



# RTG záření

Bc. Michal Vichta



# RTG záření - vznik

- Je to elektromagnetické záření o velmi krátkých vlnových délkách v intervalu ( $10^{-9}$ - $10^{-13}$ m)
- Výroba rentgenového záření je energetickým dějem – přeměnou elektrické energie na energii záření
- Z přiváděné elektrické energie se v rentgence přemění jen 1 až 2 % na energii záření a převážná část, tj. 98 – 99 % na energii tepelnou



# RTG záření - vznik

- dopadající elektrony na anodu mohou vyrazit elektron na vnitřní vrstvě K nebo L
- tím vzniká volné místo v elektronové vrstvě, na které „spadne“ elektron z vyšší vrstvy
- tento jev způsobuje emisi fotonů (energie)



# RTG záření - vznik

Zdrojem RTG záření pro rtg zobrazení je speciální vakuová elektronka zvaná **rentgenka**, rentgenová lampa či trubice (angl. **X-ray tube**). Z elektronického hlediska je rentgenka prostě klasická **dioda** zapojená v obvodu s vysokým napětím cca 20-200kV. Žhavená **katoda** emituje **elektrony**, které jsou přitahovány k **anodě**, přičemž jsou silným elektrickým polem **urychlovány** na kinetickou energii, danou vysokým napětím mezi katodou a anodou (tj.  $E = \text{cca } 20\text{-}200\text{keV}$ ). Těsně před dopadem na anodu získá elektron s nábojem  $e$  a hmotností  $m_e$  značně vysokou rychlost (pro napětí  $U=60\text{kV}$  budou mít elektrony kinetickou energii 60keV a dopadovou rychlost  $v$  přibližně 150000km/s, což je poloviční rychlost světla). Po dopadu na anodu se elektrony **prudce zabrzdí**, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na tvrdé **elektromagnetické záření – RTG záření** dvojího druhu: *brzdné záření a charakteristické záření*



# RTG záření - vznik

**Anoda** je zhotovena z těžkého materiálu (nejčastěji z wolframu), který má vysokou elektronovou hustotu, takže dopadající elektrony jsou velkou odpudivou silou prudce brzděny, čímž se část jejich kinetické energie mění v brzdné elektromagnetické záření - fotony RTG záření. Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá - jen asi 1% celkové kinetické energie elektronů je transformováno na fotony RTG záření, zbytek se mění v teplo. Důvodem je, že jen asi 1% elektronů pronikne dostatečně hluboko dovnitř atomů materiálu anody, až ke slupce L nebo K, kde teprve působí velké Coulombovské elektrické síly způsobující prudkou změnu rychlosti elektronů a tím efektivní buzení tvrdého brzdného záření. Ostatní elektrony předávají svou kinetickou energii elektronům a atomům krystalové mřížky, což vyústí v **teplo**.

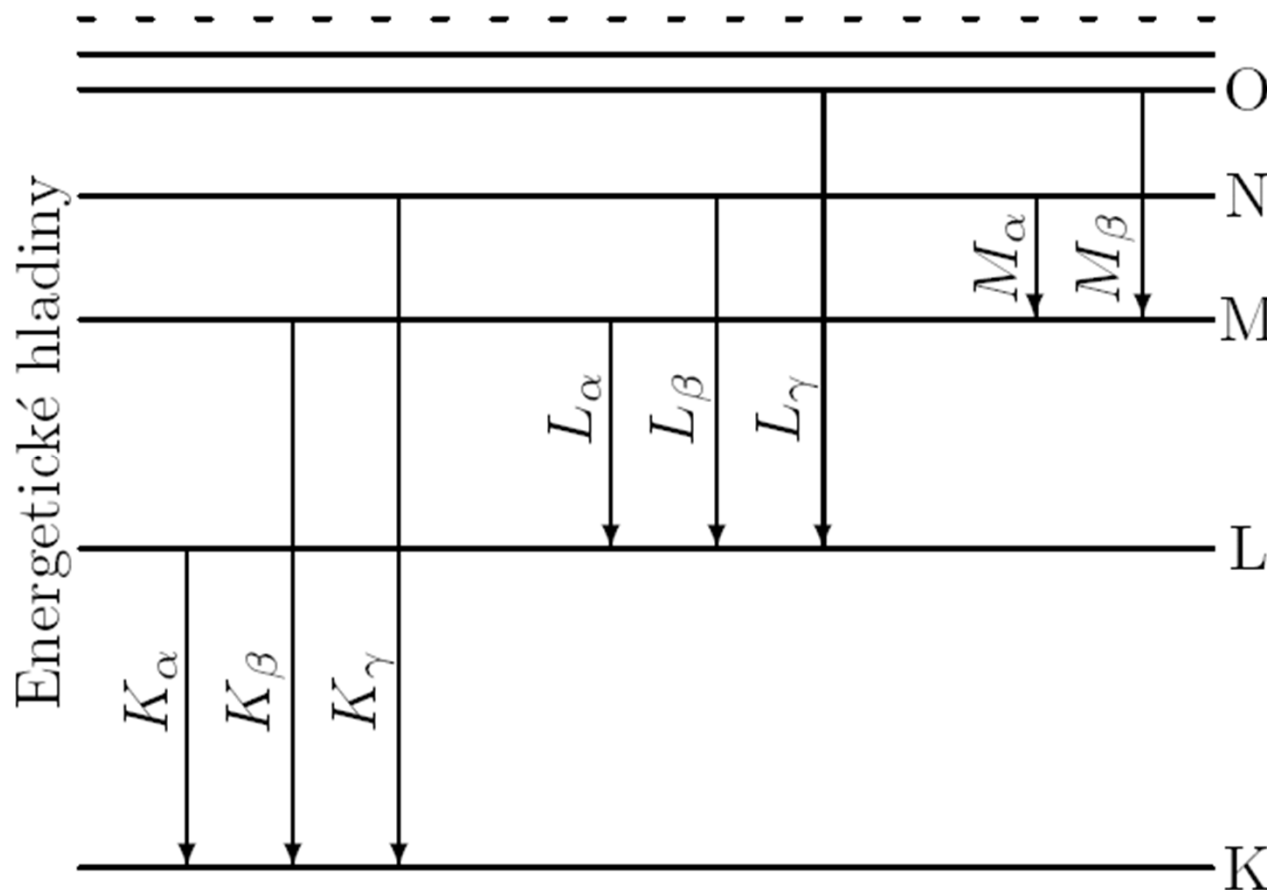


# RTG záření - vznik

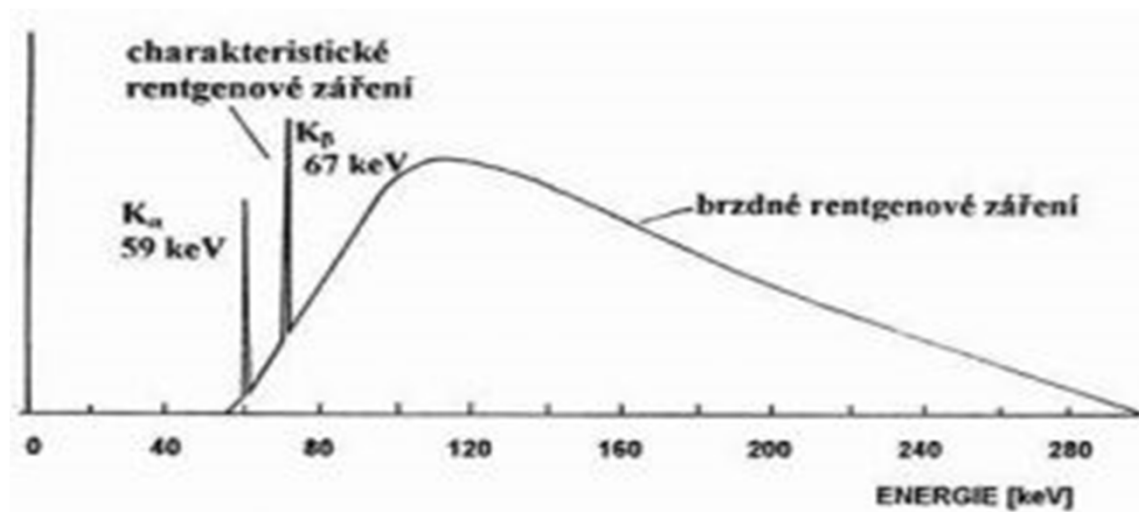
- 1) **Brzdné záření** – které vzniká interakcí elektronu a jádra atomu anody, zabrzdění je jednorázové a má nejkratší vlnovou délku (postupným zabržděním záření vzniká delší vlnová délka)
- 2) **Charakteristické záření** – záření je tvořeno některými typy vlnových délek. Vzniká tak, že elektron letící z katody vyrazí ze slupek anody K a L - ze slupek blízkých jádru - elektron. Na uvolněné místo přeskočí elektron ze vzdálené slupky. Uvolní se přebytek energie ve formě charakteristického rtg záření.
  - závisí na materiálu, ze kterého je ohnisko anody vyrobeno, záření které vzniklo nárazem elektronů na ohnisko se nazývá primární a má tvar kužele. Paprsek, který probíhá v ose kužele se nazývá CP.

# Charakteristické záření

Energie dopadajících elektronů je dostatečná k tomu, aby uvolnila elektrony z energetických hladin blízkých jádru (K,L,M...)



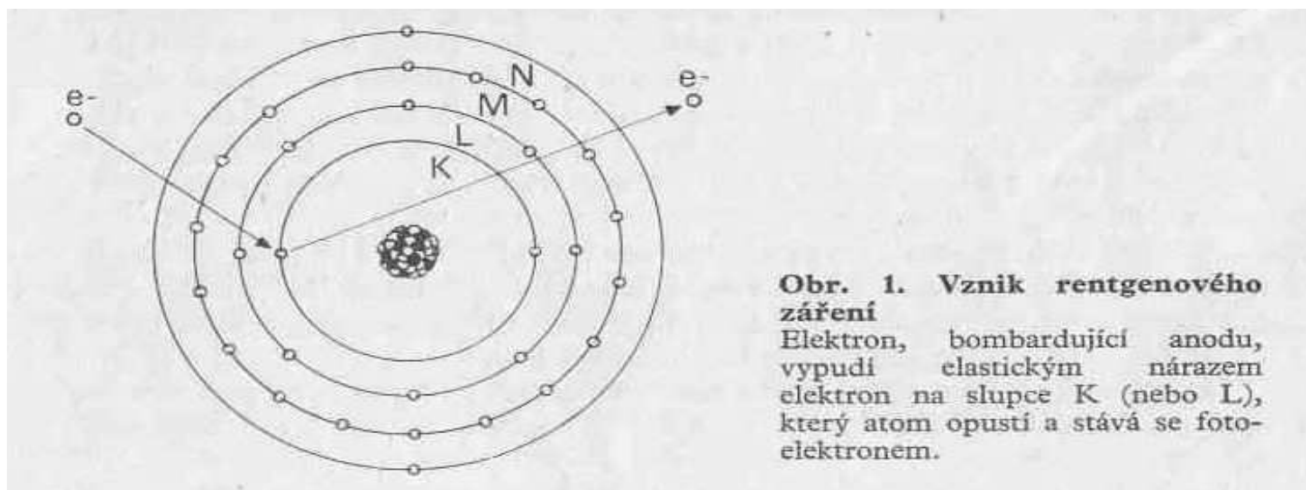
Tato prázdná místa se zaplní elektrony z vyšších drah se současnou emisí fotonů RTG záření, jejichž energie je dána rozdílem energetických hladin.





# RTG záření - vznik

- Jen 1-2 % elektronů, a to elektronů s nejvyšší kinetickou energií, se dostane až do blízkosti atomového jádra materiálu ohniska ke slupce K





## **Podle spektra lze RTG záření rozdělit na:**

Velmi měkké – pro špičkové napětí na rentgence do 20 kVp

Měkké – 20 – 60 kVp

Středně tvrdé – 60 – 150 kVp

Tvrdé – 150 – 400 kVp

Velmi tvrdé – nad 400 kVp



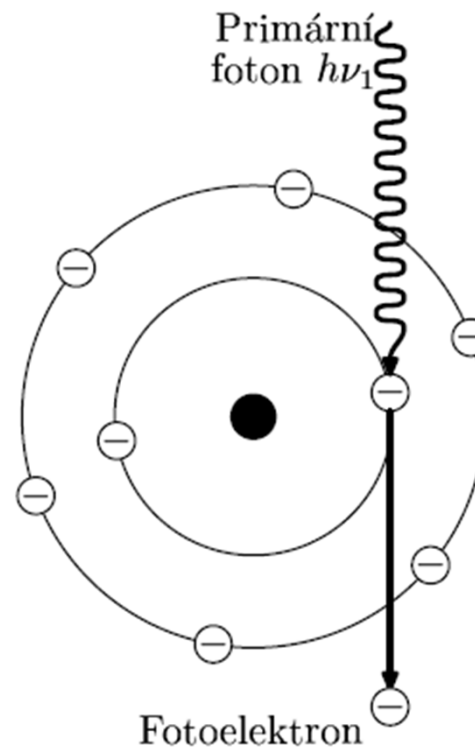
# RTG záření - vlastnosti

- neviditelné
- prochází hmotou v níž se částečně absorbuje, přičemž množství absorbovaného záření závisí na složení hmoty (průměrném protonovém čísle, hustotě a tloušťce) a na kvalitě záření (jeho vlnové délce)
- jeho intenzita ubývá se čtvercem vzdálenosti od zdroje
- šíří se od zdroje přímočaře

# RTG záření - vlastnosti

**Proniká hmotou** – při průchodu je rtg záření zeslabováno. Na zeslabení se podílí kvalita záření a vlastnosti prozařované hmoty. Každá část prozařované hmoty se stává zdrojem sekundárního záření.

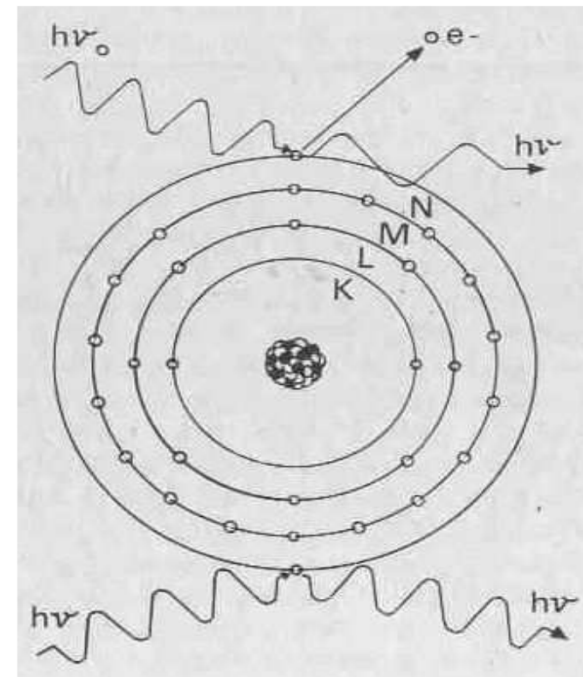
**1) Fotoefekt** – foton dopadne předá energii elektronu a zanikne, elektron se uvolní a dojde k ionizaci  
- může dále ionizovat prostředí

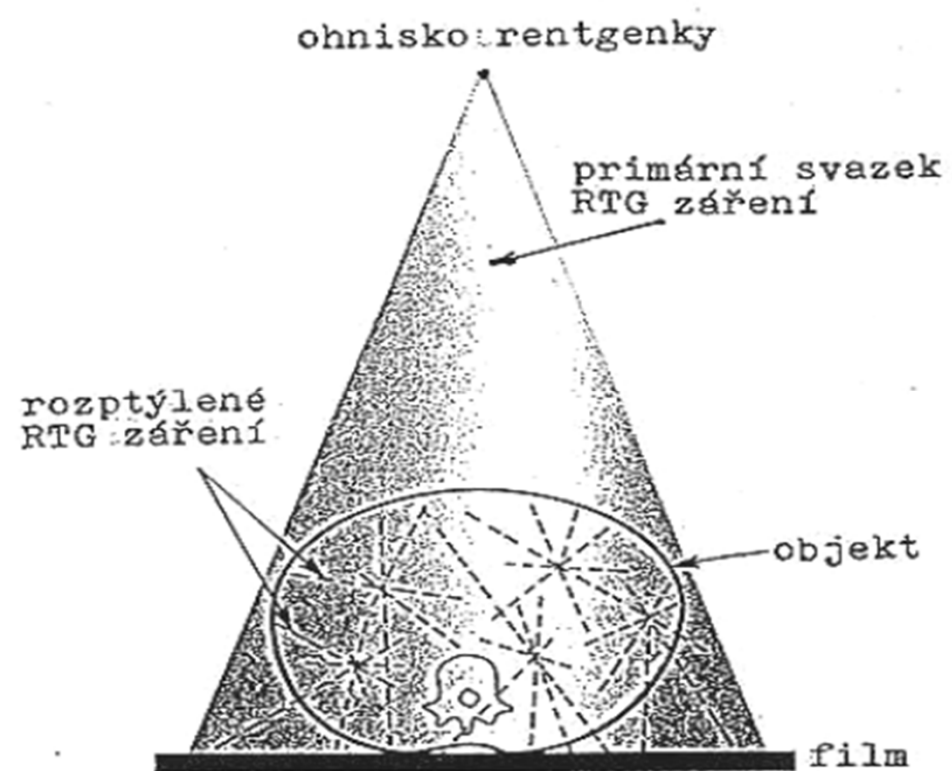


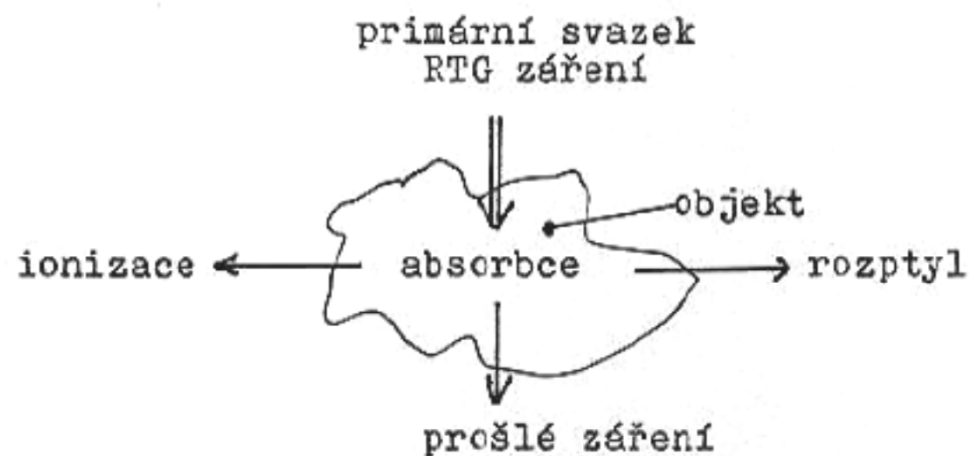
## 2) **Comptonův rozptyl** –

elektronové vlnění (foton) dopadne na atom, část energie se předá elektronu (ten se uvolní) a část energie (foton) letí jinou (delší) vlnovou délkou na jinou stranu - to se podílí na vzniku sekundárního záření

## 3) **Tvorba iontových párů** – v radiodiagnostice se neuplatňuje. Vzniká jen při velké energii fotonů ( $> 1,022 \text{ MeV}$ )







Fotonová energie:

$$E_{\text{prim.svazku}} = E_{\text{ionizace}} + E_{\text{rozptylu}} + E_{\text{absorbovaná}} + E_{\text{prošlá}}$$



# RTG záření - vlastnosti

**Luminiscenční efekt** – při dopadu záření na luminiscenční plochu vyvolá jejich světélkování. To může být dvojitý.

*Fluorescence* – látka světélkuje jen při dopadu krátkovlnného záření

*Fosforecence* – světélkuje ještě nějakou dobu po dopadu záření

Světélkující látky jsou **luminofory** – jodid cesia, sirníky cesia a zinku atd.

- při luminiscenci vyrazí kvantum rtg elektron ze zevní slupky na některou slupku bližší jádru. Uvolní se menší energie. Vyzáří se energie v podobě světla, které má delší vlnovou délku než rtg záření – jde o přeskoky na zevních vrstvách.





# RTG záření - vlastnosti

**Fotochemický efekt** – působí na halogenidy bromidu stříbra ( $\text{AgBr}$ ), vlivem záření vznikají samotné atomy stříbra a bromu a díky tomu jsme schopni vyvolat film.

**Ionizace** – je děj, při kterém dojde k dopadu rentgenového kvanta na elektron atomu, může dojít k vyražení elektronu atomu. Poruší se rovnováha atomu. Atomy se mohou srazit a předat svou energii.

**Biologický efekt** – působí škodlivě na biologický organizmus  
- somatické a genetické účinky záření

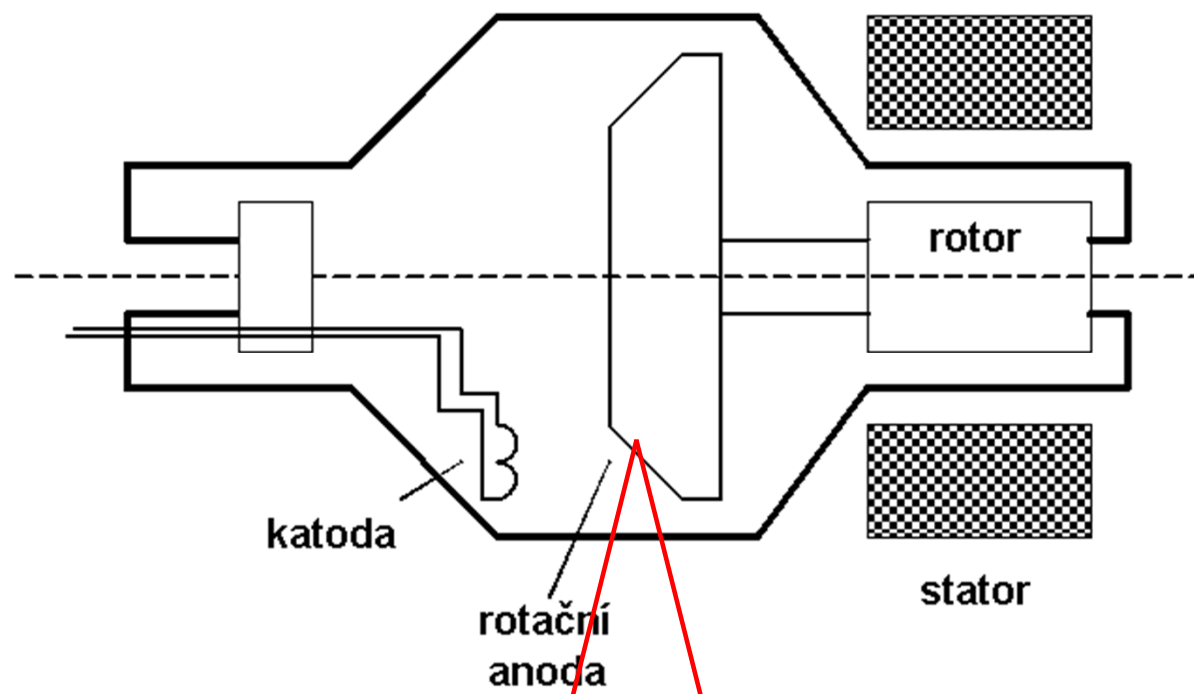


# Rentgenky

Typy:

- s pevnou anodou – pro zubní (dentální) rentgeny
- rotační anodou (převažují) - umožňuje zmenšit optické ohnisko až na 0.1 x 0.1 mm

# Rentgenka s rotační anodou



-Skleněná vakuová baňka se dvěma elektrodami.

Elektrony jsou emitovány z katody (žhavené vlákno proudem  $I_H$ ) a díky velkému rozdílu potenciálů mezi katodou a anodou narážejí do rotující anody s velkou kinetickou energií a vyvolají vznik RTG záření.

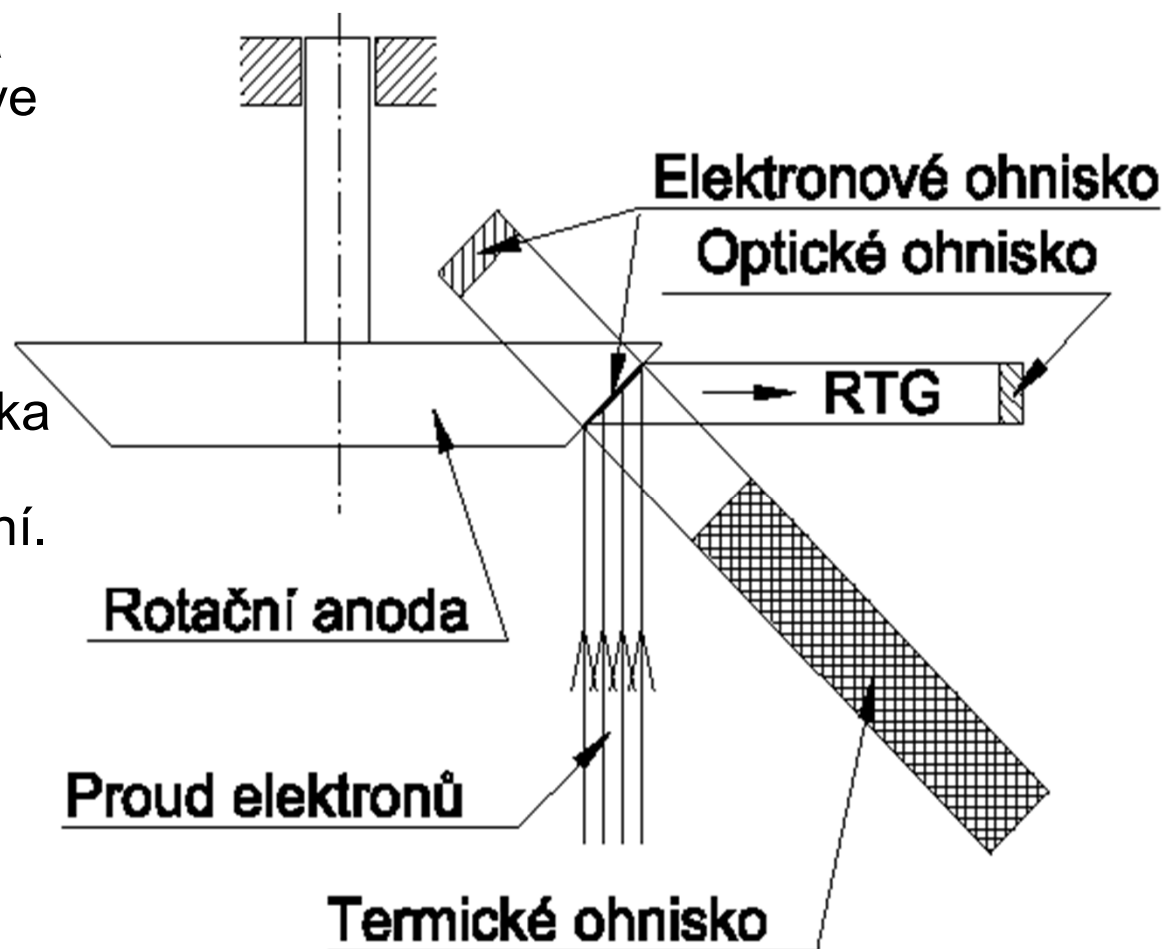
**Anodové napětí** určuje maximální i střední energii fotonů výsledného RTG-záření (vlnovou délku a tedy spektrum). **Anodový proud** protékající rentgenkou určuje intenzitu RTG záření emitovaného rentgenkou.

# Rentgenka s rotační anodou - ohnisko

**Termické ohnisko** - plocha anody, na které se přeměňuje kinetická energie elektronů na RTG záření.

**Elektronové ohnisko** – plocha řezu elektronovým svazkem ve směru rovnoběžném s povrchem anody.

**Optické ohnisko** – plocha průmětu elektronového ohniska do roviny kolmé k paprsku primárního svazku RTG záření. Definuje prostorovou rozlišovací schopnost (geometrickou neostrost)



# Rentgenka s rotační anodou - anoda

■ Účinnost rentgenky je **velmi malá** (max. 1%) a velká část energie elektronů se mění na teplo (až 2500°C), které se musí odvádět. (Nejen) proto se používá rotační anoda, která zajišťuje větší odvod tepla (větší termické ohnisko).

**RTM anody:** rhénium-wolfram-molybden. Wolfram tvoří aktivní povrch, rhénium zvyšuje odvod tepla a molybden tvoří základ.

**Průměr anody** je v rozmezí od 50 mm do 150 mm.

**Rychlost otáčení:** 3000 – 20000 tis/min

**Požadavky na materiál anody:**

- vysoké atomové číslo (počet protonů);
- vysoký bod tavení;
- vysoká tepelná vodivost;
- vysoká tepelná kapacita;



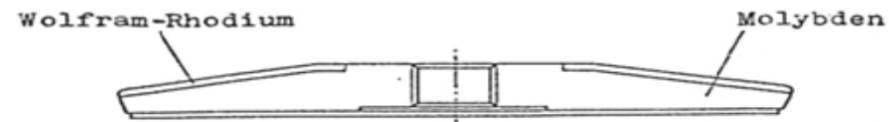
# Rentgenka s rotační anodou

Důležitým údajem rentgenky je tepelná zatížitelnost anody se udává v kJ a nebo v tepelných jednotkách HU.

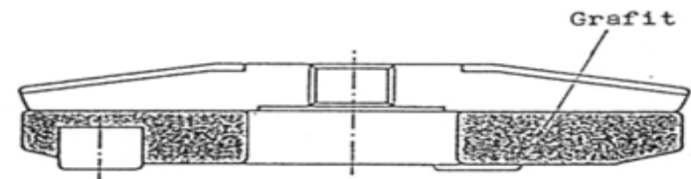
$$1 \text{ HU} = 0,745 \text{ J}$$

tepelná jednotka

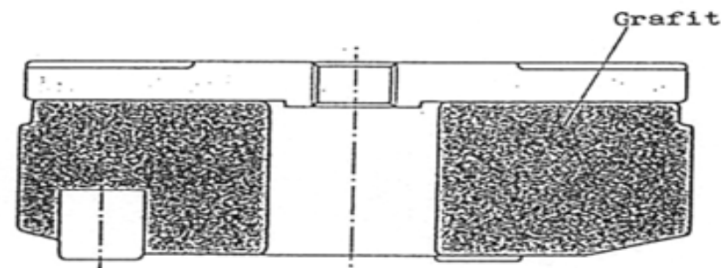
$$(\text{HU}) = (\text{kV}) \cdot (\text{mA}) \cdot (\text{ms}) \cdot 1,35$$



Anoda pro tepelnou zátěž 335.500 HU



Anoda pro tepelnou zátěž 536.800 HU



Anoda pro tepelnou zátěž 1,342 MHU  
/pro počítačovou tomografii/

# Rentgenky - shrnutí

Volbou anodového napětí se mění:

- účinnost přeměny kinetické energie na RTG záření;
- celková energie zářivého toku;
- tvrdost spektra (mezní vlnová délka);

*Tvar spektra RTG záření také závisí na tvaru impulsu anodového napětí.*

Volbou anodového proudu se mění pouze celková energie zářivého toku RTG záření.

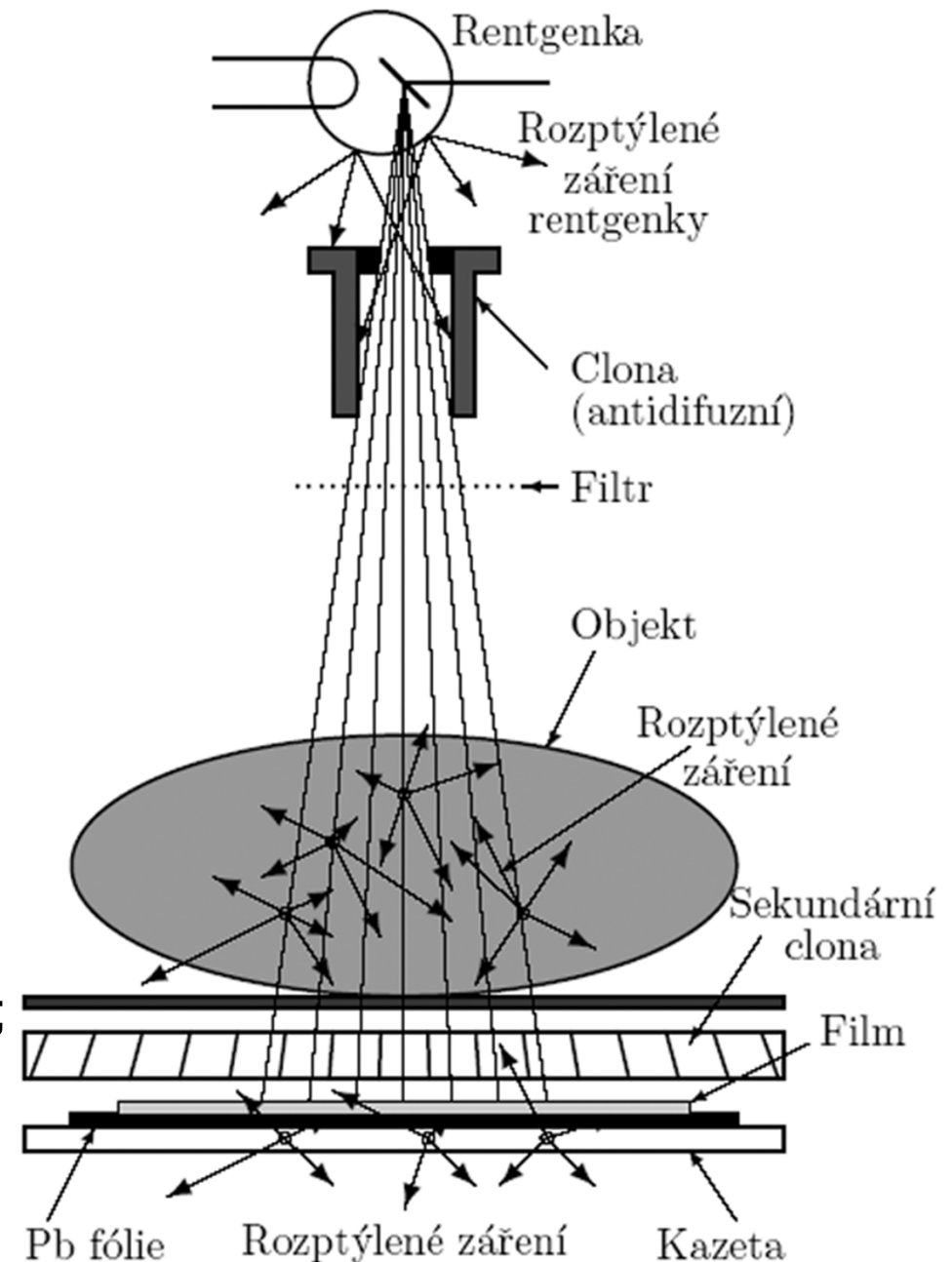


# Zpracování a detekce RTG signálu

Vysoká energie fotonů RTG záření znemožňuje usměrňování RTG paprsku. Pro řízení směru RTG svazku je proto nutné použít **absorpční zpracování**. Proto se používají **clony, kolimátory a filtry**.

Cílem je:

- vymezit užitečný svazek RTG záření;
- potlačit rozptýlené záření;
- potlačit neužitečné složky spektra;

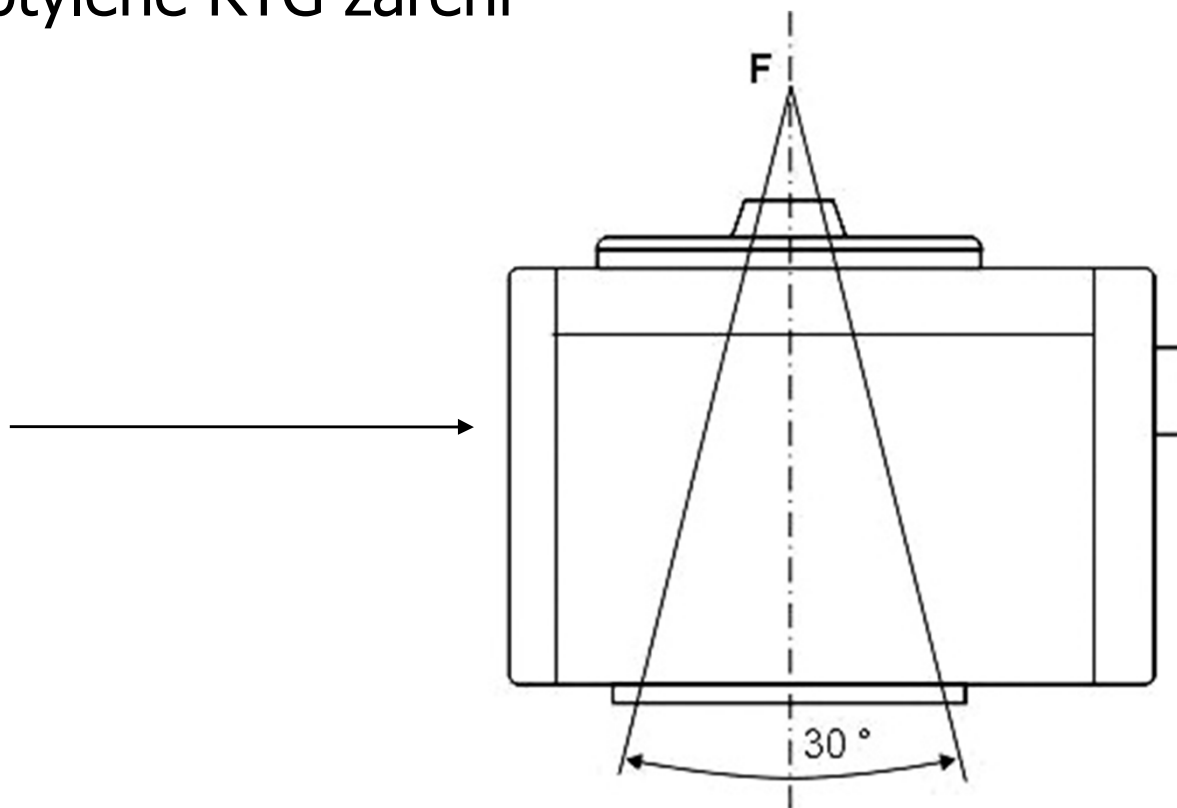




# Primární clona

Potlačuje svazek RTG záření mimo užitečné zorné pole (snižuje radiační zátěž pro organismus).

Současně potlačuje rozptýlené RTG záření

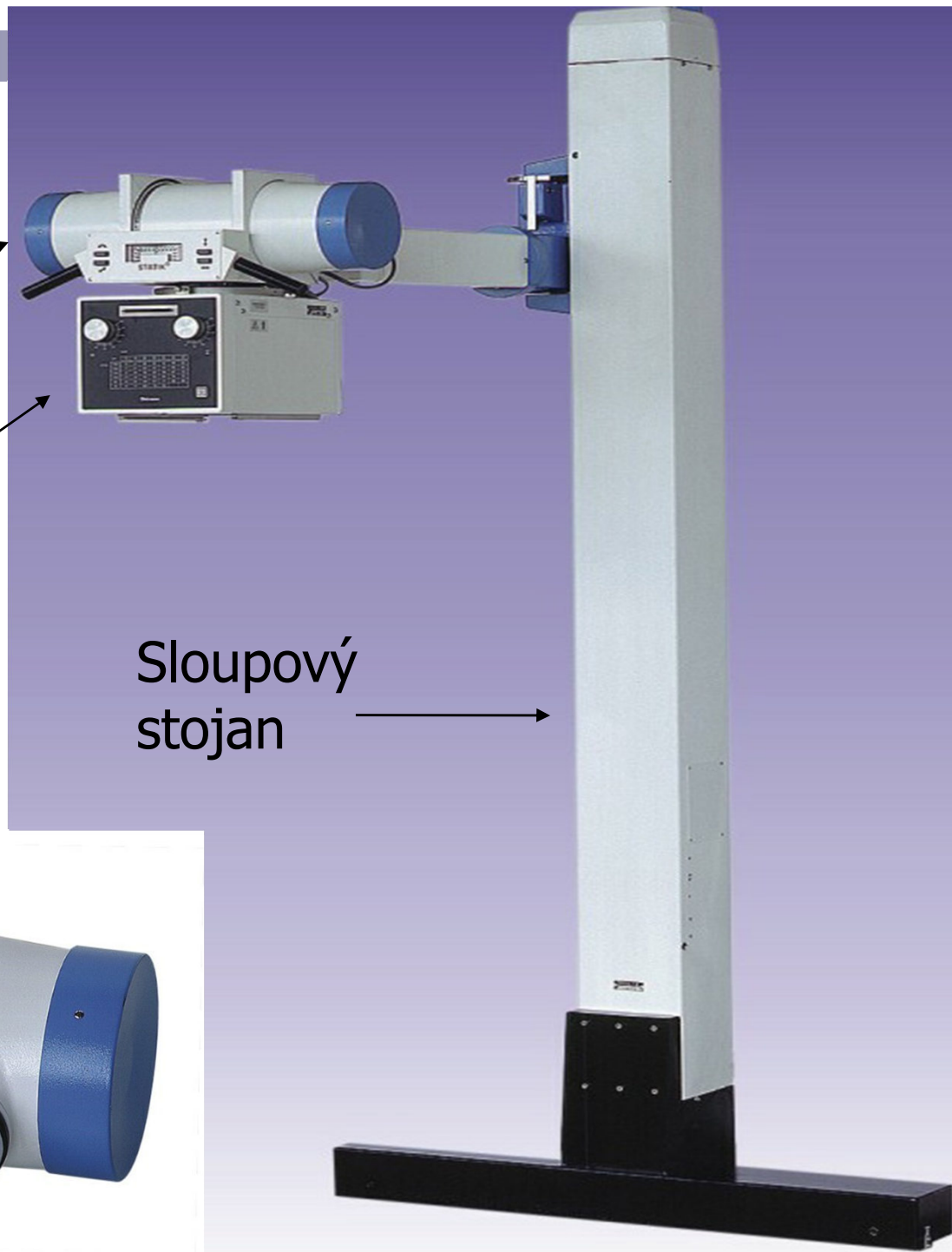


# Primární clona

Rentgenový  
diagnostický zářič  
s rentgenkou

Clona

Sloupový  
stojan





# Kolimátory

Používají se k **potlačení rozptýleného záření**

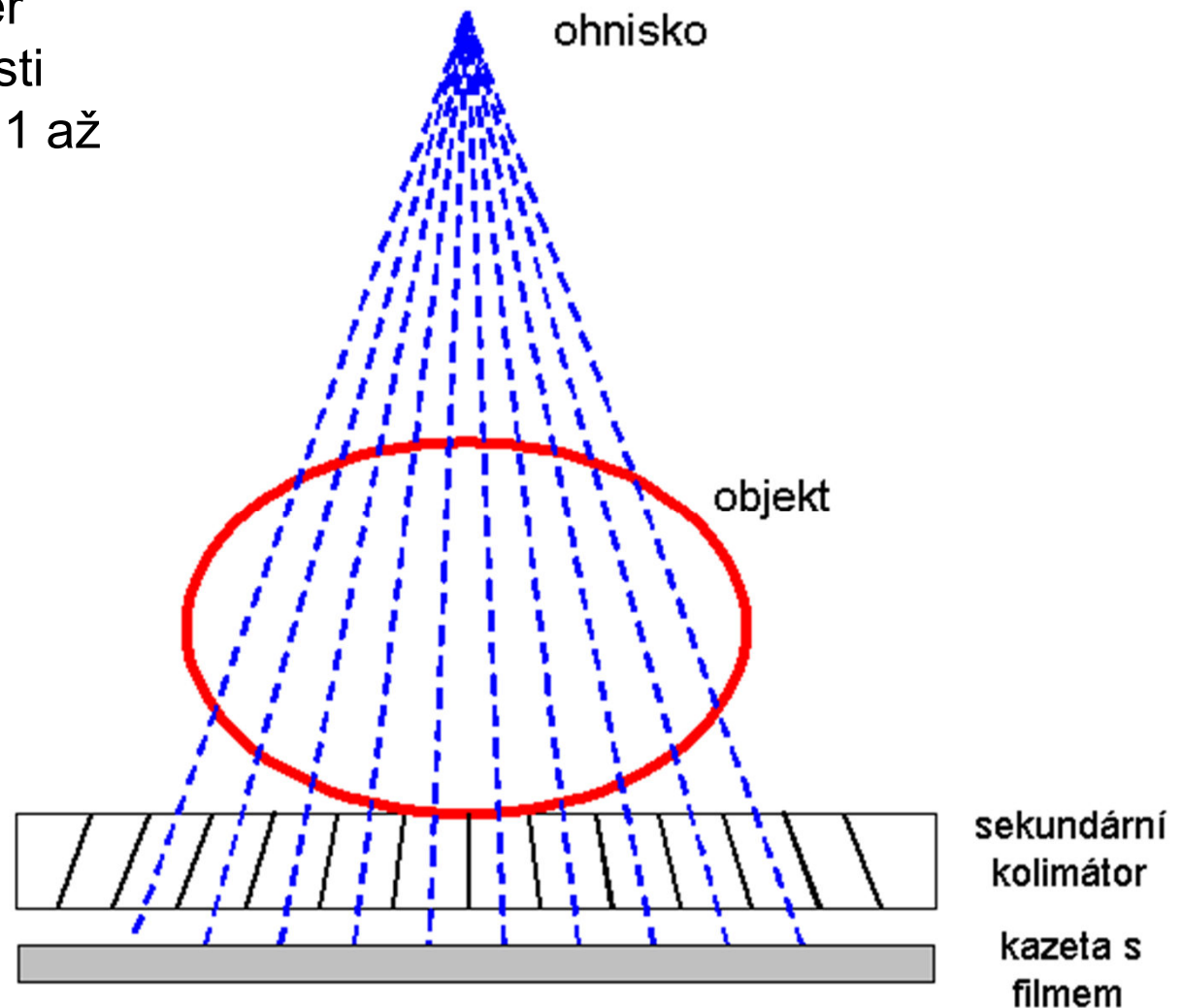
- Rozptýlené záření vzniká v samotné rentgence (tzv. *mimoohniskové záření*) a dále průchodem RTG záření hmotou. Jeho potlačením **snižujeme radiační zátěž a zlepšujeme prostorovou rozlišovací schopnost.**

-Primární kolimátor – také se nazývá jako primární (dříve také antidifuzní) clona. Je umístěn těsně u rentgenky.

-Sekundární kolimátor – umístěn **mezi snímaným objektem a rovinou obrazového detektoru** RTG záření. Je tvořen mřížkou z lamel absorpčního materiálu (olovo). Mřížka směrově konverguje do ohniska rentgenky.

# Sekundární kolimátor

- **Mřížkový poměr** – poměr výšky lamely ke vzdálenosti mezi lamelami (obvykle 6:1 až 16:1).





# Filtry

- Měkké RTG záření delších vlnových délek a nízké energie fotonů na začátku spojitého spektra nemá pro diagnostiku žádný význam, absorbuje se většinou již v kůži a mělkých vrstvách tkáně - způsobuje jen nežádoucí radiační zátěž pacienta. Proto se používá **filtrace** - do cesty záření se vkládá hliníková nebo měděná destička tloušťky cca 1,5-4mm, která měkkou složku X-záření do značné míry pohltí, zatímco tvrdší složku propouští .
- Velké zastoupení tvrdých složek má za následek velký podíl rozptýleného záření - zvýšení radiační zátěže obsluhujícího personálu.
- Filtry se vyrábějí jako **tenká fólie** a umísťují se do primárního svazku. Využitím materiálů s vyšším atomovým číslem (a zvětšováním tloušťky filtru) se výstupní spektrum **zužuje a utvrzuje**.
- Materiál: hliník, měď, tantal



# Filtry

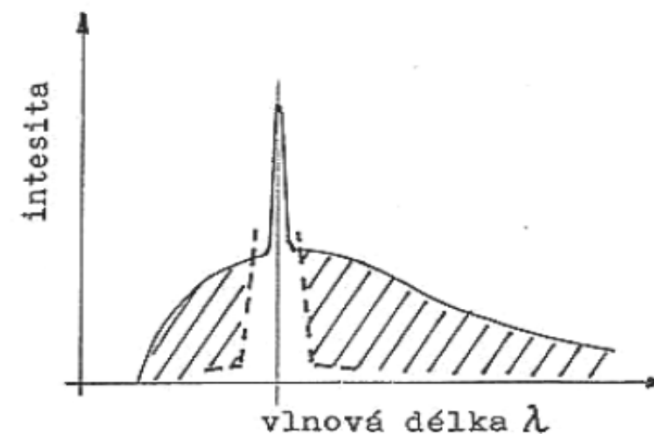
- Každý rtg přístroj musí mít zabudovanou základní filtraci, nejčastěji Al 1 mm, která je obsluhou neovlivnitelná.
- Na každém rtg přístroji musí být základní filtrace vyznačena.
- Vedle základní filtrace jsou zavedeny také přídavné filtrace např. Cu, Rh, Mo a další.
- Přídavné filtry mohou být pevně zabudovány nebo jsou ručně vyměnitelné, či automaticky zařazují při změně snímkaného objektu. Vždy to musí být na rtg přístroji jasně vyznačeno.

# Filtrace rtg záření

- Důvod filtrace?

Získat maximum  
diagnostických informací.

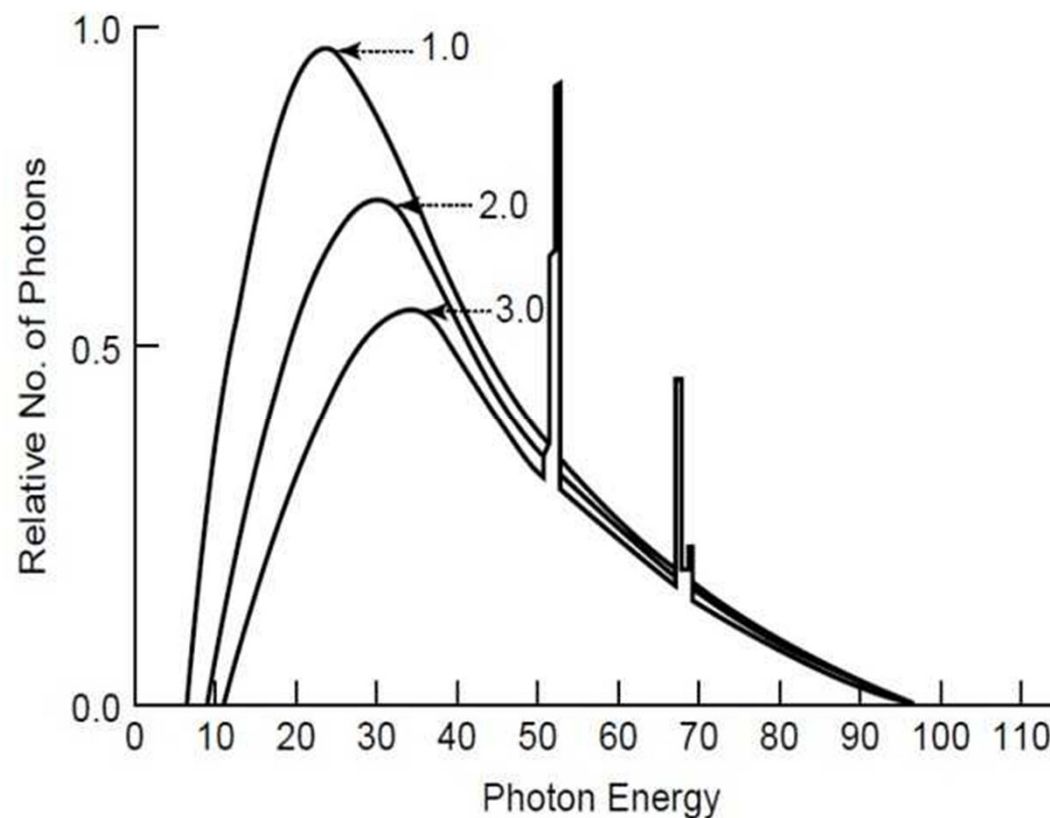
.



Odfiltrování nežádoucího  
spektra spojitého záření  
zleva a zprava od čáry  
charakteristického záření.

# Filtrace rtg záření

Cílem filtrace je snížit počet nízkoenergetických fotonů ve svazku

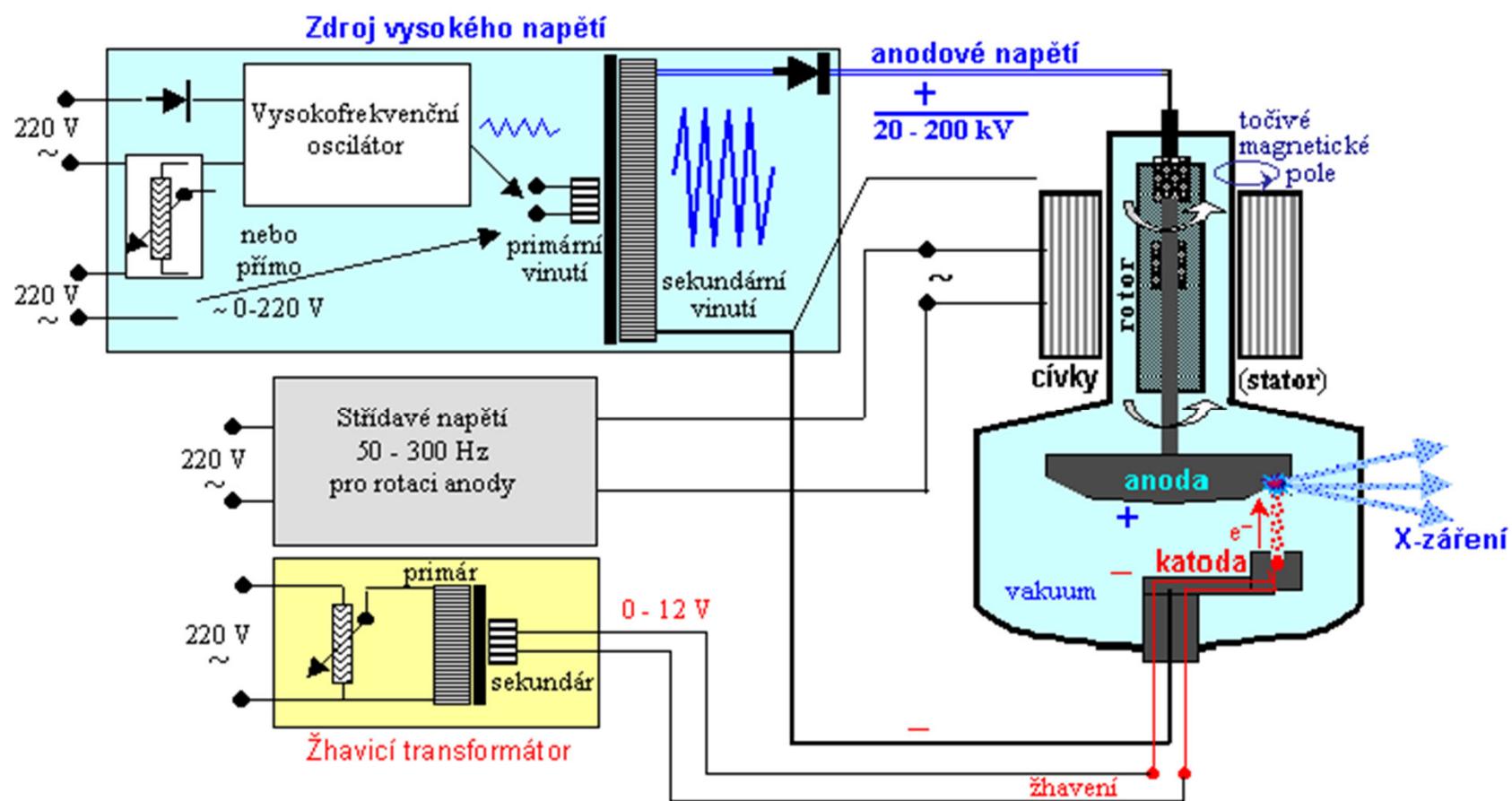






# Napájecí zdroj (generátor)

- **vysokonapěťový generátor**
  - přeměna síťového proudu a napětí na hodnoty potřebné pro provoz rentgenky
  - většinou dvoucívkové (primární a sekundární)
  
- **žhavicí generátor**
  - přivádí na katodu: 4-10 A; 10 V
  - transformuje směrem dolů
  
- **usměrňovač**
  - usměrňuje střídavý proud ze sítě na stejnosměrný



# Části RTG přístroje

## RTG přístroj

- souhrn elektrických, elektronických a počítačových prvků nutných k provozu

## RTG zářič

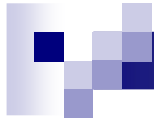
- vložka - rentgenka
- kryt - kovové pouzdro

## Kryt rentgenky

- nepropustí nežádoucí záření + ochrana okolí
- obsahuje olej (chlazení)

## výstupní okénko (Be filtr)





# Kryt rentgenky

- Stíněn olovem před nežádoucím průnikem rtg záření do okolí
- Prostor mezi rentgenkou a stěnami obalu je vyplněn chladícím olejem
- Olejové prostředí také zvyšuje el. pevnost obvodů – zabraňuje el. výbojům vysokého napětí



# Nastavení parametrů rtg záření

Pro optimalizaci rtg diagnostiky je potřeba nastavit vhodné parametry RTG záření. V elektrickém obvodu rentgenky se podle potřeby **regulují** a nastavují dva základní parametry:

## **Anodové napětí**

určuje maximální i střední **energii** fotonů výsledného RTG záření, jeho "tvrdost". Maximální energie RTG záření v keV se prakticky rovná anodovému napětí v kV, střední energie je o něco vyšší než 1/3 max. energie. V praxi se anodové napětí pohybuje v širokém rozmezí od cca 20kV do 200kV (v závislosti na druhu zobrazovaných struktur).



# Nastavení parametrů rtg záření

## **Anodový proud, expozice**

Lze jej regulovat změnou **žhavení katody** - žhavicího proudu - a tím **teplotou** vlákna katody. Při vyšším žhavení vlákna katody je emitováno více elektronů, rentgenkou protéká vyšší proud a je vyzařována vyšší intenzita RTG záření. Průměrný proud rentgenkou se pohybuje v rozmezí jednotek mA až asi 200mA, okamžitý proud může být i podstatně vyšší (v pulzním režimu).

# Nastavení parametrů rtg záření

- Celkové množství fotonů RTG záření - **expozice**, určuje kvalitu rtg snímků a též radiační zátěž pacienta. Je dána součinem intenzity záření  $I_x$  (fluence fotonů /s) a expozičního času  $T$  - je tedy úměrná součinu **anodového proudu** rentgenkou [mA] a **expozičního času** [s]: "miliampér-sekundy" **mA.s = Q**, což je celkový **náboj** neboli **elektrické množství**, které při expozici projde rentgenkou.
- U některých přístrojů se používá i **expoziční automatika**, která po dosažení určitého předvoleného "množství" RTG záření elektronicky vypne anodové napětí v generátoru - a tím i expozici. Pro účely automatické expozice je tok prošlého RTG záření monitorován pomocí *ionizačních komůrek* umístěných za kazetou s filmem nebo za flat panelem . U digitálních zobrazovacích detektorů lze k přerušení expozice použít i předvolbu celkového počtu impulsů, nastřádaných v digitálním obraze.



# Použitá literatura

<http://astronuklfyzika.sweb.cz/> - RNDr. Vojtěch Ullmann

**Rentgenová technika v lékařství, Ing. Pavel Šmorac**

**Základy techniky vyšetřování rentgenem, Milan Svoboda**





Děkuji za pozornost