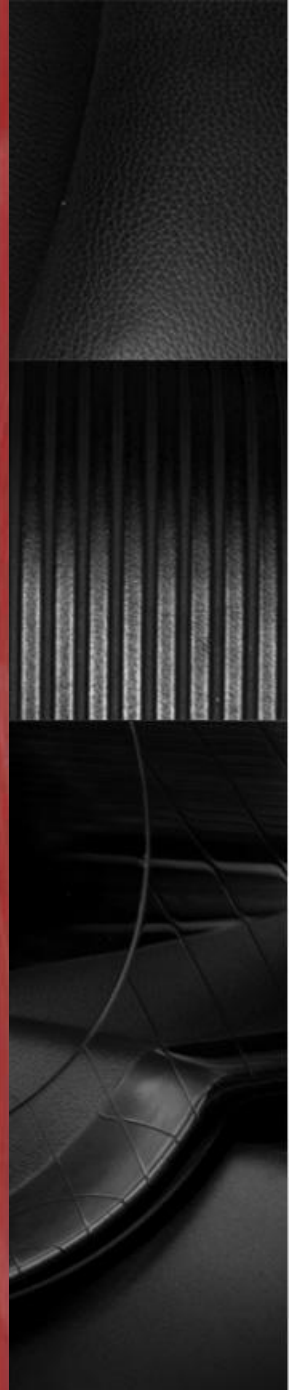


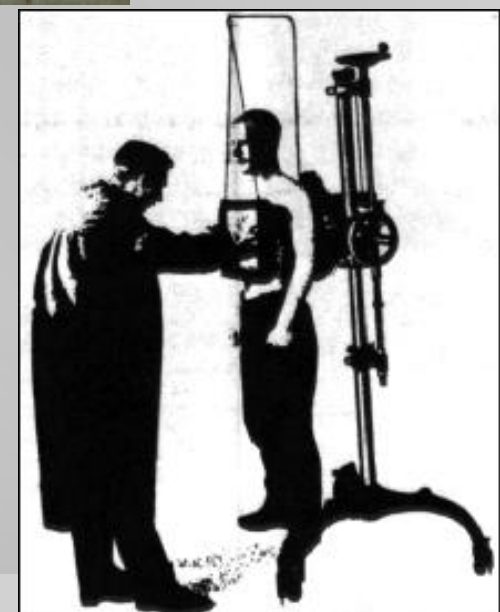
# RTG a CT

biofyzika



# Pohled do historie

- Wilhelm Conrad Röntgen - objev X-paprsků 11.8.1895,
  - Nobelova cena za fyziku - 1901
- 1897 - první vyráběné rentgeny (plynem plněná rentgenka)
- 1902 - změření vlnové délky rtg záření
- 1908 - zesilovací fólie
- 1913 - vakuová rentgenka s wolframovým žhavicím vláknem
- 1914 - rentgenka s rotační anodou (oboje W. D. Coolidge)
- 1948 - zesilovač rentgenového obrazu
- 1963 - teorie počítačové tomografie
- 1971 – výpočetní RTG tomografie (CT RTG)
- 1975-80 – nepřímá digitální radiografie
- 1999 – přímá digitální radiografie



# Úvod

- RTG ZS je systém aktivní.
- RTG ZS vytvářejí tzv. sumační obraz, tj. obraz, který vznikl společným průmětem všech orgánů jimiž prochází RTG záření na detektor.
- pokud se nepoužívají kontrastní látky, jedná se o tzv. prostý (nativní) obraz. Jinak se jedná kontrastní vyšetřovací metody (za použití kontrastních látek - látky, které zvyšují absorpci RTG záření).
- Skiografie – technika pro získání obrazu (statického snímku).
- Skiaskopie – získání sledu RTG obrazů (lékař sleduje obraz na stínítku/obrazovce).

# Vlastnosti RTG záření

- Jedná se o elektromagnetické záření v rozsahu krátkých vlnových délek od  $10^{-12}$  do  $10^{-8}$  m (meze se mohou lišit). Fotony mohou způsobit ionizaci atomů a molekul prostředí, kterým prochází.
- V případě živé tkáně je zde nebezpečí nevratných změn.
- Poškození tkáně může být somatické (časné, určitá dávka záření) nebo genetické (pozdní, stačí i jediný foton).
- Pozn. Fotonu o vlnové délce  $\lambda$  přísluší energie  $E = h \cdot f$ , kde  $f$  je frekvence ( $f = c/\lambda$ ). Tedy:  $E = h \cdot c/\lambda$ . Čím menší vlnová délka, tím větší energii má foton.
- V „atomovém světě“ se energie uvádí v elektronvoltech (eV,  $1\text{eV} = 1,6 \cdot 10^{-19}\text{J}$ ).
- 1eV je energie, která se rovná práci nutné k přemístění jednoho elektronu mezi dvěma místy s napěťovým rozdílem 1 V.  
 $h$  – Planckova konstanta =  $6,63 \cdot 10^{-34}\text{J}\cdot\text{s}$ .



# Vznik RTG záření

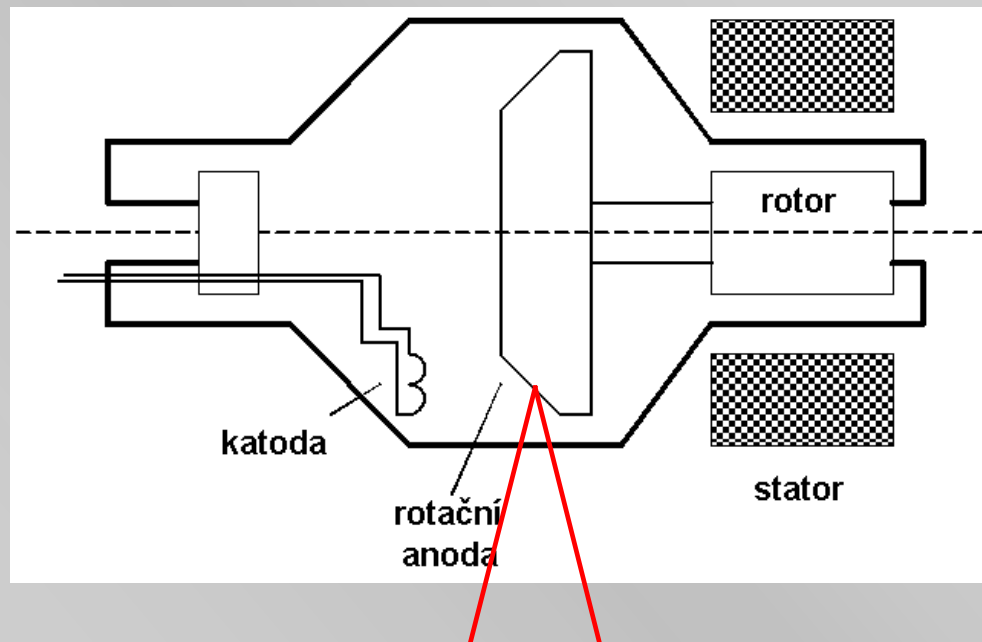
- Elektrony emitované z katody dopadají na anodu (0.6-0.8 násobek rychlosti světla), pronikají několika vrstvami atomů a ztrácí tak svoji kinetickou energii.
- Existují dvě základní interakce, které vedou ke vzniku RTG záření:
  - interakce s polem jádra atomu – brzdné záření;
  - interakce s obalovými elektrony – charakteristické záření;

Pozn.:

Přírodním zdrojem RTG záření je záření hvězd a dalších kosmických těles, umělým zdrojem je **rentgenka**.

# Rentgenka s rotační anodou

- Skleněná vakuová (až  $10^{-6}$  Pa) 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 brzdného elmg. záření - 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 parametry

- 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). Rentgenky s vysokým výkonem je třeba chladit – olej.
- 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 ot/min
- Požadavky na materiál anody:
  - vysoké atomové číslo (počet protonů)
  - energie zářivého toku bude větší pro materiály
  - s větším atomovým číslem při stejném anodovém
  - napětí a proudu rentgenky;
  - vysoký bod tavení;
  - vysoká tepelná vodivost;
  - vysoká tepelná kapacita;



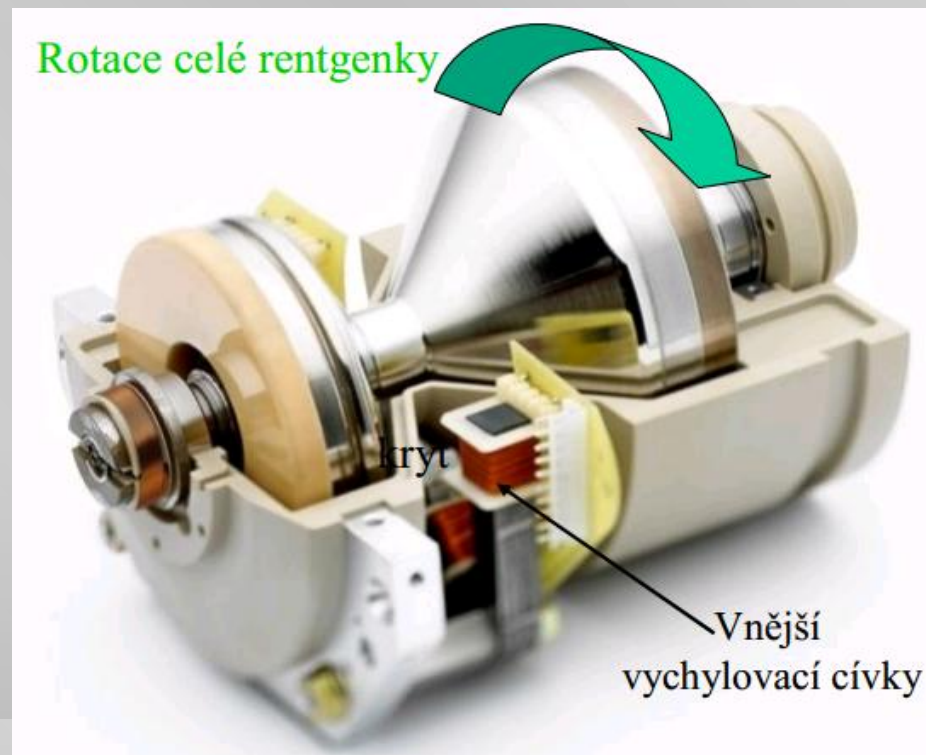
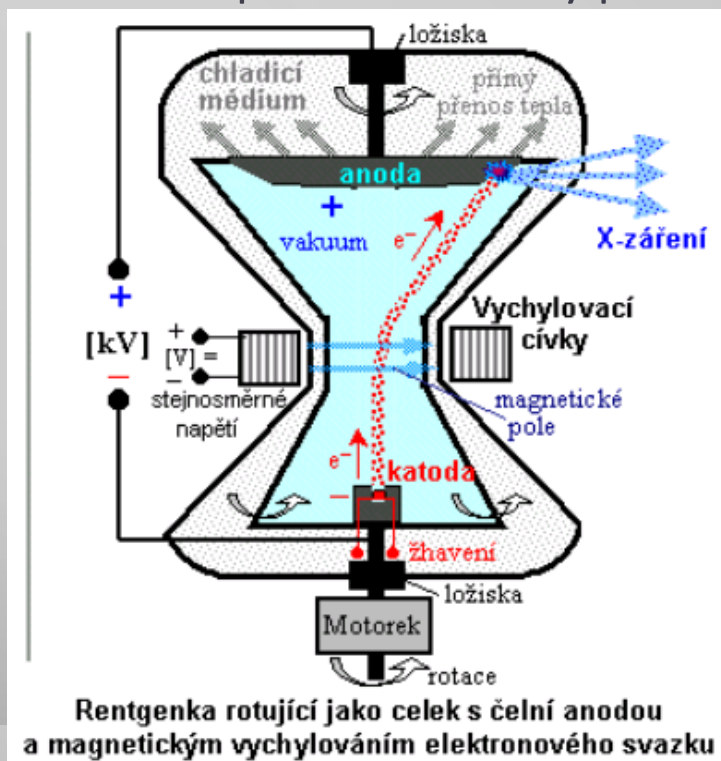


# Rotující rentgenka - STRATON

Siemens STRATON – 2004 – pro CT výpočetní tomografii

magnetické vychylování elektronového svazku

lepší chlazení díky přímému kontaktu anody s chladícím médiem





# 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.



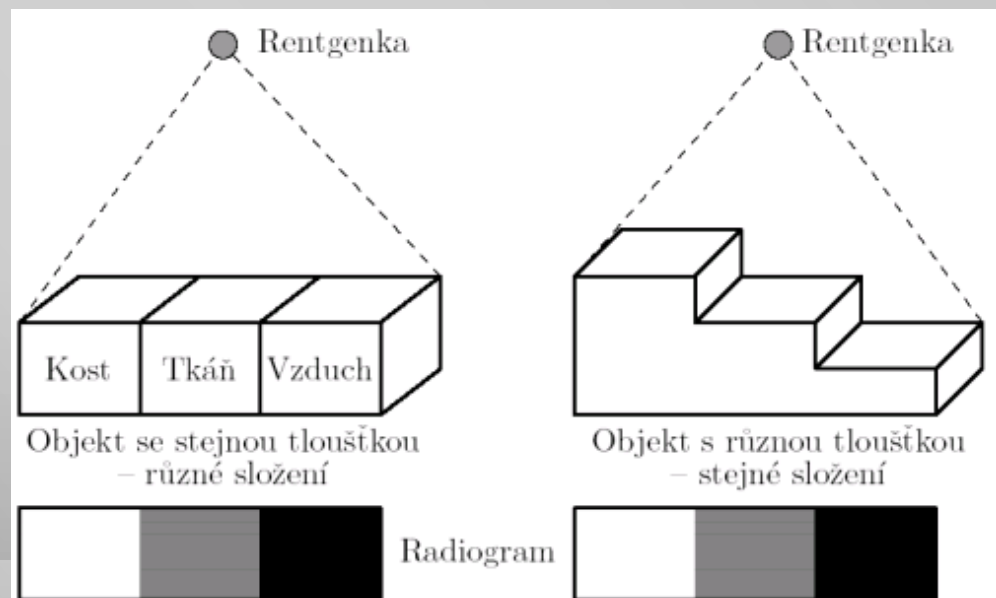
# Primární parametrické pole

- modulace hustoty toku fotonů je dána prostorově závislým útlumem RTG záření.

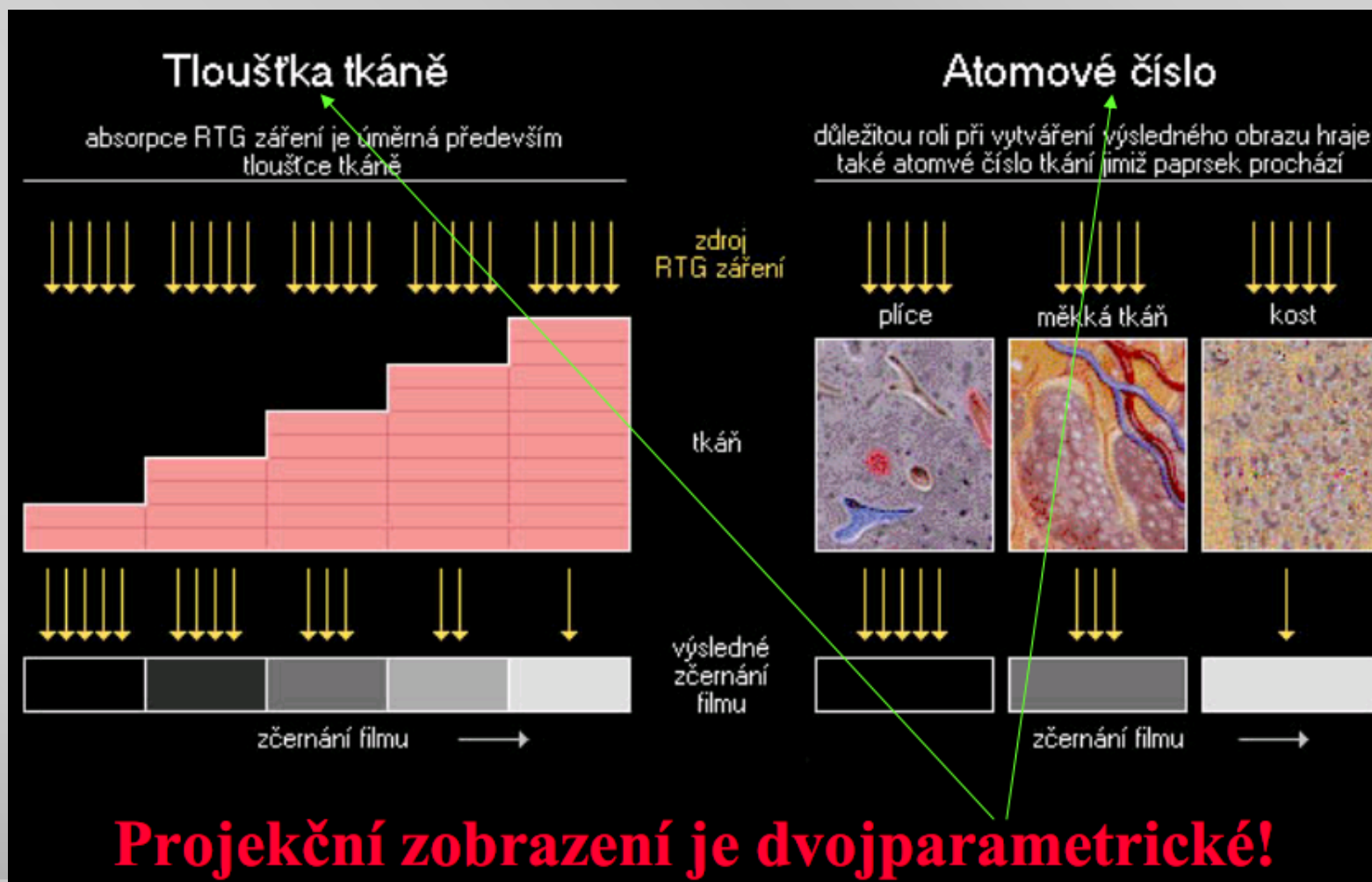
Primární parametrické pole je

**dvouparametrické** – závisí na velikosti

útlumu a tloušťce materiálu



# Primární parametrické pole

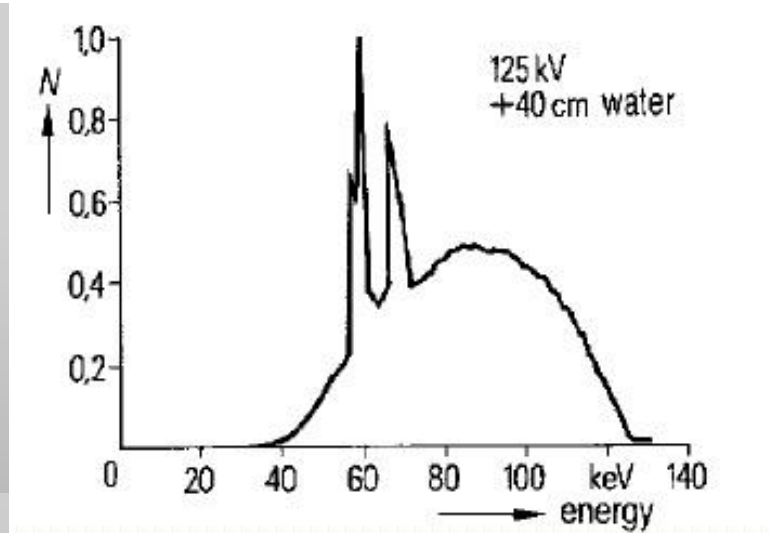
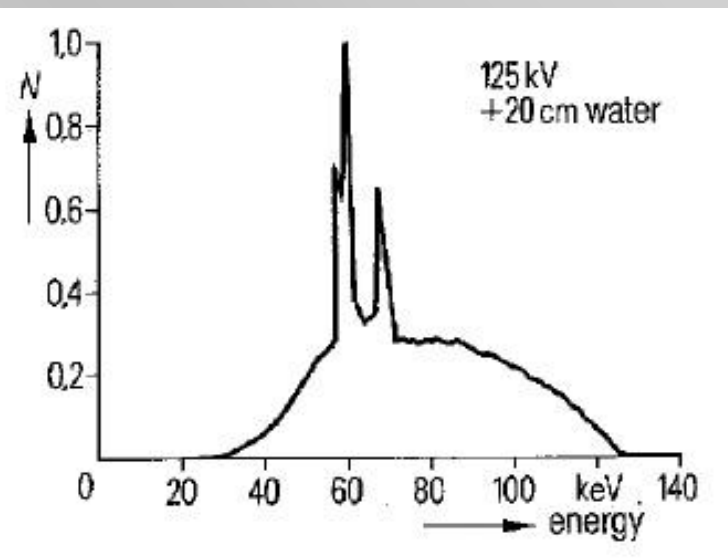
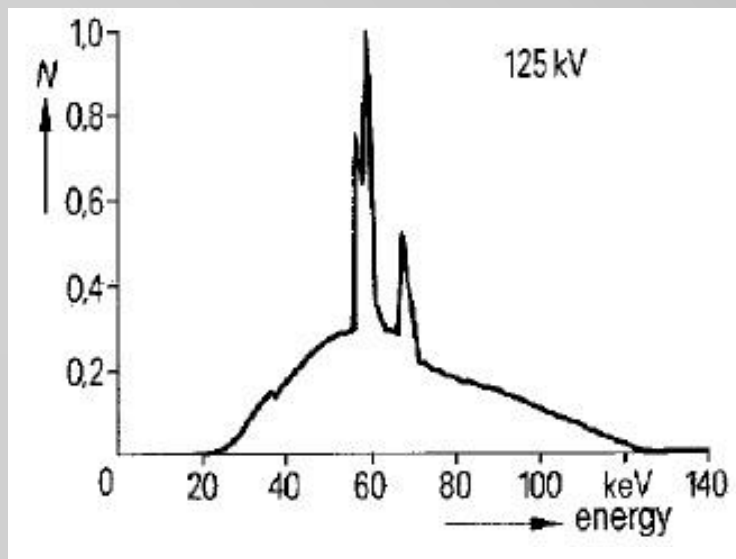




# Mechanismy interakce RTG záření s tkání

- Celá řada mechanismů:
  - **vnitřní fotoelektrický jev**
  - **koherentní Rayleighův rozptyl**
  - **nekoherentní Comptonův rozptyl**
  - **tvorba iontových párů**
  - **jaderný fotoefekt – vyražení neutronu nebo protonu**

# Jev utvrzování RTG svazku

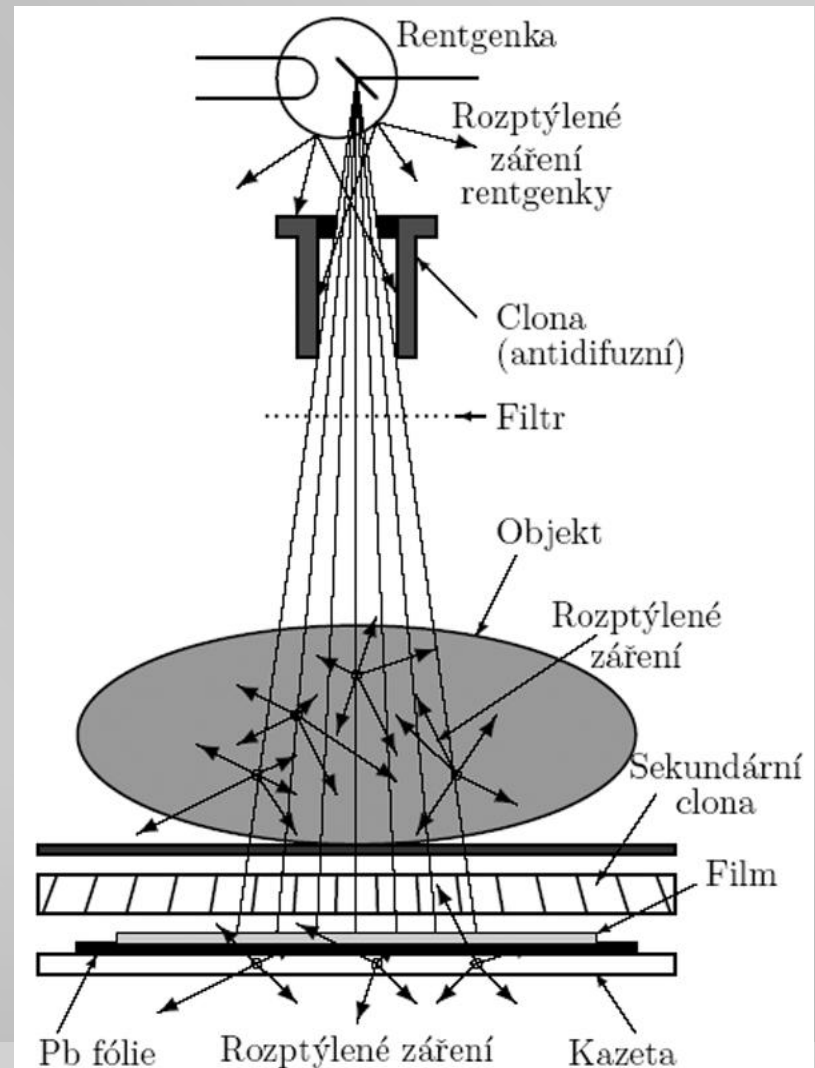


# Zpracování a detekce RTG záření

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:

- vymežit užitečný svazek RTG záření;
- potlačit rozptýlené záření;
- potlačit neúčinné složky spektra;



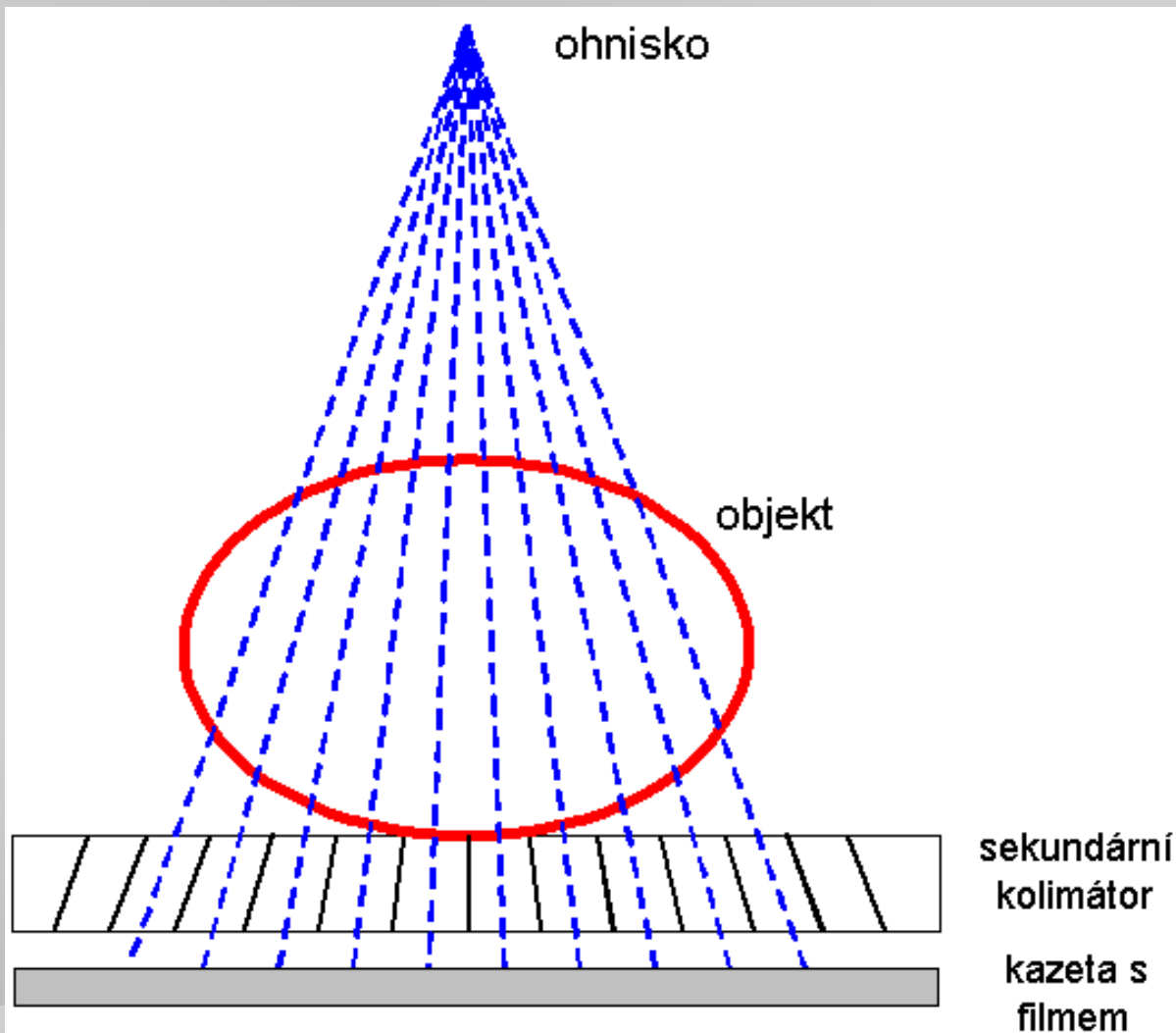


# Sekundární kolimátor

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.



# Filtry

- Používají se k úpravě spektra RTG záření.
- Spojité spektrum obsahuje měkké složky, které jsou absorbovány v povrchových vrstvách tkáně a neovlivňují proces zobrazení, ale pouze zvyšují radiační zátěž organismu.
- 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



# Možnosti detekce RTG záření

RTG ZS s detekční deskou:

- fotografický materiál
- luminiscenční stínítko
- fosforová výpočetní radiografie

RTG ZS s kamerou:

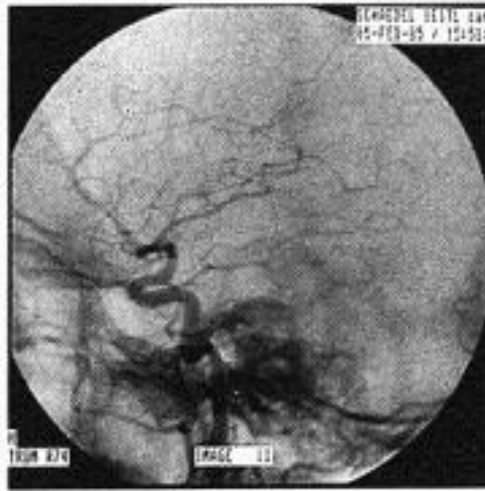
- konvenční přístup
- digitální detekce – přímá vs nepřímá

# Kontrastní látky v RTG – subtrakční angiografie

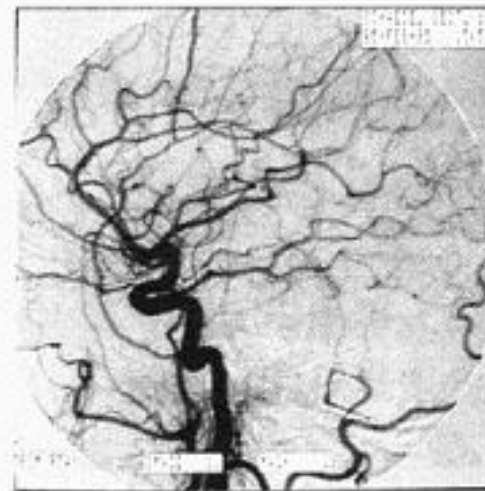
- Cílem je zobrazit pouze cévní struktury (cévní strom) naplněné kontrastní látkou- DSA (Digital Subtraction Angiography).
- Provedeme-li zobrazení snímané scény před aplikací kontrastní látky (získáme obraz, který bývá obvykle označován jako "maska,, (a)) a následné zobrazení téže scény po injekční aplikaci kontrastní látky (tzv. postkontrastní obraz (b)), po subtrakci těchto obrazů obdržíme obraz pouze cévního řečiště naplněného kontrastní látkou (obraz změny ve scéně (c)).



(a)



(b)



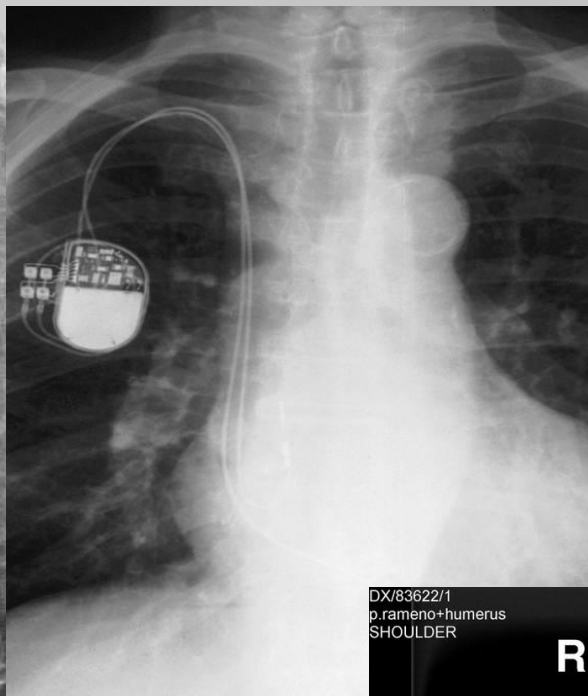
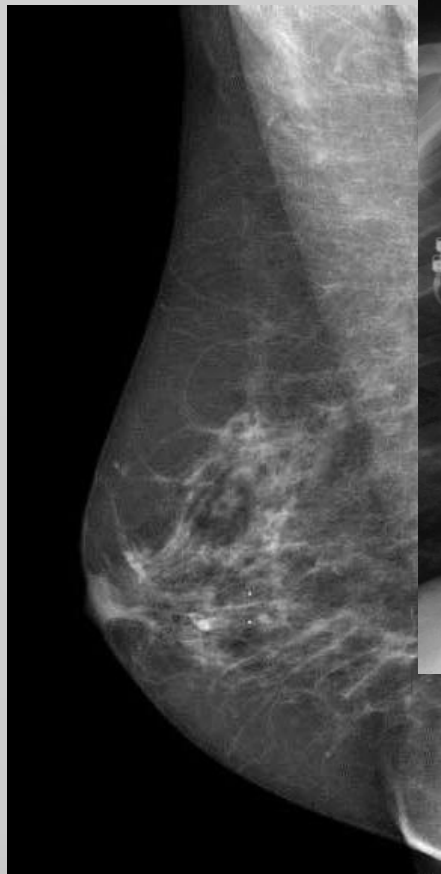
(c)



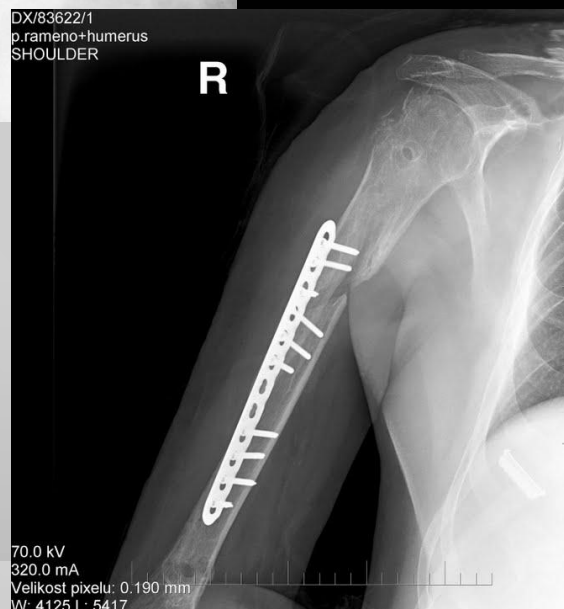
# Aplikace RTG

- V dnešní době mají RTG zobrazovací systémy nepřekonanou roli při zobrazování:
  - morfologie kostí (úrazy, zlomeniny, ...)
  - plic (diagnostika TBC a jiných chorob)
  - zubů
  - mamografie
  - skiaskopie srdce (RTG navádění katétru, implantace kardiostimulátoru)
  - digitální subtrakční angiografie
  - skiaskopie trávicího traktu (s kontrastní látkou)
- V ČR bylo v roce 2012 vykázáno 14 mil. vyšetření zobrazovacími metodami, z toho 59% konvenčními RTG systémy (tedy 8,26 mil. vyšetření)

# Ukázky obrázků



DX/83622/1  
p.rameno+humerus  
SHOULDER



70.0 KV  
320.0 mA  
Velikost pixelu: 0.190 mm  
W: 4125 l: 5417



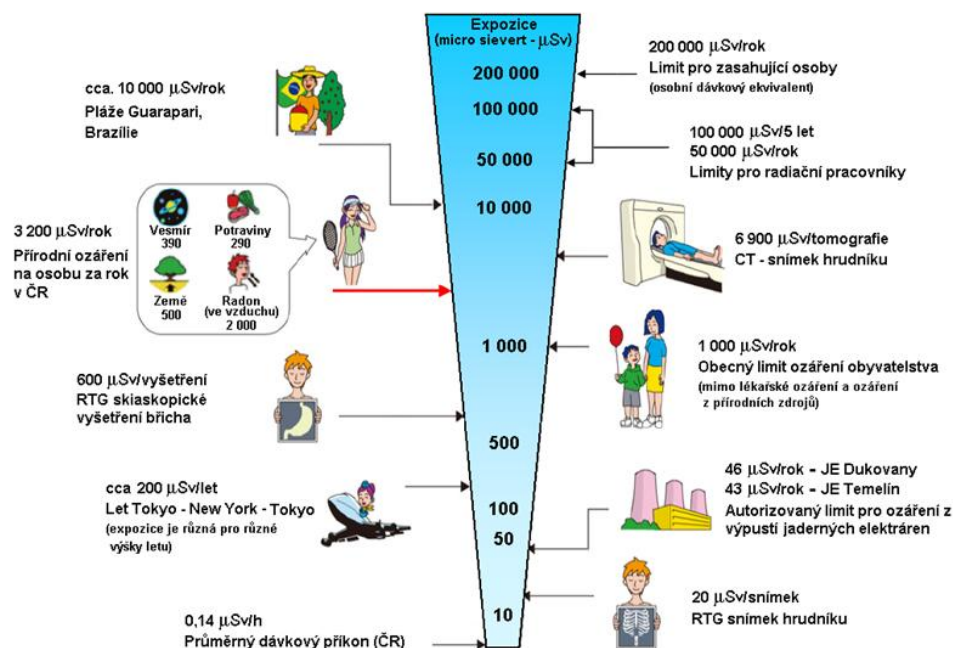
# Bezpečnost RTG zobrazovacích systémů

Tab. 1 Typické hodnoty efektivních dávek vybraná konvenční rentgenová a CT vyšetření

Diagnostický výkon	Typické efektivní dávky (mSv)	Přibližná doba pro stejné ozáření z přírodních zdrojů
<b>č</b>		
Končetiny a klouby	< 0,01	< 1,5 dne
Plíce (jeden PA snímek)	0,02	3 dny
Lebka	0,07	11 dní
Mamografie (skreening)	0,1	15 dnů
Kyčle	0,3	7 týdnů
Pánev, hrudní páteř	0,7	4 měsíce
Břícho	1,0	6 měsíců
Bederní páteř	1,3	7 měsíců
Polykací akt	1,5	8 měsíců
IVU	2,5	14 měsíců
Vyšetření žaludku, střevní pasáž	3	16 měsíců
Irigoskopie	7	3,2 roku
<b>o</b>		
CT hlavy	2,3	1 rok
CT hrudníku	8	3,6 roku
CT břicha nebo pánve	10	4,5 roku

Příklady některých expozičních ionizujícímu záření včetně limitů platných v ČR

Jednotky :  $\mu\text{Sv}$

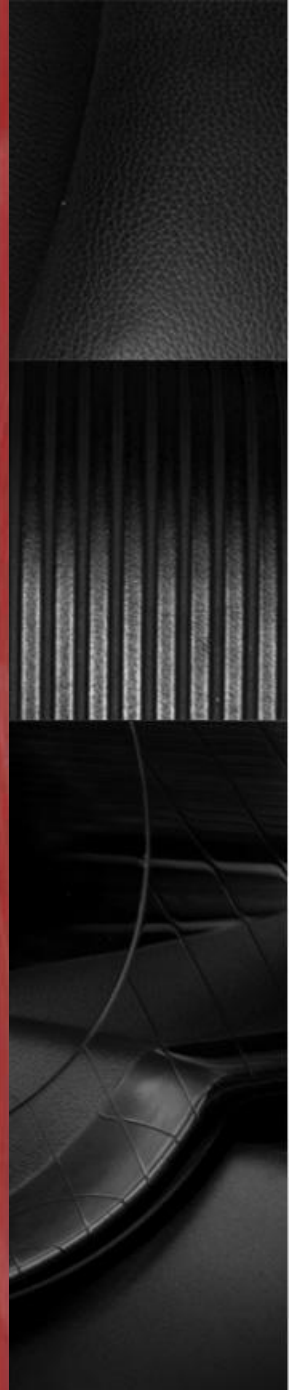


•Princip optimalizace dávek – dáno ALARA (As Low as Reasonably Achiavable) – dávka co nejnižší možná dávka při zachování dostatečné diagnostické informace.

# Moderní RTG systémy



# RTG Výpočetní tomografie (CT-RTG)



# Klasické RTG vs CT

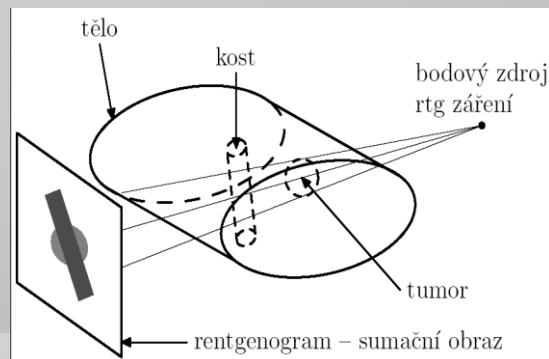
U klasických RTG ZS je zásadní nevýhodou **převod 3D na 2D** (vytvoření sumačního obrazu – tzn. ztrácíme informaci o souřadnici z).

Dále je to obecně malá detekční účinnost, což vede na požadavek větší dávky RTG záření.

Nízký kontrast ve scéně – velká změna primárního parametru vede na relativně malou změnu v obraze.

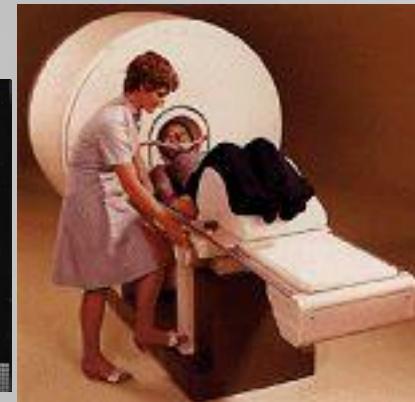
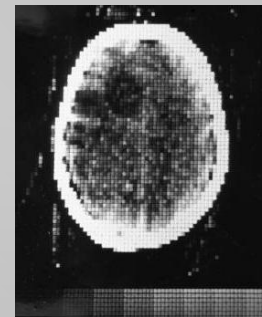
Proto byla snaha o zvýšení diagnostické hodnoty při zachování, nebo zmenšení aplikované dávky.

Technologicky možné až díky zavedení počítačů do lékařské diagnostiky – konec 60. let 20. století.



# Historie CT

- Říjen 1971 – první klinický tomograf Godfrey N. Hounsfield, EMI Lab.
- Nezávisle na něm stejný objev Allan M. Cormack, Tufts University.
- Oba získali v roce 1979 Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu.





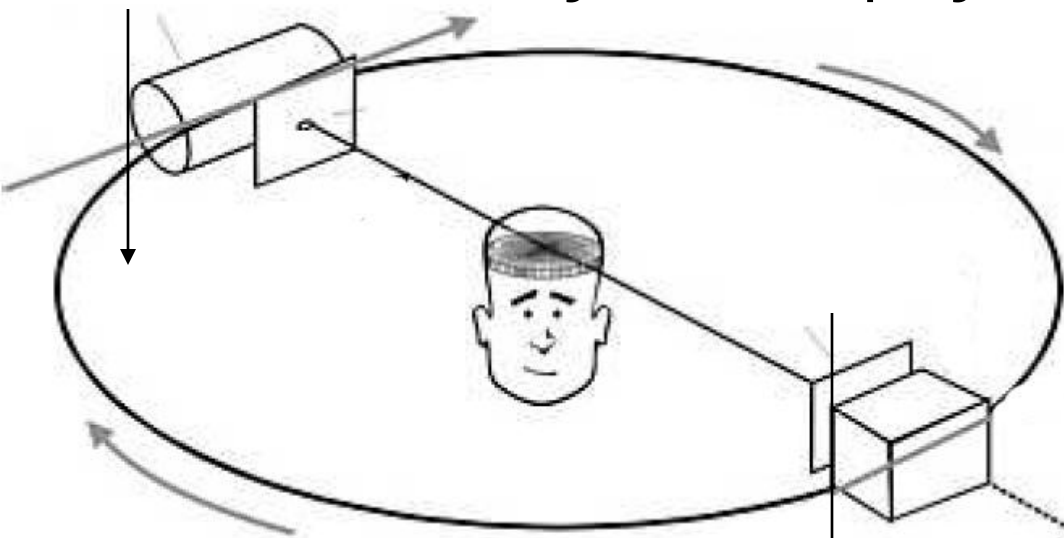
# CT RTG zobrazovací systém





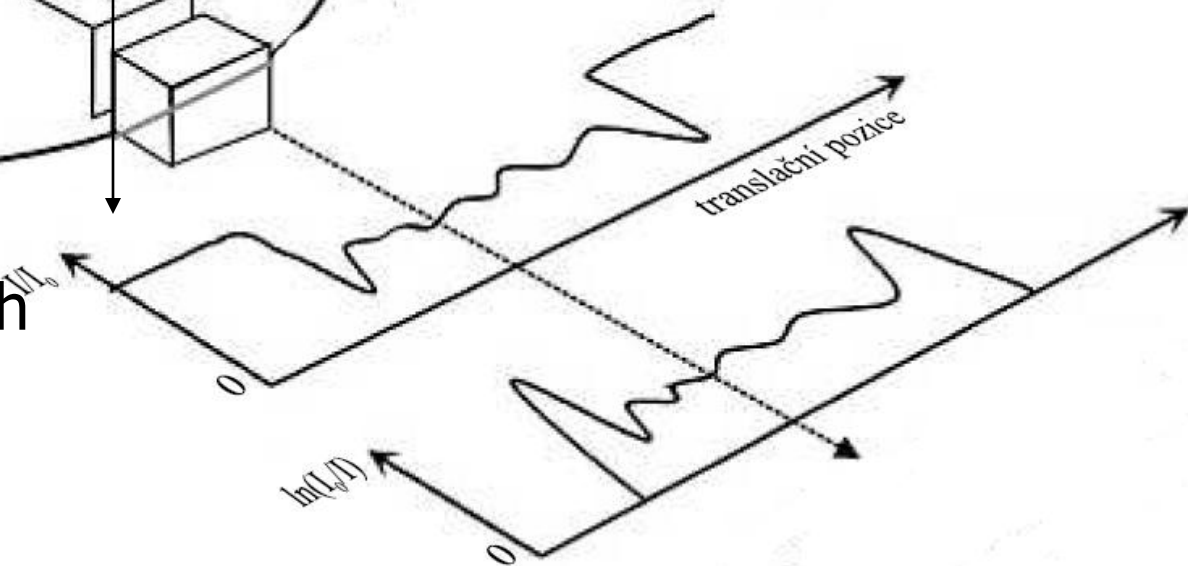
# Princip CT RTG

Postupně měříme útlum RTG úzce **zkolimovaného** (tužkového) svazku – měříme jednotlivé projekce scény

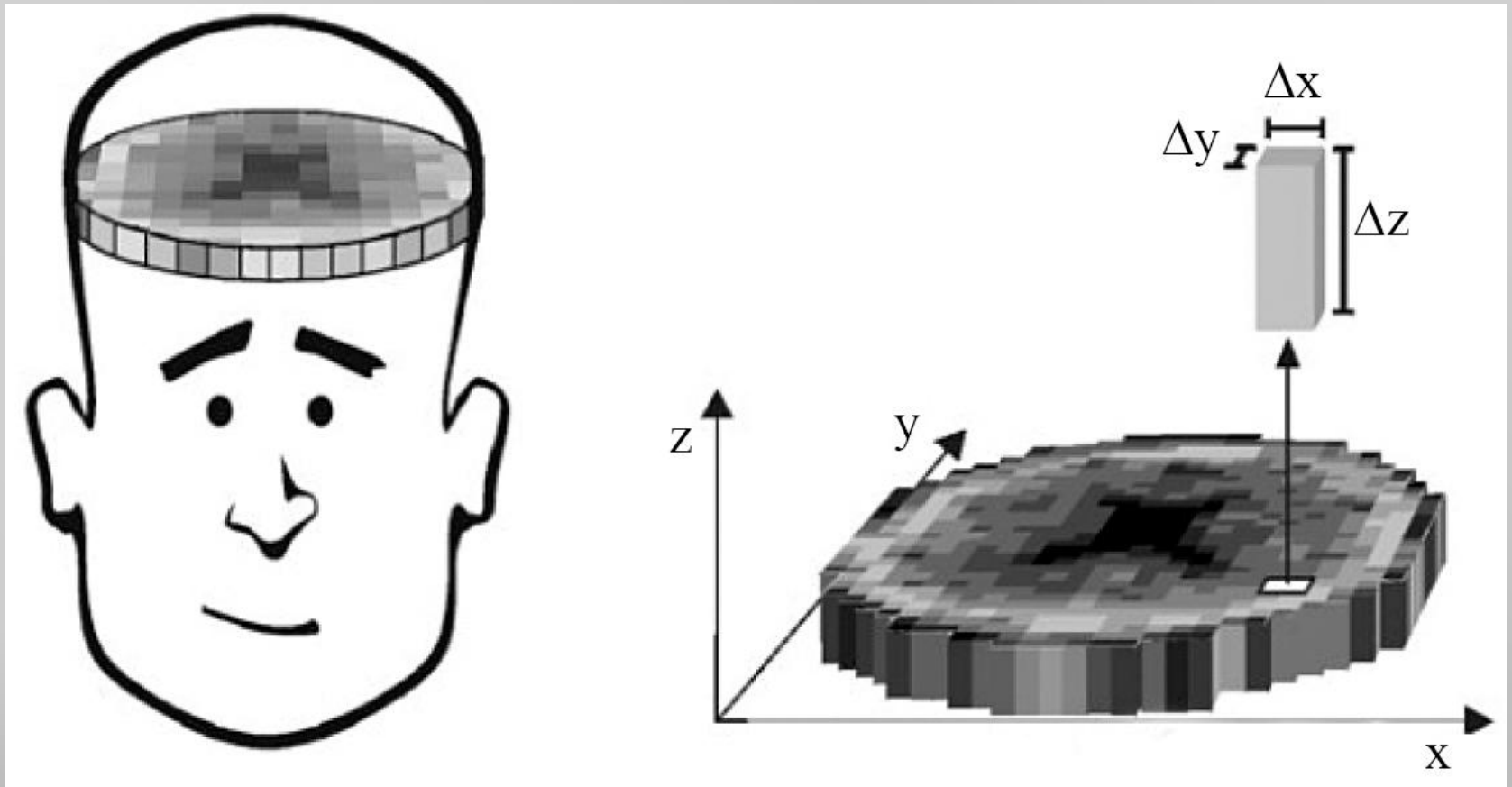


Soustava rentgenka-detektor se otáčí a postupně dostáváme soubor projekcí.

Z projekcí jsme schopni, za pomoci matematických metod, zrekonstruovat snímanou tomografickou vrstvu.



# Tomografická akvizice a souřadná soustava





# Základní principy konstrukcí CT ZS

- CT RTG ZS:

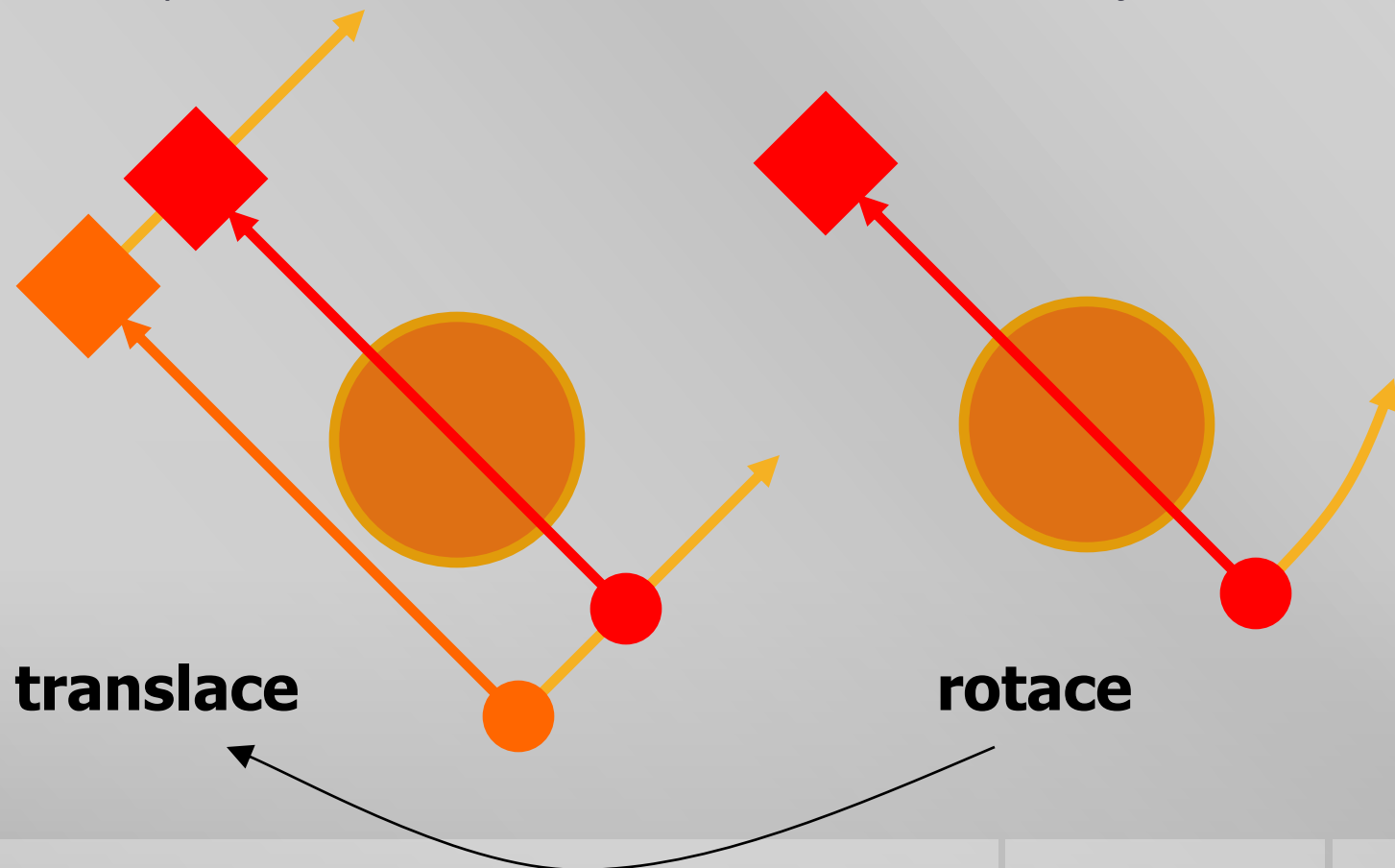
- 1. generace – ukončena.
- 2. generace – ukončena.
- **3. generace – nejpoužívanější, dále se rozvíjí.**
- 4. generace – málo používaná.
- 5. generace – nákladná, experimentální použití.
- **6. generace – 3.generace s technologií „slip-ring“.**
- Helical CT – nový přístup k akvizici dat.
- 3S CT - Sub Second Spiral CT.
- Multi-slice – nové technologie pro konstrukci snímačů.
- Real Time – 4D, Continual Imaging.

# Základní principy konstrukcí CT ZS

- **CT ZS 1. generace** – jeden zdroj a jeden detektor se posouvá a otáčí (cca  $1^\circ$ ) kolem pacienta. Paprsek prochází paralelně. Celkově se rám s detektorem a zdrojem otočí o  $180^\circ$ .

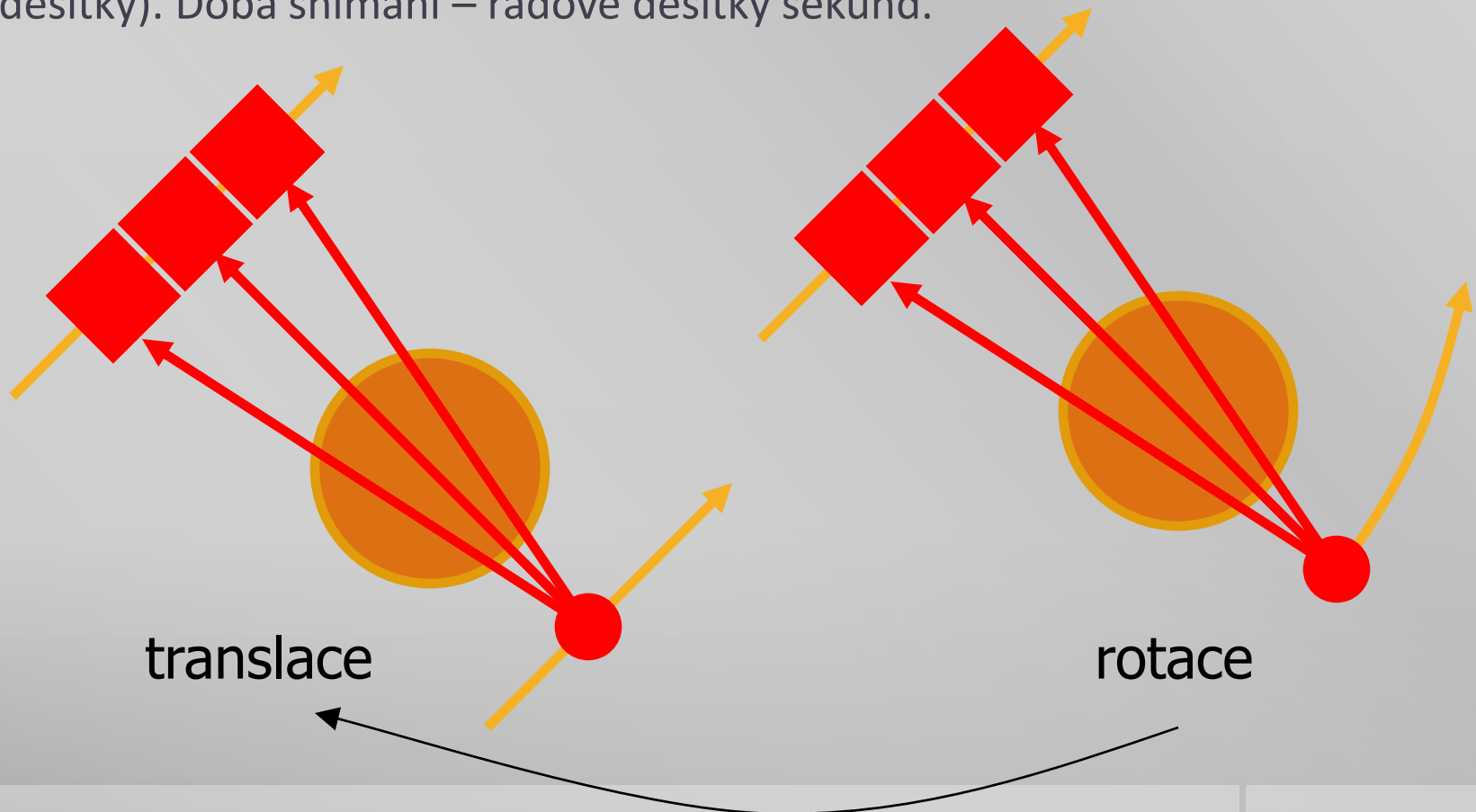
Snímací čas –  
několik minut.

Dnes už se  
nepoužívá.



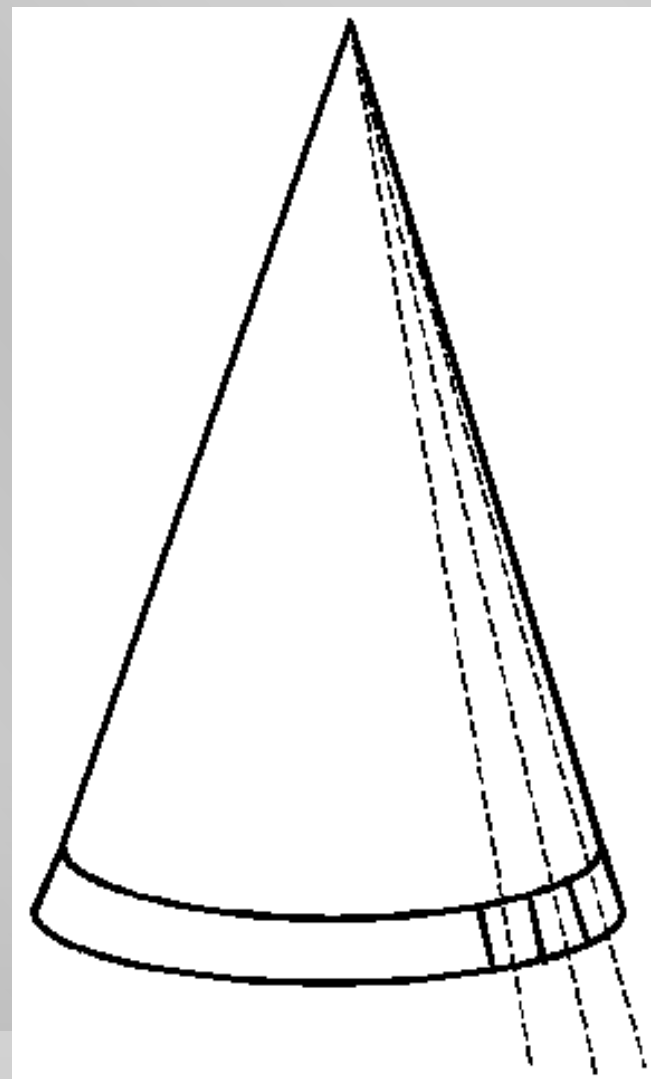
# Základní principy konstrukcí CT ZS

- **CT ZS 2. generace** – vějířovitý svazek paprsků RTG záření + mozaika detektorů (desítky). Doba snímání – řádově desítky sekund.



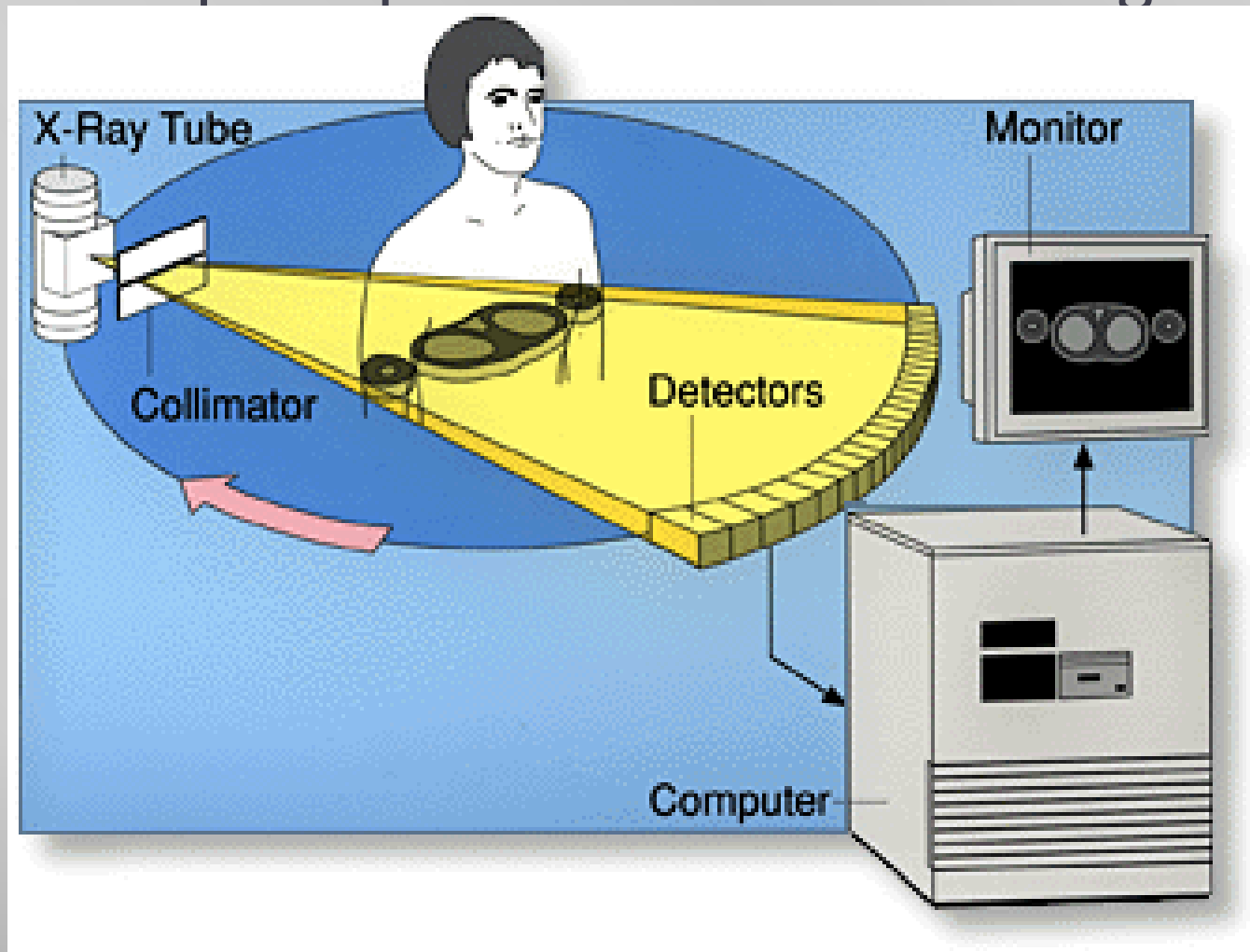
# Základní principy konstrukcí CT ZS - 2. generace

- Dále se používají kolimátory pro eliminaci rozptýleného záření na straně detektorů – lamelový kolimátor.
- Zlepšuje prostorové rozlišení – odstraňuje záření, které dopadá na detektor z jiných úhlů.





# Základní princip konstrukce CT ZS – 3.generace





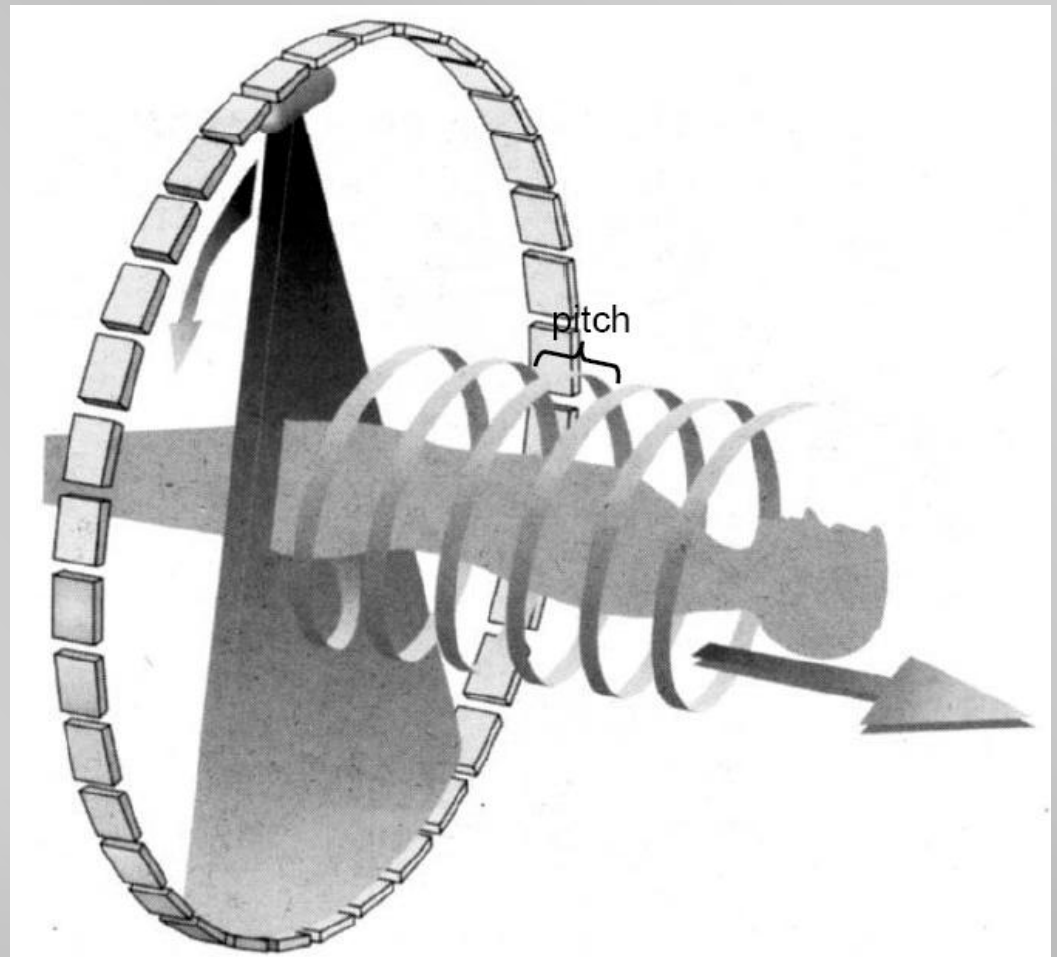
# CT RTG další generace

- 4. generace – detektory na obvodu celé gantry (pevné), rentgenka rotuje (různé způsoby)
- 5. generace – systémy s elektronovým dělem (náhrada klasické rentgenky)
  
- Tyto systémy se dnes nepoužívají.

# Slip-ring CT RTG

■ Technologie „slip-ring“ vede na novou generaci CT. Jelikož není omezený úhel rotace, může gantry současně vykonávat rotační a lineární pohyb v kolmém směru. Skutečná dráha se tak mění na šroubovici.

■ Stoupání šroubovice je definováno tzv. (helikálním) výškovým „pitch“ faktorem CT.



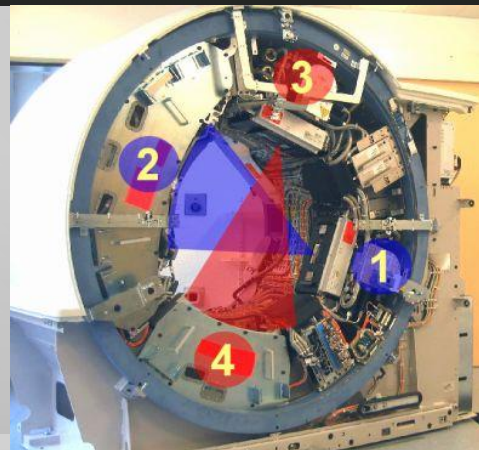
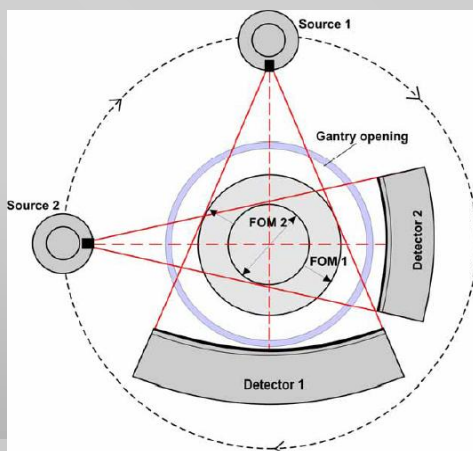
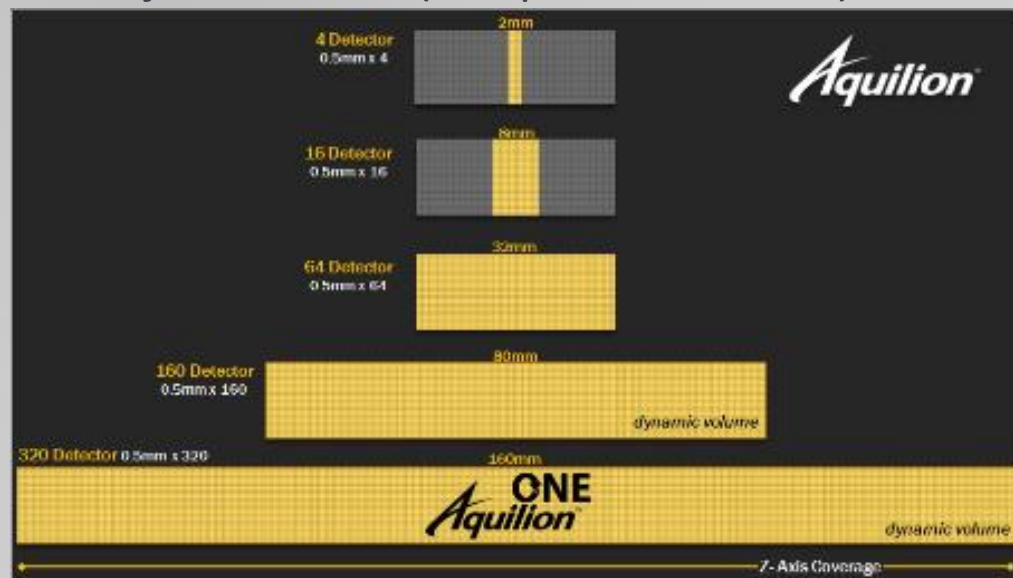


# Vícevrstvé (multi-slice) CT RTG

- Další zvyšování rychlosti rotace je technologicky omezené – zrychlení, které působí na rotor (rentgenku) je veliké (až 20G!). Váha gantry 900kg.
- To vedlo na myšlenku „multi-slice“ systémů – paralelní uspořádání několika řad detektorů (v ose z).
- První multi-slice CT ZS byl konstruován již v roce 1992 (2-vrstvé). V současné době jsou běžné 16-ti vrstvé (TOSHIBA Aquilion 32, 64, 128 vrstvé). Maximu v dnešní době je 320 vrstev (Toshiba Aquilion ONE)
- Vyrábí se i v kombinaci s „helical“ – snímání několika šroubovic současně.

# Dnešní vývoj

- Snaha sejmout celý zájmový objem na jednu rotaci (bez posunu v ose z).
- Dnes až 320-ti vrstvý systém.
- Rychlost rotace  $< 0,3s$ .
- Systémy s dvěma rentgenkami,
- Výhodou je zkrácení doby akvizice, provádět dvouenergetické
- skenování a zobrazení.



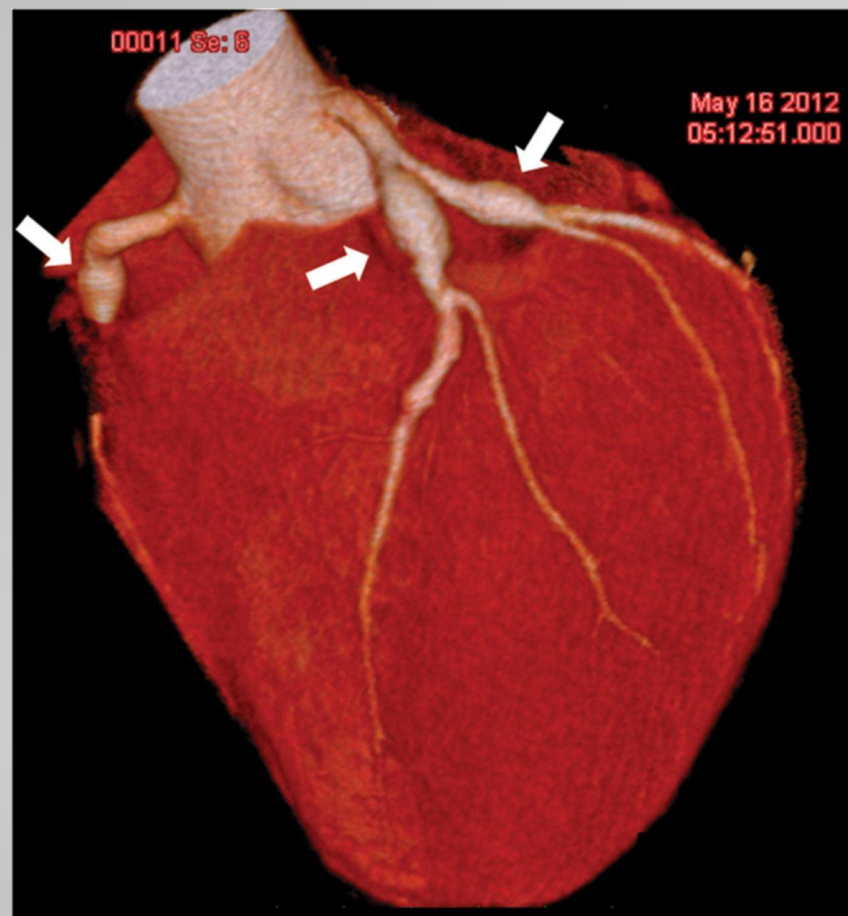
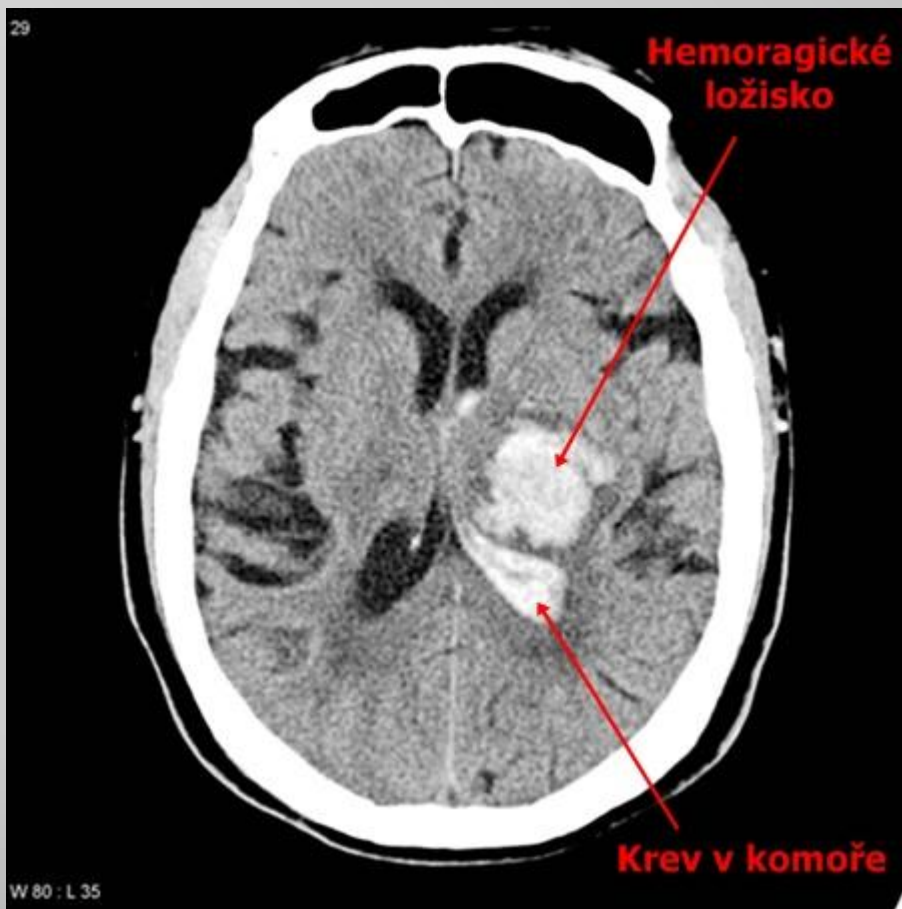


# Rotace gantry s rentgenkou a detektory

- <https://www.youtube.com/watch?v=ra7sw0kNvTw>
- <https://www.youtube.com/watch?v=2CWpZKuy-NE>
- 320 vrstev v akci <https://www.youtube.com/watch?v=19YaNtu7meg>



# Ukázky obrázků





# Ukázky obrázků

