

RTG v klinické praxi

1. *zdroj RTG*
2. *obrazy*
3. *ochrana*
4. *skiaskopie verzus skiagrafie*
5. *kontrastní látky*
6. *Terapie*

Praha 2007

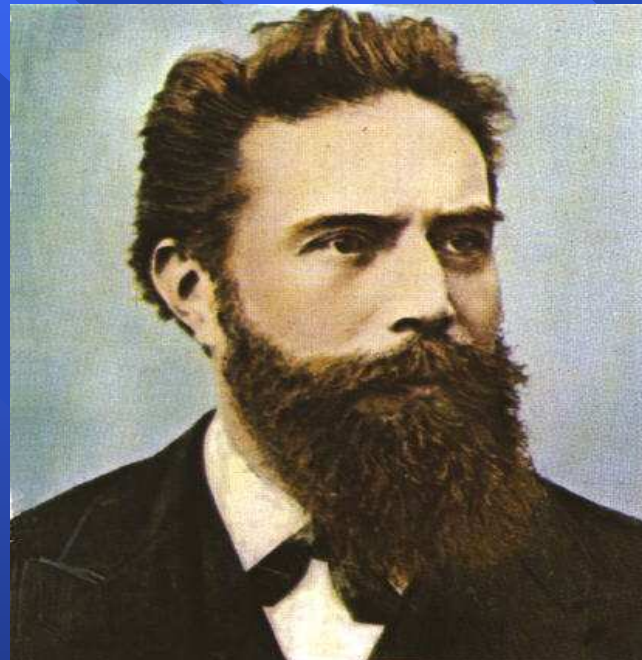
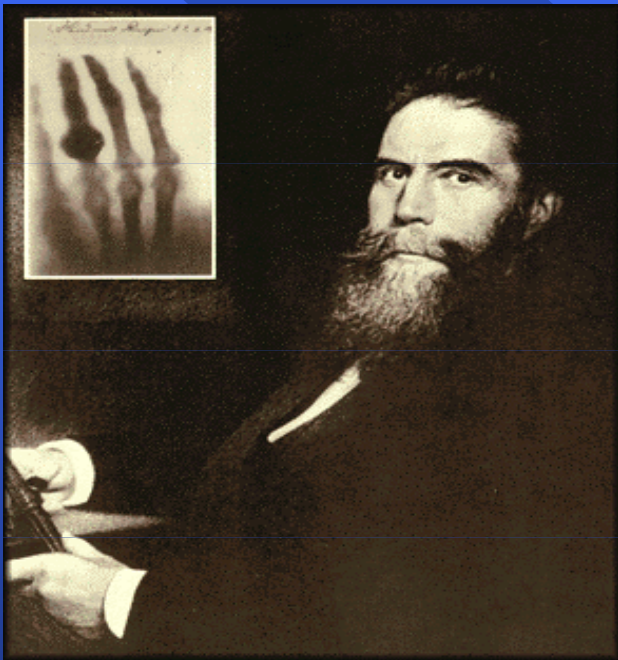
Beneš J



Wilhelm Röntgen, Wurtzburg

1895 – Roentgen: oznámil tento vynález elektromagnetické záření s kratšími vlnovými délkami než ultrafialové: 10 až 0,01 nm

1901 Nobelova cena



Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923)

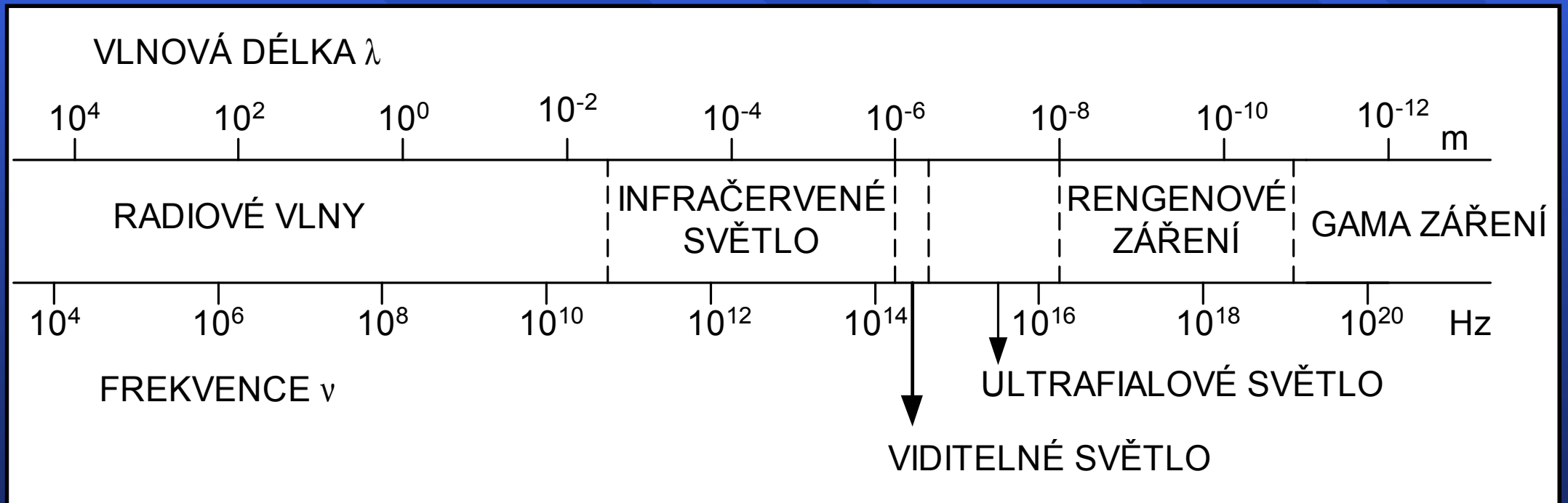
Prof. Dr. W.C. Röntgen

ruka **MANŽELKY?**



Spektrum elektromagnetického záření

- $f = c/\lambda$ $T = \lambda/c$ $\lambda = cT = c/f$
- Rovnici můžete stále dokola zkoušet



5 až 100 pm

10–200 keV

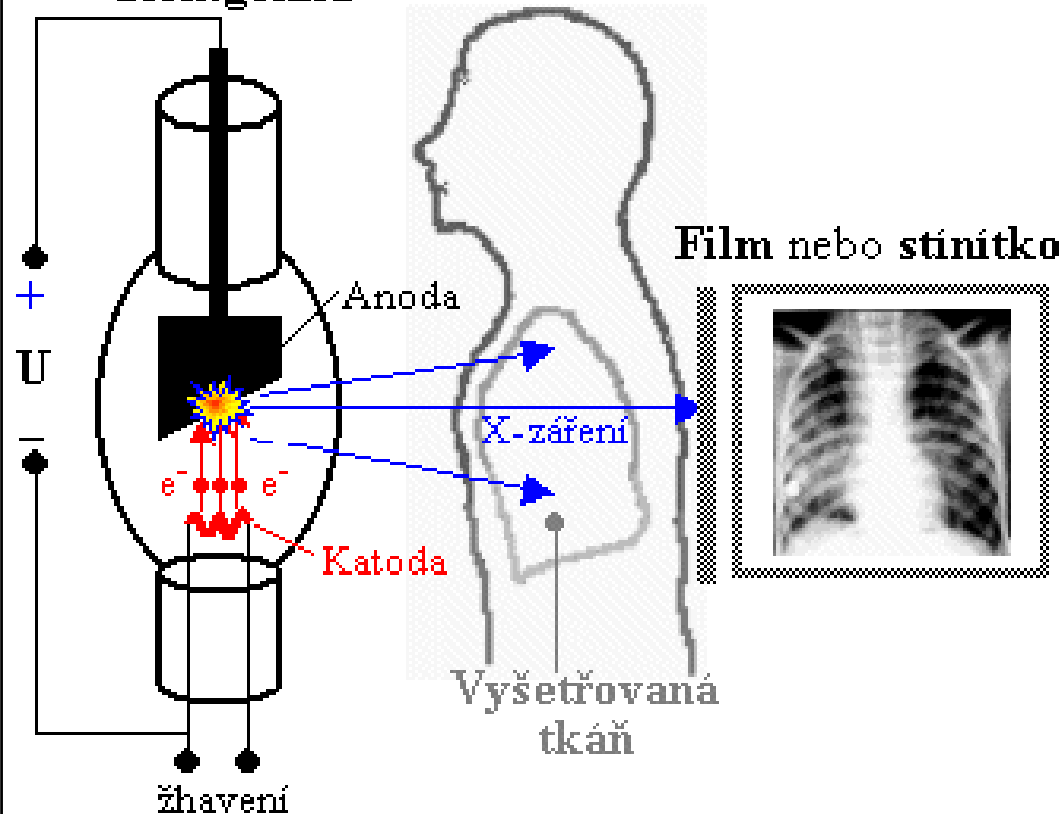


Vznik rentgenového záření

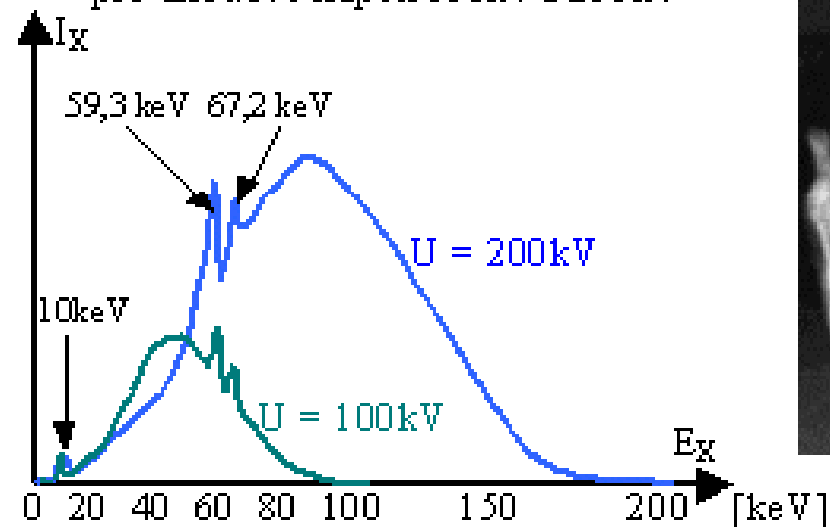
Spektrum emitovaného záření: brzné a charakteristické

- Plynulost narušena ostrými špičkami – K-liniemi → spektrum tvoří dva rozdílné fyzikální procesy:
- Elektron je při dopadu na anodu bržděn následujícími příčinami:
- Ke ztrátě kinetické energie dojde:
 - » 1. posupným třením a elastickými nárazy na jednotlivé atomové dráhy
 - » 2. nárazem elektronu na jiný elektron anody

Rentgenka



Spektrum X-záření z rentgenky pro anodové napětí 100kV a 200kV



První historický snímek
pořízený Roentgenem



3. Spektra atomů

3. 2. Rentgenová spektra

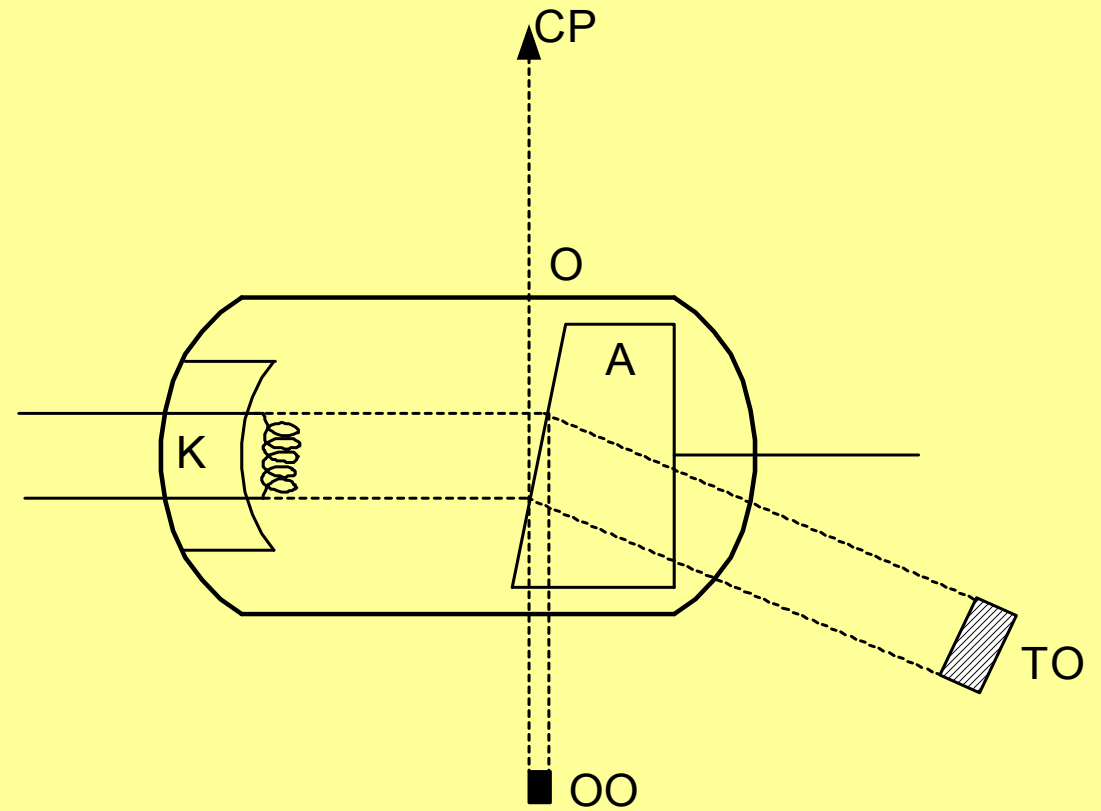
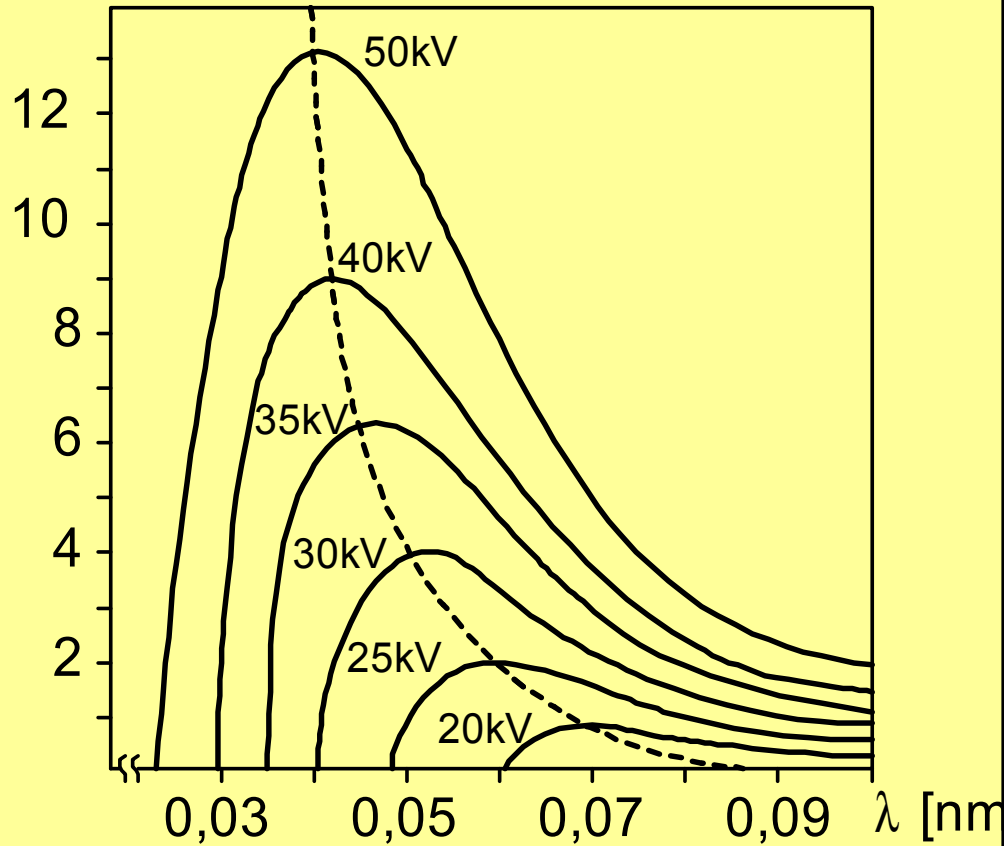


uspořádání podle Coolidge





Schéma rentgenové lampy a energie (spektrum brzdného záření)

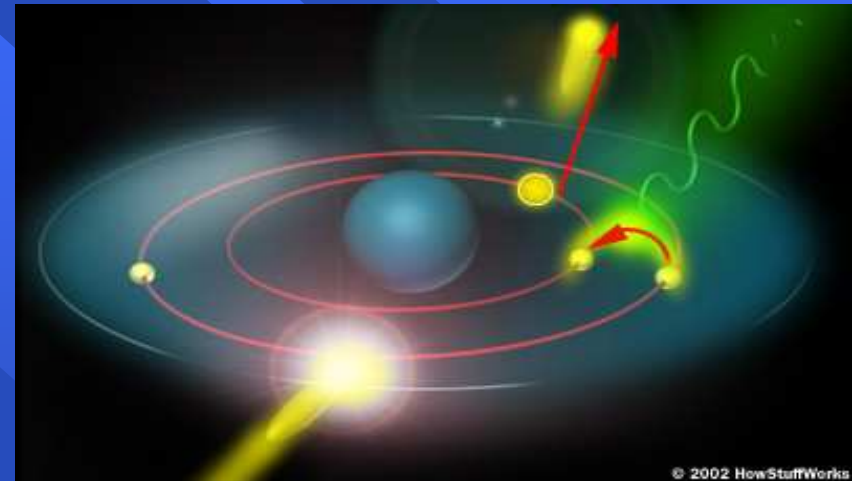


Pronikavost (energií, vlnovou délkou)

Intenzitu rentgenového záření regulujeme změnou žhavení rentgenky anodovým proudem (na řídicím panelu nastavujeme mA).



Vznik rentgenového záření

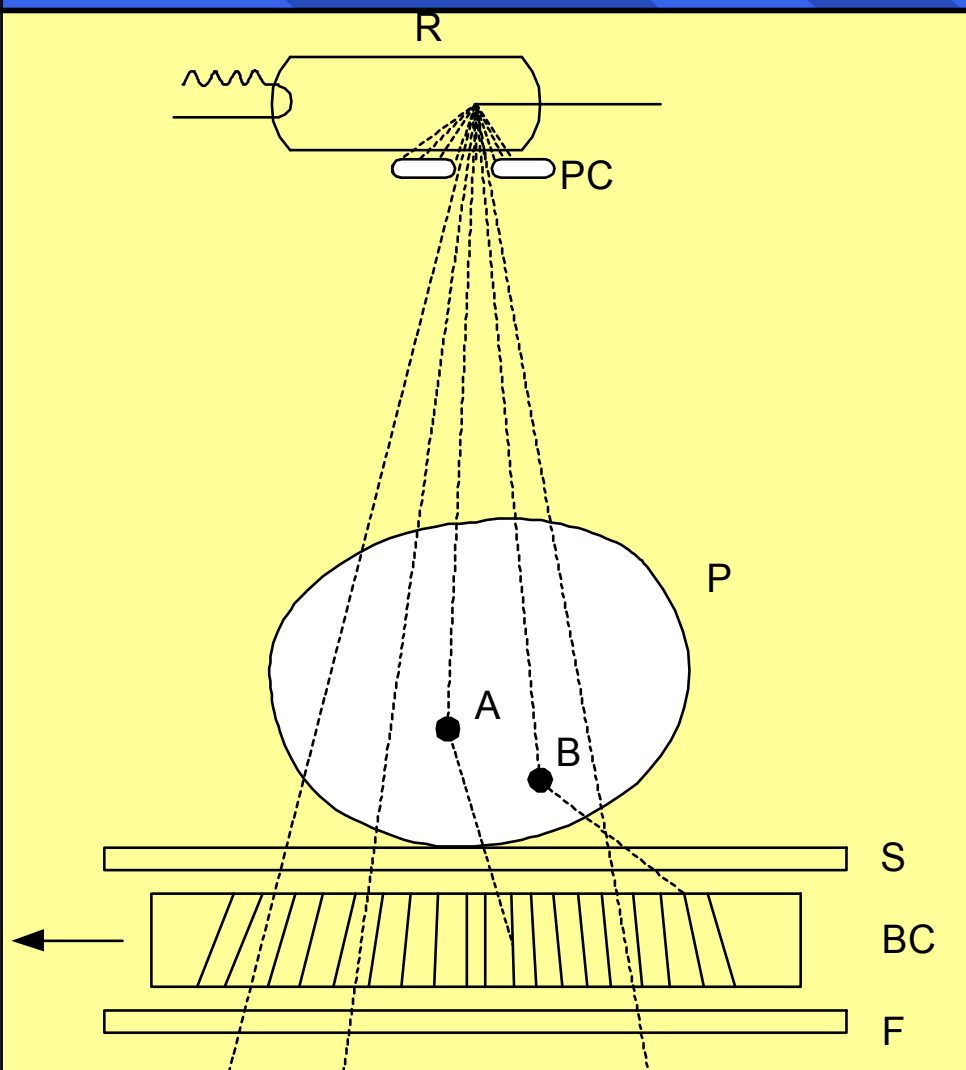
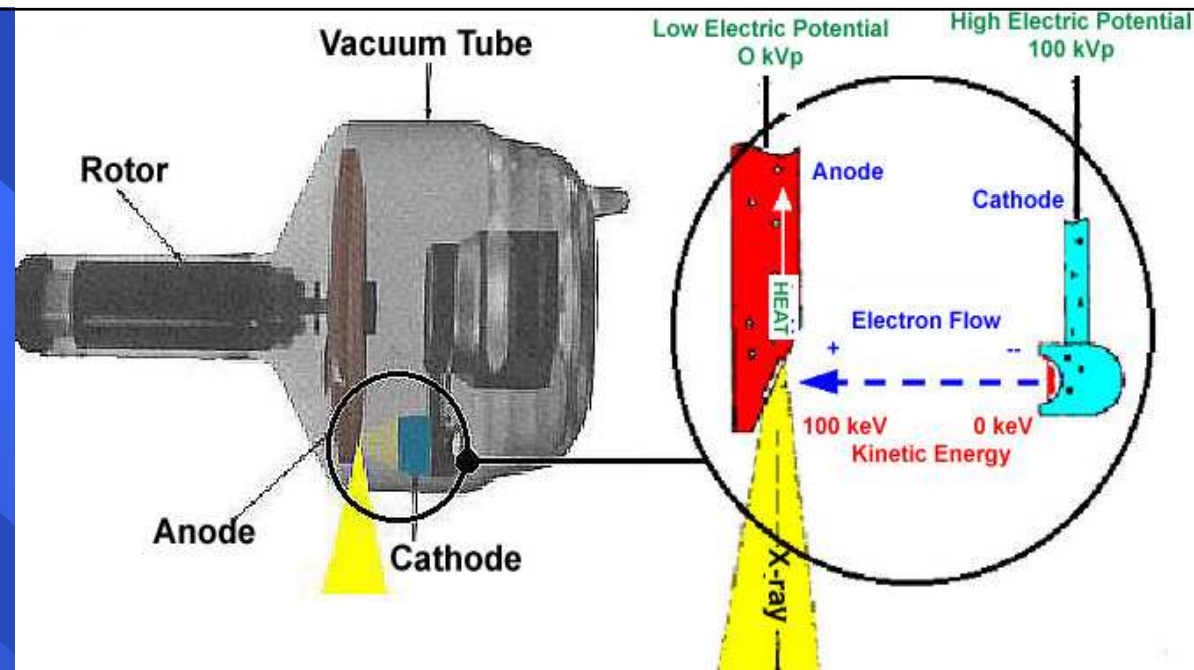


■ Vysvětlení fyzikálních principů:

- ad1) dochází k plynulému brždění, vede k emisi záření se spojitém spektrem
- ad2) nárazem na elektron nacházející se např. na vnitřní atomové dráze K, jehož vazební energie $<$ energie elektronu dopadajícího \rightarrow dojde k vyražení tohoto K elektronu z jeho oběhové dráhy \rightarrow nahrazen elektronem z L dráhy \rightarrow vyzáření energetického kvanta při přechodu mezi dráhami
 - » Vzniká *charakteristické záření* (vlnová délka závisí na materiálu anody)
 \rightarrow K-linie narušující hladký průběh emitovaného záření



Filtrace sekundárního záření



PC – primární clona

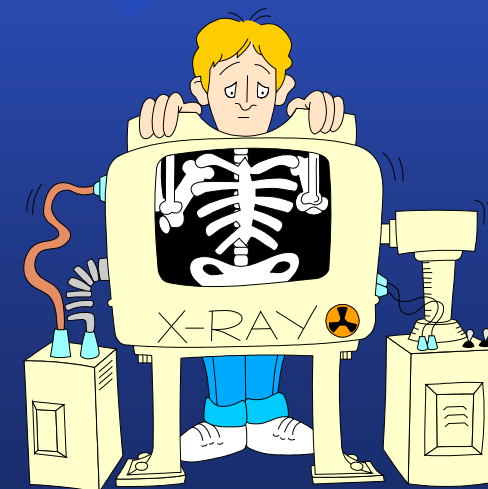
BC - Buckyho clona

R – zdroj lampa

P – pacient

Pozor lamely jsou
kružnice

a postupně se sklápějí



Rentgenka základní pojmy

- Rentgenová lampa
- Brzdné rentgenové záření
- Charakteristické rentgenové záření
- Zdroje anodového a žhavicího napětí.
- Ovladač a chlazení
- Štít (čerstvá historie)
- Clony

$$eU = hf_{\max}$$

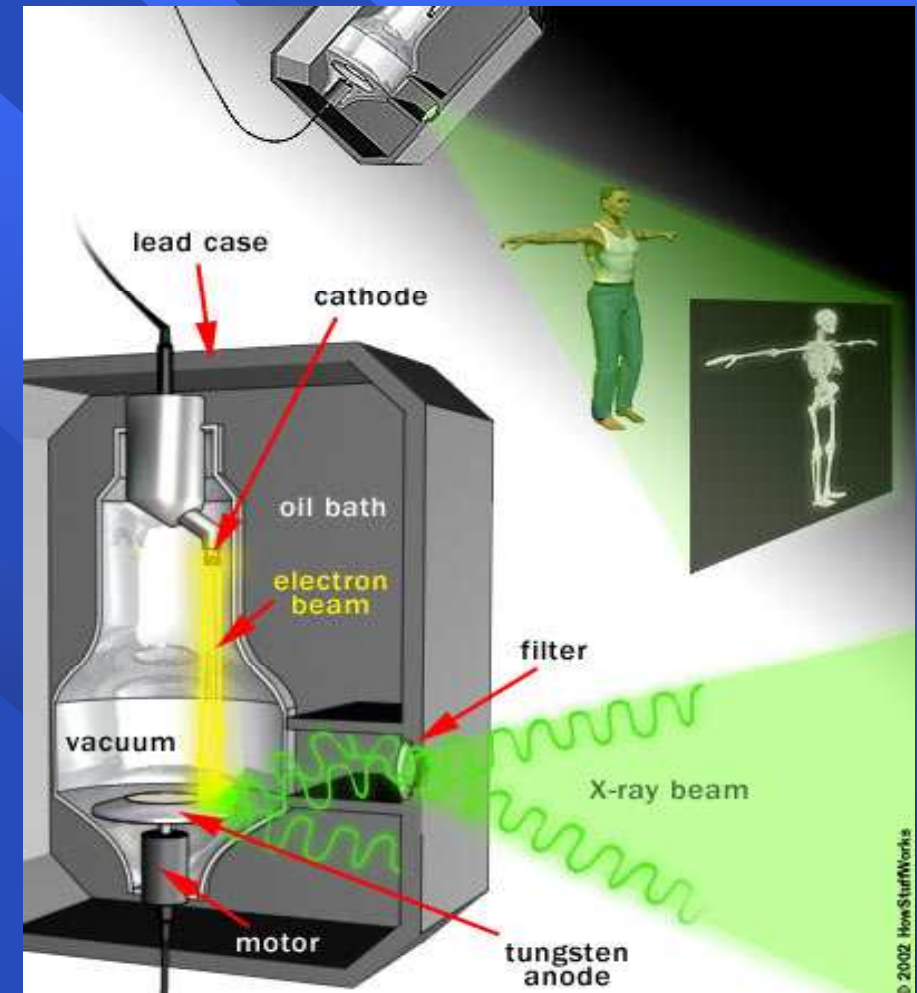
$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}$$



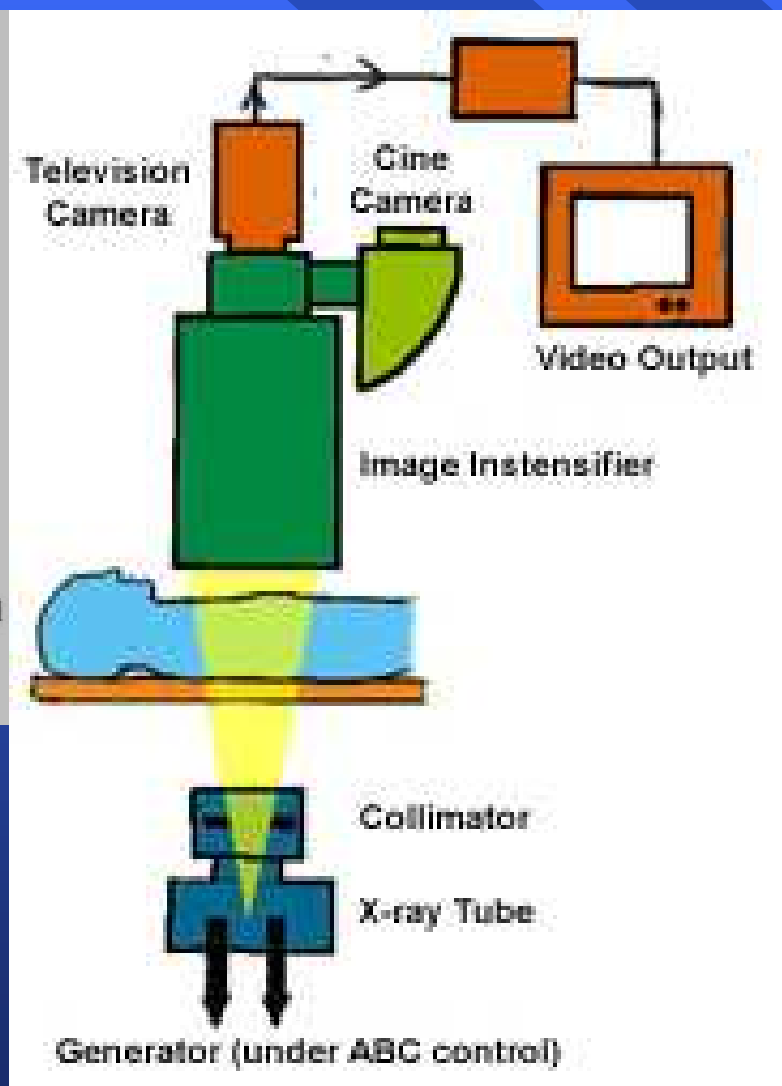
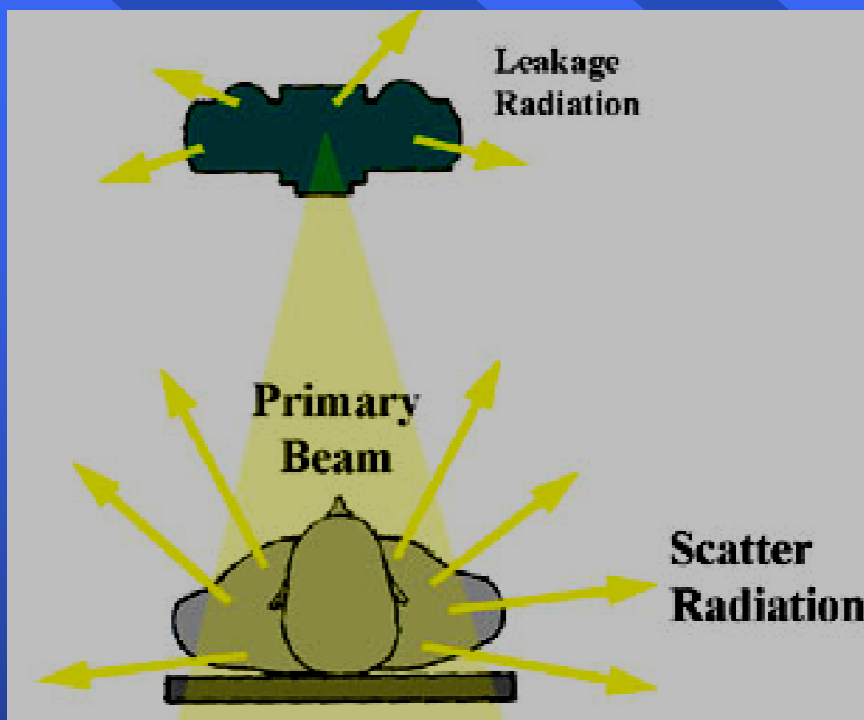
Vznik rentgenového záření

■ Rentgenka:

- Robustní konstrukce (vysoké napětí, stovky kV, tepelný ohřev)
 - » Většina kinetické energie se mění na teplo → silný ohřev anody → masivní konstrukce anody
 - » Rotace anody zabraňuje lokálnímu ohřevu jednoho místa
 - » Aktivní chlazení anody protékající chladicí kapalinou
 - » Anoda se nachází v trubici s vysokým vakuem → rotaci nelze zajistit mechanicky zvětčí → rotace je buzena elektromagneticky
 - » Elektrický obvod: řízení dvou parametrů
 - 1.anodové napětí → maximální energie fotonů X-záření (keV)
 - 2.anodový proud → intenzita X-záření



Typy skiaskopie



Brzdné zářní 0,1%
Charakteristické
brzdné



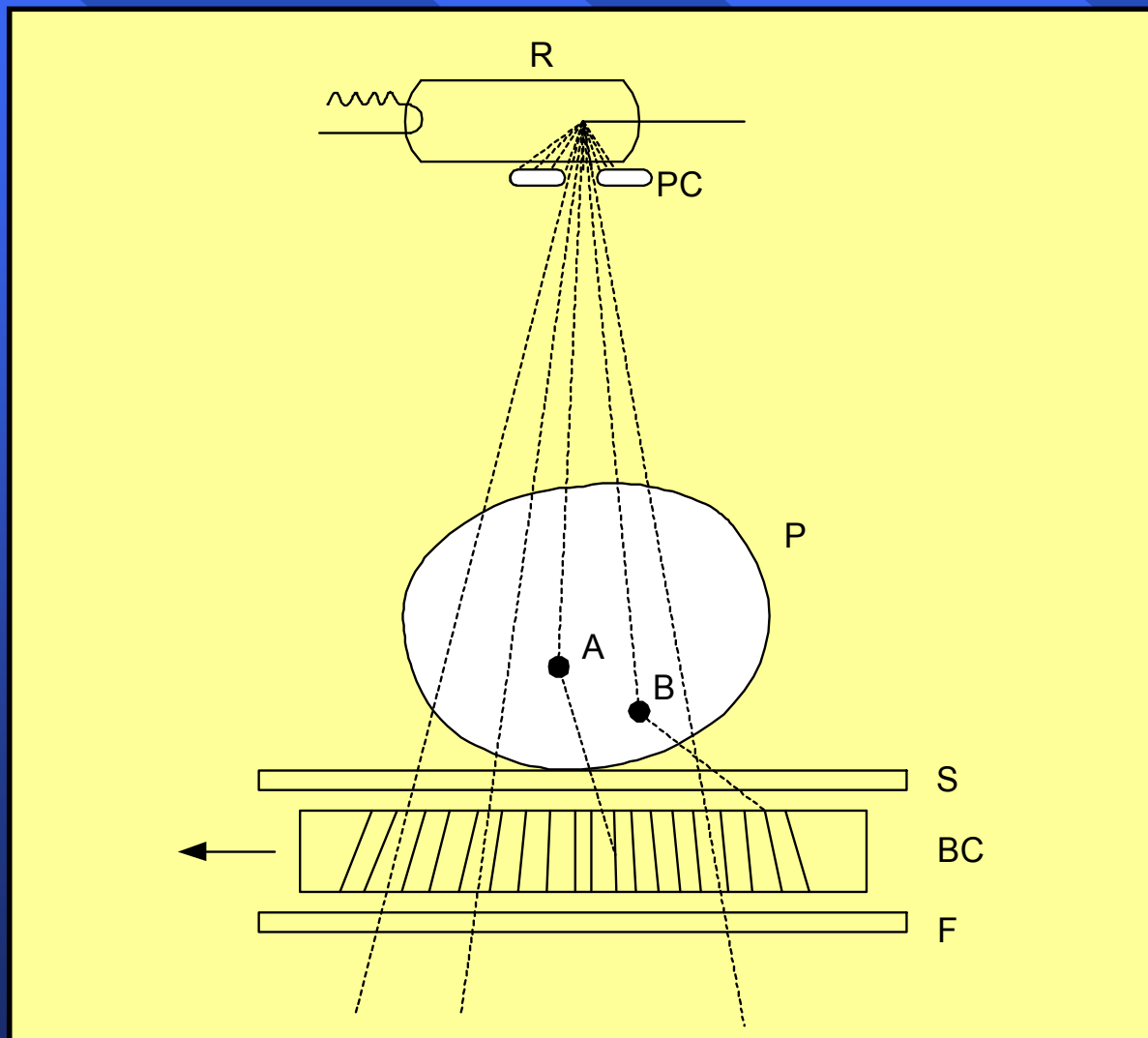
Co nám RTG nabízí za metody

- **Skiaskopie** *tma nyní zesilovač*
- **zesilovače štítového obrazu** (*peníze*)
- **Skiografie**
- **Tomografie**
- **Štítová fotografie** (*já bych chtěl mít tvé foto*)
- **Počítačová tomografie**

■ **POUŽITÍ RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ
V TERAPII**



Filtrace sekundárního záření



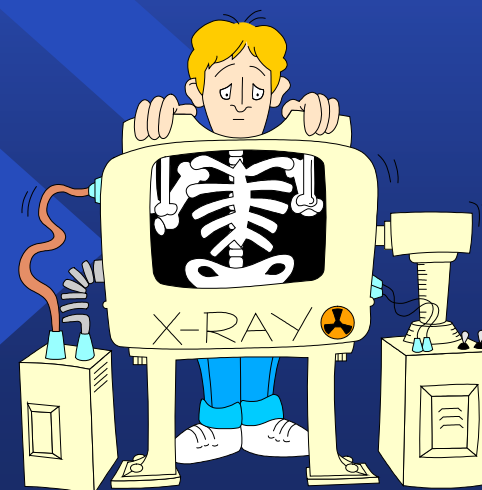
PC – primární clona

BC - Buckyho clona

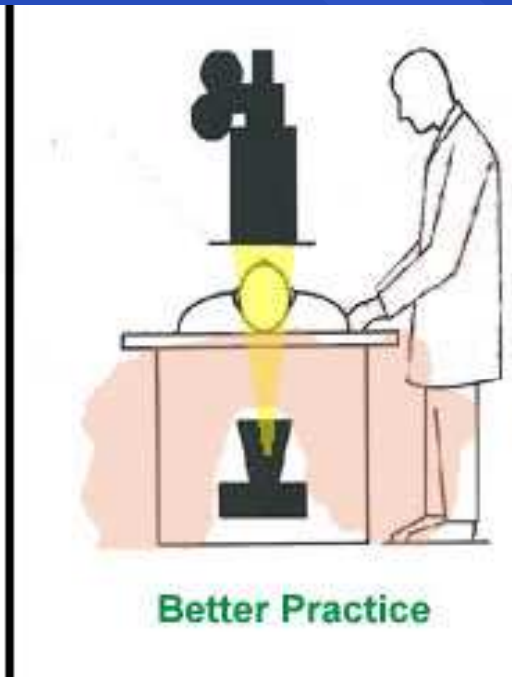
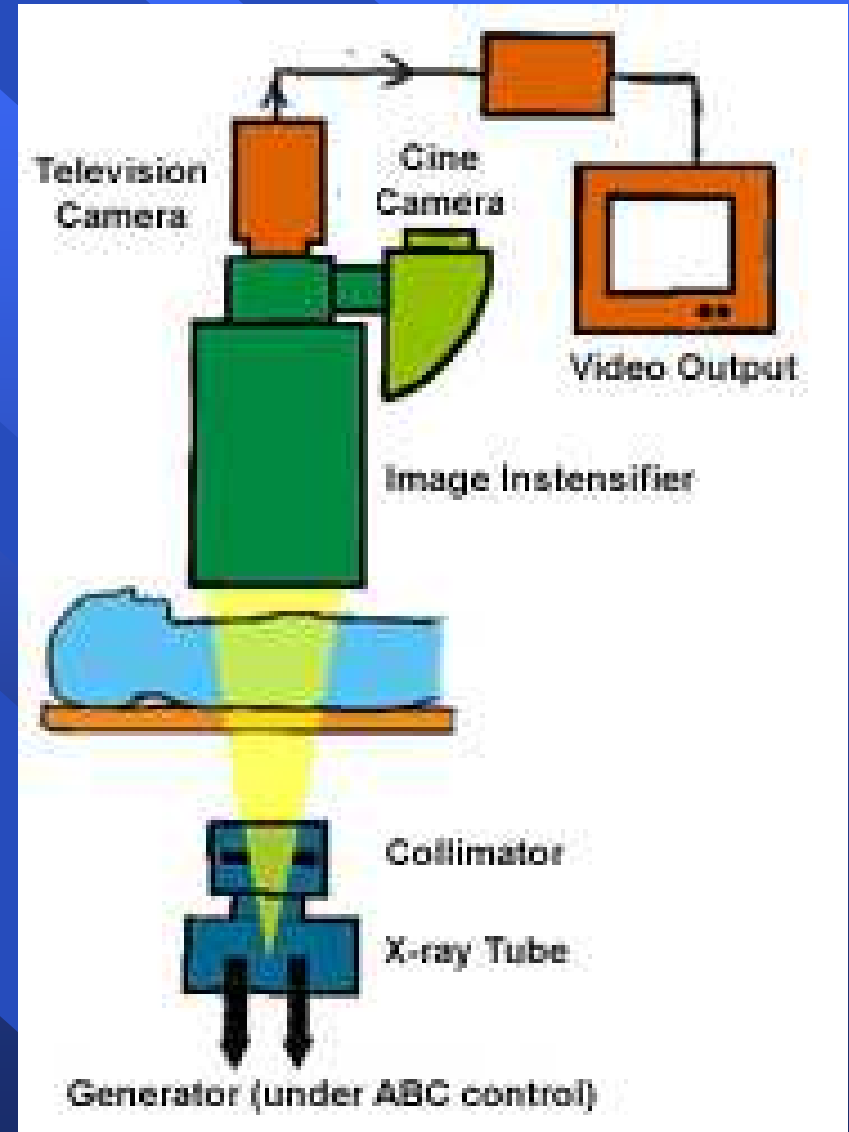
R – zdroj lampa

P – pacient

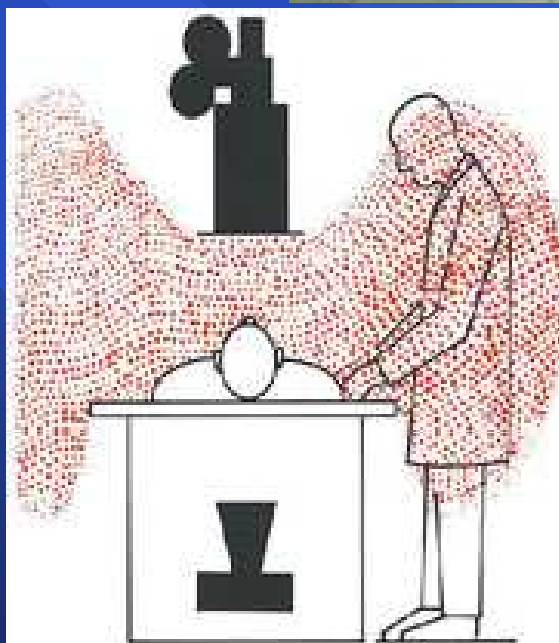
Pozor lamely jsou kružnice
a postupně se sklápějí



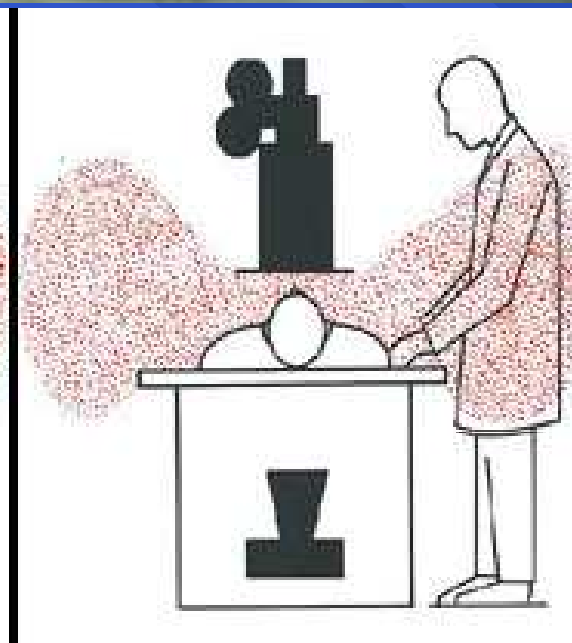
Skiaskopie



Ozařování sekundárním zářením



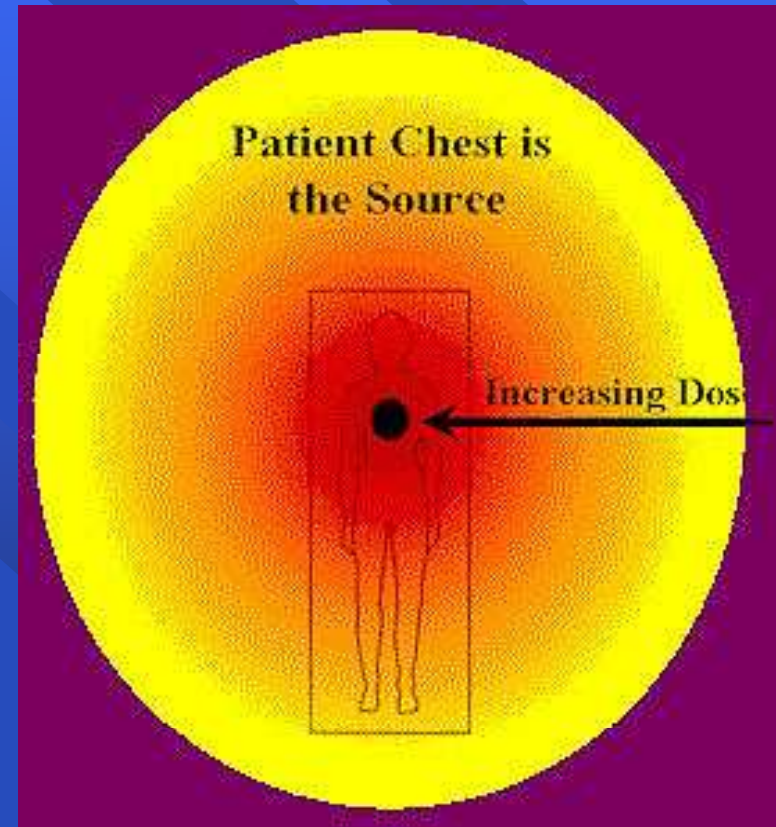
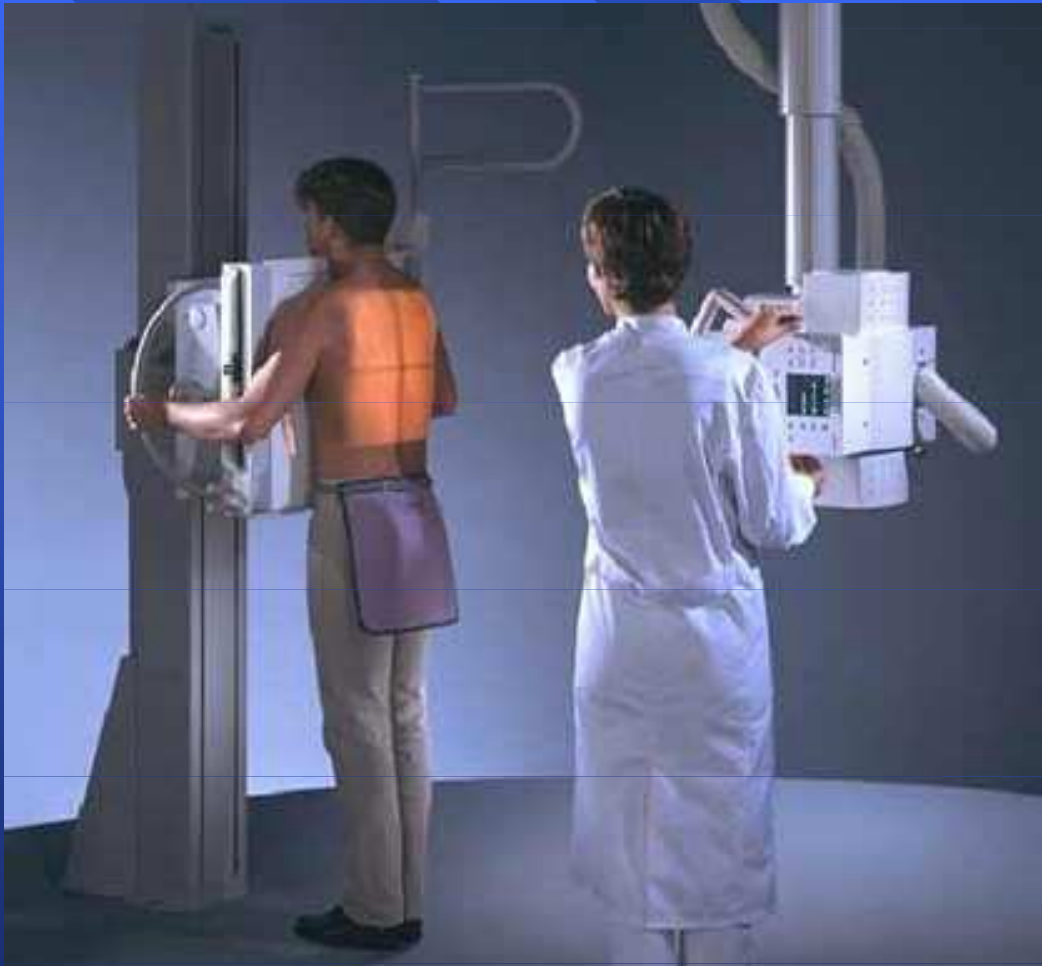
**Enhanced Exposure
More Noise from Scatter**



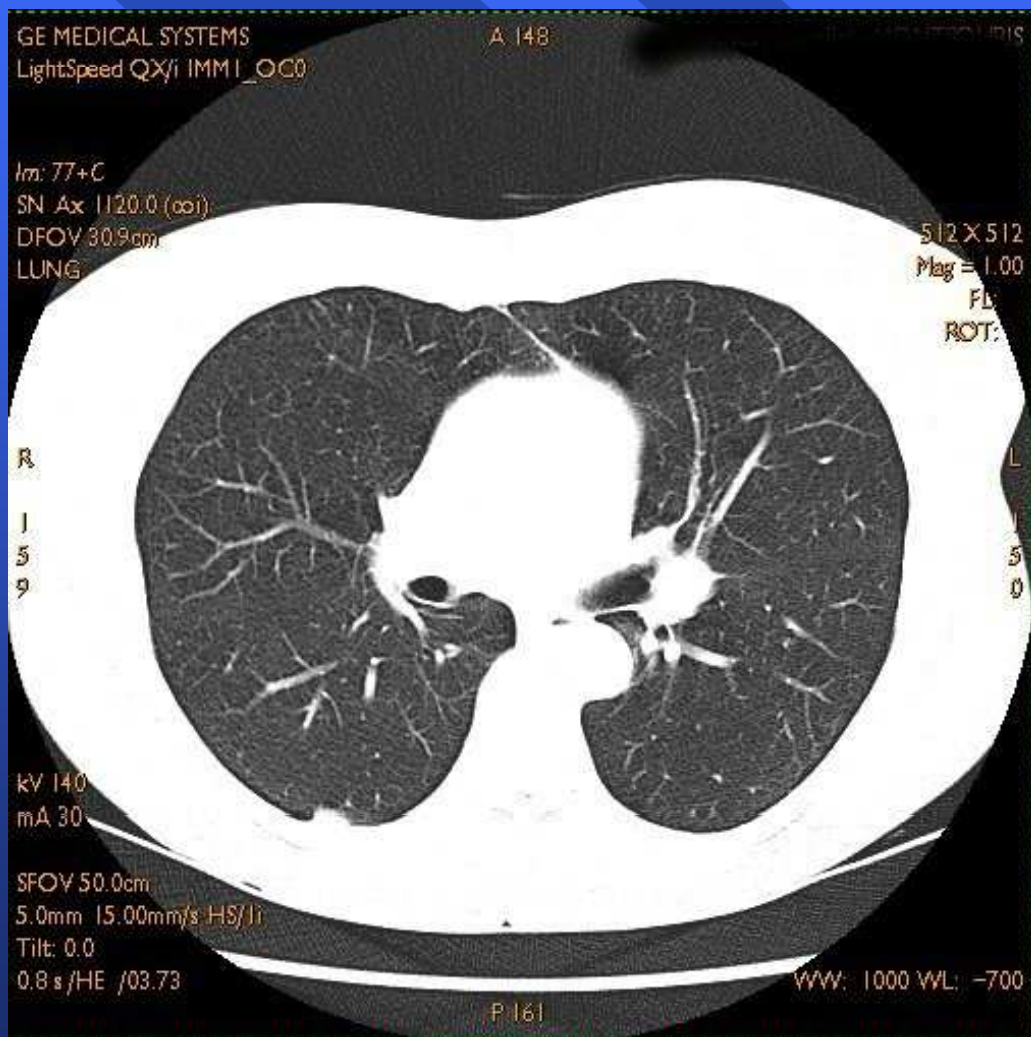
Better Practice



Běžný snímek plic (S+P)

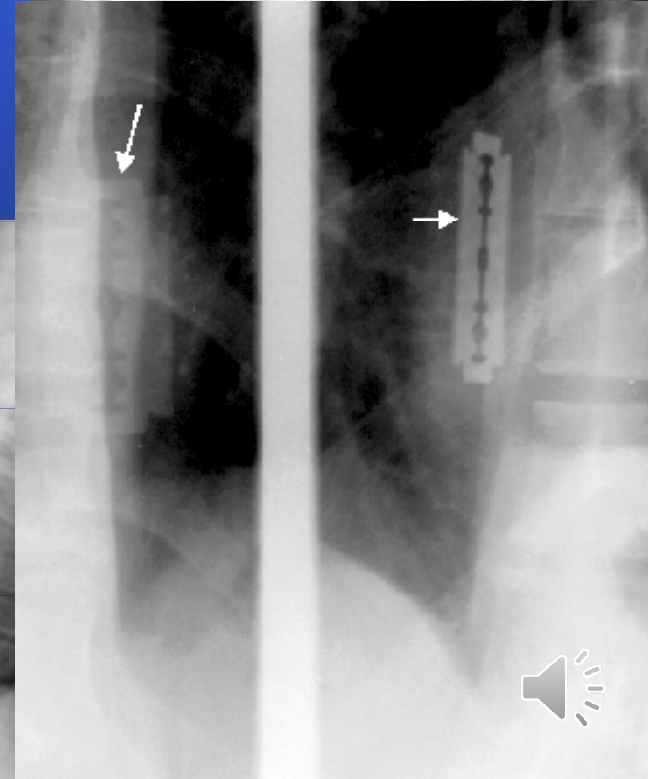
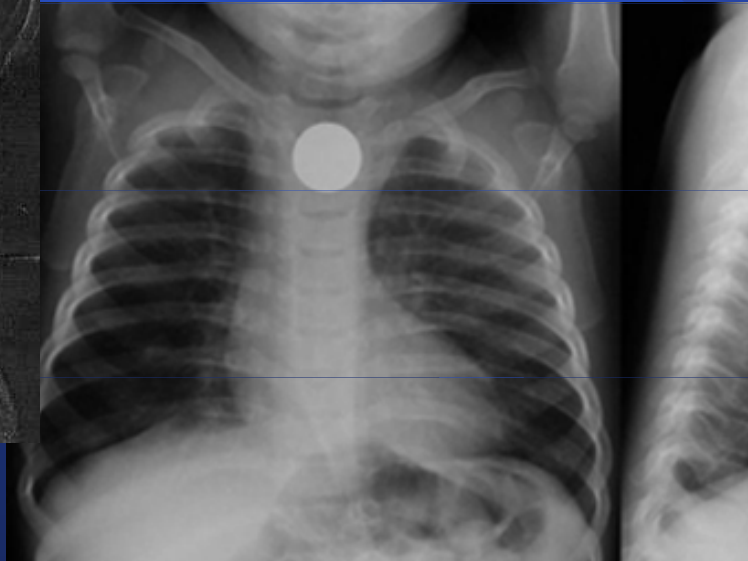


Plíce

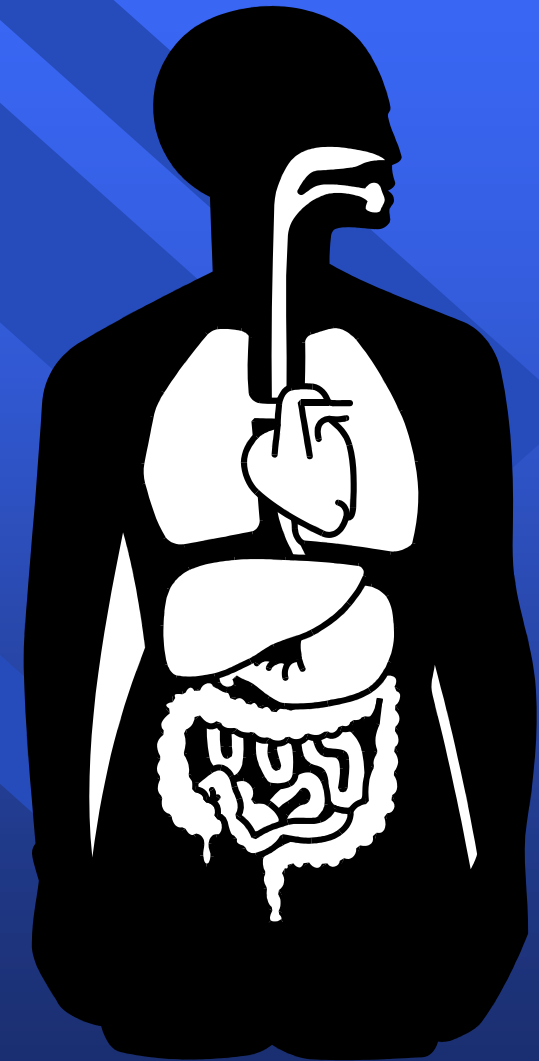


Kontrastní látky

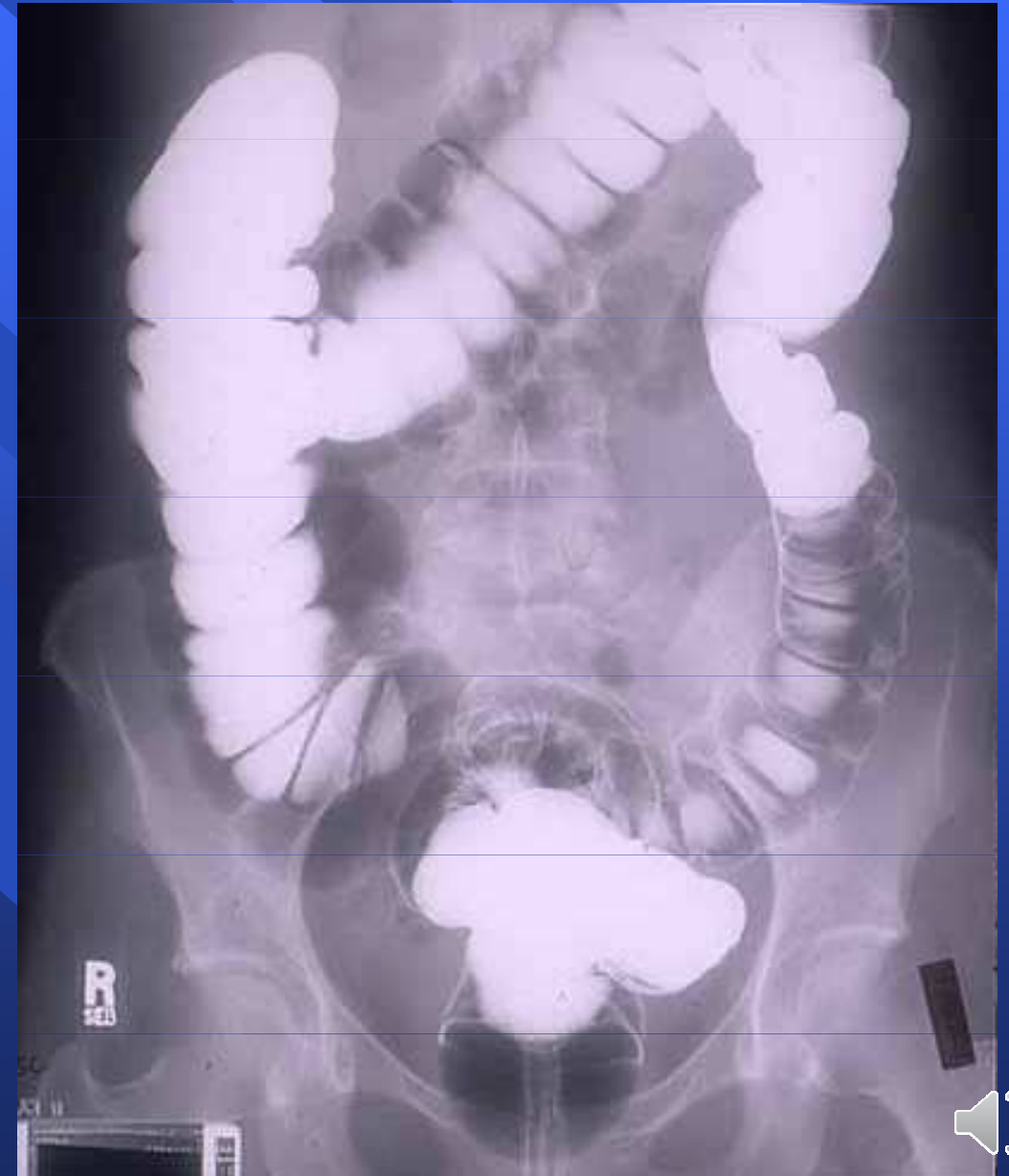
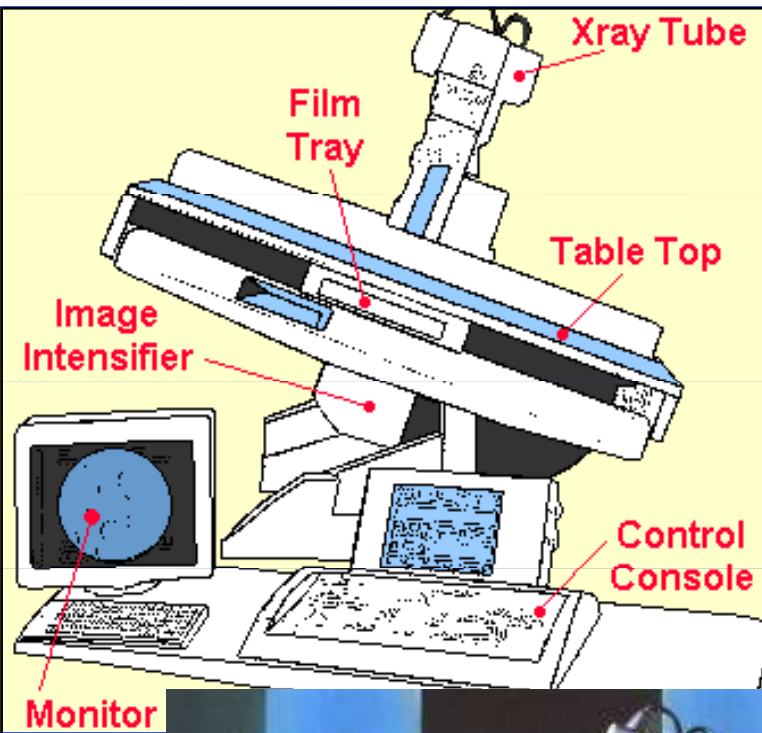
- Pozitivní – barium, jódové roztoky
- Negativní – vzduch
- Dvojitý kontrast – po bariu přijde i vzduch
- Kovové předměty



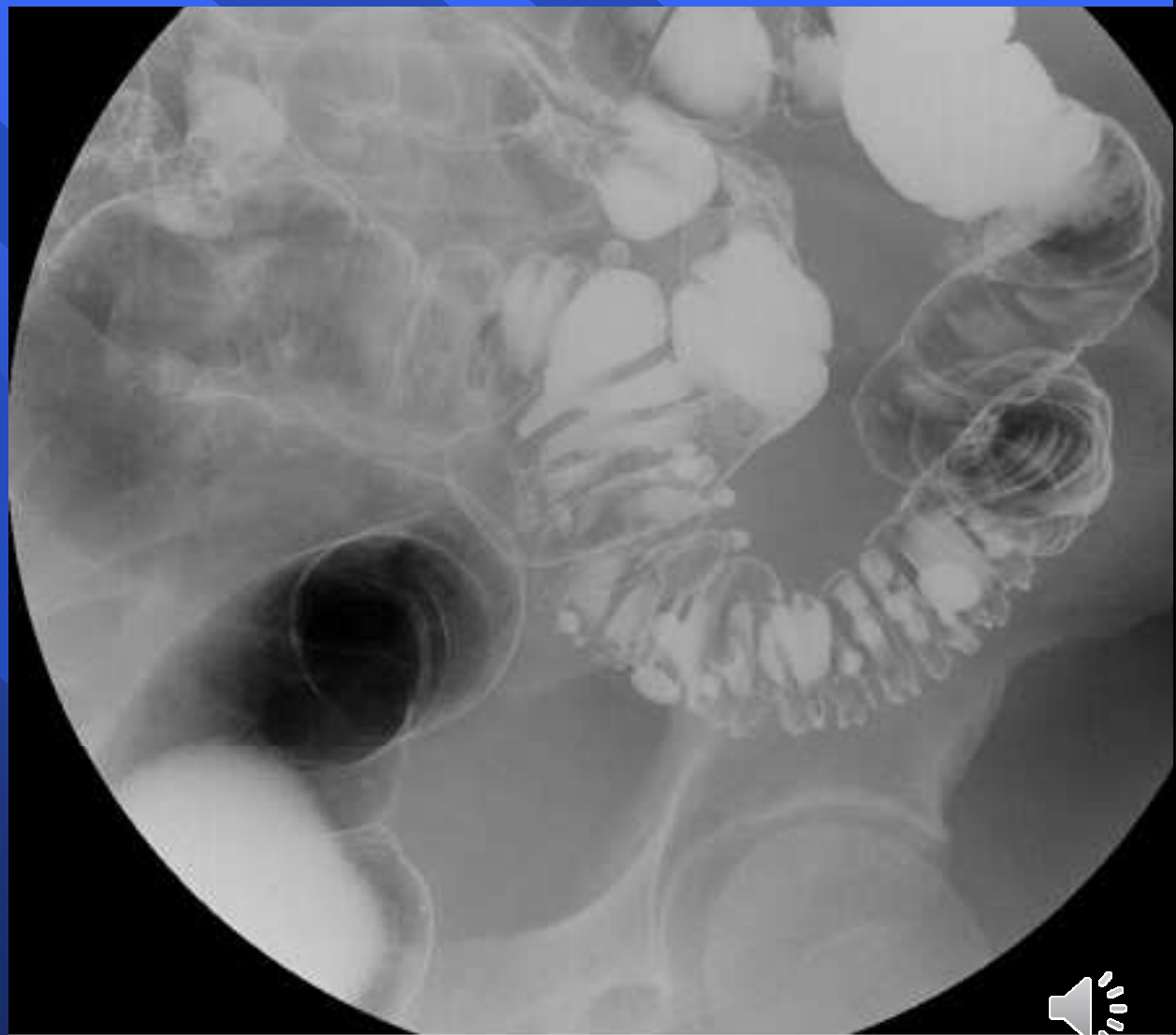
Skiaskopie od úst až po tlusté střevo



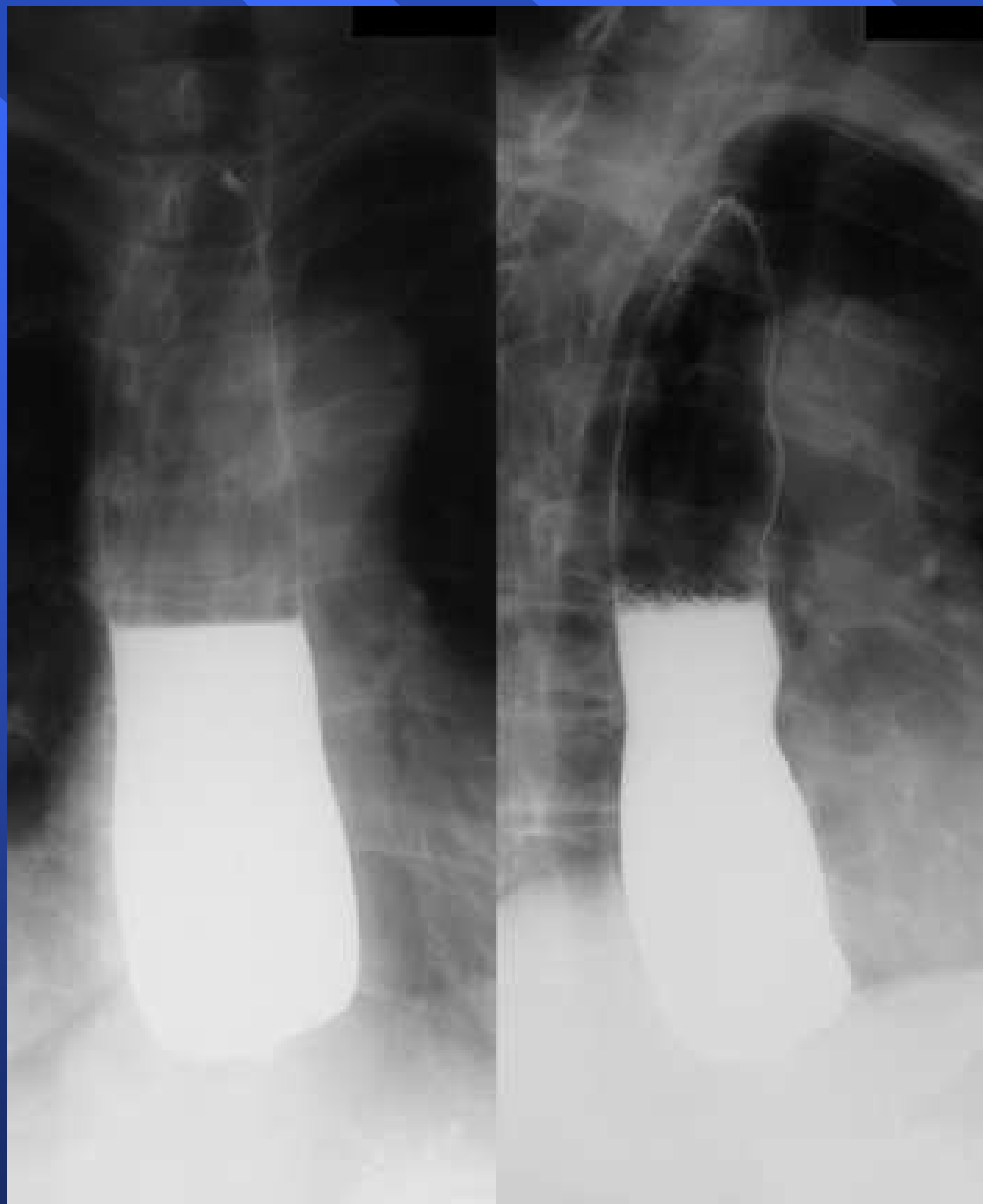
Vyšetření tlustého střeva



Skioskopie kontrastní látkou



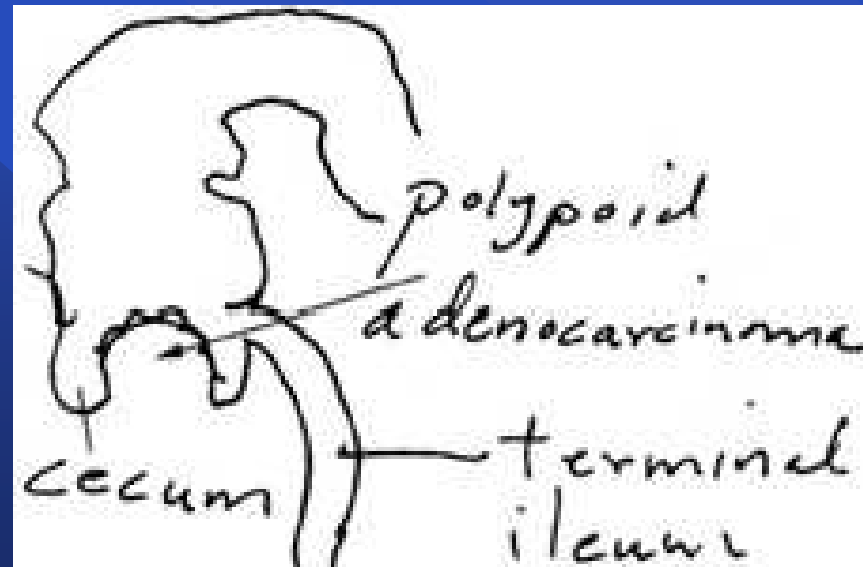
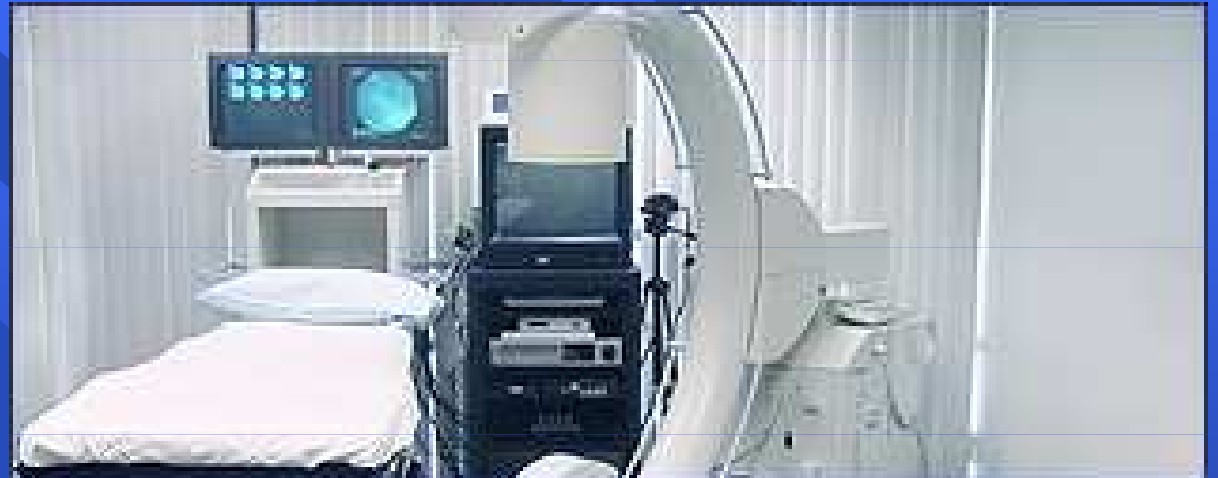
Nálezny na jícnu



Žaludek



Ca céka



i.v. urografie

Kontrastní látka pozitivní
-telebrix (jodové preparáty) barium

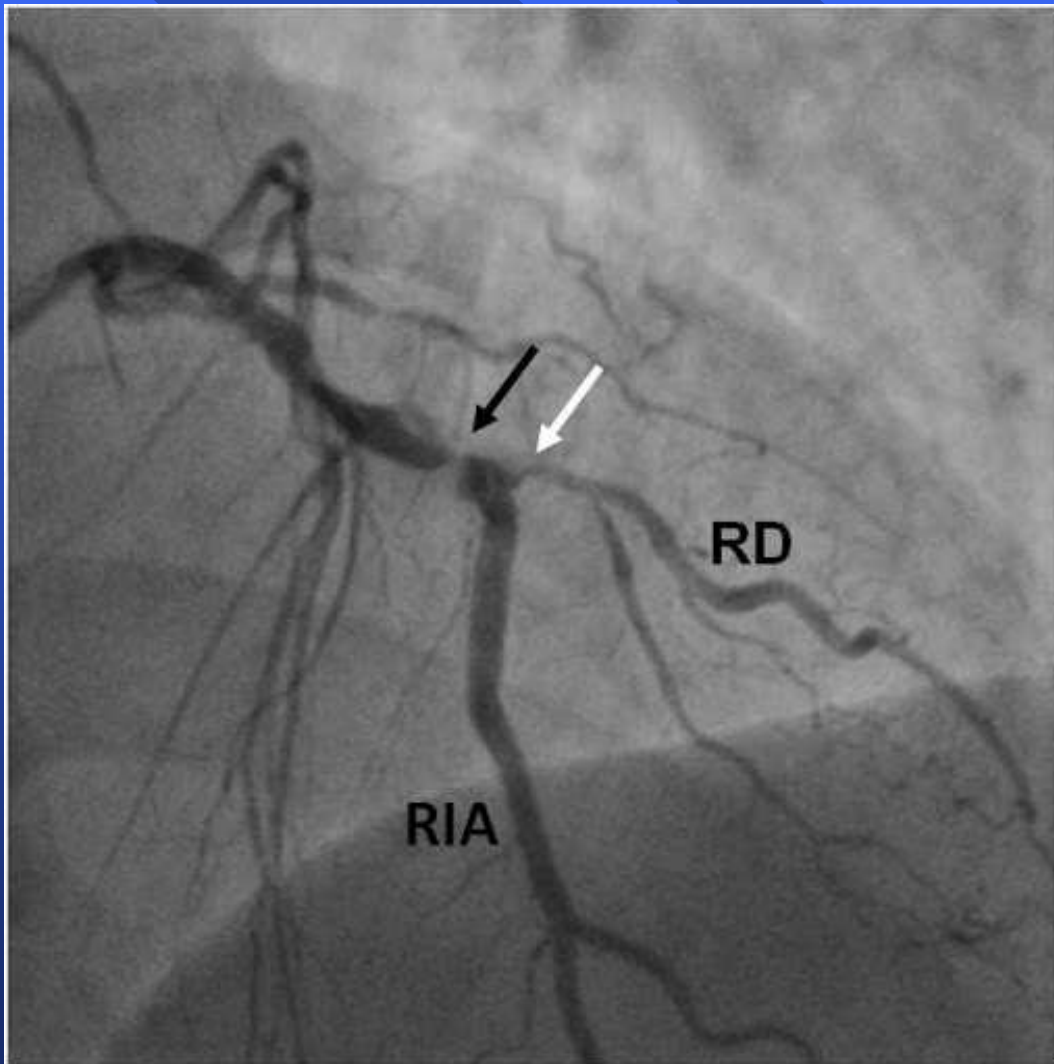
Kontrastní látka negativní



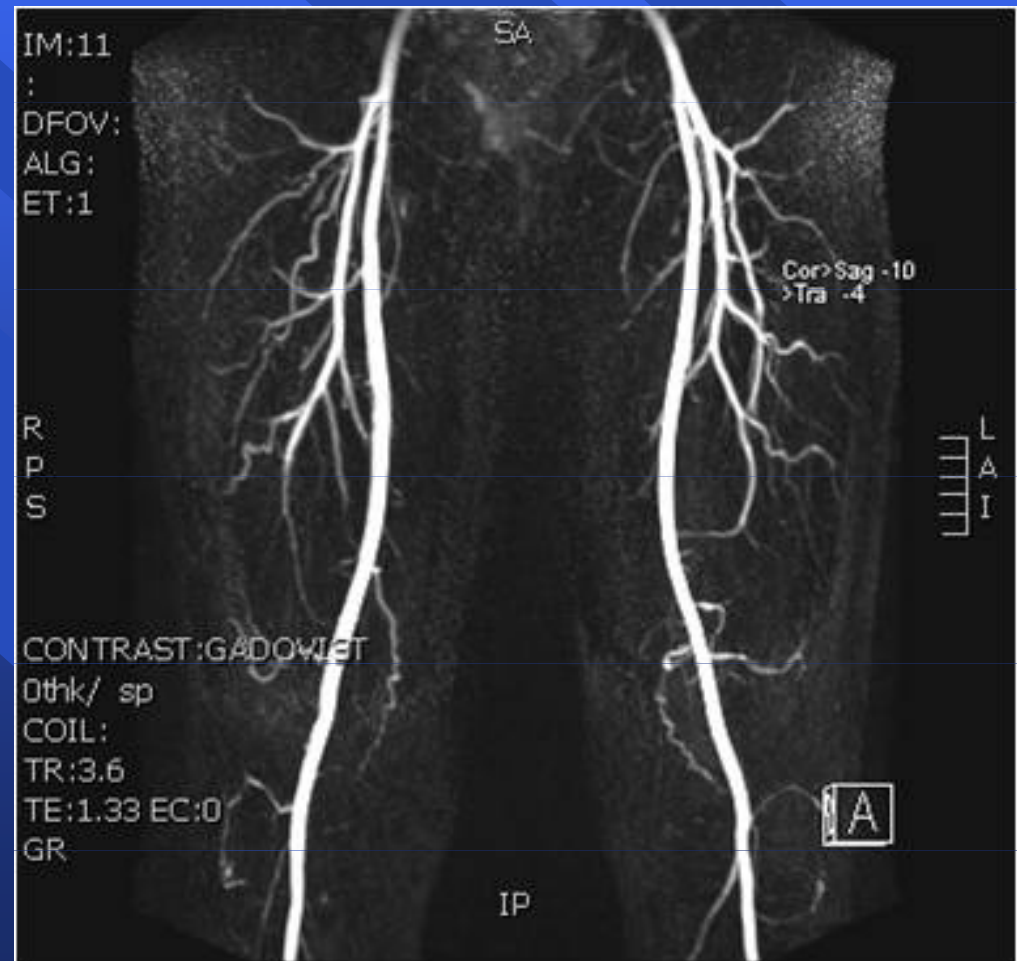
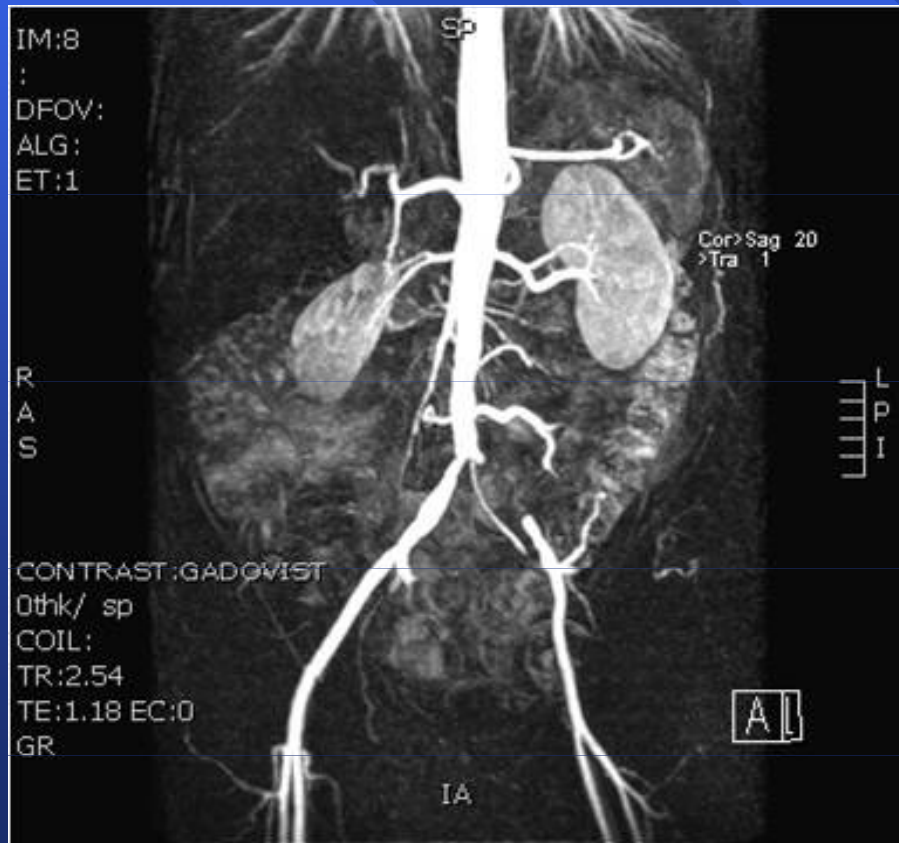
Koronarografie

RIA ramus interventricularis anterior

RD ramus dorsalis



Angiografie břišní dolních končetin



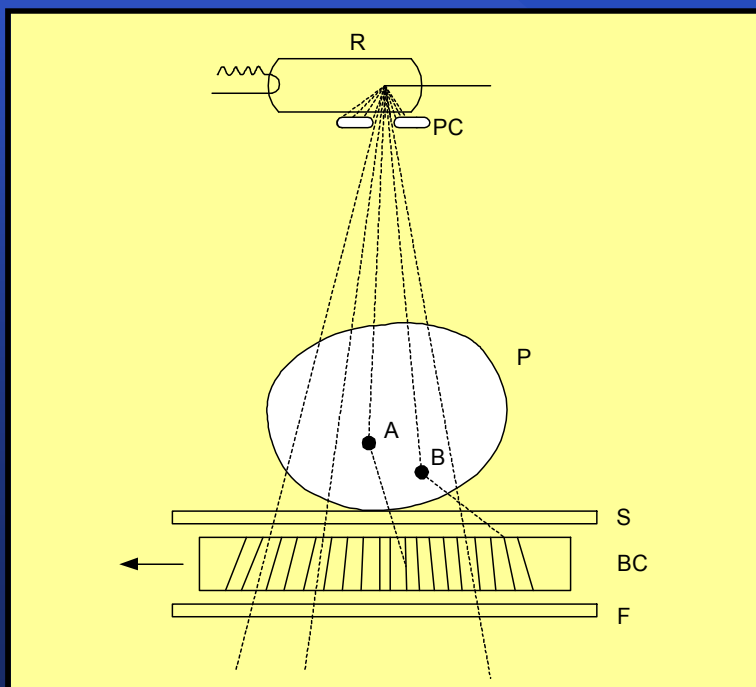
Mozková angiografie



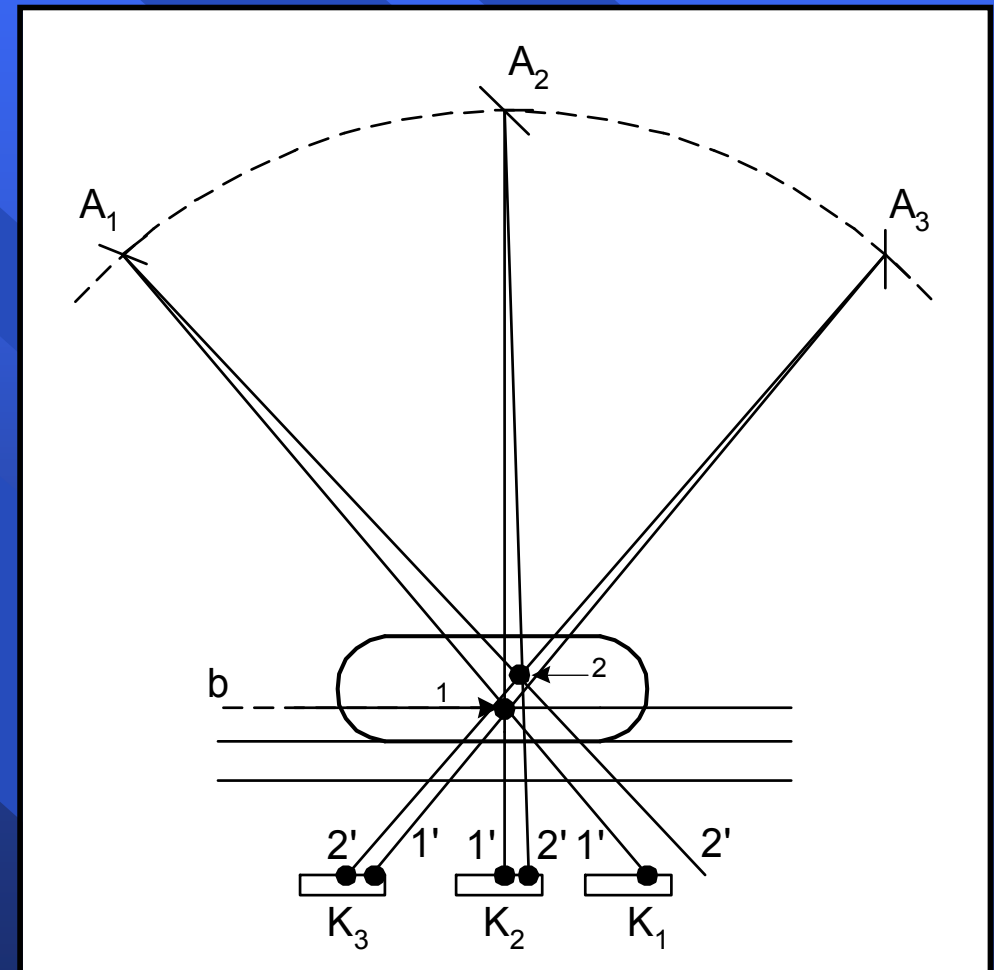
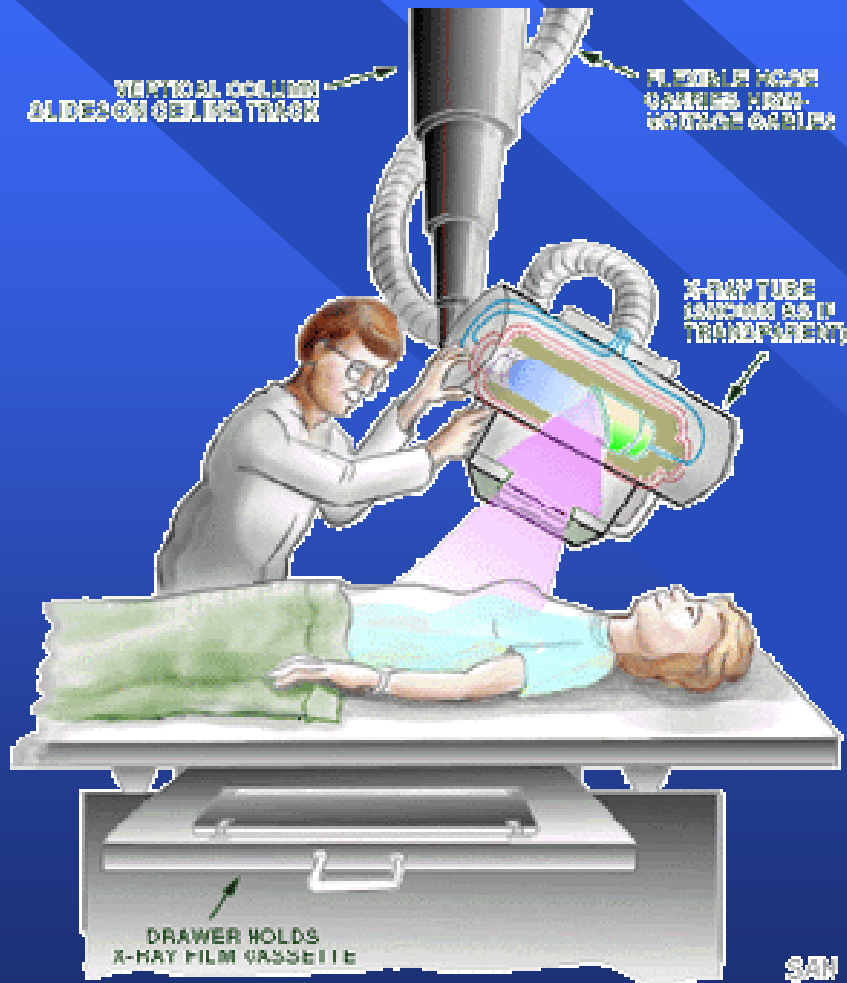
Clony

Lymfografie

- Primární a sekundární
- *Buckyho clona*
- *Lysholmova clona*



Tomografie - schéma

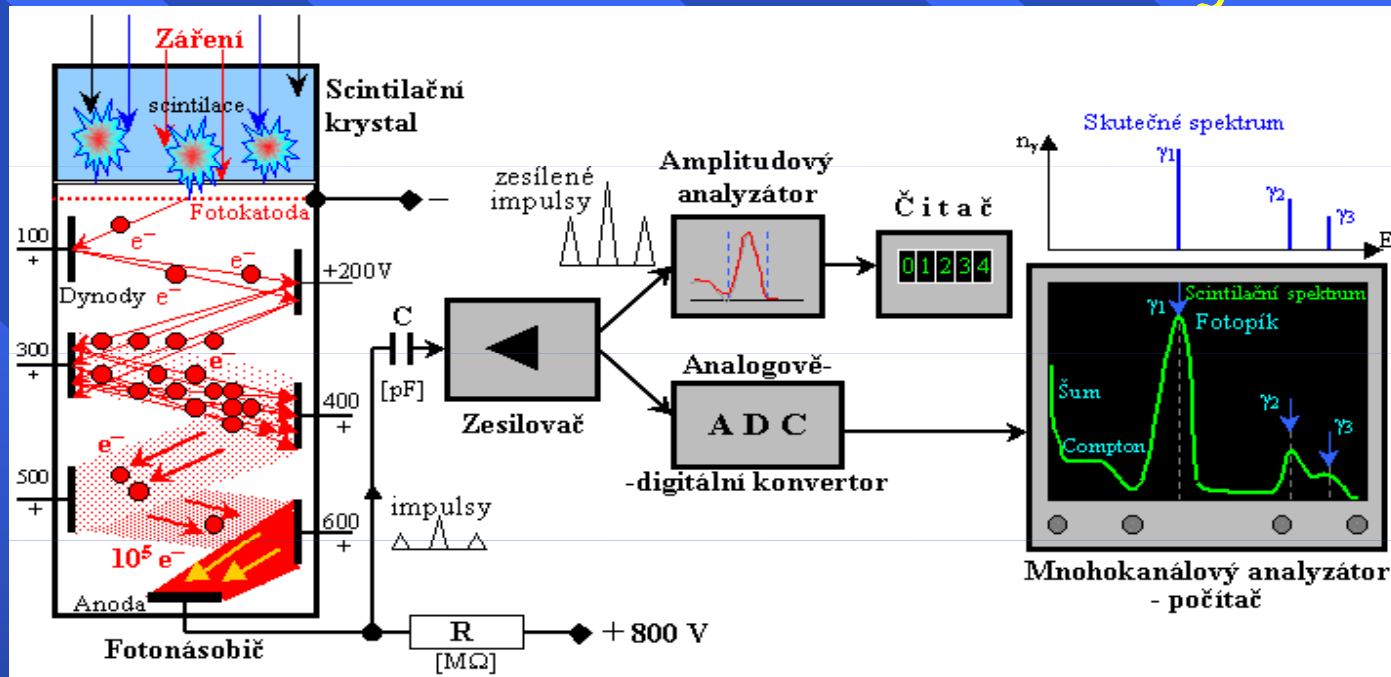


Detektory X-záření pro CT

- Úkolem zachytit fotony X-záření procházející vyšetřovanou tkání a jejich přeměna na elektrický signál
 - Scintilační detektory – nejčastější použití – obsahují scintilační krystaly NaI(Tl), CsI(Tl) Bi₄Ge₃O₁₂ (vysoká detekční účinnost při malých rozměrech)
 - Ionizační komory plněné stlačeným plynným xenonem - ojedinělé použití)



Scintilační detektory



- Scintilační detektory jsou založeny na vlastnosti některých látek reagovat světelnými záblesky (scintilacemi) na pohlcení kvant ionizujícího záření
- světelné záblesky se pak elektronicky registrují pomocí fotonásobičů nebo fototranzistory
- Výhody:
 - Vysoká detekční účinnost (citlivost) - vysokou detekční účinnost (citlivost), která se často blíží 100%.
 - Krátká mrtvá doba - scintilace v krystalu cca 10^{-9} sec, zpracování ve fotonásobiči cca 10^{-8} sec. Mrtvá doba scintilačního detektoru asi 1ms



CT- historie

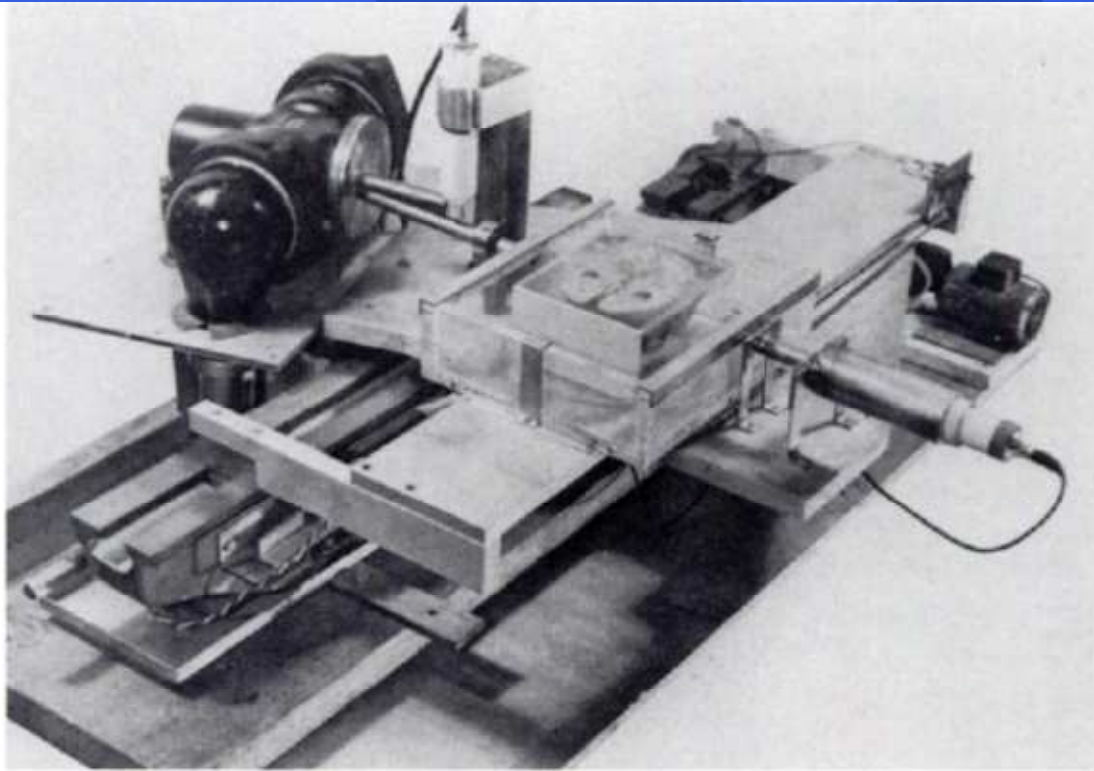


Figure 14
Early laboratory prototype of x-ray transmission CT scanner developed by Hounsfield (from EMI Ltd.).



A patient under examination by the computer-aided brain X-ray machine.

Brain X-rays assessed by computer

By John Roper
Medical Reporter

A British newspaper account

The operation of the equipment will be between 1500W and 2500W depending on whether the computer is both as an external computer or local one.

That, which is well-known that the system will incorporate control systems and research is providing a big take-over. Software and hardware are going to America, Japan and elsewhere to sell what the company see as an important field.

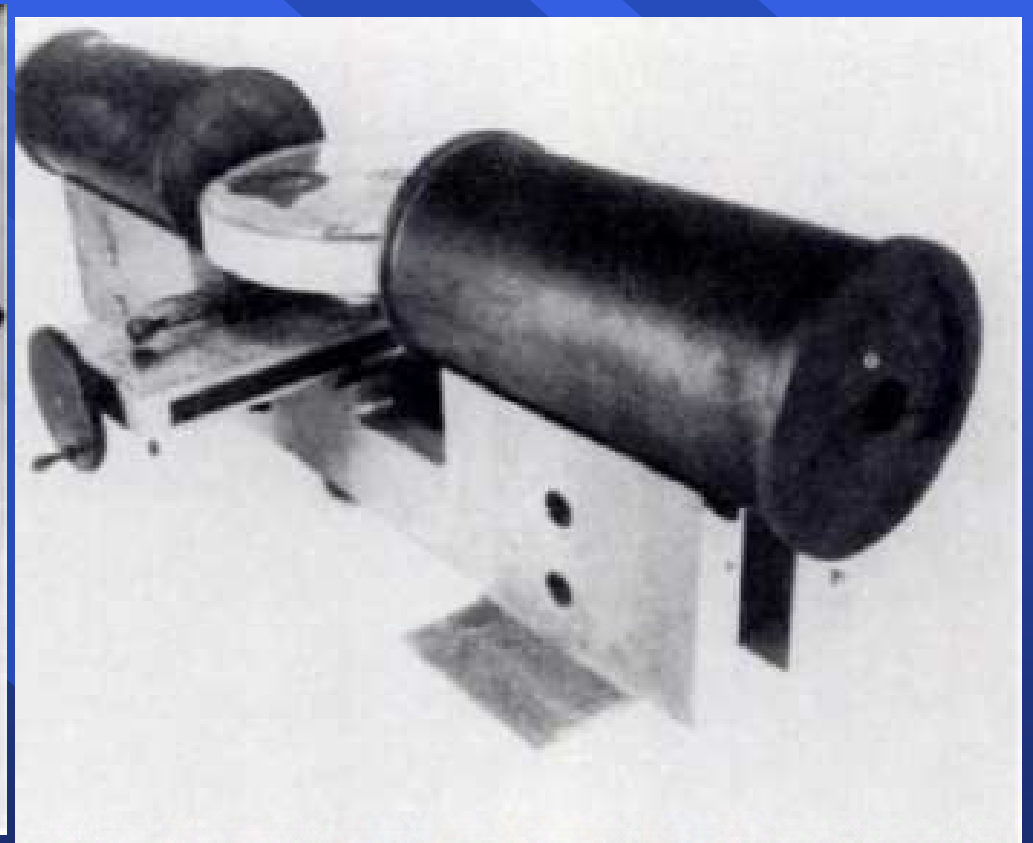
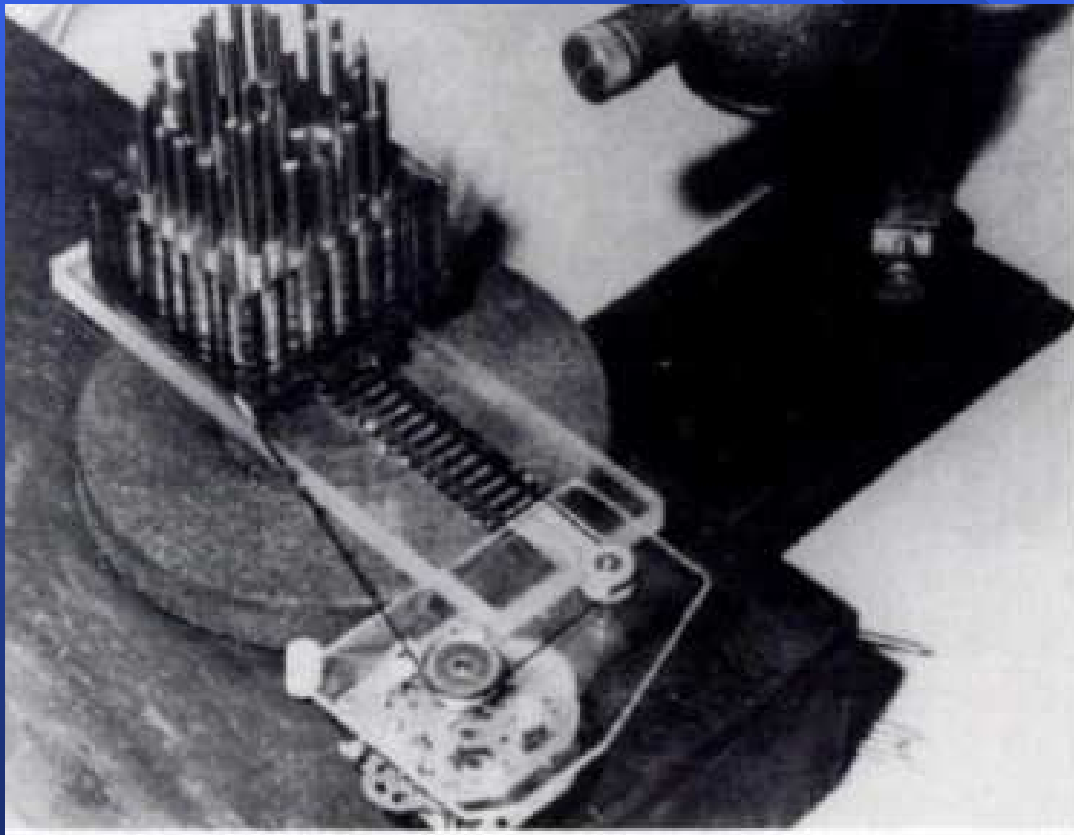
X-rays are adjusted close to the body, each one generated that, by moving round the patient's head and taking 500W readings.

These readings "mean" from each other and are fed to the computer which, using 250W control system, produces, built-up a matrix of 12800 points giving a highly accurate picture of the material within the body.

The system measures the data



Počítačová tomografie schéma



Mnohodetektorové, rotační a spirální CT

- 1. generace CT – 70. a 80. léta – systém jedné rentgenky a jednoho detektoru → jeden řez trval několik minut
- Začátkem 80. let vynalezeny rotační a spirální CTčka. – vysoká technická dokonalost
- Dalšího pokroku můžeme dosáhnout na poli zkracování dob vyšetření → moderní počítačové systémy

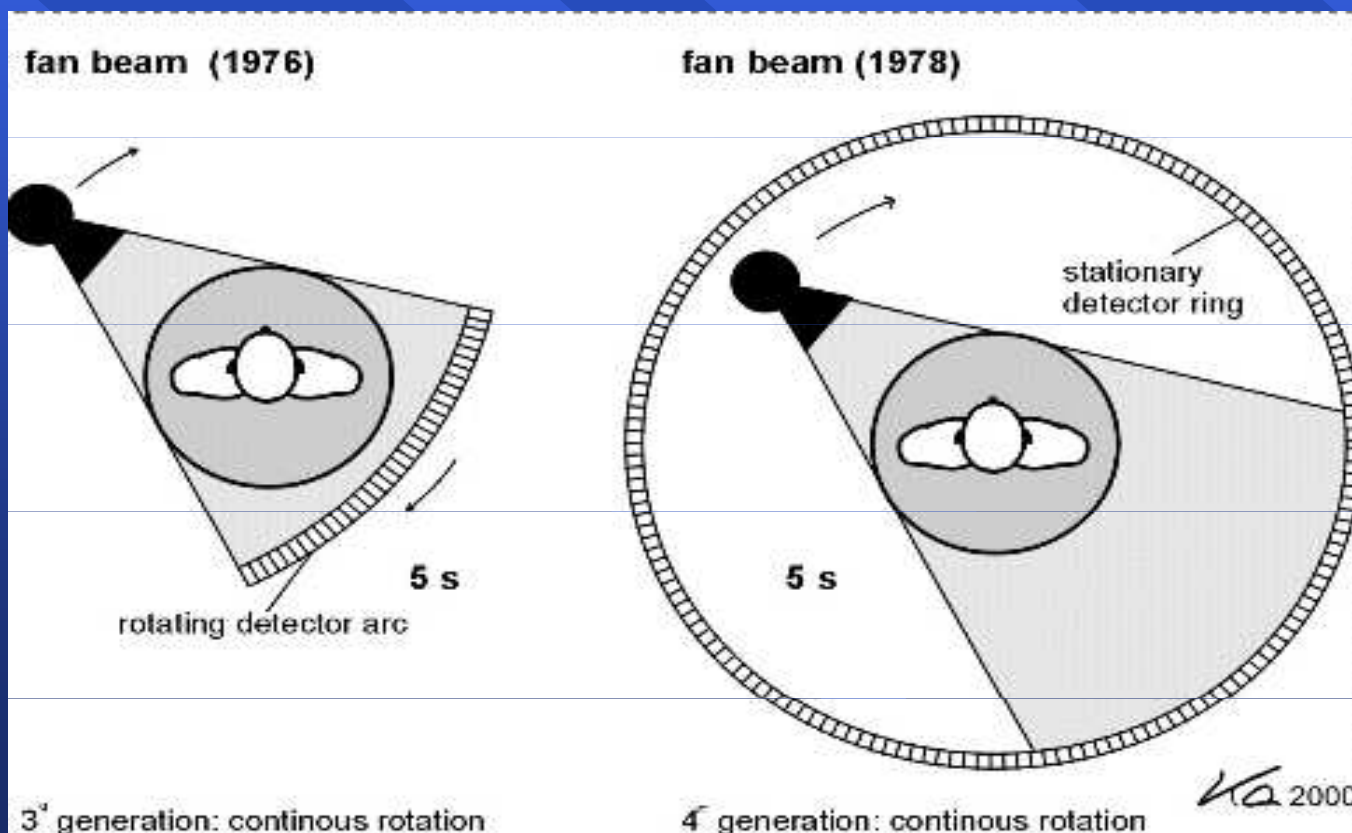


Rotační metoda

- Spočívá v nezávislém získávání jednotlivých obrazů příčných řezů těla a následné tomografické rekonstrukci v 3D obraz → diskrétní proces
- Základní typy uspořádání:

Vějířovitě

Detektory v kruhové výseči, která se otáčí společně s rentgenkou
Stovky detektorů.



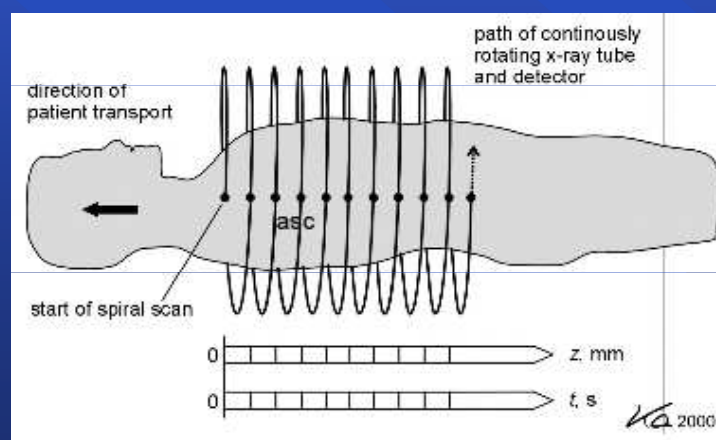
Kruhové

Detektory po celém obvodu
Tisíce detektorů

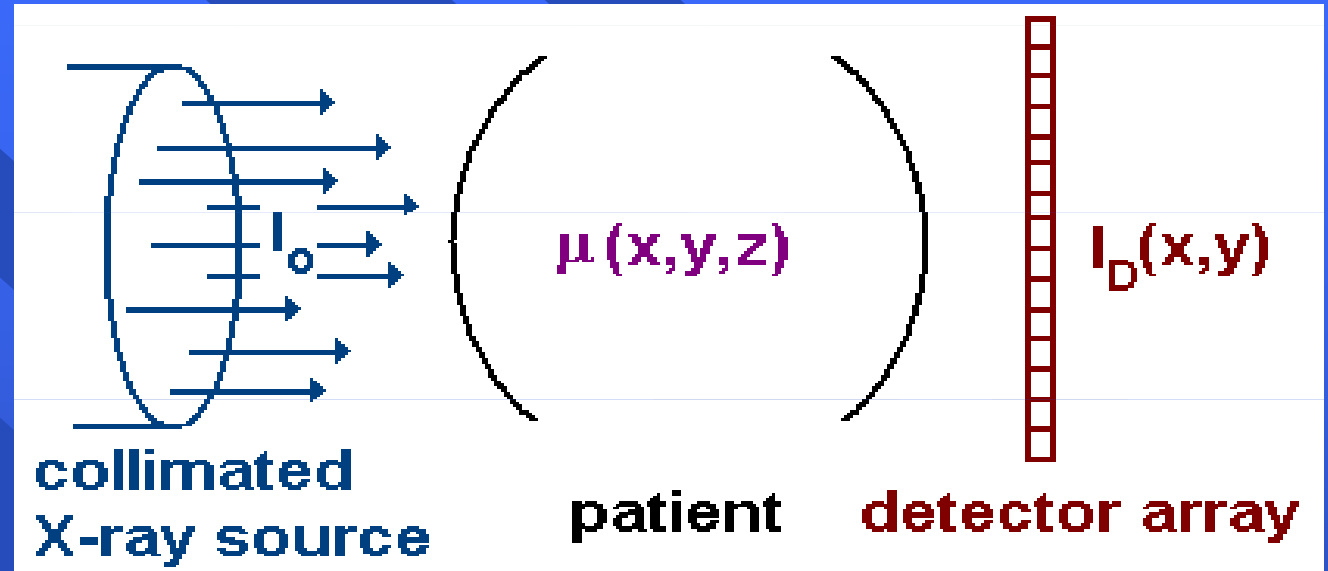


Spirální metoda

- Počátkem 90. let technický pokrok umožnil přejít na spojitý proces měření (bezkabelový přenos zdrojového napětí)
- Kombinací posuvu pacienta a rotačního pohybu rentgenky vznikl spirální pohyb



Computerized Tomography (CT)



Result: $I_D(x,y) \propto \mu(x,y)$

1972 Hounsfield announces findings at British Institute of Radiology

1979 Hounsfield, Cormack receive Nobel Prize in Medicine

(CT images computed to actually display attenuation coefficient $\mu(x,y)$)

Important Precursors:

1917 Radon: Characterized an image by its projections

1961 Oldendorf: Rotated patient instead of gantry

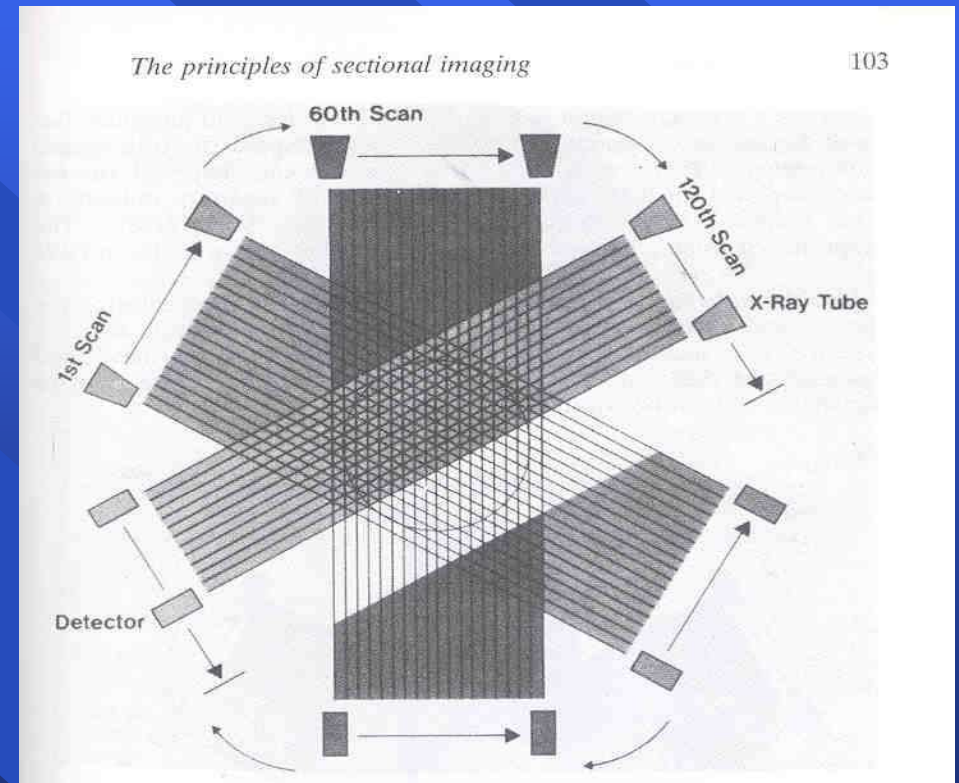


First Generation CT Scanner

Acquire a projection (X-ray)
Translate x-ray pencil beam and detector across body and record output

Rotate to next angle
Repeat translation

Assemble all the projections.



CT přístroje



CT

- Oblast břicha
- Pohled zdola

GE MEDICAL SYSTEMS
LightSpeed QX/i CT04_OC0

A 180

10/22/2011 11:41:11 AM

Im: 72+C
SN_Ac: 1310.0 (coi)
DFOV 36.0cm
STANDARD

512 X 512
Mag = 1.00
FL:
ROT:



kV 120
mA 320

SFOV 50.0cm
5.0mm 22.50mm/s HS/li
Tilt: 0.0
0.6 s/HE /09.47

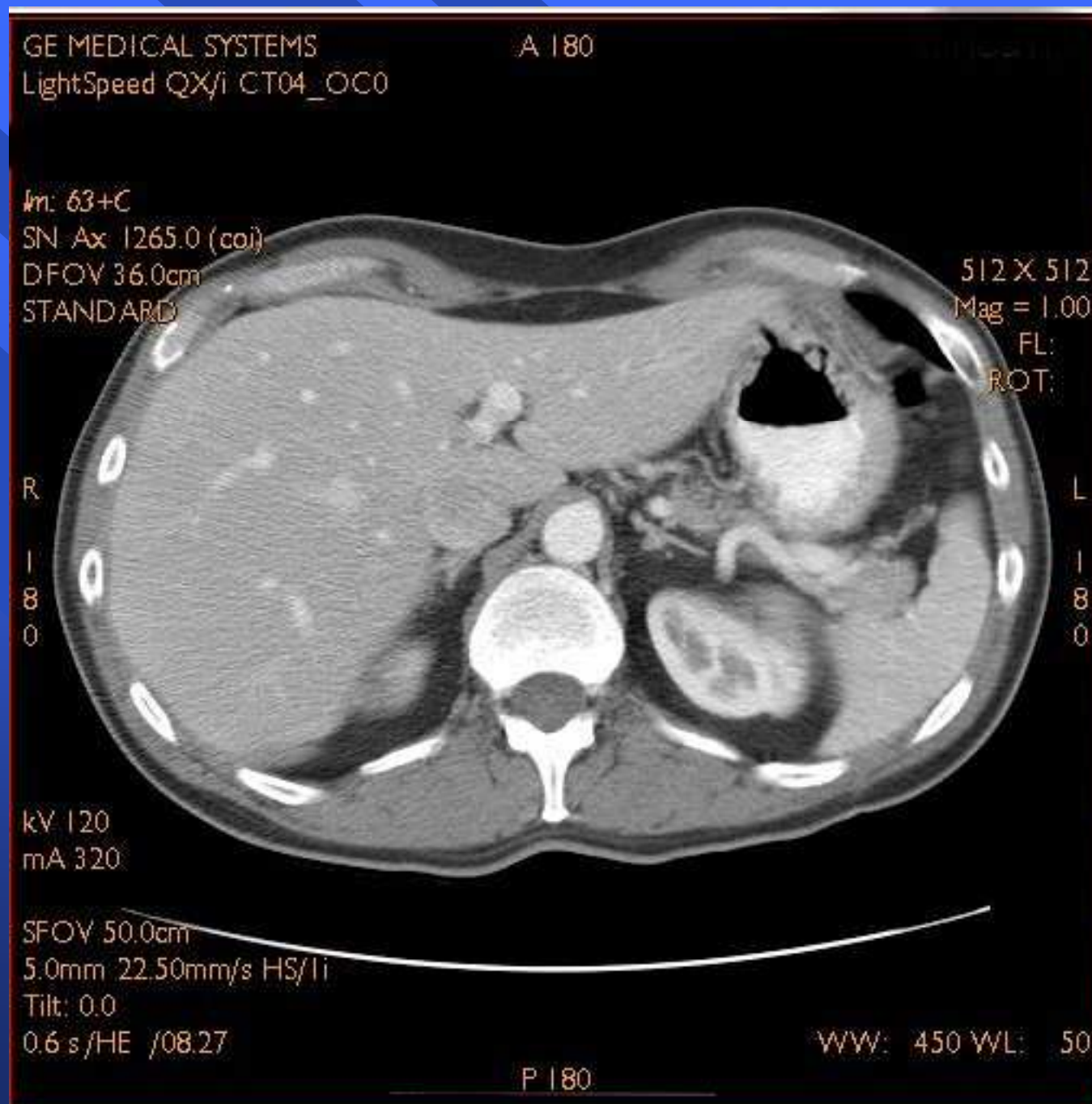
WW: 450 WL: 50

P 180



CT

- Obrázek výše



CT

■ Pod játry

GE MEDICAL SYSTEMS
LightSpeed QX/i CT04_OC0

A 180

P 180

Im: 81+C
SN Ax 1355.0 (coi)
DFOV 36.0cm
STANDARD

512 X 512
Mag = 1.00
FL:
ROT:

R
1
8
0



L
1
8
0

kV 120
mA 320

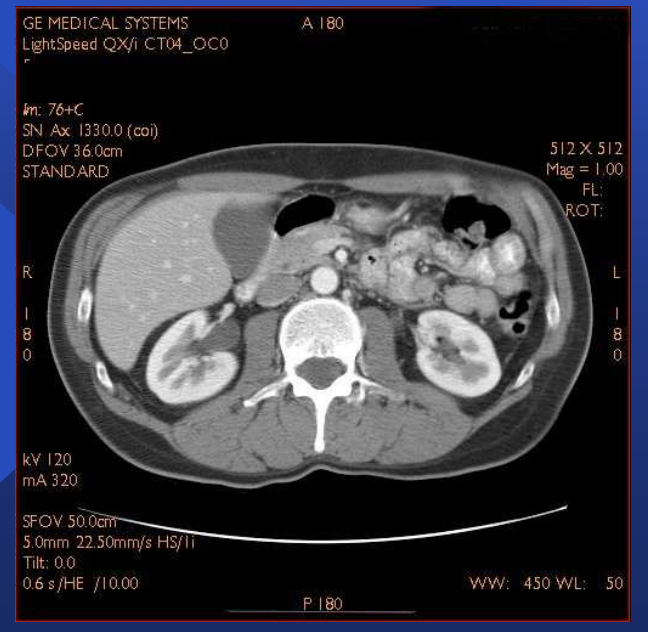
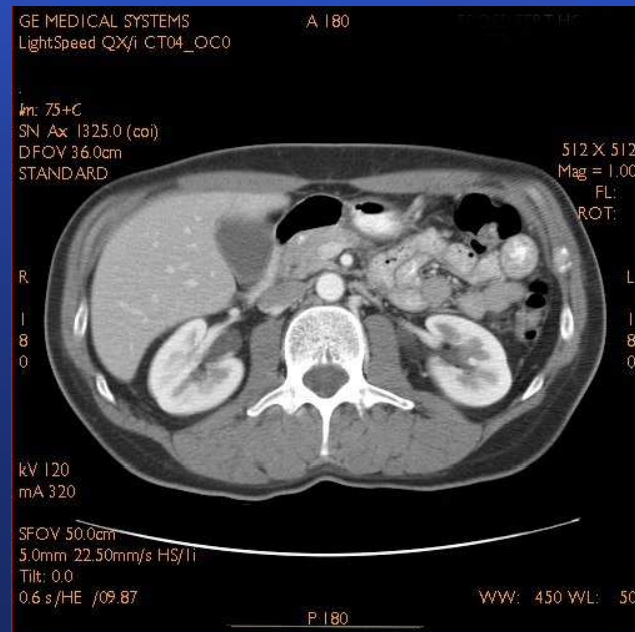
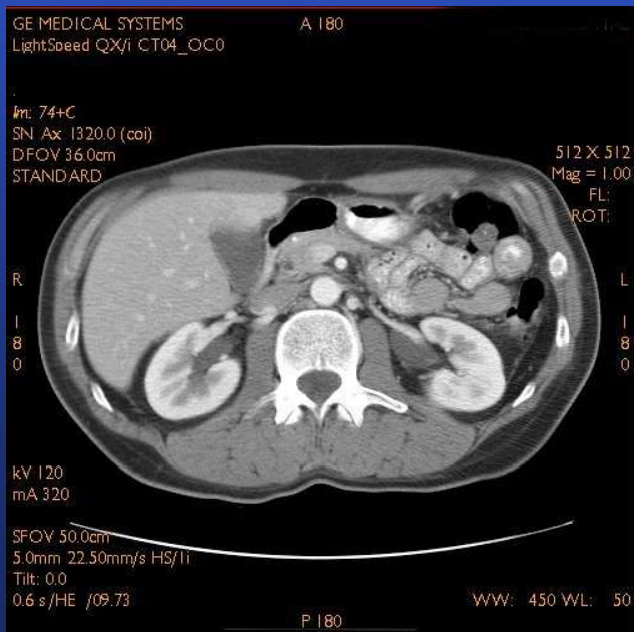
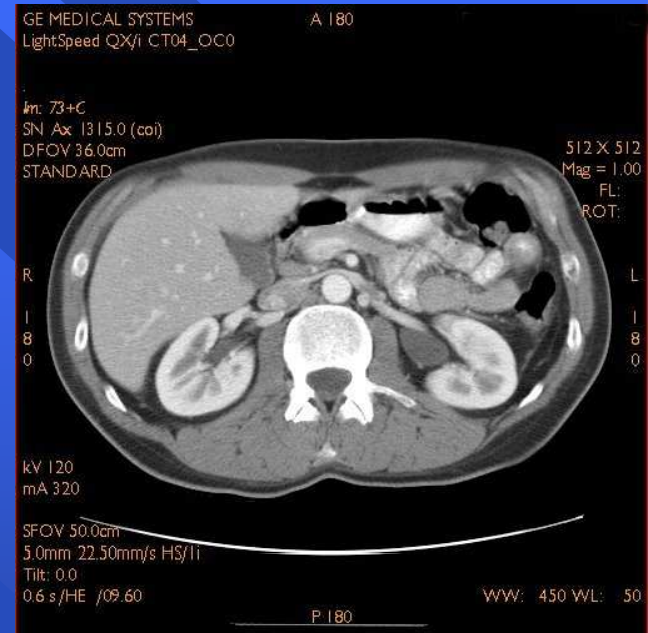
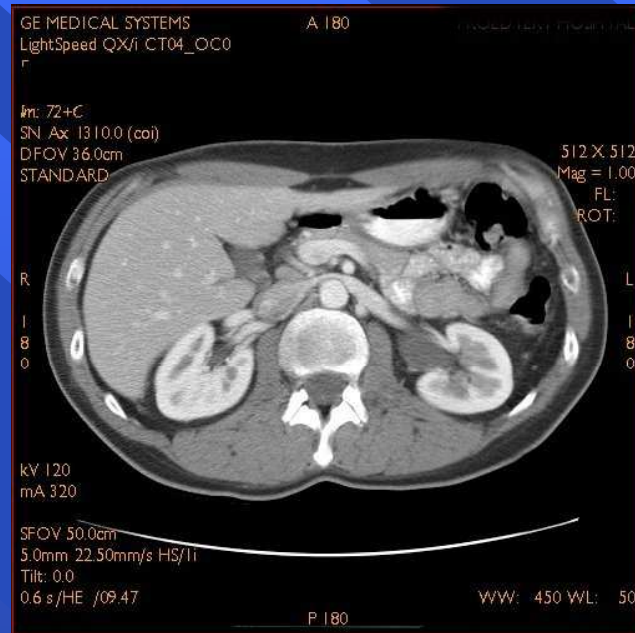
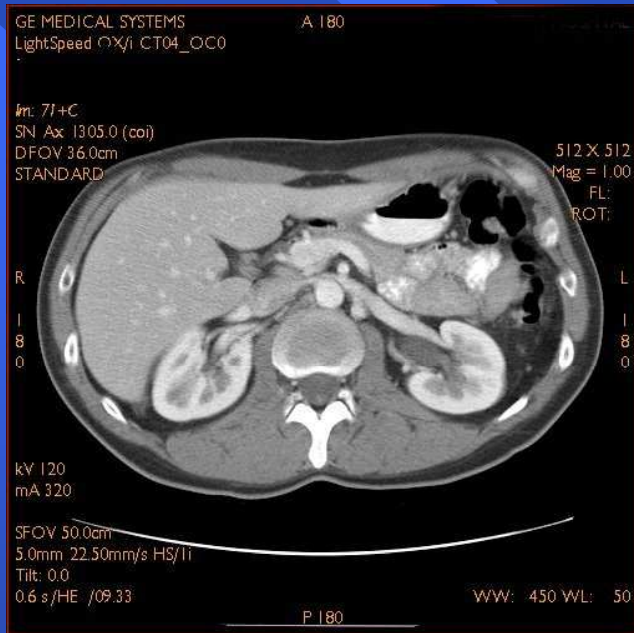
SFOV 50.0cm
5.0mm 22.50mm/s HS/11
Tilt: 0.0
0.6 s/HE /10.67

WW: 450 WL: 50

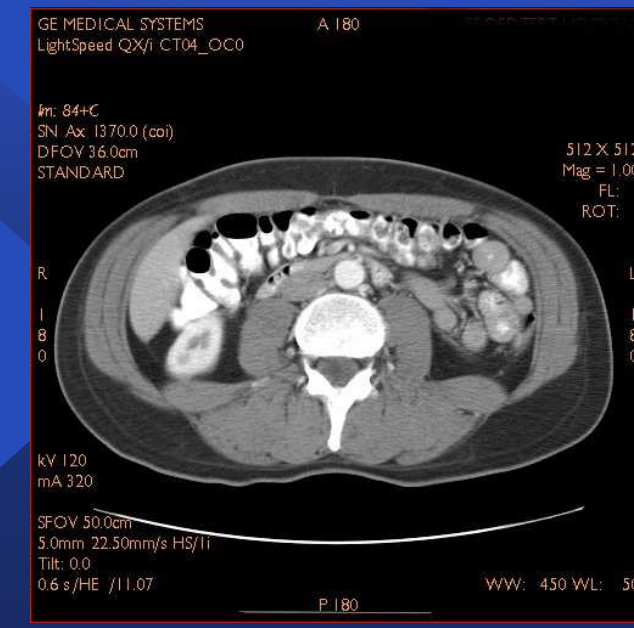
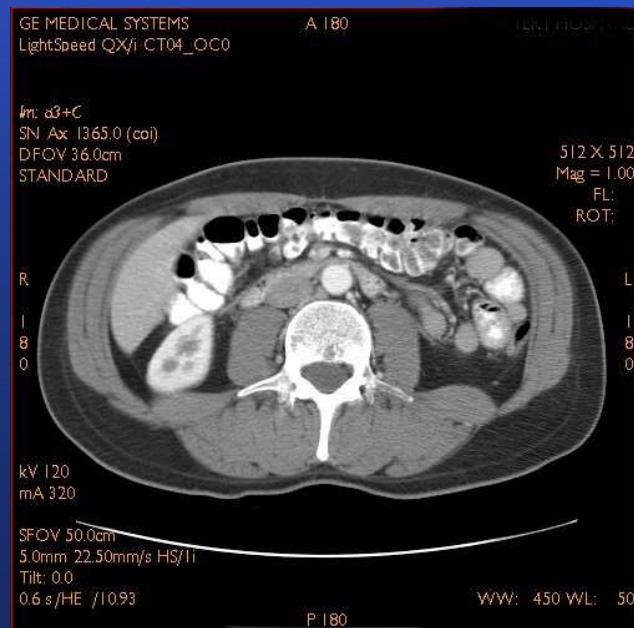
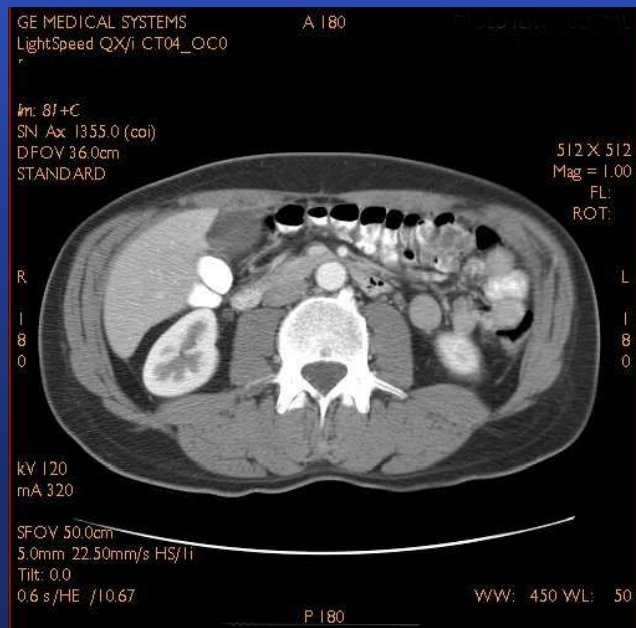
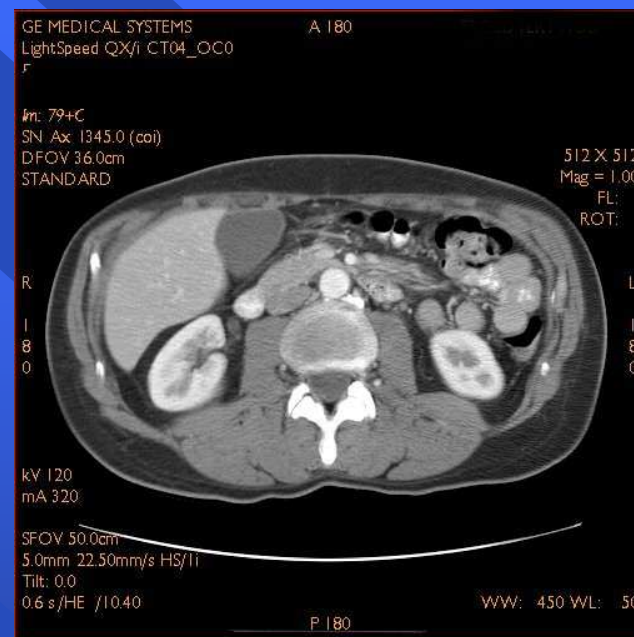
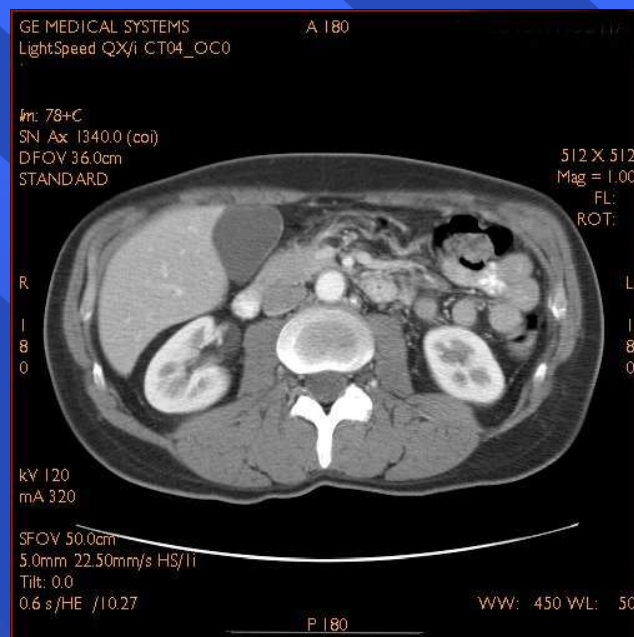
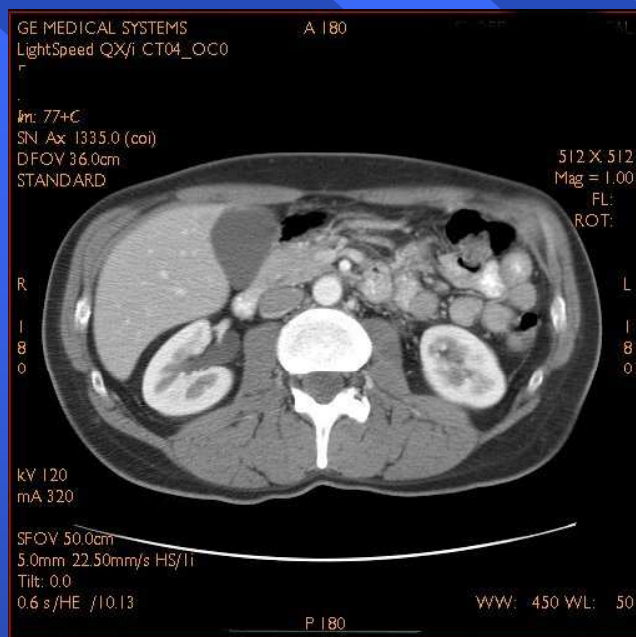
P 180



CT 4 sekvence

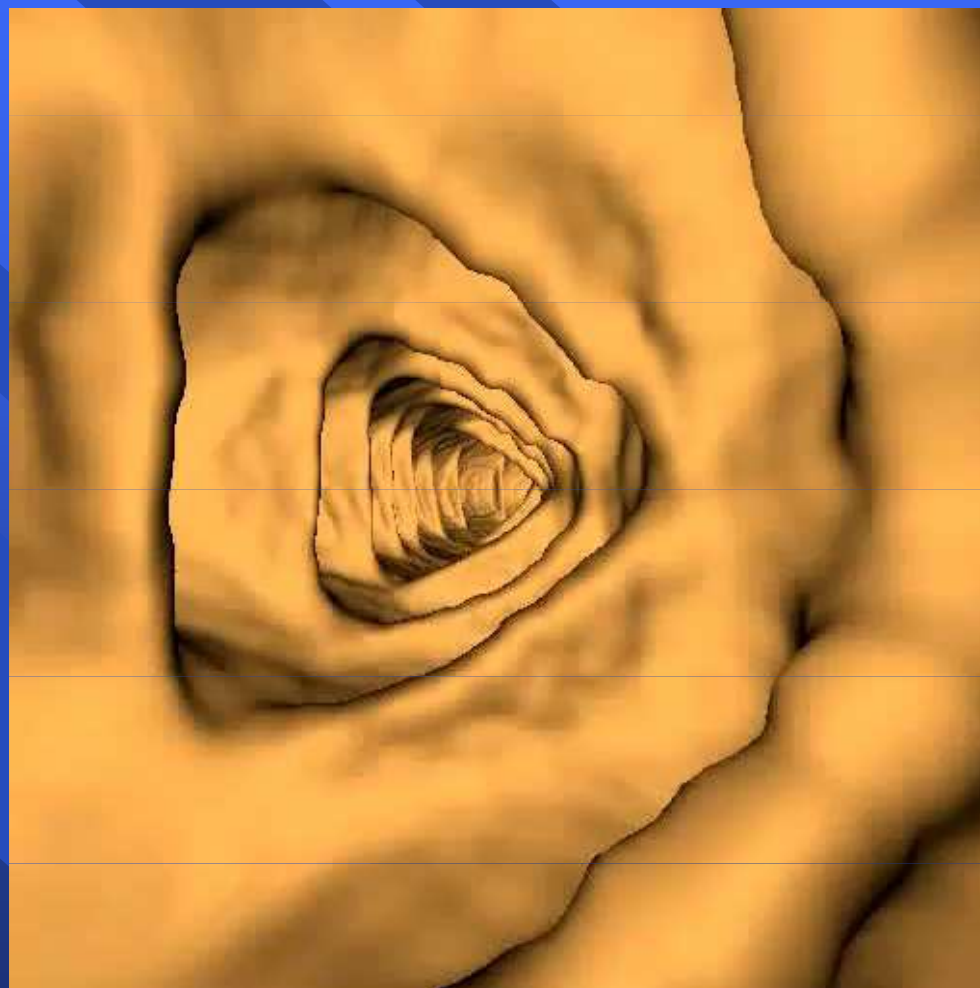
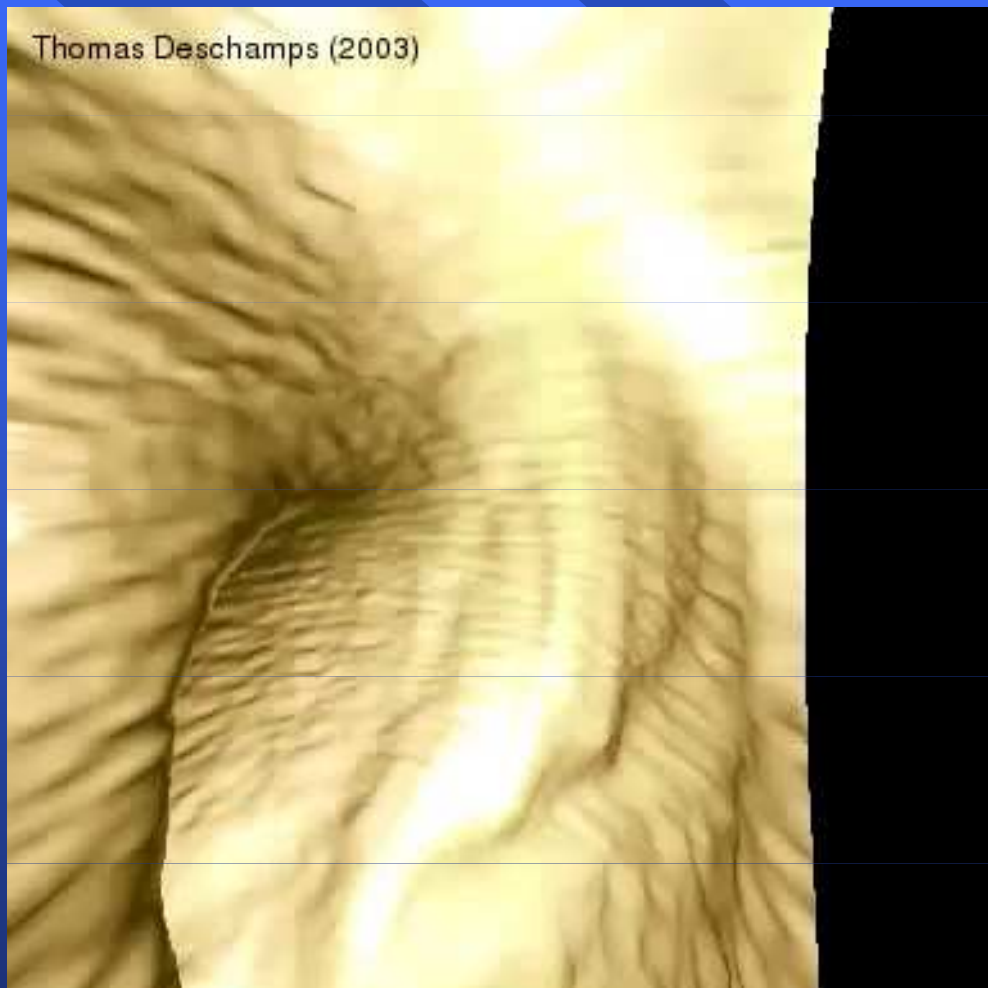


CT 5 sekvence

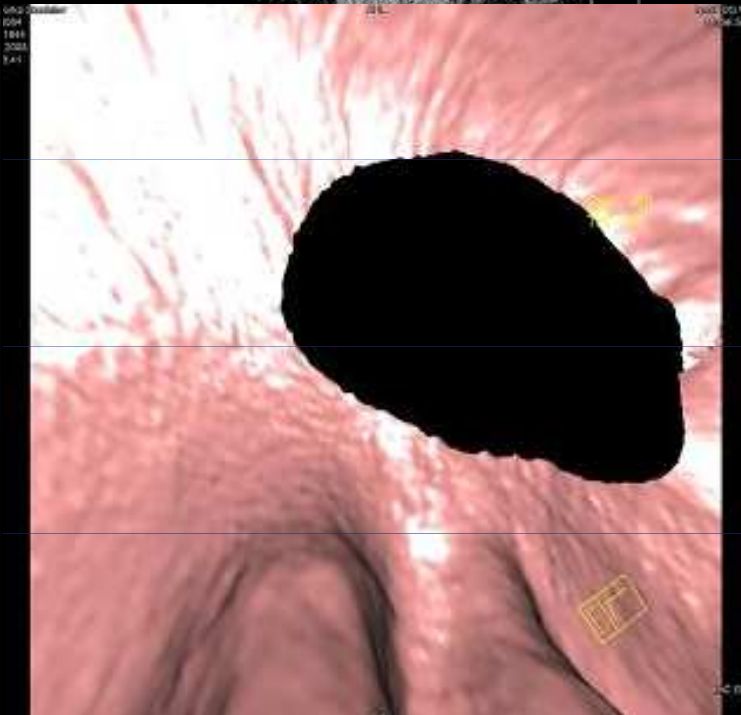
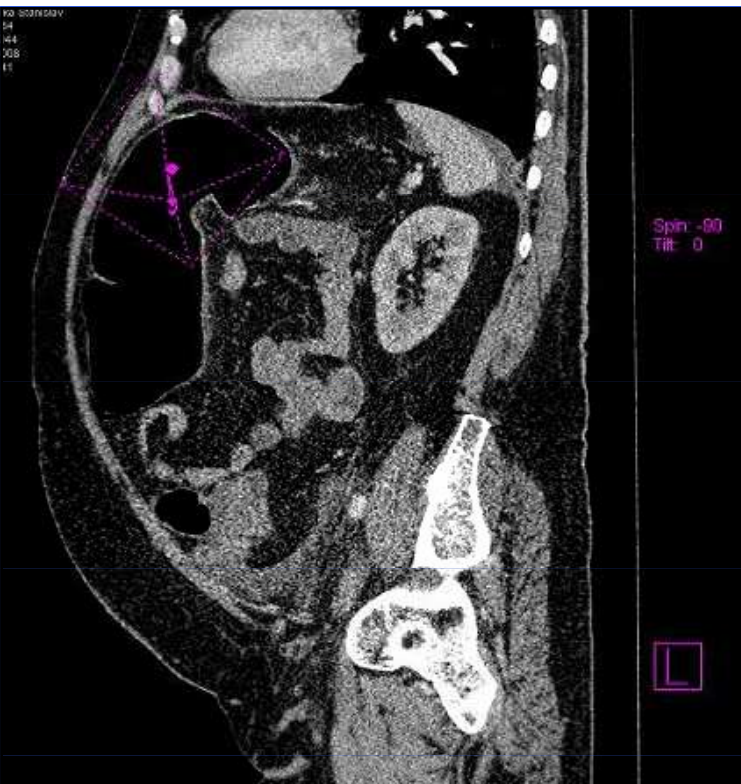


Ukázky virtuální kolografie 1

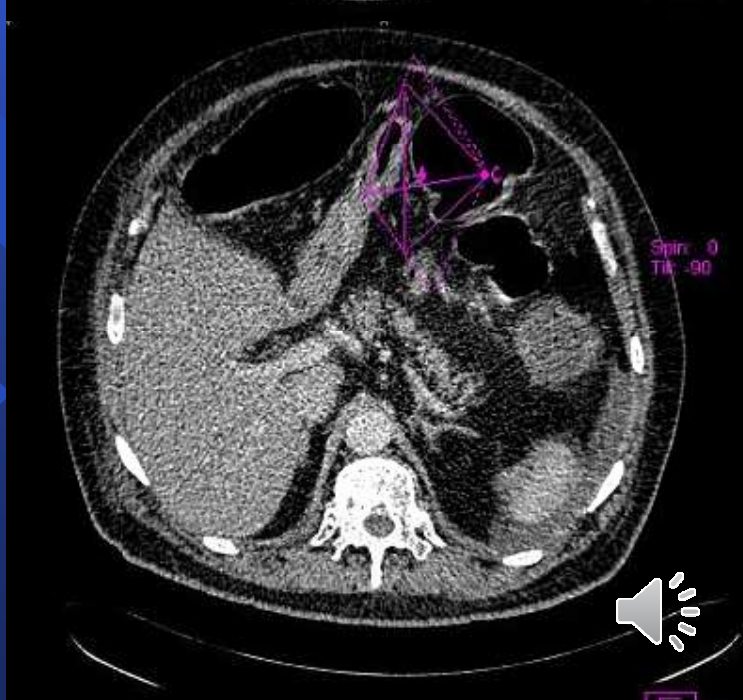
Thomas Deschamps (2003)

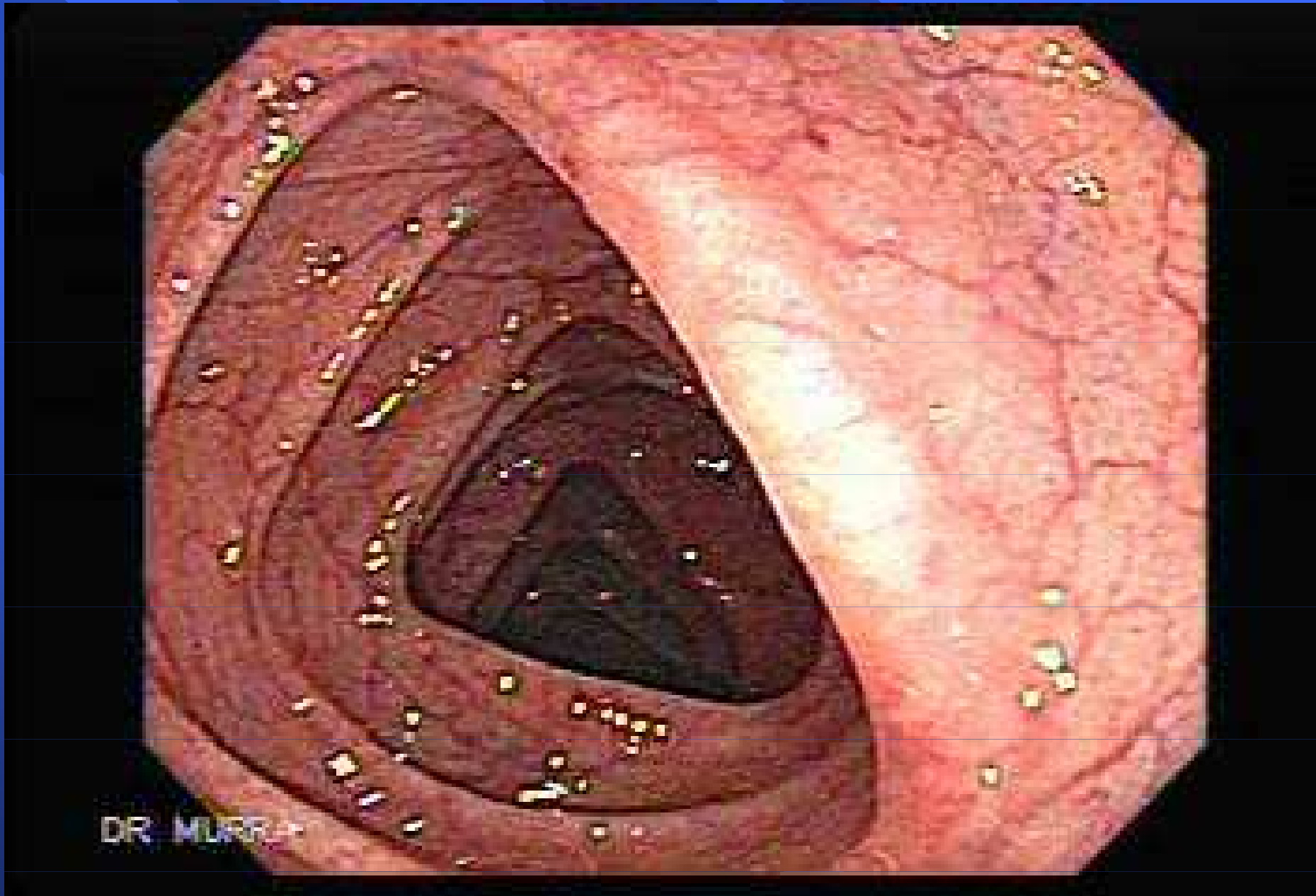


Tři směry posunu axial, lateral, trasversal



Výsledek
Zobrazení





DR. MLRF



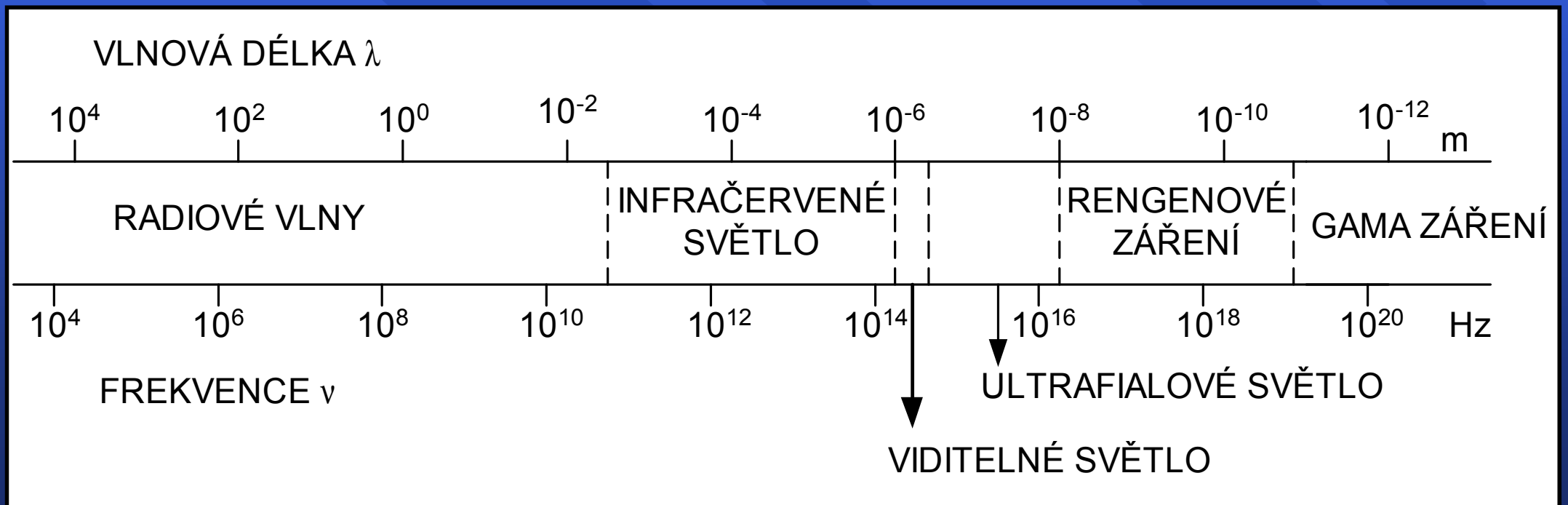
Kontrastní látky. Substrakční radiografie.

- Rentgenové zobrazení měkkých tkání: malé rozdíly v absorpci X-záření → nízký kontrast zobrazení, nemožnost rozlišení některých struktur
- Zvyšování kontrastu aplikací vhodných kontrastních látek do zkoumaných míst (zažívací trakt, žlučové či močových cest, cév, ...):
- Látky obsahující atomy těžkých kovů – baryum, jód
- Zvýšení absorpce X-záření odhalí případné defekty či anomálie



Spektrum elektromagnetického záření

- $f = c/\lambda$ $T = \lambda/c$ $\lambda = cT = c/f$
- Rovnici můžete stále dokola zkoušet



POUŽITÍ RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ V TERAPII

- negativní biologické účinky absorpce
- Comptonovým rozptylem sekundární elektrony značnou energii postupně ztrácí ionizací nebo excitací v poměrně malém objem
- Absorbce závisí n 4 mocnině absorbátoru
- *Při fotoefektu foton primárního záření zaniká a jeho energie se spotřebuje na výstupní práci elektronu z atomu a na udělení kinetické energie tomuto sekundárnímu elektronu.*
- *Intenzita svazku RTG záření - vyjádřena expoziční rychlosti, vyjádřené v $A.kg^{-1}$.*
- *Expozicí -velikost elektrického náboje uvolněného ionizací po absorpce RTG záření v jednotce hmotnosti absorbátoru. Její jednotku je coulomb na kilogram, $C.kg^{-1}$.*
- *absorbovaná dávka záření v jednotkách gray (Gy). $1 Gy = 1 J.kg^{-1}$.*

$$\tau = k\rho\lambda^3 Z^4$$

Comptonův rozptyl (σ),
 $\mu = \tau + \sigma$.

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$



RTG záření - druh ionizujícího záření

Fotony rtg záření ionizují prostředí, kterým procházejí.

Vzniklé ionty fyzikálně-chemickými mechanismy indukují biologické účinky.

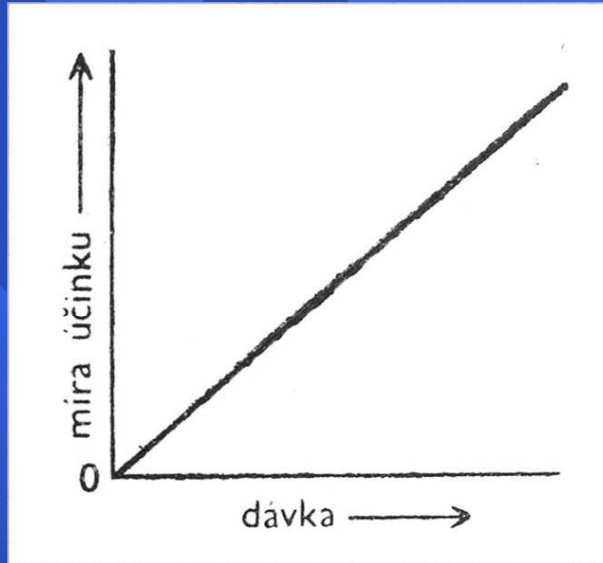
Radiobiologie.

Rozeznáváme dva základní druhy biologických účinků:

- **Účinky stochastické** (náhodné) na úrovni buněk
 - zásahová teorie -
- **Účinky deterministické** (nestochastické) na úrovni tkání



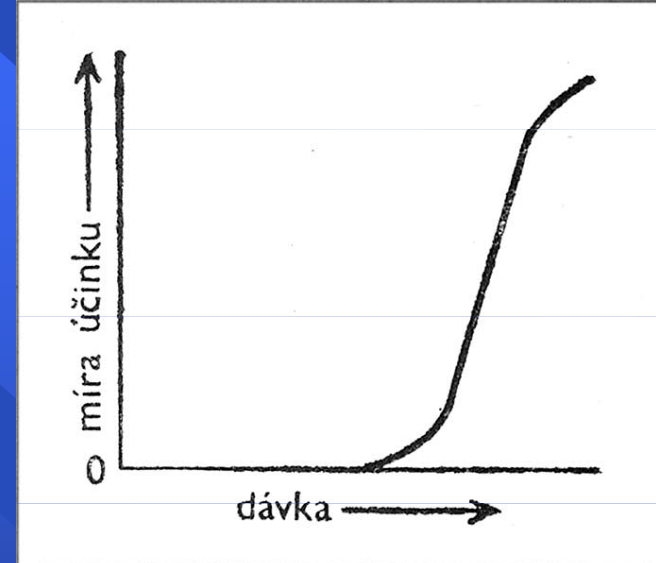
Účinek stochastický



účinek je bezprahový
průběh je lineární

- genetické účinky
- karcinogeneze

Účinek deterministický



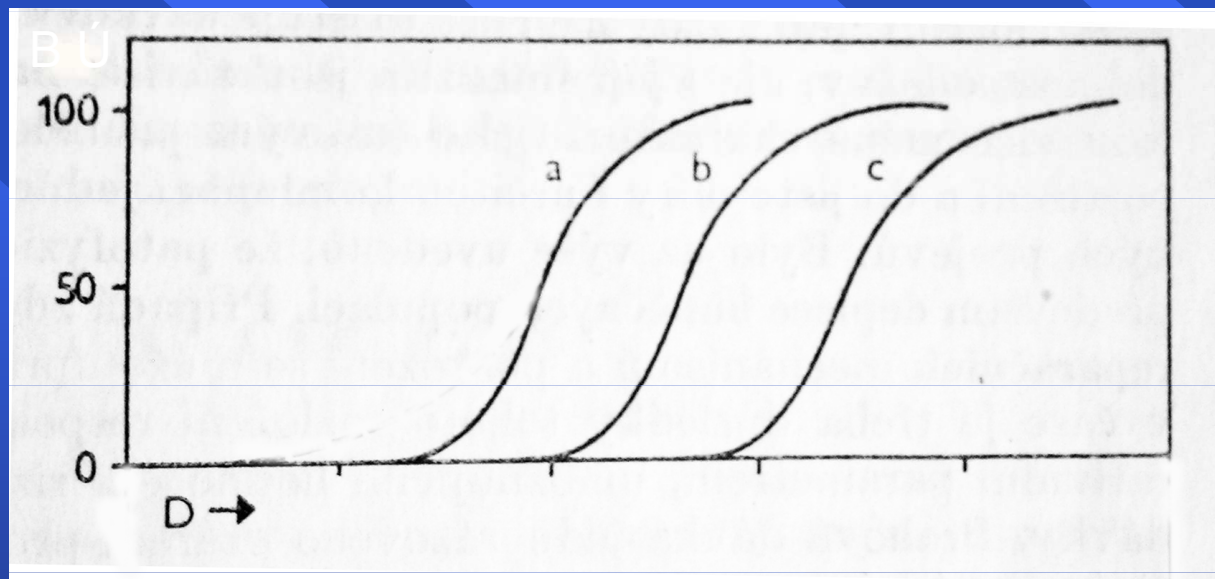
účinek má práh
průběh je nelineární

- poškození tkání
- nemoc z ozáření



Příklad: ozáření kůže ionizujícím zářením

- gradace deterministických účinků



Nejnižší práh : erytemová dávka – zčervenání kůže - a

Vyšší práh : epilační dávka – pigmentace a vypadávání vlasů - b

Nejvyšší práh : nekrotická dávka – poškození kůže s nekrozou - c



Nomenklatura dávek

Ve fyzice vyjadřujeme absorbovanou dávku v jednotkách

$$\text{Gray (Gy)} = \text{J/kg} = 100 \text{ radů}$$

V radiobiologii a ochraně před zářením užíváme efektivní dávku

$$\text{Sievert (Sv)} = D_{\text{abs}} \cdot \text{QF} = 100 \text{ rem}$$

Pozn.:

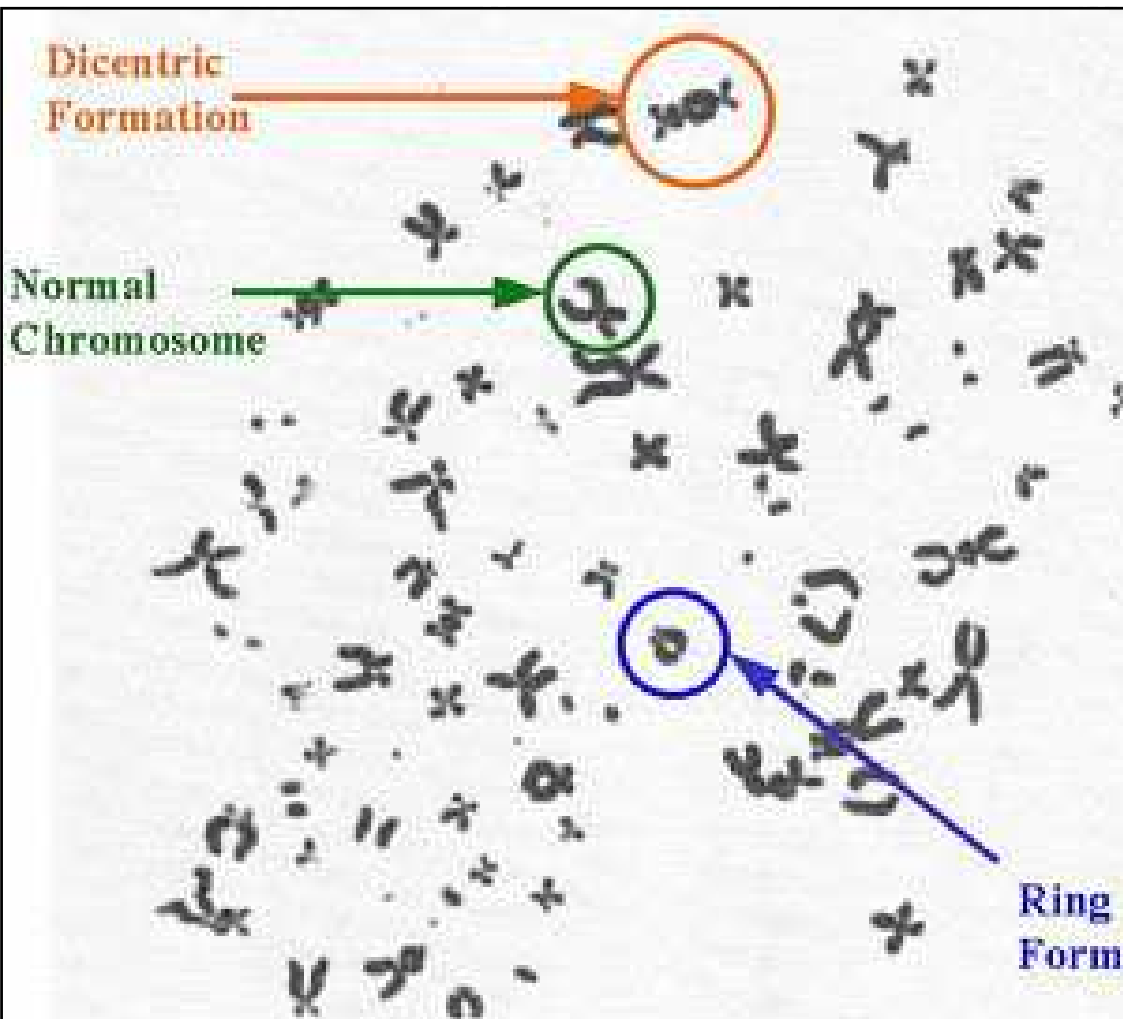
Dávkový ekvivalent či efektivní dávka dovoluje srovnávat biologické účinky různých druhů ionizujícího záření. QF (quality factor) je pro rtg a gamma záření roven 1. Proto u rtg záření se $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Sv}$.



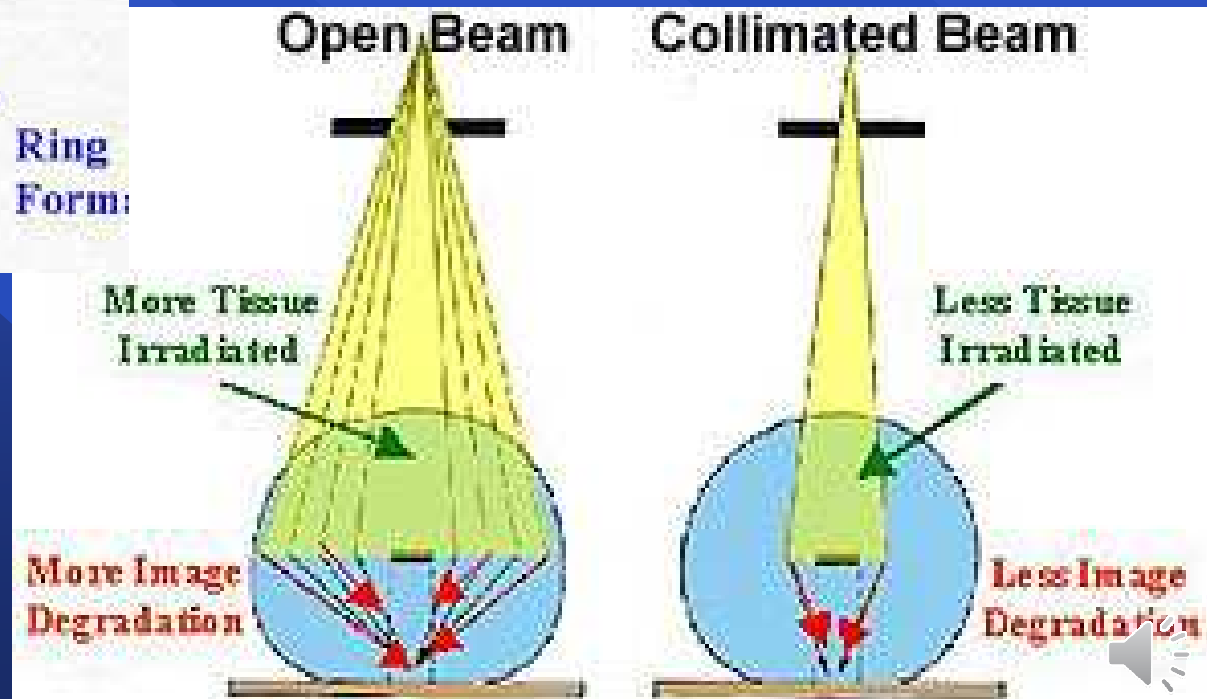
Příklady efektivních dávek při běžných rtg vyšetřeních

Vyšetření (zdroj)	Efektivní dávka
Přírodní pozadí	průměrně 2,2 mSv/rok*
Snímky končetin a kloubů (mimo kyčelních)	< 0,01 mSv
Snímek hrudníku (zadopřední projekce)	0,02 mSv
Snímek lebky	0,07 mSv
Snímek břicha	1 mSv
Snímek bederní páteře (2 projekce)	2,4 mSv
Vylučovací urografie	2,5 mSv
Kontrastní vyšetření žaludku nebo tlustého střeva	3–7 mSv
CT hlavy	2,3 mSv
CT hrudníku nebo břicha	8–10 mSv
Skioskopie	1–10 mSv/minutu
Scintigrafie skeletu	4 mSv





Clonění a kolimace versus poškození



Relative Cellular Sensitivity to Radiation

Increasing Sensitivity



Lymphocytes

Erythrocytes, Granulocytes

Epithelial Cells

Endothelial Cells

Connective Tissue Cells

Bone Cells

Nerve Cells

Brain Cells

Muscle Cells



Problematika sekundárního záření radiační hygieny

OCHRANA PŘED RENTGENOVÝM ZÁŘENÍM

DANGER



**HIGH
RADIATION
AREA**

