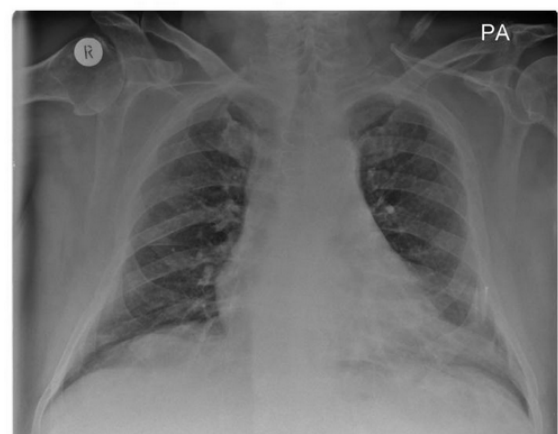
- RTG obraz je vždy **zvětšený** oproti reálné scéně, zvětšení závisí na poloze objektu vůči detektoru a zdroji záření, ke zvětšení dochází z toho důvodu, že se záření rozbíhá (diverguje)
- Čím blíže je objekt ke zdroji záření, tím větší se zobrazí, čím blíže je k detektoru, tím méně je zvětšený



- **Geometrické zkreslení** se významně projeví u vysokých struktur (např. hrudník), každá vrstva bude jinak zvětšená v závislosti na poloze vůči detektoru
- Zadopřední (PA) projekce hrudníku je upřednostňována před předozadní (AP) projekcí hrudníku právě i z důvodu menšího zvětšení srdce, které v AP projekci více zakrývá ostatní struktury (zkreslení kardiotorakálního indexu)



(a)



(b)

- **Měkká/tvrdá technika**
 - **Měkká technika** snímkování využívá nižší hodnoty expozičního napětí (měkkší záření, které má menší prostupnost tkání), například u snímku hrudníku (napětí 60-80 kV) je výsledkem kontrastnější obraz a jsou lépe rozeznatelné struktury kostí a plic, avšak hůře rozeznatelné mediastinum, nižší hodnoty napětí také generují méně rozptýleného záření
 - **Tvrdá technika** využívá obecně vyšší hodnoty napětí (tvrdší záření s větší prostupností), u snímku hrudníku (120-150 kV) poskytuje méně kontrastní obraz, ale záření lépe prochází mediastinem, které je lépe hodnotitelné, při vyšších hodnotách napětí se však více uplatňuje Comptonův rozptyl

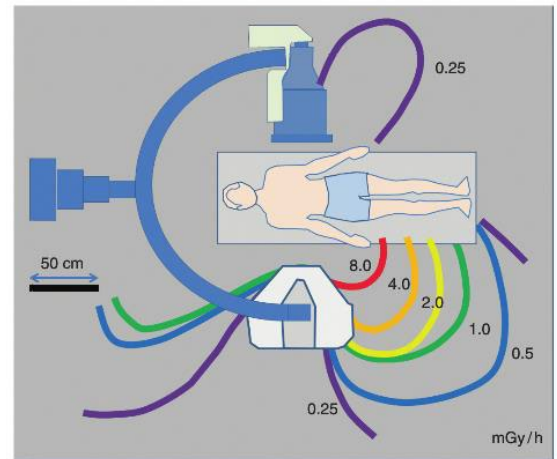
- Automaticky řízená expozice
 - Většina dnešních systémů má expoziční automatiku (AEC - automatic Exposure Control)
 - Nástroj pro **automatické ukončení expozice** při skiografii tak, aby byl co nejvíce naplněn princip ALARA (as low as reasonably achievable)
 - U většiny skiografických projekcí se vychází z přednastavených protokolů pro konkrétní část těla, ale každý pacient je jiný, někteří mají v sobě kov, jsou různě tělnatí atd., proto se používá automatika, aby se snímek nemusel opakovat z důvodu špatně nastavené expozice
 - Některé skiaskopické pojízdné přístroje nemají přednastavené protokoly vůbec a každá expozice se nastavuje dle AEC
 - Expozice je ukončena ve chvíli, kdy na detektor dopadne daný počet fotonů - pak by mělo být zajištěno optimální zobrazení

- Úprava expozičních parametrů
 - S rostoucím napětím se snižuje dávka (záření je tvrdší a méně se ve tkáních pohlcuje, tím i méně ozařuje pacienta), ztrácí se kontrast v obraze (vyšší vliv Comptona)
 - S nižším napětím se dávka zvyšuje, zlepšuje se i kontrast v obraze
 - S vyšším expozičním proudem roste výrazně i radiační zátěž pro pacienta a zlepšuje se i kontrast v obraze

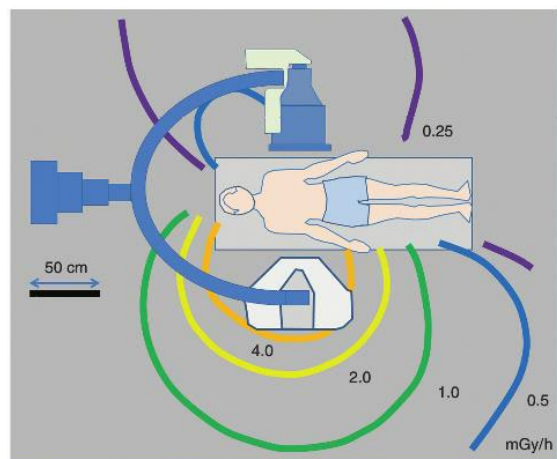
- Používané módy při skiaskopii a skiografii
 - Kontinuální snímání při skiaskopii se dnes už nepoužívá z důvodu vysoké radiační zátěže, místo toho se používá pulzní režim, kdy se obraz vytváří s určitou frekvencí (typicky 2, 4, 8, 16, 25 za s), od frekvence se odvíjí i plynulost dynamického zobrazení a radiační zátěž

- Radiační zátěž pro personál, který je přítomen u skiografie/skiaskopie (intervence, angiografie, skiografie a skiaskopie na operačních sálech) se značně odvíjí od celkové dávky, kterou obdrží pacient

- Ke snížení zátěže personálu slouží ochranné pomůcky (olověné vesty límce a zástěny), pulzní režim, celková doba expozice (silně závislá na povaze výkonu), nastavení expozičního proudu i uspořádání RTG přístroje (při AP projekcích se rentgenka umísťuje pod stůl s pacientem, při bočné akvizici se doporučuje stát na straně detektoru)



A 90 degree LAO projection, 100 cm



B 60 degree LAO projection, 100 cm

Autor textu: Ing. Olga Pánková, RA - KRNM FN Brno

Doporučená literatura:

Základy radiologie, Miroslav Heřman a kolektiv

Základy zobrazovacích metod, Jiří Ferda a kolektiv

Zobrazovací metody pro radiologické asistenty, Jaroslav Vomáčka a kolektiv

<http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

<http://www.sukupova.cz/>