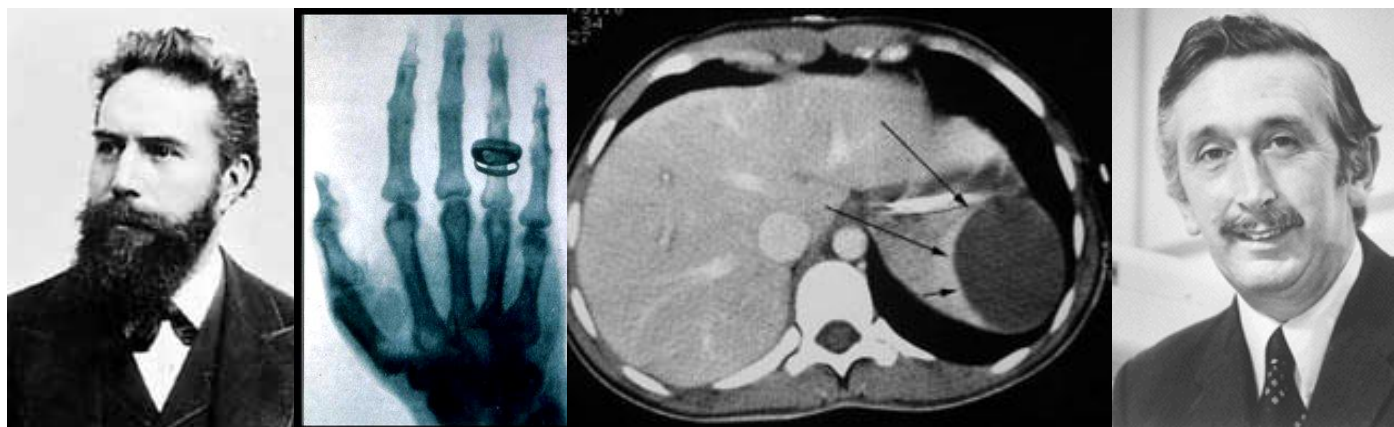


Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty
Masarykovy univerzity, Brno



Wilhelm Conrad Roentgen
1845 - 1923

Godfrey N. Hounsfield
1919 - 2004

Rentgenové zobrazovací metody

Rentgenové zobrazovací metody

- Rentgenové (rtg) zobrazovací metody patří stále mezi nejdůležitější diagnostické metody používané v medicíně. Poskytují především morfologickou (anatomickou) informaci – mohou však také poskytovat informace o funkčním stavu organismu.
- **Jejich fyzikálním základem je různý útlum (míra průchodu) rentgenového záření v různých tkáních lidského organismu.**
- Mějme na paměti, že rentgenové záření může závažně ovlivňovat zdraví (vyvolávat např. rakovinu, zákal čočky aj.) pacientů i zdravotníků. Proto existují přísná zákonná opatření s účelem zabránit zbytečnému poškozování pacientů i zdravotníků tímto zářením.

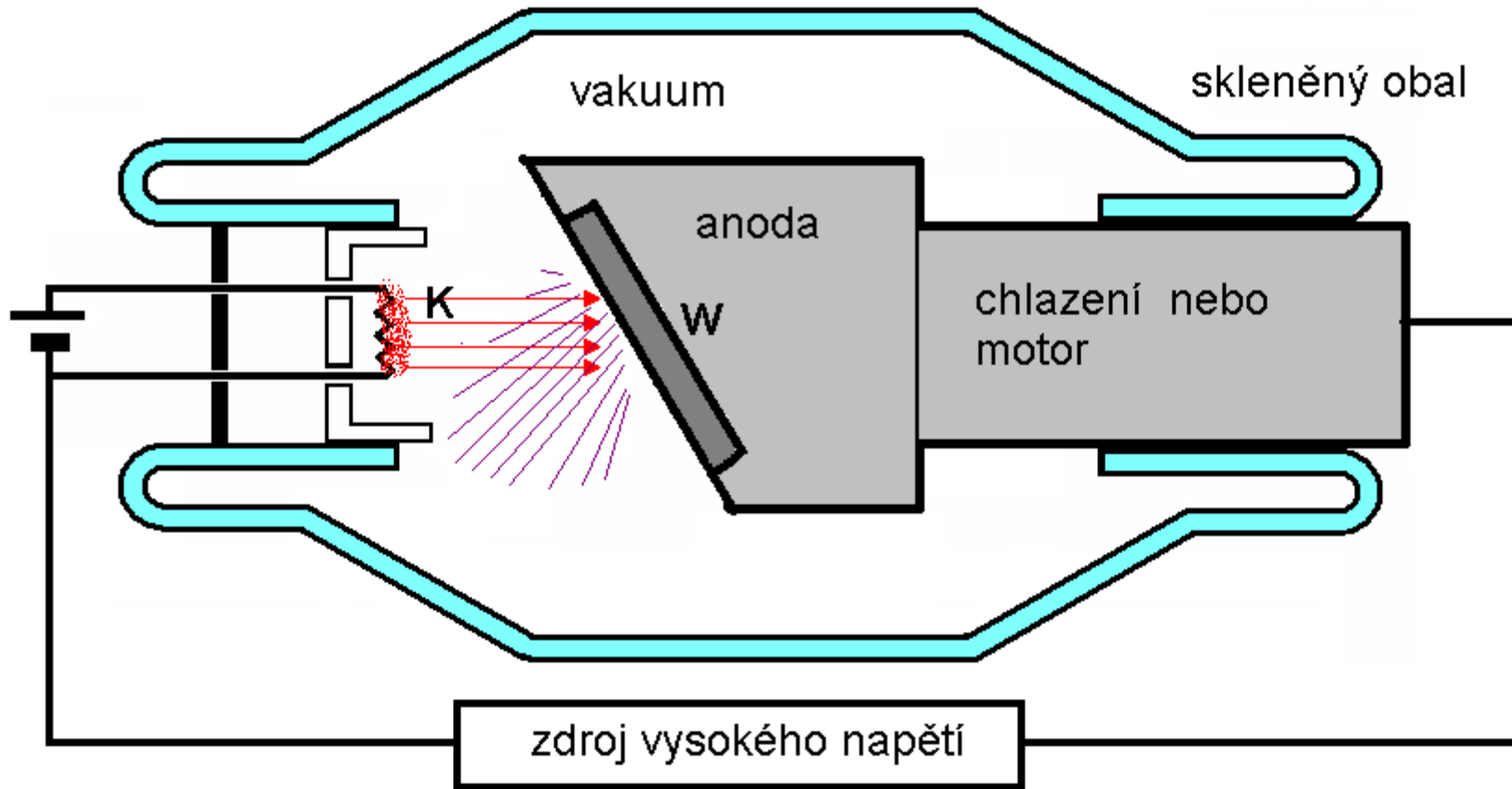
Obsah přednášky

- Projekční rentgenová zařízení
- Vznik obrazu
- Projekční rentgenová zařízení pro zvláštní účely
- CT
- Dávky záření a zdravotní rizika

Projekční rentgenová zařízení



Vznik rentgenového záření – nízkovýkonová rentgenka používaná např. v zubních rentgenech



Moderní rentgenky jsou označovány též jako Coolidgeovy trubice.

Výkonová rentgenka s rotující anodou



Vznik rentgenového záření

➤ Elektron s elektrickým nábojem e ($1,602 \cdot 10^{-19}$ C) v elektrostatickém poli o napětí U (v tomto případě jde o napětí mezi anodou a katodou) má **na počátku svého letu k anodě potenciální energii E_p** :

$$E_p = U \cdot e$$

➤ V okamžiku těsně před dopadem elektronu na anodu je tato potenciální energie E_p zcela transformována v jeho **kinetickou energii E_K** . Platí:

$$E_p = E_K = U \cdot e = \frac{1}{2} m \cdot v^2$$

➤ Při dopadu je E_K transformována v energii fotonů rentgenového záření (méně než 1%) a tepelnou energii (99%). Toto teplo může rentgenku poškodit.

Energie fotonů a napětí na rentgence

➤ Jestliže bude veškerá kinetická energie urychleného elektronu transformována do **jediného** fotonu rentgenového záření, tento foton bude mít energii:

$$E = h \cdot f = U \cdot e$$

➤ Je to maximální energie emitovaných fotonů, přímo úměrná napětí U mezi anodou a katodou.

➤ **Chceme-li tedy zvýšit energii fotonů, postačuje zvýšit napětí mezi anodou a katodou!**

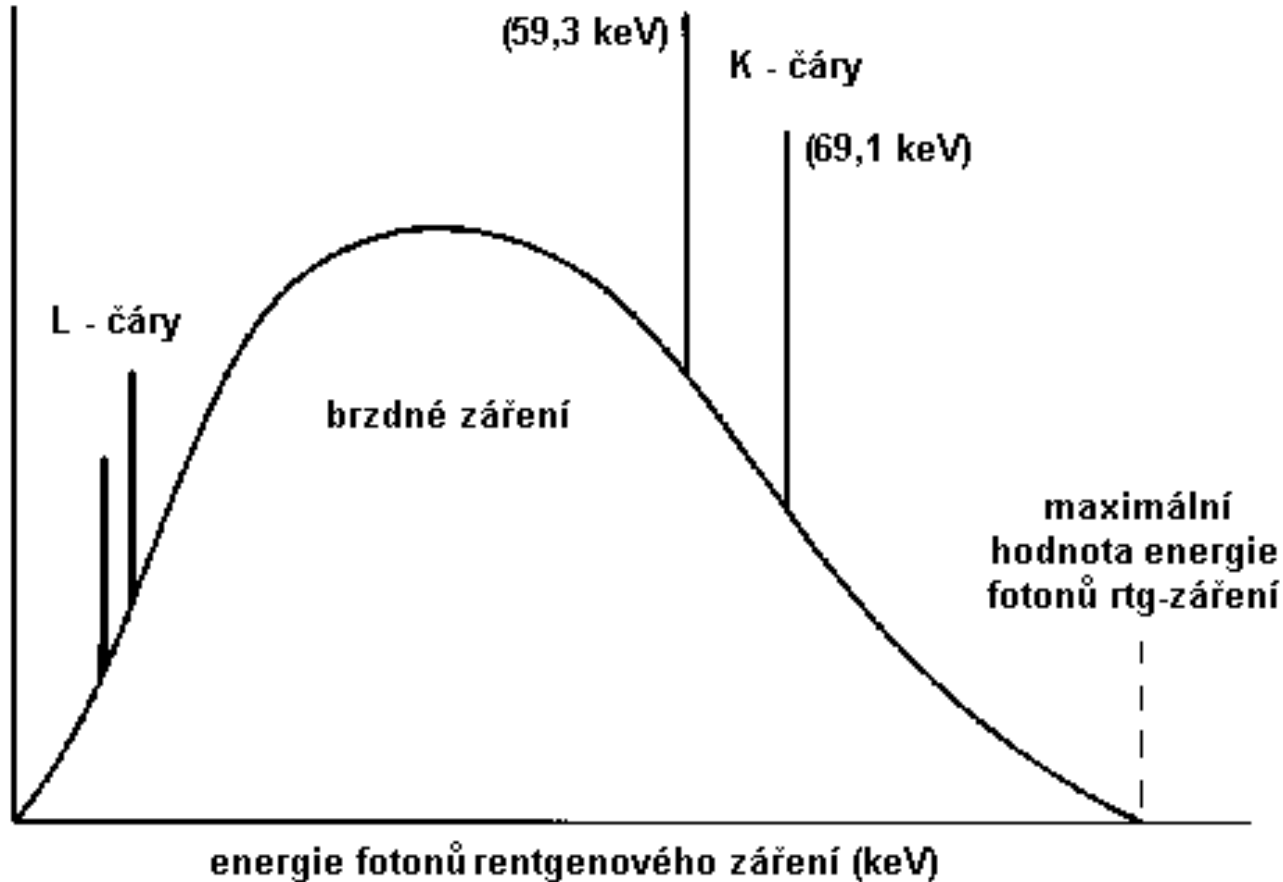
➤ Čím je vyšší energie fotonů, tím méně jsou zachycovány ve tkáních – tím vyšší mají pronikavost. Je to zvláště důležité, když snímkuje silné části těla nebo pacienty obézní!

Histogram energie fotonů

(vzniklých na patrně wolframové anodě)

Počet fotonů
připadajících
na interval
energie ΔE

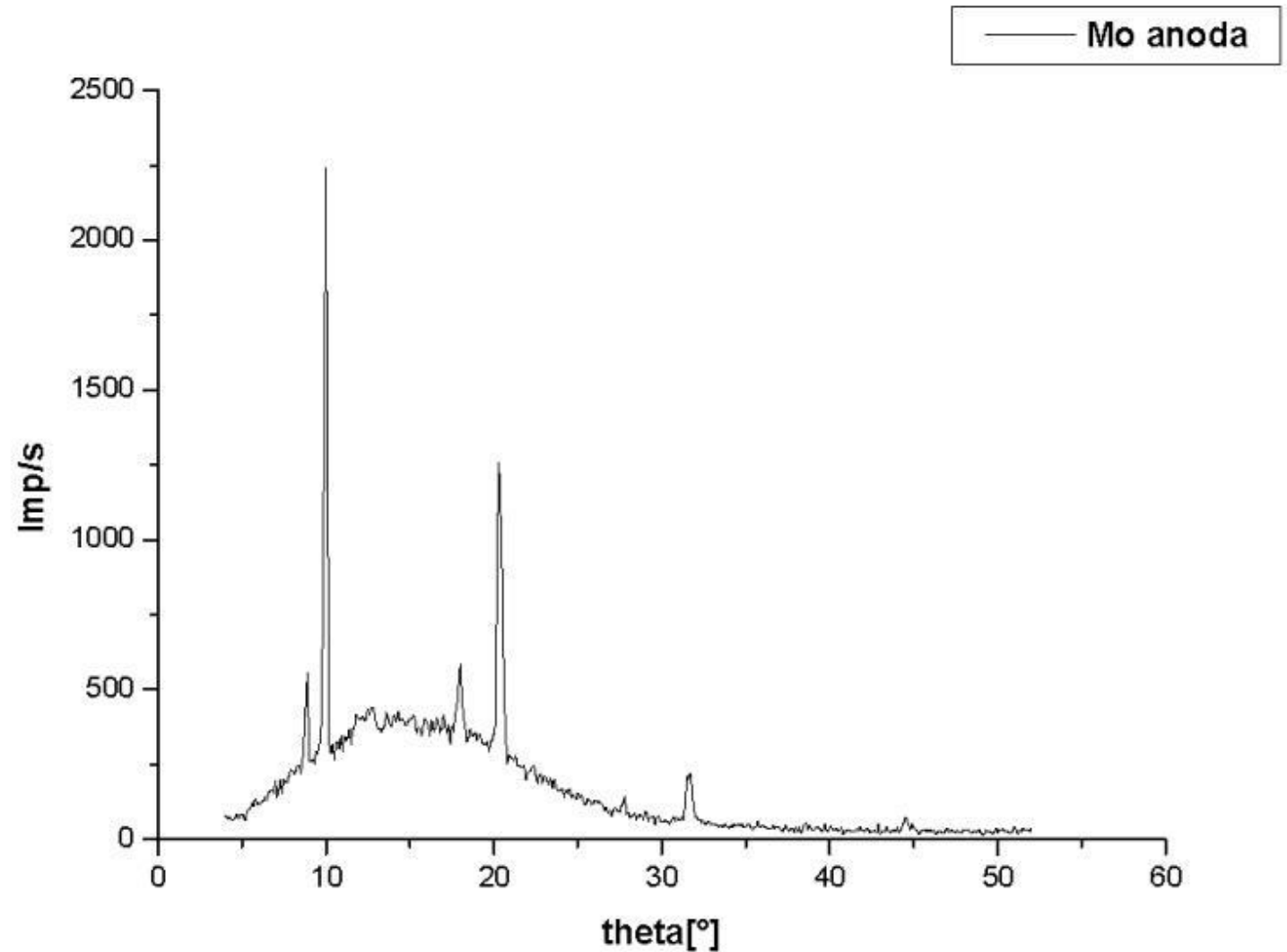
$$\frac{\Delta I}{\Delta E}$$



Histogram energie
emitovaných fotonů
je analogií
energetického
spektra!

Superponované čáry (vlastně úzká maxima) representují komponentu rentgenového záření, kterou označujeme jako **záření charakteristické**. Spojitá část křivky representuje **záření brzdné**.

Reálné spektrum Mo rentgenky přístroj phywe, difrakce na krystalu SiO_2



Hlavní části rentgenového přístroje

➤ *Rengenska*

➤ *Generátor napětí a proudu:*

- **Vysokonapěťový transformátor** – poskytuje vysoké napětí (až 150 kV)
- **Usměrňovač** - poskytuje stejnosměrný proud – zajišťuje jednosměrný pohyb proudu elektronů v rentgence.
- **Jestliže zvýšíme velikost proudu elektronů v rentgence** (změnou žhavení katody) **hustota toku fotonů** (počet fotonů procházejících jednotkovou plochou za sekundu) **svazku rentgenového záření vzroste** – ne však energie jednotlivých fotonů.
- **Energii jednotlivých fotonů můžeme zvýšit** zvýšením napětí mezi anodou a katodou.

➤ **Ovládací pult** – dnes jsou parametry rentgenových přístrojů ovládány prostřednictvím počítače. Pult je umístěn mimo vyšetřovací místnost nebo za štítem vyrobeným z olovnatého skla (pro ochranu radiologických asistentů).

➤ Hlavní **mechanické části**: stojan s rentgenkou, vyšetřovací stůl, Buckyho clona odstraňující rozptýlené fotony.

Detektory rentgenového záření: kazeta s rtg filmem a přiléhajícím fluorescenčním stínítkem (**při skiagrafii** – na ústupu) nebo zesilovač obrazu (na ústupu) nebo plošný digitální snímač (**při skiaskopii i obecně**).

Průchod rtg záření tělem pacienta

- Rentgenové záření vycházející z malé **ohniskové plošky** anody se šíří všemi směry.
- Ve skleněné stěně rentgenky se některé fotony s nízkou energií absorbují.
- K další absorpci těchto fotonů dochází v **primárním filtru**, jenž je vyrobený z hliníkového plechu. Zde absorbované fotony o nízké energii by jinak byly pohlceny povrchovými tkáněmi a nepřispívaly by ke tvorbě obrazu (zbytečné ozařování pacienta).
- Svazek rtg záření je vymezen obdélníkovými **kolimátorovými deskami** vyrobenými z olova.
- Záření pak prochází tělem, kterým buď může projít nebo je v něm absorbováno či rozptýleno.
- Pak prochází **Buckyho clonou** umístěnou před detektorem, aby zachycovala rozptýlené fotony, které by jinak jen zhoršovaly kvalitu obrazu.

Vznik obrazu

- Rentgenový snímek je analogií „stínu“ vrženého poloprůhledným vnitřně strukturovaným tělesem, osvětleným z téměř bodového zdroje.
- Obraz vzniká různým **útlumem** svazku v různých tkáních těla a jejich projekcí na film či jiný detektor rtg záření.
- Obraz lze zachytit/zviditelnit pomocí **Rentgenového filmu/stínítka** a jeho následného vyvolání (při skiagrafii – používá již jen ojediněle)
Digitálního plošného snímače obrazu umožňujícího vytvořit obraz na PC monitoru
Zesilovače obrazu a digitální CCD kamery spojené s monitorem (při skiaskopii, na ústupu)

Útlum záření

Svazek rentgenového záření (jakéhokoliv záření) prochází látkou:

absorpce + rozptyl = útlum

Malý pokles intenzity záření $-dI$ v tenké vrstvě látky je úměrný její tloušťce dx , intenzitě I záření dopadajícího na vrstvu a specifické konstantě μ :

$$-dI = I \cdot dx \cdot \mu$$

Po úpravě:

$$dI/I = -dx \cdot \mu$$

Po integraci:

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

I je intenzita záření prošlého vrstvou o tloušťce x , I_0 je intenzita dopadajícího záření, μ je **lineární koeficient útlumu** [m^{-1}] závislý na druhu záření a na vlastnostech absorbujícího prostředí (složení a hustotě).

Hmotnostní koeficient útlumu μ/ρ nezávisí na hustotě.

Detekce obrazu

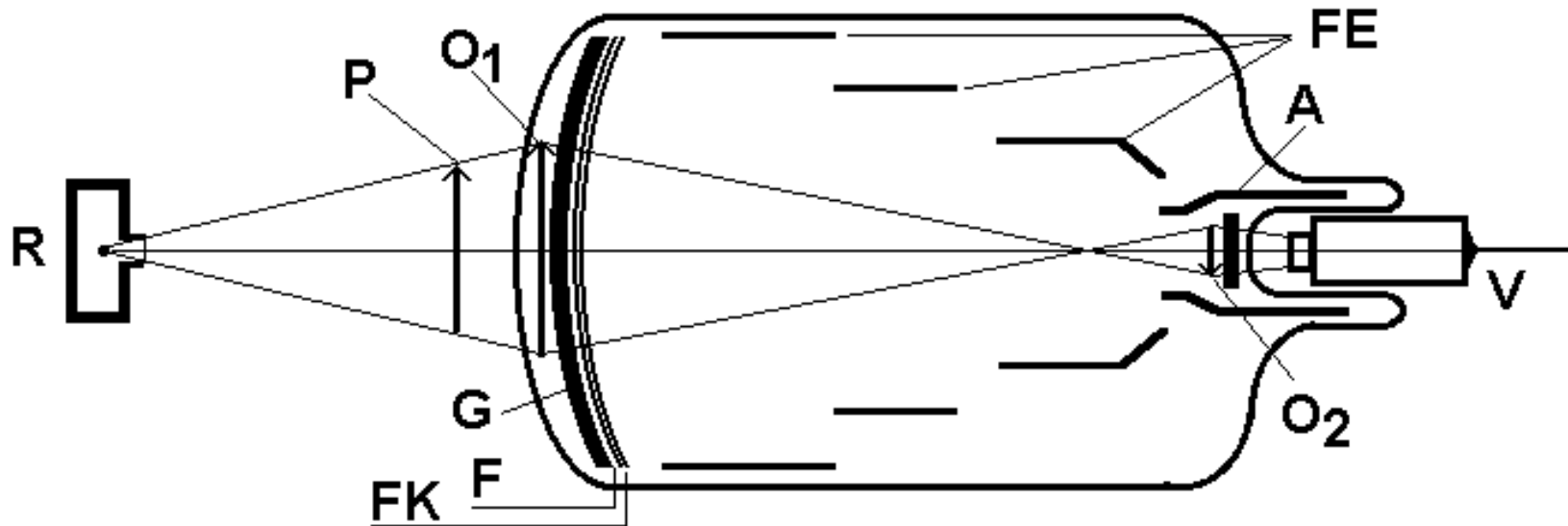
Kazety pro rentgenový film – již historie



FLUORESCENČNÍ
stínítka redukují
dávku záření
přibližně 50x.

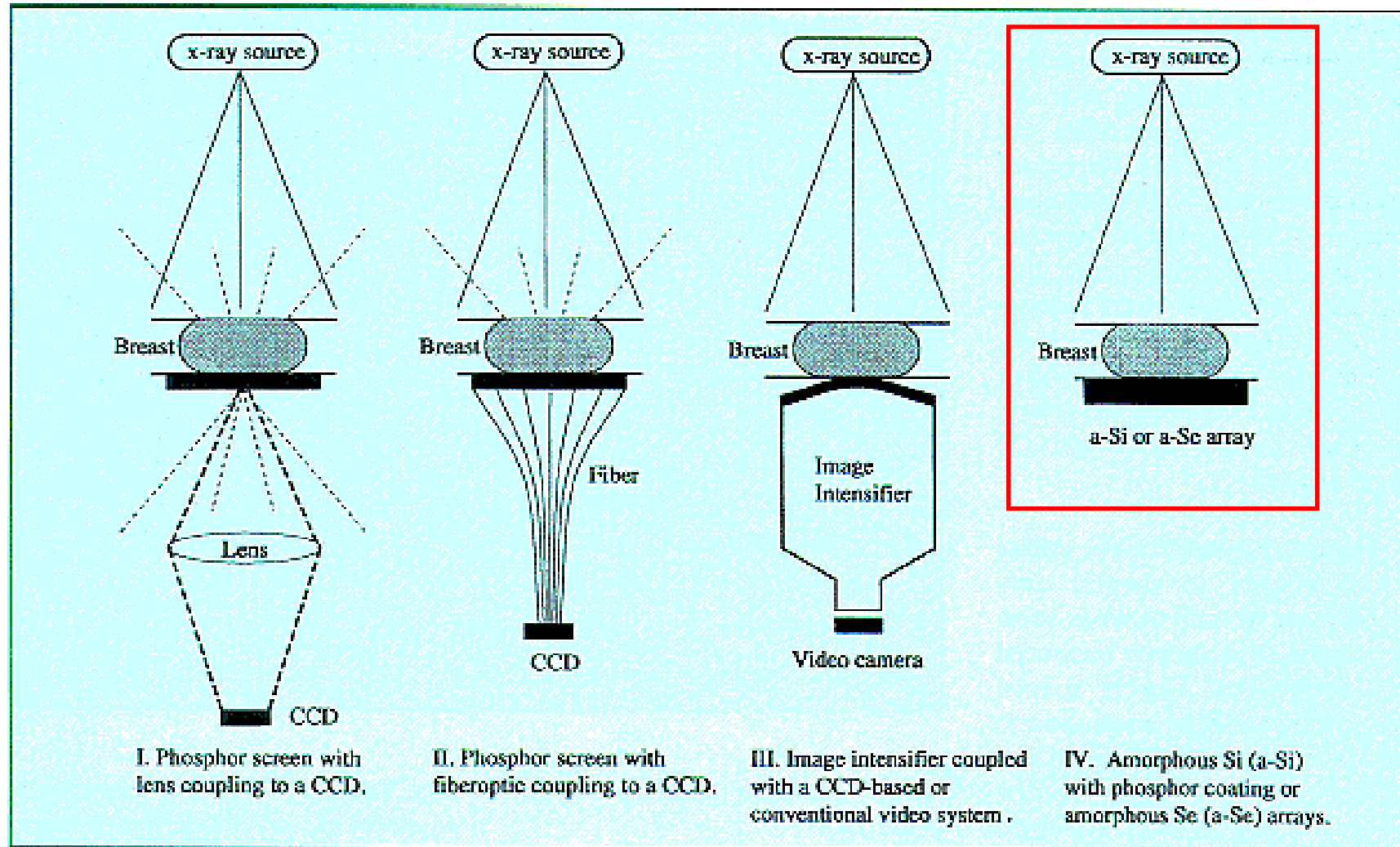


Zesilovač obrazu



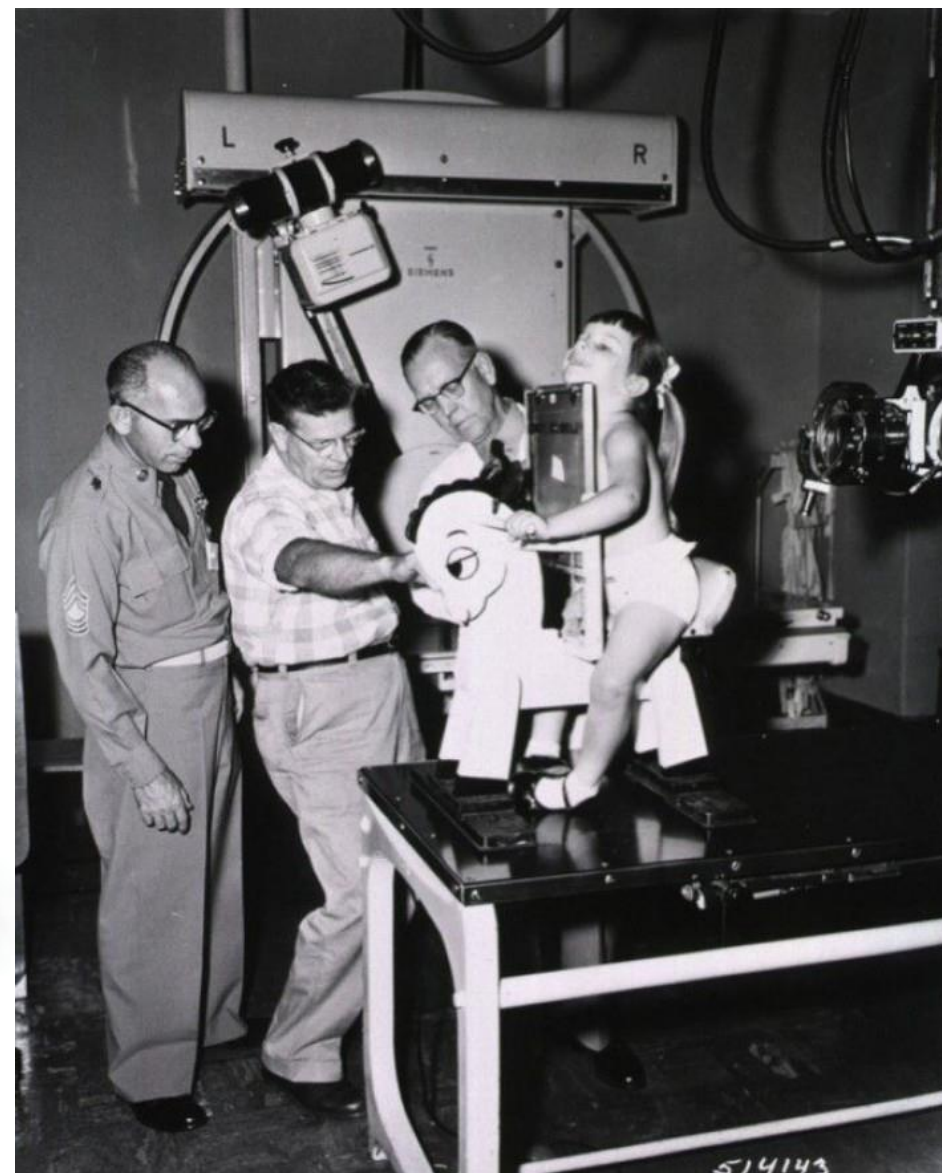
R – rentgenka, P - pacient, O₁ – primární obraz na fluorescenčním stínítku, G – skleněný nosič, F – fluorescenční stínítko, FK - fotokatoda, FE – fokusující elektrody (elektronová optika), A - anoda, O₂ – sekundární obraz na stínítku anody, V – videokamera. Jednotlivé části nejsou zobrazeny proporcionálně.

Různé způsoby získávání digitálního obrazu (mammografické systémy)

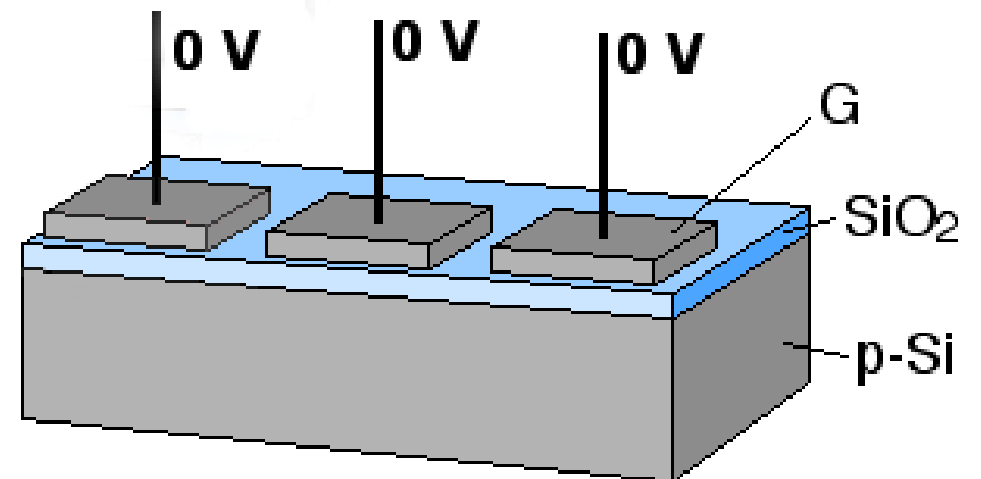
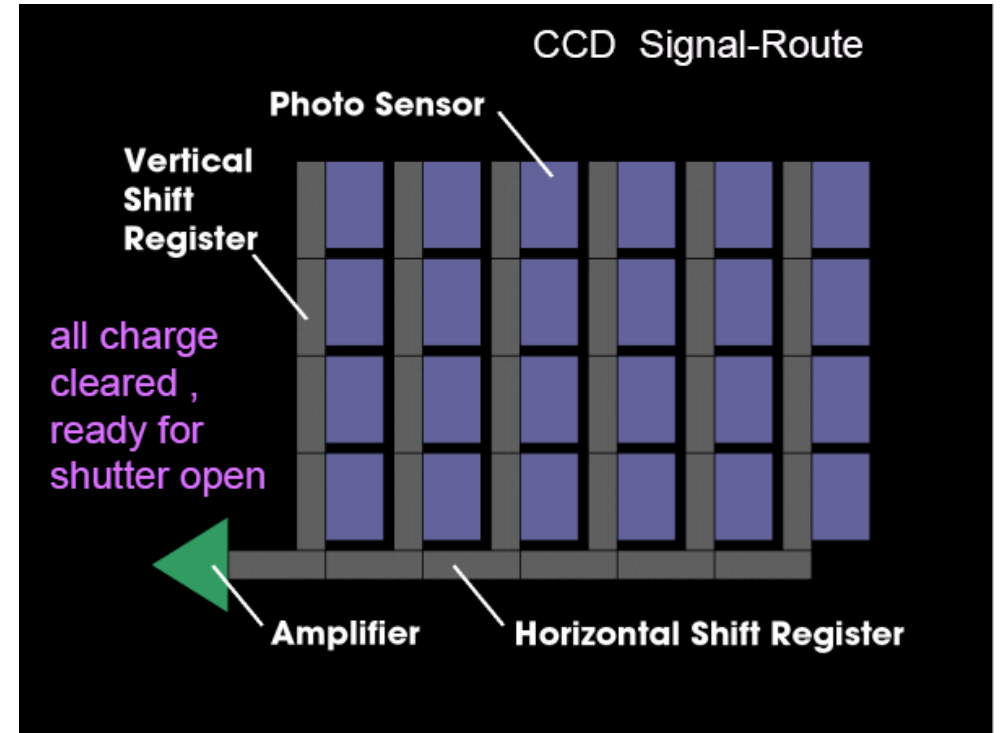
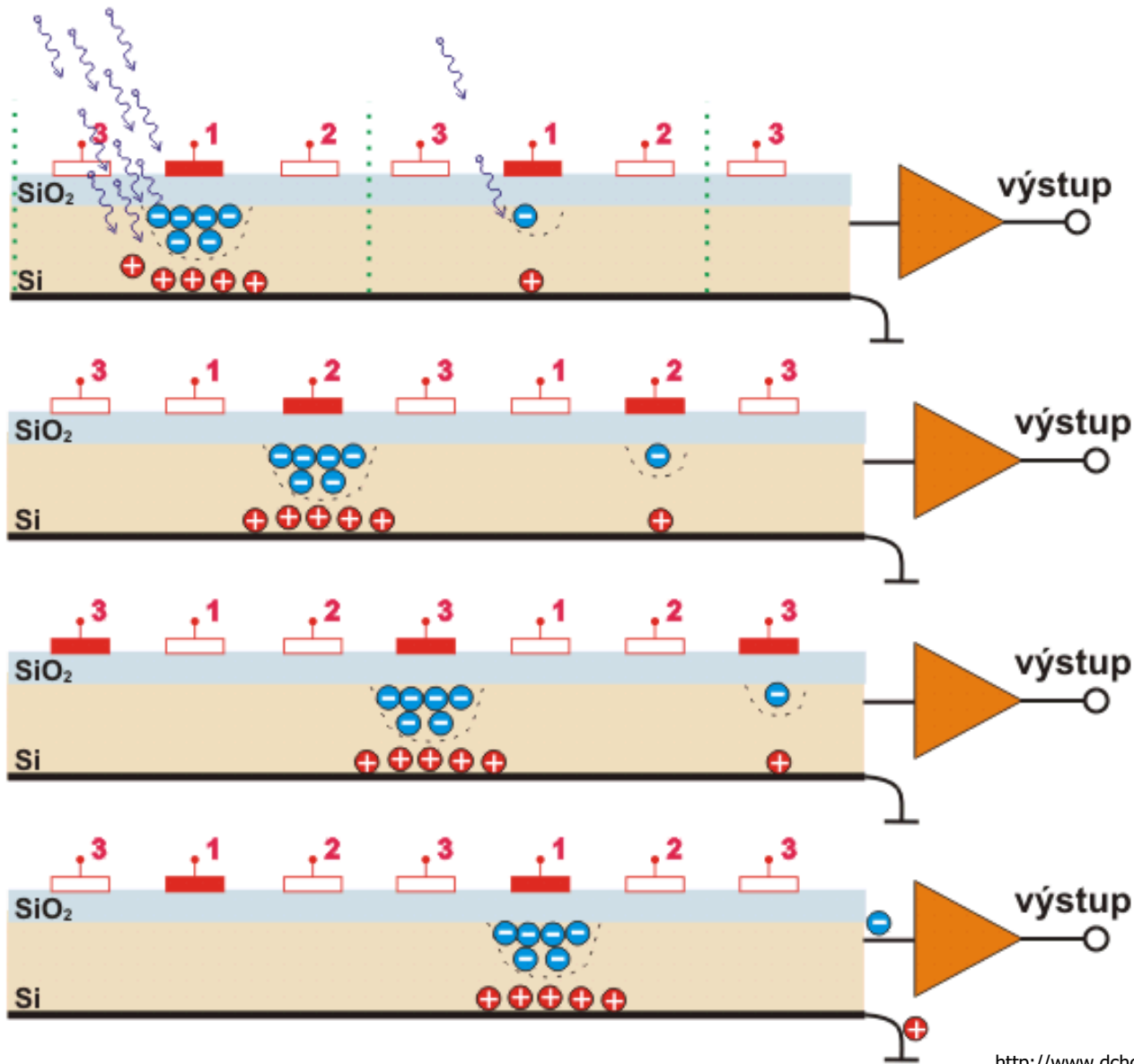


V popisu obrázku je slovo „phosphor“ použito ve smyslu fosforescenční vrstvy.

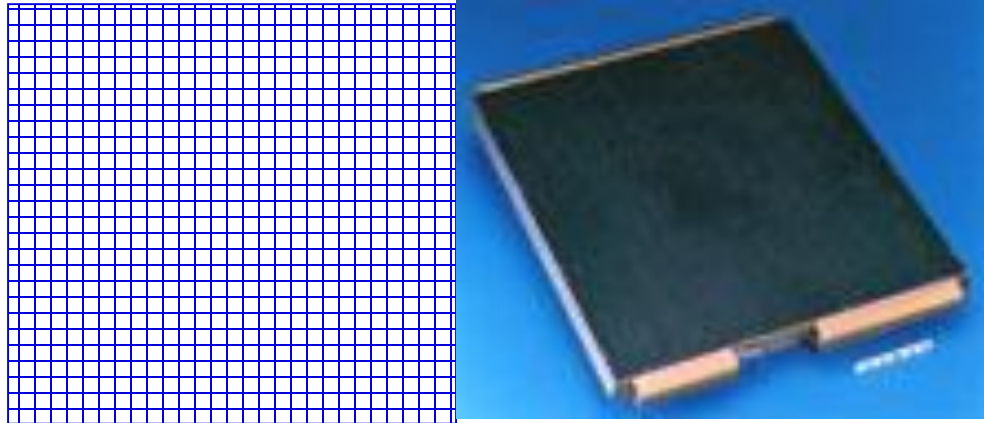
Fig 1. – Schematic diagram of solid-state x-ray detector technologies employed in the development of digital mammography systems. The small-dashed lines in systems I and II represent the losses due to the phosphor glow emitted in all directions.



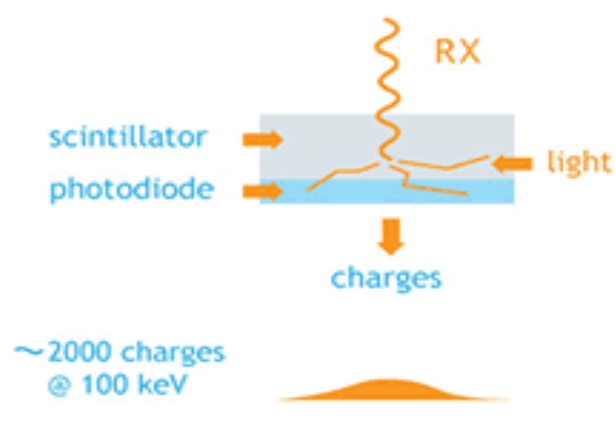
Digitální plošné snímače obrazu



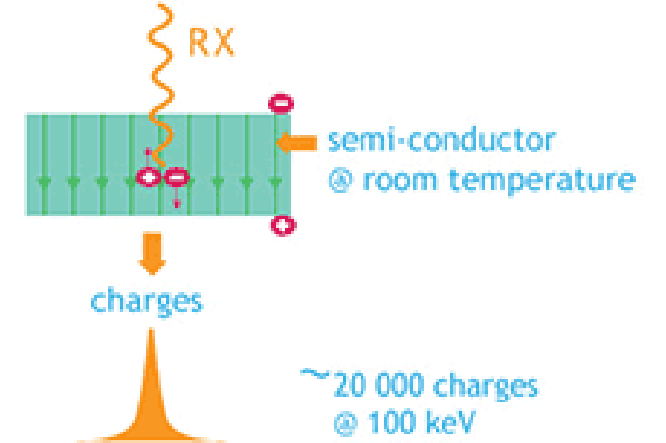
Digitální plošné snímače obrazu – Flat panel detektory



Plošný snímač obrazu je složen z řady velmi malých sensorů.



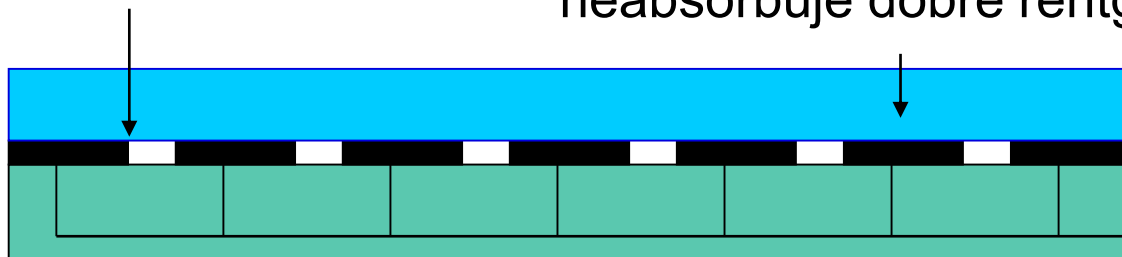
Nepřímá digitalizace – aSi, CsI



Přímá digitalizace – vrstva amorfního selenu

Fotodiodové světelné senzory z amorfního křemíku (aSi)

Luminiscenční vrstva CsI (iodid cesný, nutná pro snížení patientské dávky, protože aSi neabsorbuje dobře rentgenové záření



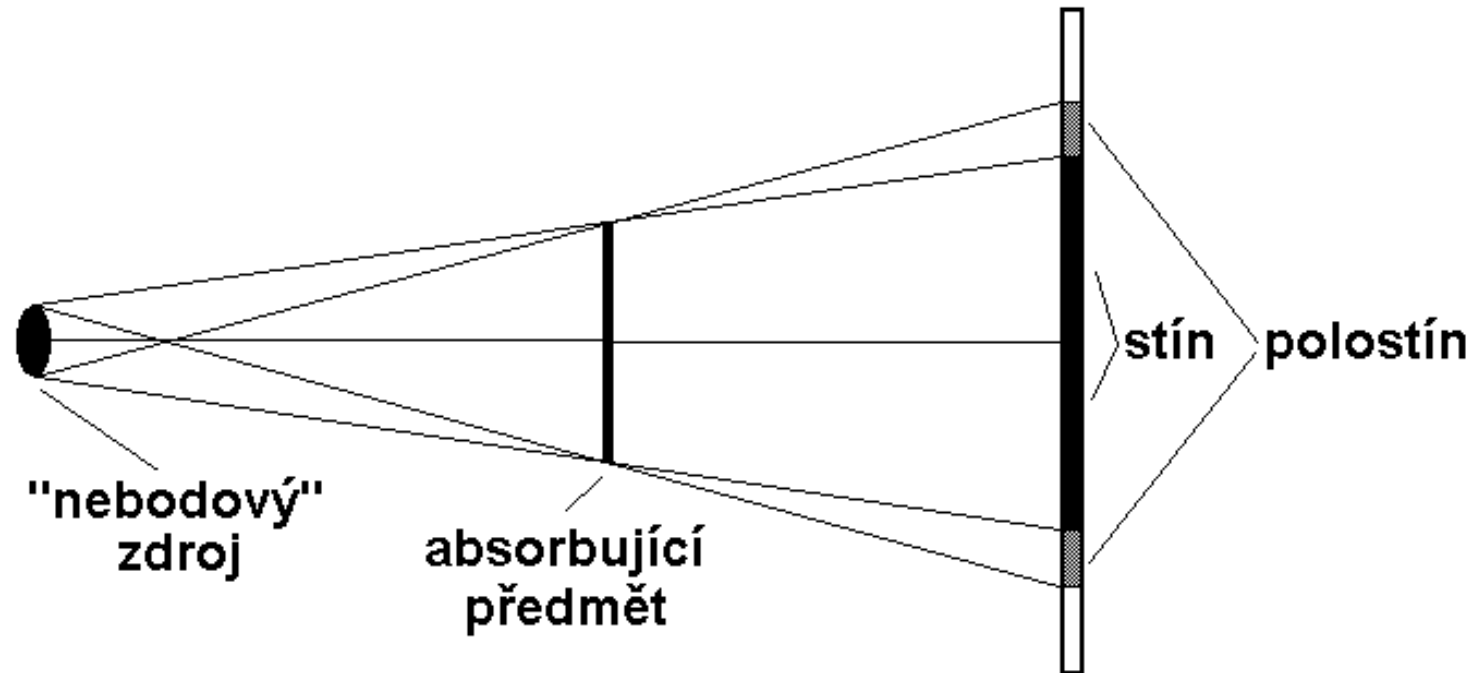
Elektrický signál

Neostrost obrazu

Žádný radiogram (rentgenový snímek) není absolutně ostrý. Rozhraní mezi tkáněmi se zobrazují jako postupná změna odstínu šedi. Tato neostrost (rozmazání) má několik příčin:

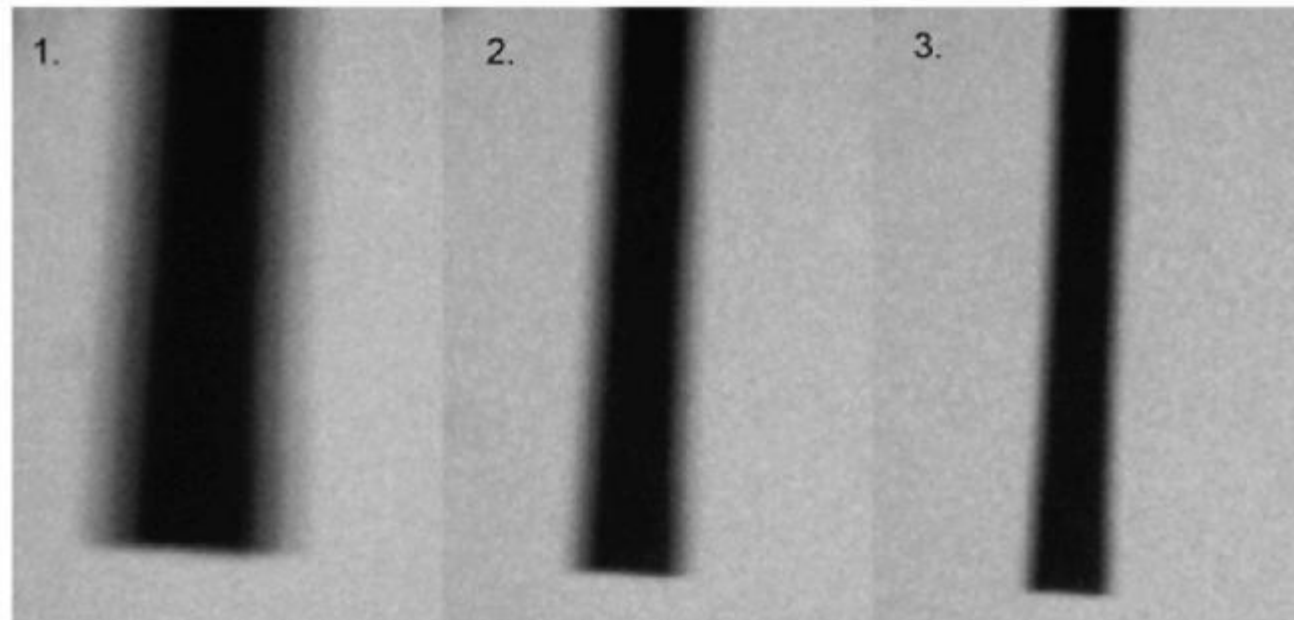
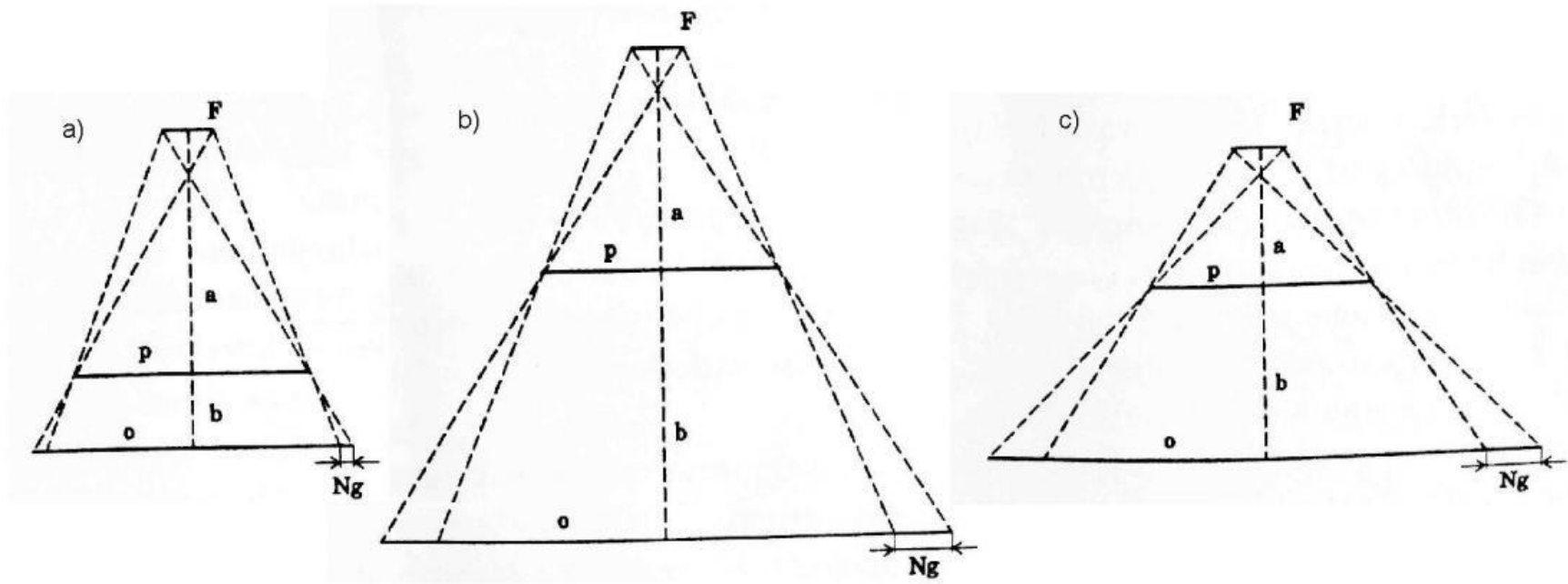
- 1) **Pohybová neostrost** – náhodné pohyby, dýchání, pulsové vlny, srdeční akce atd. Lze ji omezit kratšími expozičními časy za použití intenzivnějšího rentgenového záření.
- 2) **Geometrická neostrost (polostín)** je způsobena plošným charakterem ohniska anody (ohnisko není bod). Paprsky dopadají na rozhraní mezi různě absorbujícími prostředími pod různými úhly, což způsobuje rozmazání jejich obrysů.
- 3) Světlo emitované fluorescenčními stínítky přiloženými k filmu nebo digitálnímu snímači neosvětluje jen odpovídající část filmu nebo snímače, nýbrž se šíří i do blízkého okolí.

Geometrická neostrost (polostín)



Geometrická neostrost může být omezena:

- zmenšením ohniskové plošky (zvyšuje se však riziko lokálního poškození anody přílišným ohřevem)
- zmenšením vzdálenosti mezi pacientem a detektorem
- zvětšením vzdálenosti mezi rentgenkou a pacientem



Interakce fotonů rtg záření s látkou: ABSORPCE fotoelektrickým jevem (FE)

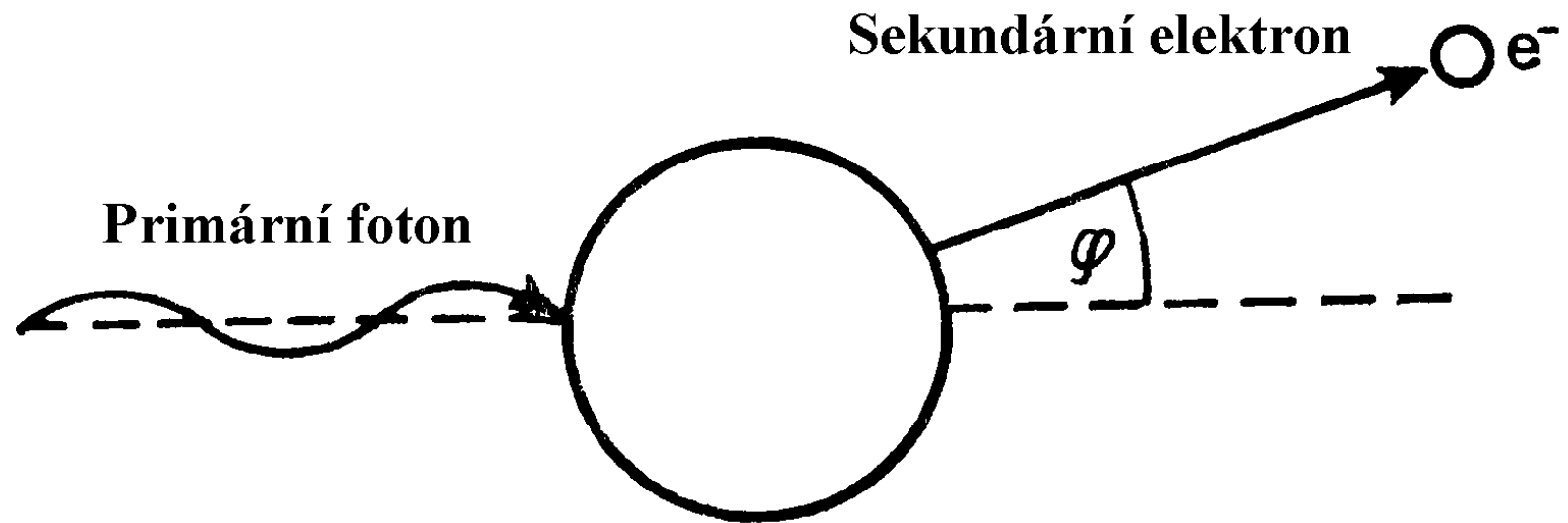
➤ Foton je absorbován při srážce s atomem a jeden elektron je v důsledku toho vyražen z elektronového obalu (typicky z K-vrstvy). Část energie elektronu $h \cdot f$ je nutná pro ionizaci. Zbytek energie fotonu se mění v **kinetickou energii** ($1/2m \cdot v^2$) vyraženého elektronu. Vyražené elektrony též ionizují – samy vyrážejí elektrony z jiných atomů. Platí **Einsteinova rovnice pro fotoelektrický jev**:

$$h \cdot f = E_b + 1/2m \cdot v^2,$$

E_b je vazebná (ionizační) energie elektronu.

➤ Pravděpodobnost FE roste s protonovým číslem terčových atomů a klesá s rostoucí energií fotonů (tím se vysvětluje, proč jsou svazky fotonů rtg záření o vyšší energii více pronikavé a proč se pro stínění používá olovo).

Fotoelektrický jev



Interakce fotonů rtg záření s látkou: Comptonův ROZPTYL (CR)

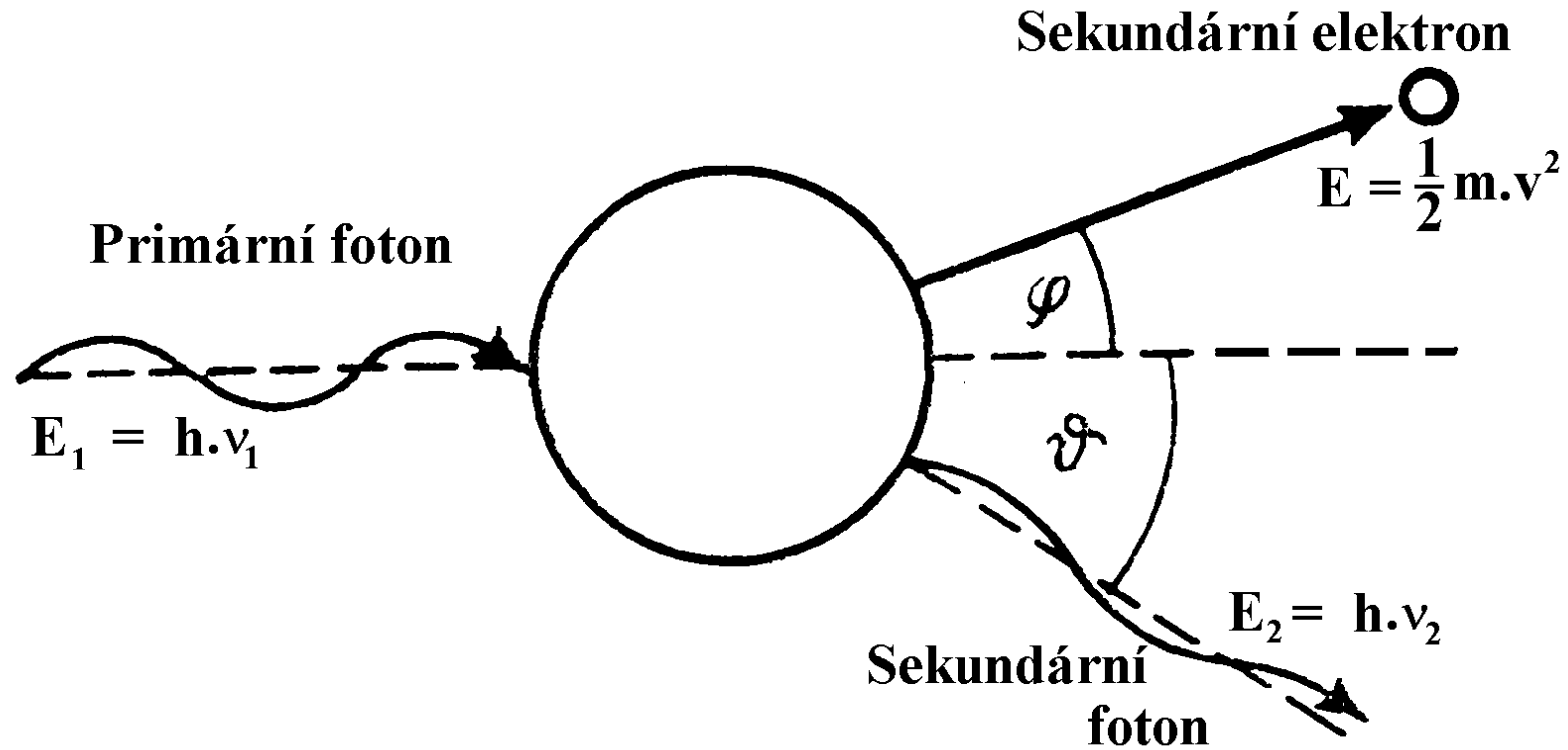
Při vyšších energiích fotonů není jejich energie plně absorbována – objevuje se foton s nižší energií. Vazebná energie elektronu E_b je zanedbatelná ve srovnání s energií fotonu. Můžeme napsat:

$$h \cdot f_1 = (E_b) + h \cdot f_2 + 1/2 m \cdot v^2,$$

kde f_1 je frekvence dopadajícího fotonu a f_2 je frekvence rozptýleného fotonu.

CR je pravděpodobnější než FE u primárních fotonů o energiích 0,5 - 5 MeV, což vysvětluje, proč by obrazy získané pomocí fotonů o takovéto energii byly prakticky nepoužitelné.

Comptonův rozptyl



Princip Buckyho Clony



Buckyho clona pohlcuje podstatnou část rozptýlených paprsků, avšak fotonům potřebným pro zobrazení umožňuje projít. Bohužel však absorbuje i část užitečného záření. Proto je nutno zvýšit jeho intenzitu, aby byl vytvořený obraz kvalitní – takto se zvyšuje patientská dávka záření. Proto se např. Buckyho clona nepoužívá u malých dětí, u kterých je navíc intenzita rozptýleného záření nízká.

<http://www.cwm.co.kr/pro213.htm>

Použití kontrastních prostředků

- Hodnoty útlumu měkkých tkání se od sebe liší jen málo. Proto nemohou být na běžném snímku měkké tkáně rozlišeny. Z tohoto důvodu se používají farmaka zvaná **kontrastní prostředky**.
- Útlum určité tkáně může být zvýšen nebo snížen. **Pozitivního kontrastu** dosahujeme pomocí látek s vyššími protonovými čísly, neboť se takto zvyšuje pravděpodobnost fotoelektrického jevu. Suspenze **síranu barnatého**, “baryová kaše”, se používá pro zobrazení a funkční vyšetření gastrointestinálního traktu. Při vyšetřování cév, žlučových a močových cest aj. se používají **látky s vyšším obsahem jodu**.
- Duté vnitřní orgány můžeme zviditelnit pomocí **negativního kontrastu**. Používá se vzduch či lépe CO₂. Dutiny jsou naplněny plynem, nafouknuty, takže se zviditelní jako struktury o velmi nízkém útlumu (střeva, peritoneum, mozkové komory).

Pozitivní a negativní kontrast



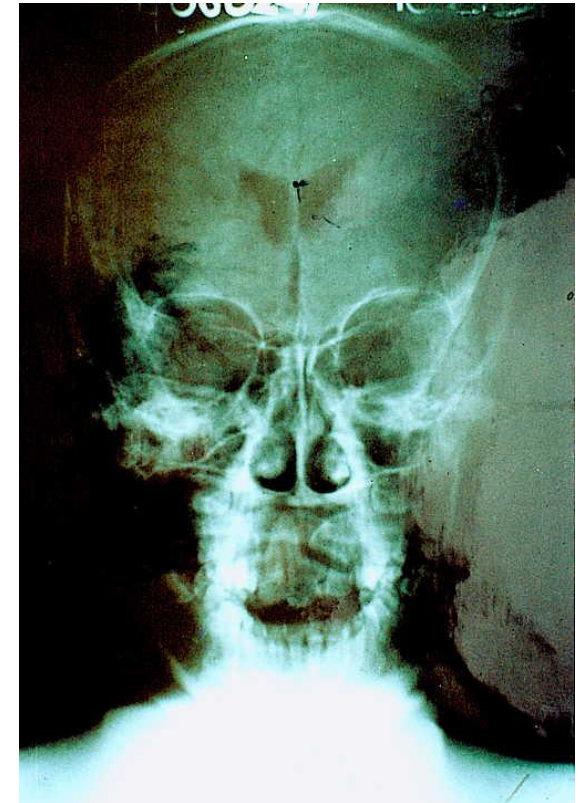
Kontrastní snímek apendixu – divertikulóza – kombinace pozitivního a negativního kontrastu, světlá místa ukazují na přítomnost síranu barnatého. Na apendixu vidíme keříčkovitý divertikl. Kontury střev jsou viditelné díky přítomnosti plynu (negativní kontrast).

<http://www.uhrad.com/ctarc/ct199b2.jpg>



Podkovovitá ledvina – pozitivní kontrast. Při pozorném pohledu nám neuniknou močovody.

<http://www.uhrad.com/ctarc/ct215a2.jpg>



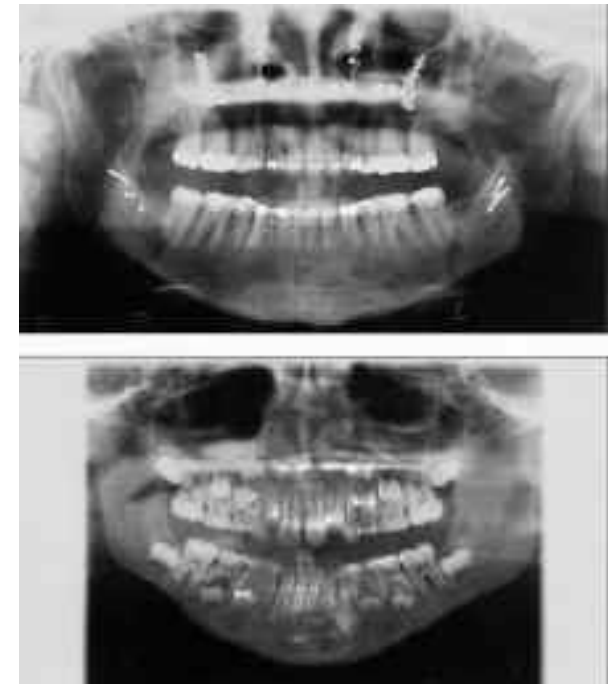
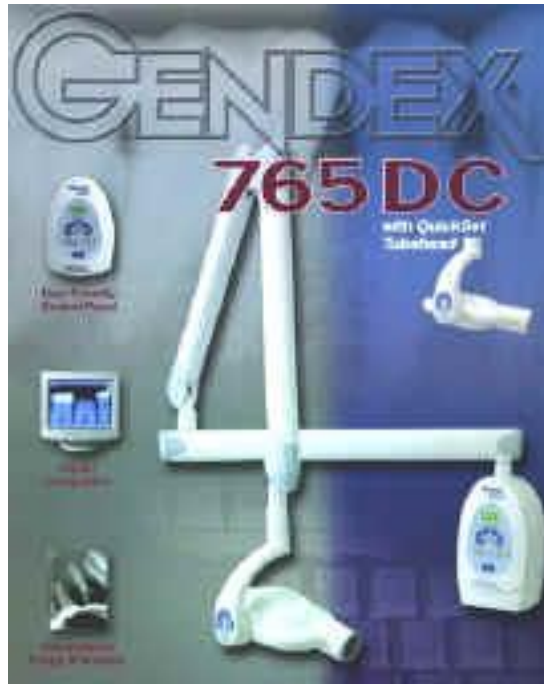
Pneumoencefalogram – negativní kontrast – historie medicíny. Motýlkovitý útvar je zobrazením mozkových komor, ve kterých se nachází vzduch místo likvoru.

<http://anatomy.ym.edu.tw/Nevac/class/neuroanatomy/slide/k42.jpg>

Příklady rtg zařízení pro zvláštní účely

- Zubní rentgenové přístroje
- Mammografy
- Přístroje pro angiografii (systémy pro odčítání obrazů, dříve založené na zesilovačích obrazu, nyní většinou využívají digitální snímače)

Rentgenové přístroje v zubním lékařství



Snímek zubního implantátu

<http://www.gendexray.com/765dc.htm>

Panoramatické snímky získané pomocí OPG - ortopantomografu

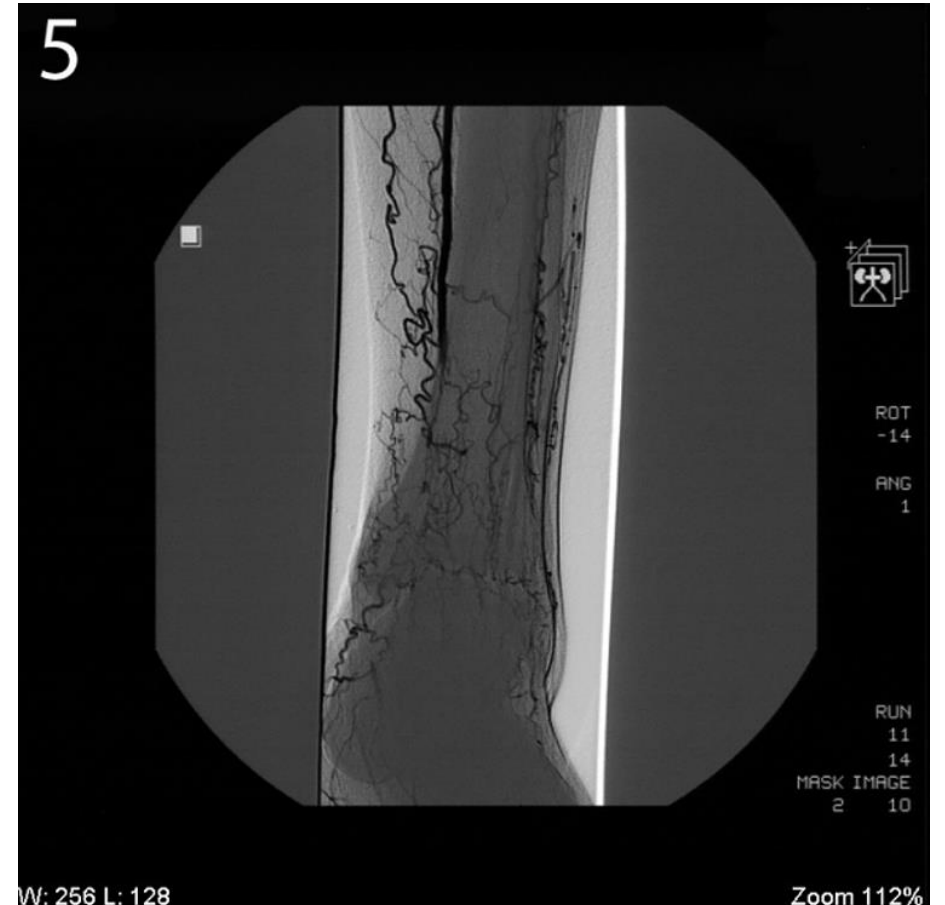
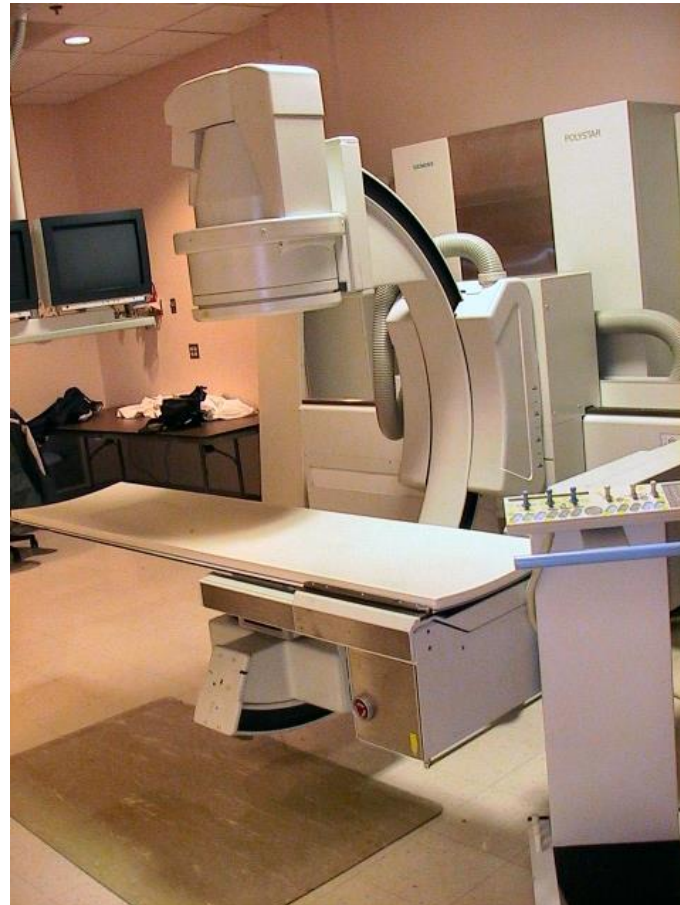
<http://www.gendexray.com/orthoralix-9000.htm>

Mammografie



Mammografie je postup využívající nízké dávky rentgenového záření (obvykle kolem 0,1 až 0,2 mSv) pro vyšetření prsů, zejména hledání různých druhů nádorů a cyst. V některých zemích je pravidelná (jednou za 1 až 5 roků) mammografie u starších žen podporována jako screeningová metoda pro včasnou diagnostiku rakoviny prsu. Používá se záření o nízké frekvenci (energii), jehož zdrojem je molybdenová nebo beryliová anoda rentgenky..

Digitální subtrakční angiografie



Tato metoda je založena na „odečtení“ (subtrakci) digitalizovaných obrazů téže části těla. Odčítané obrazy se od sebe liší přítomností či nepřítomností kontrastní látky. To co vidíme je pak krevní řečiště. Metoda poněkud ustoupila do pozadí s rozvojem jiných angiografických metod na bázi CT nebo MRI.

http://zoot.radiology.wisc.edu/~block/Med_Gallery/ia_dsa.html

Intervenční radiologie

4

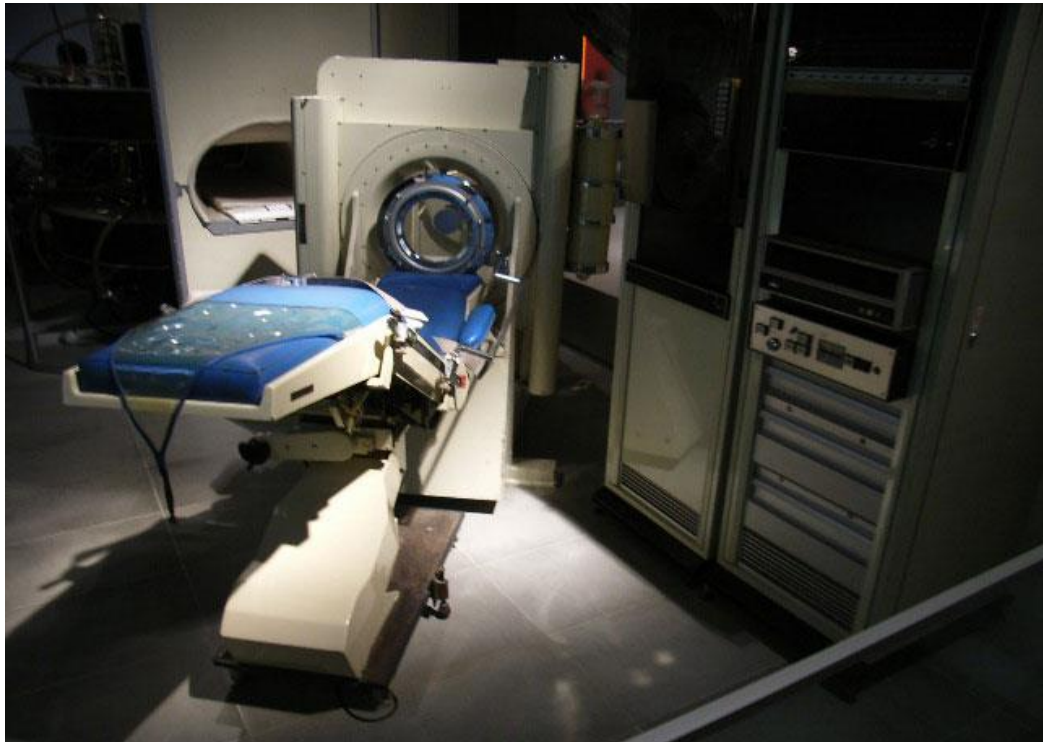


Výpočetní tomografie – CT

(Computed Tomography)

Výpočetní tomografie – CT (Computed Tomography)

- První pacient byl vyšetřen touto metodou v Londýně v r. 1971.
- Zařízení bylo vynalezeno anglickým fyzikem Hounsfieldem (společně s Američanem Cormackem Nobelova cena za medicínu v r. 1979)



Princip CT

- Princip: Výpočetní tomograf je v podstatě přístroj pro měření útlumu rtg záření v jednotlivých voxelech (objemových analogiích pixelů) v tenkých plátcích tkání.
- Metoda měření: Svazek rentgenového záření ve tvaru tenkého vějíře prochází tělem a je měřen obloukem detektorů. Toto se opakuje pod různými úhly tak dlouho, dokud se nezíská dostatek informace pro výpočet koeficientů útlumu ve voxelech odpovídajícího řezu tělem pacienta. Vypočte se „mapa“ útlumu v příčném řezu - tomogram.

Příklady výpočetních tomogramů

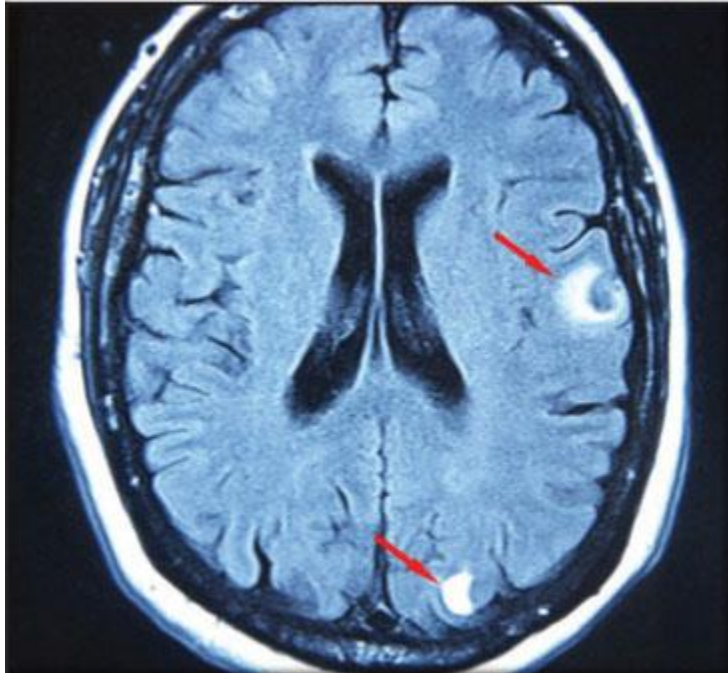
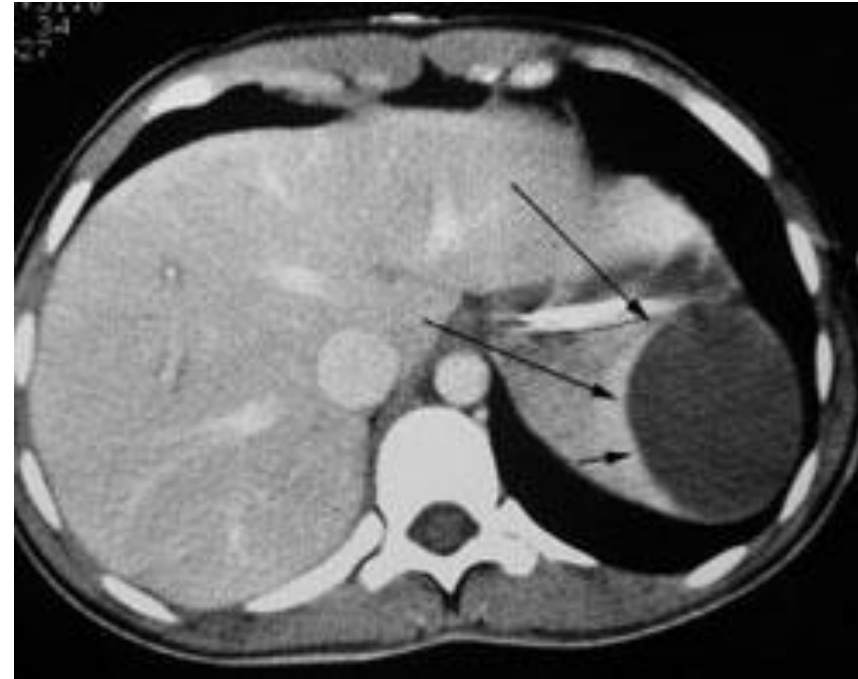


Figure 2. Brain CT scan with multiple melanoma metastases in a patient who presented with leg pain only

Metastatické léze v mozku

<http://www.mc.vanderbilt.edu/vumcdept/emergency/mayxr3.html>



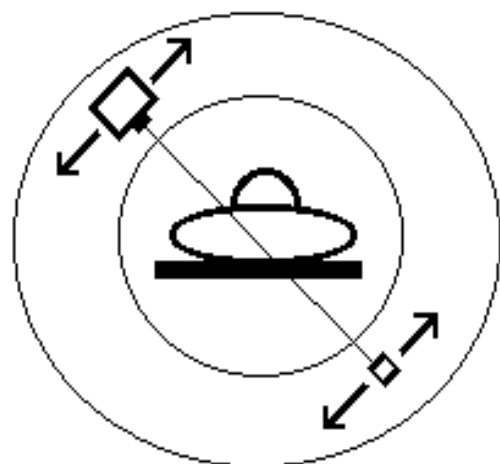
Rozsáhlý subkapsulární hematom sleziny u pacienta po autonehodě

<http://www.mc.vanderbilt.edu/vumcdept/emergency/apr7xr1a.html>

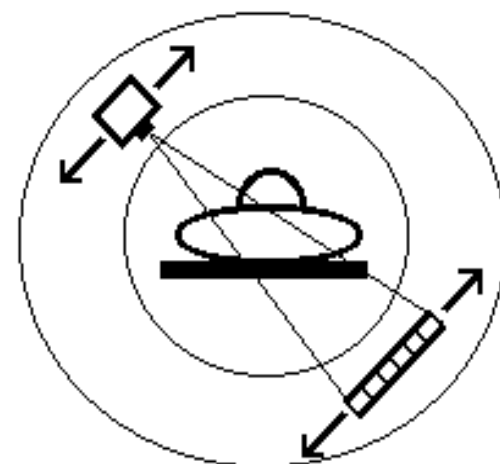
Výhody CT oproti projekčnímu rtg zobrazení

- Mnohem vyšší kontrast než u projekčního rtg zobrazení – 0,5% rozdíly v útlumu mohou být rozlišeny, protože:
 - je téměř úplně eliminován vliv rozptylu, měření rtg záření probíhá pod mnoha různými úhly.
- Z toho plyne, že můžeme vidět a vyšetřovat různé měkké tkáně.
- Anatomické struktury se vzájemně nepřekrývají.
- Díky měření z mnoha stran dochází k menšímu zkreslení.

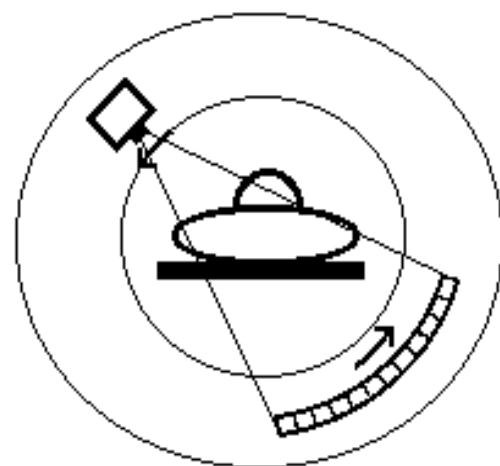
Čtyři generace CT



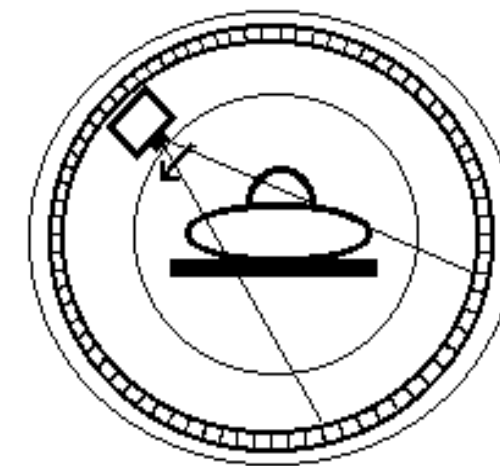
1. GENERACE



2. GENERACE



3. GENERACE

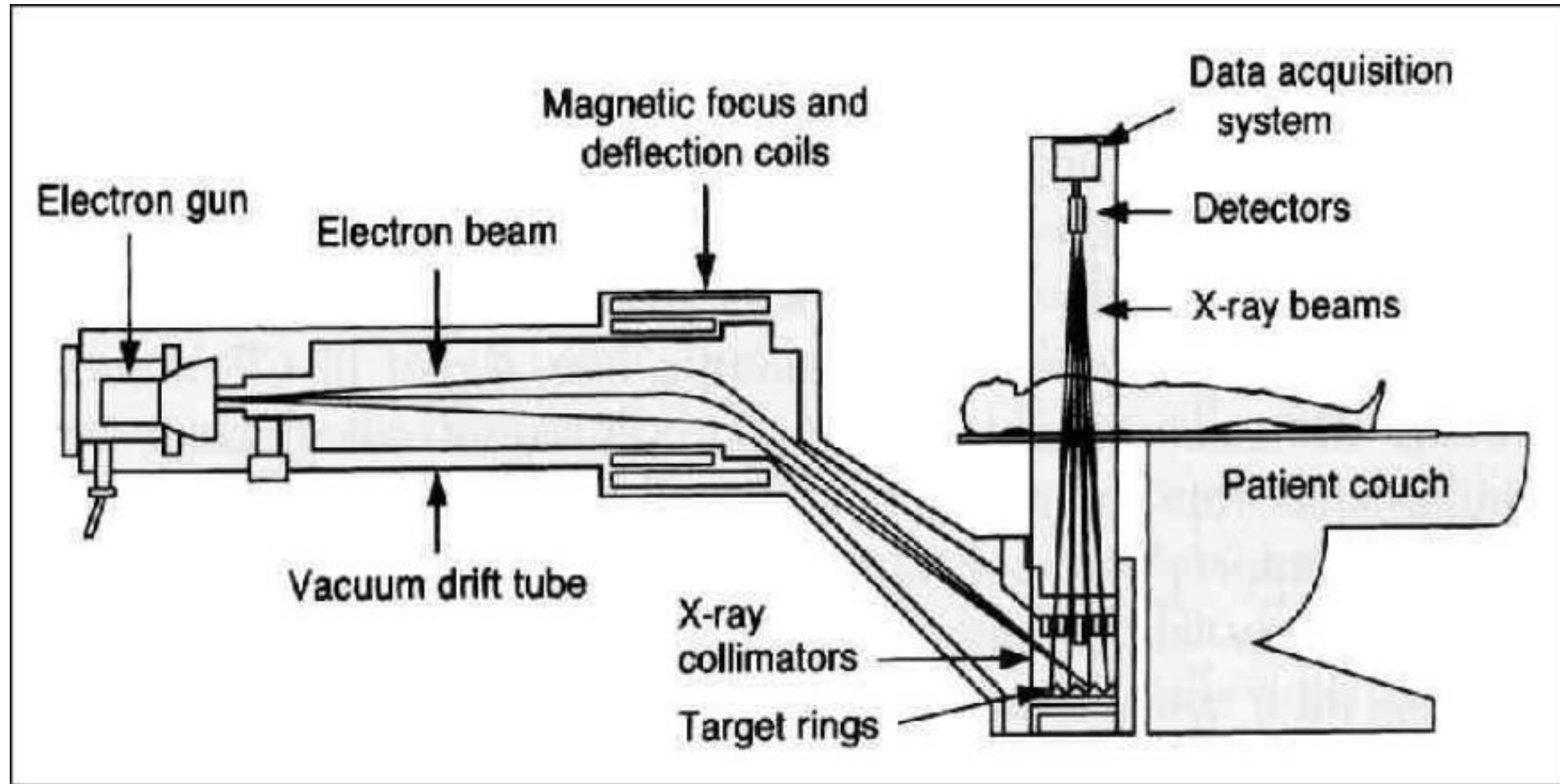


4. GENERACE



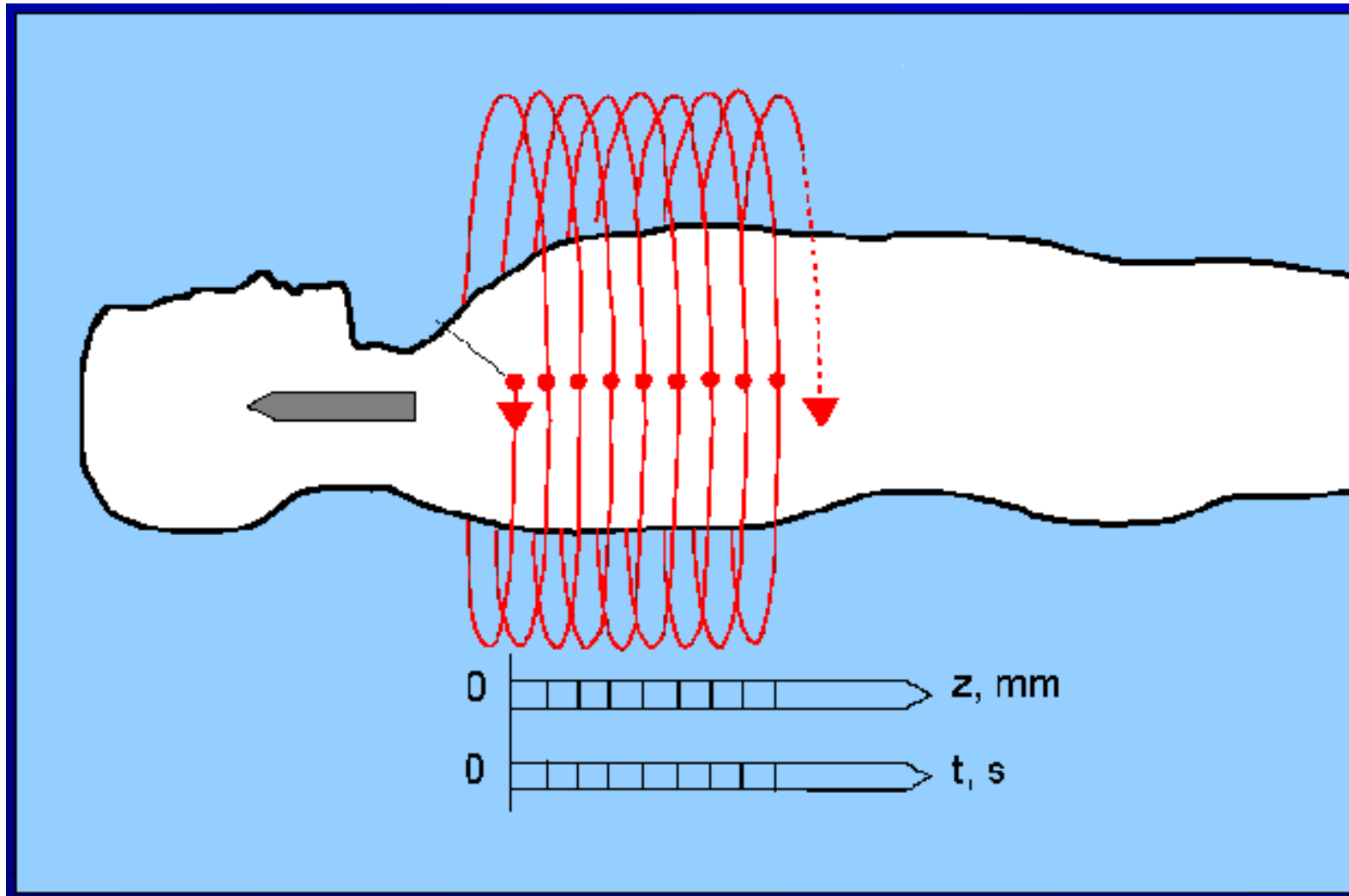
„Pátá generace“ CT

electron beam tomography (EBT)

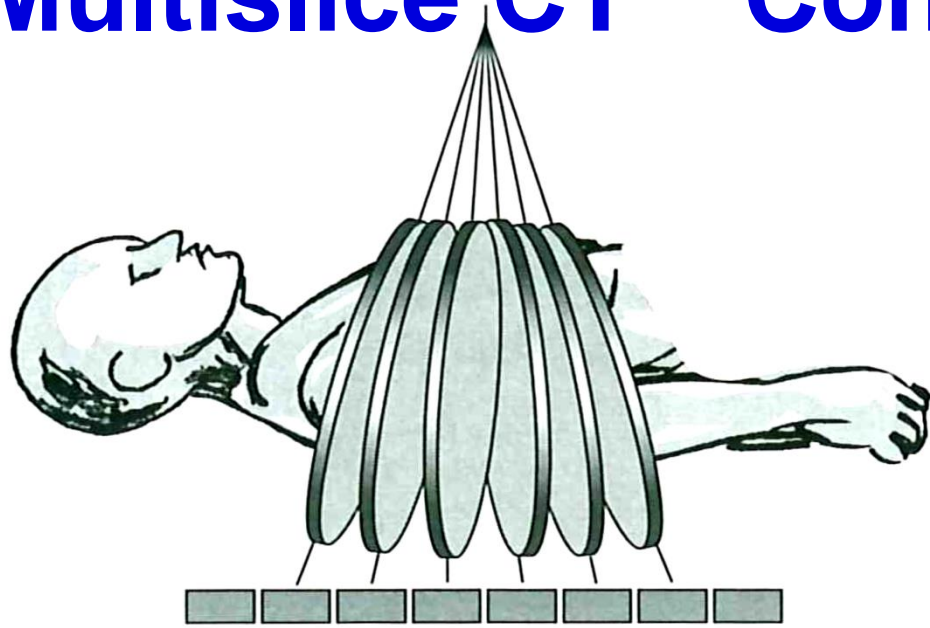


Princip spirálního (3D) CT

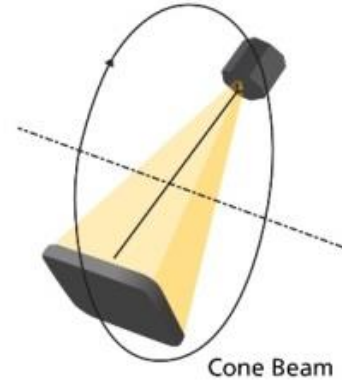
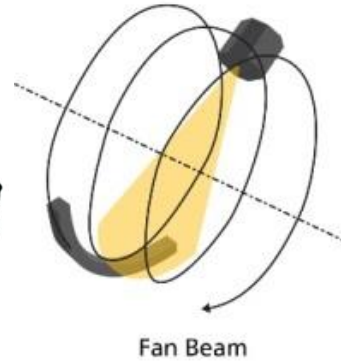
Rentgenka a detektory se otáčejí kolem posunujícího se pacienta.



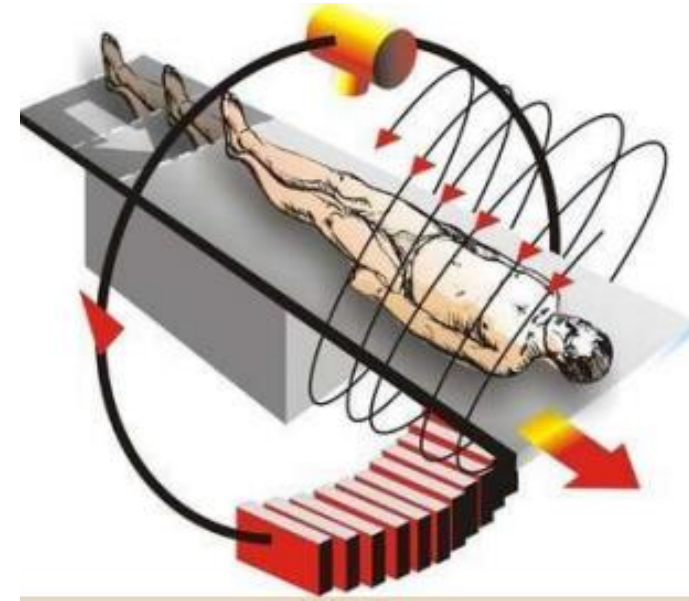
Multisllice CT



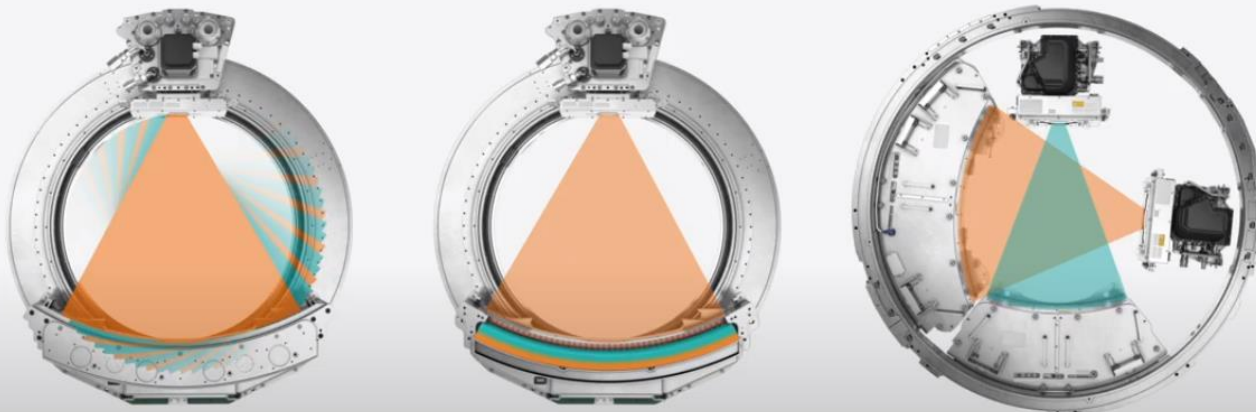
Cone beam CT



Dual Energy



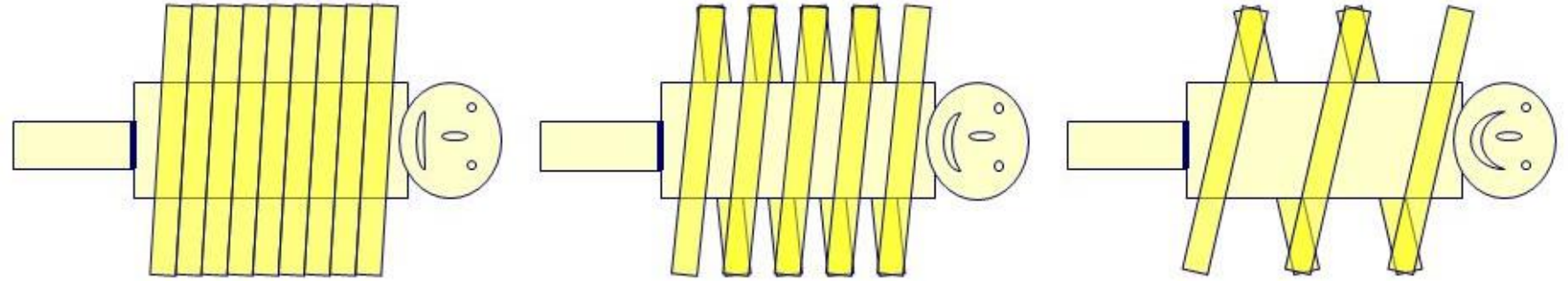
Options for Dual Energy spectral imaging



Umožněna rychlá 3D rekonstrukce

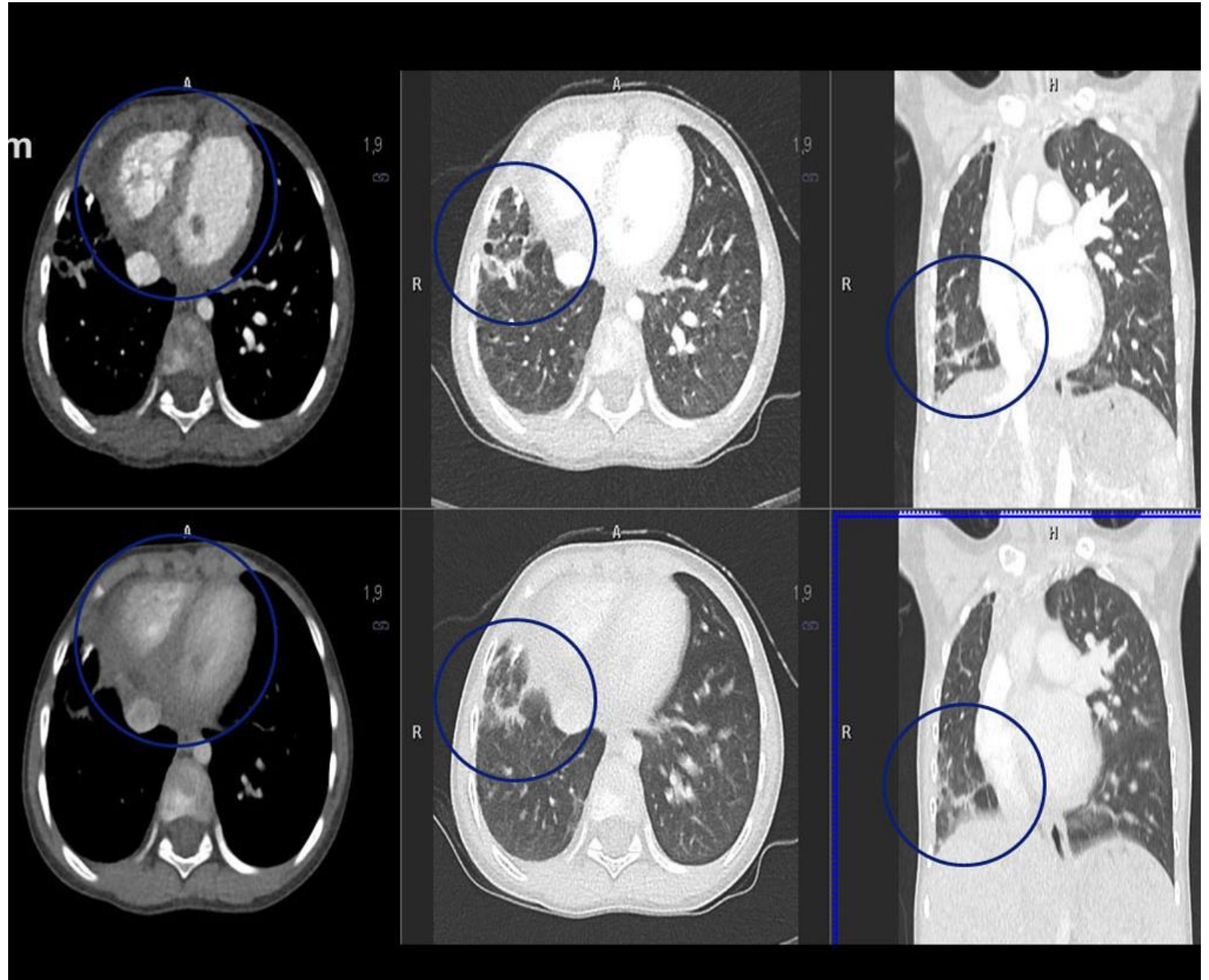
pitch

ratio of the distance the table travels per rotation to the x-ray beam width



Number rotations	10		5		2.5
Slice thickness	10	10	10	10	10
Table movement per rotation	10	15	20	30	40
Pitch	1	1.5	2	3	4
Dose	10	7.5	5	3.33	2.5

Pitch = 0,7
Rotation time: 0.28 sec
Scan time: 2.60 sec



Pitch = 3
Rotation time: 0.28 sec
Scan time: 0.60 sec

Hounsfieldova (CT) čísla

Pro zjednodušení hodnocení obrazů používáme **Hounsfieldovu stupnici jednotek (HU)** pro velikost útlumu.

V této zjednodušené stupnici má voda 0 HU, vzduch -1000 HU a kompaktní kost přibližně +1000 HU. Na rozdíl od hodnot koeficientů útlumu hodnoty HU nejsou závislé na napětí rentgenky – můžeme srovnávat obrázky získané pomocí různých přístrojů.

Stupnice čísel HU je k dispozici pro CT vyšetření tělesných tkání. Ve většině případů nemá smysl přiřazovat je všem úrovním stupnice šedi (naše oko je schopno rozlišit pouze asi 250 úrovní šedi). Většina měkkých tkání má hodnoty HU v rozmezí od 0 do +100. Proto v praxi používáme omezené „diagnostické okno“ těchto jednotek, např. od -100 do +100.

$$HU = \frac{\mu_T - \mu_W}{\mu_W} \cdot k$$

W – voda
 T – tkáň
 $k = 1000$

„Diagnostické okno“ stupnice HU

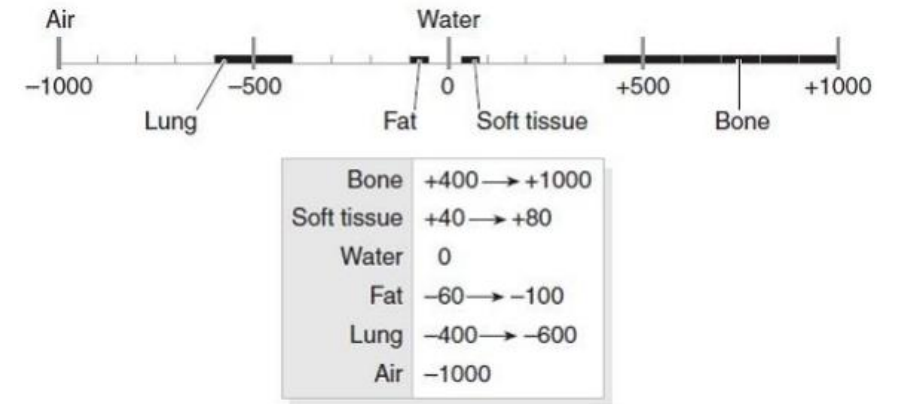
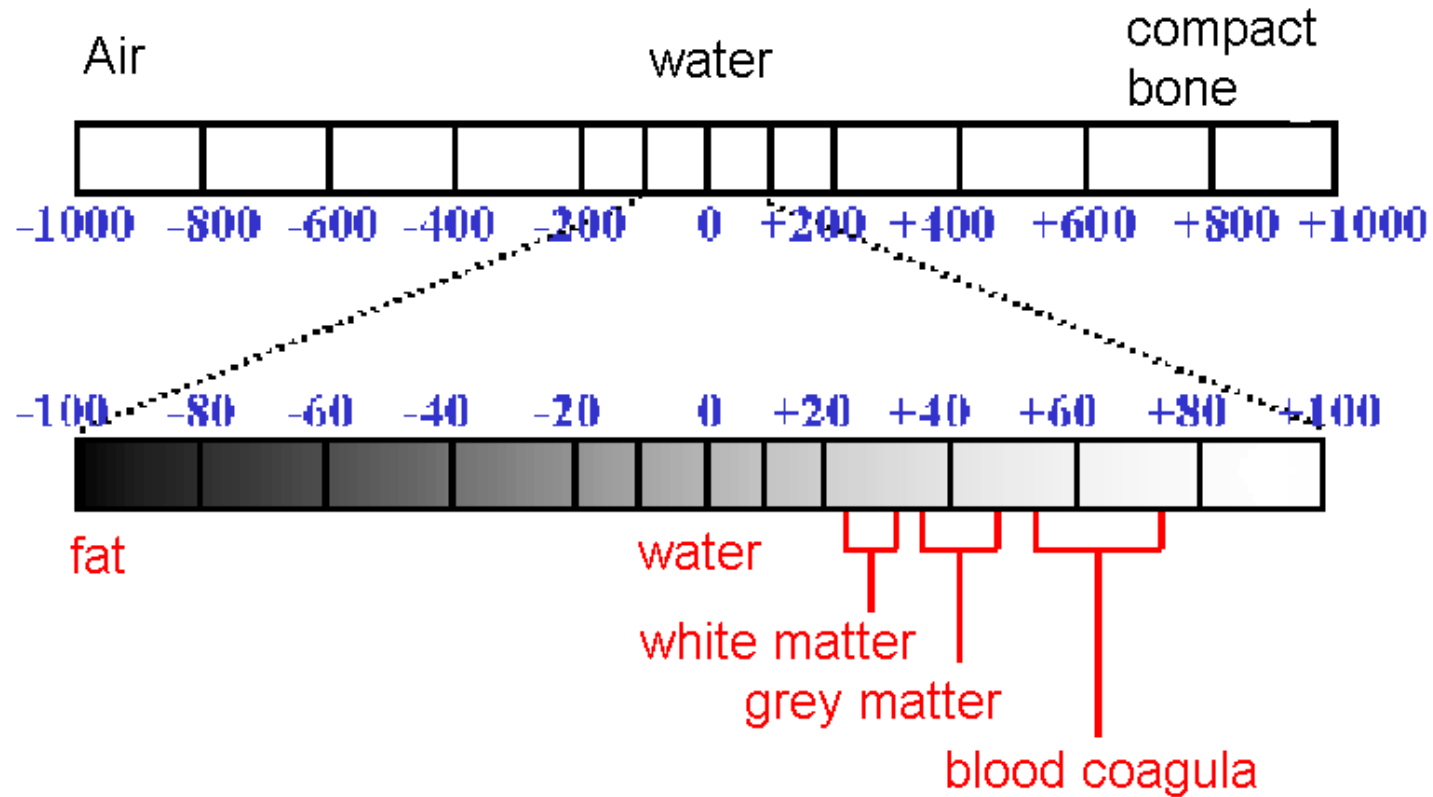
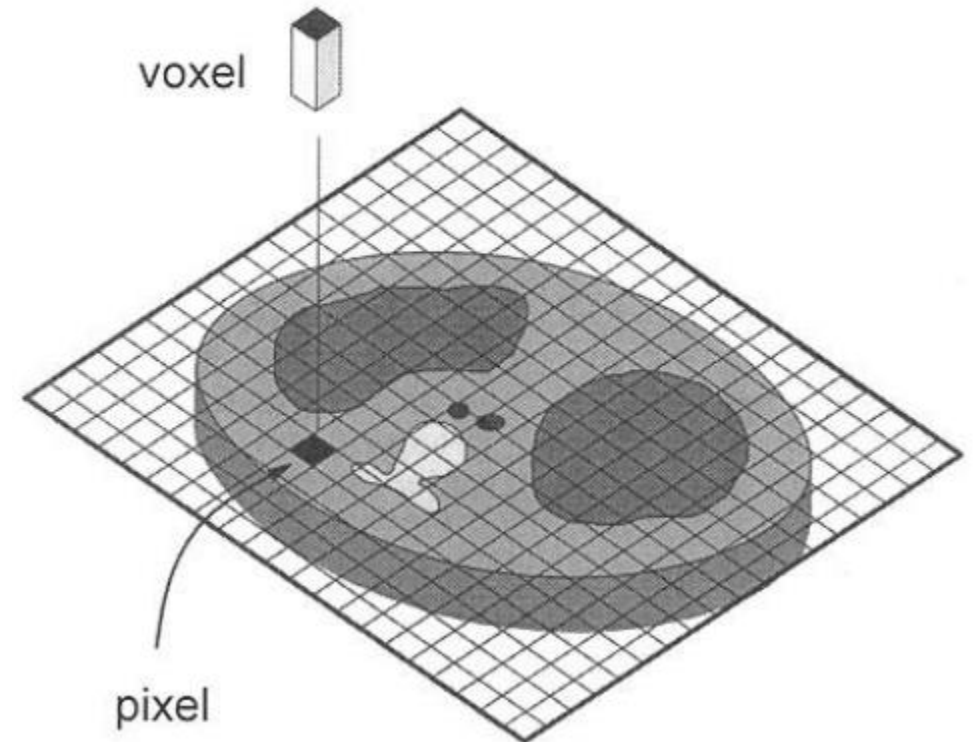
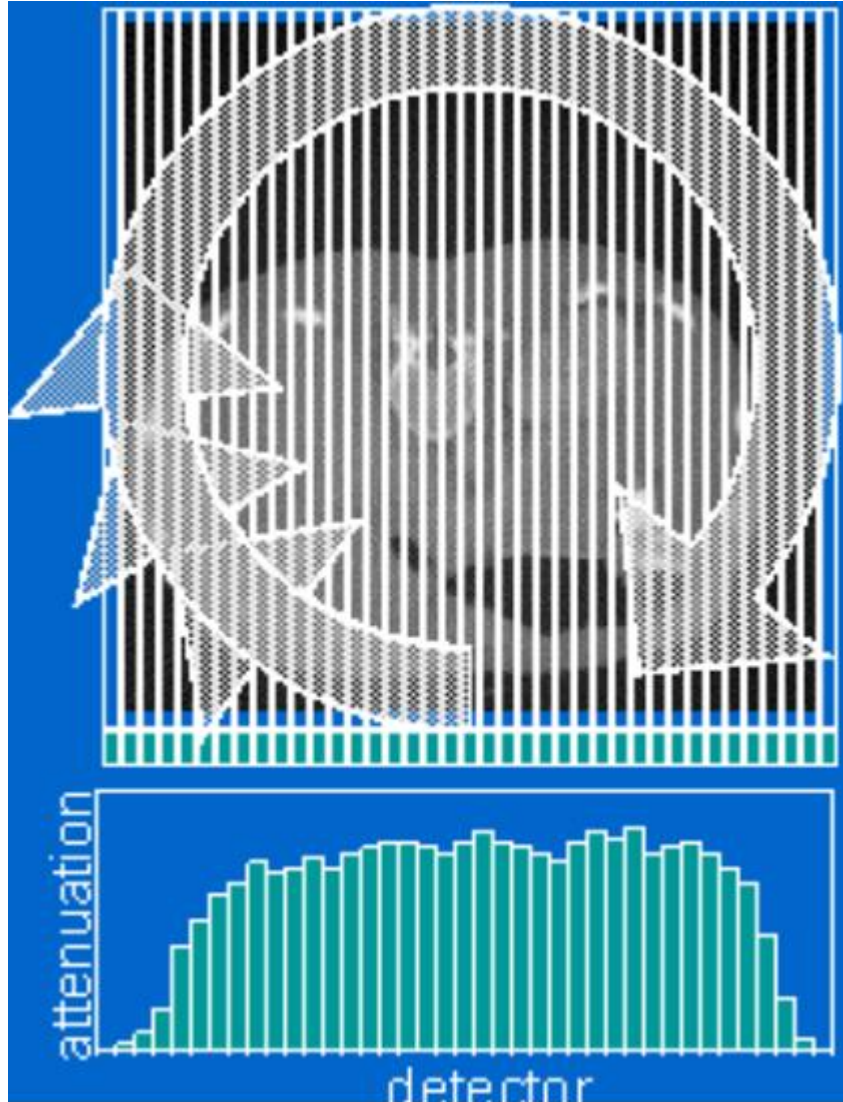


Image reconstruction

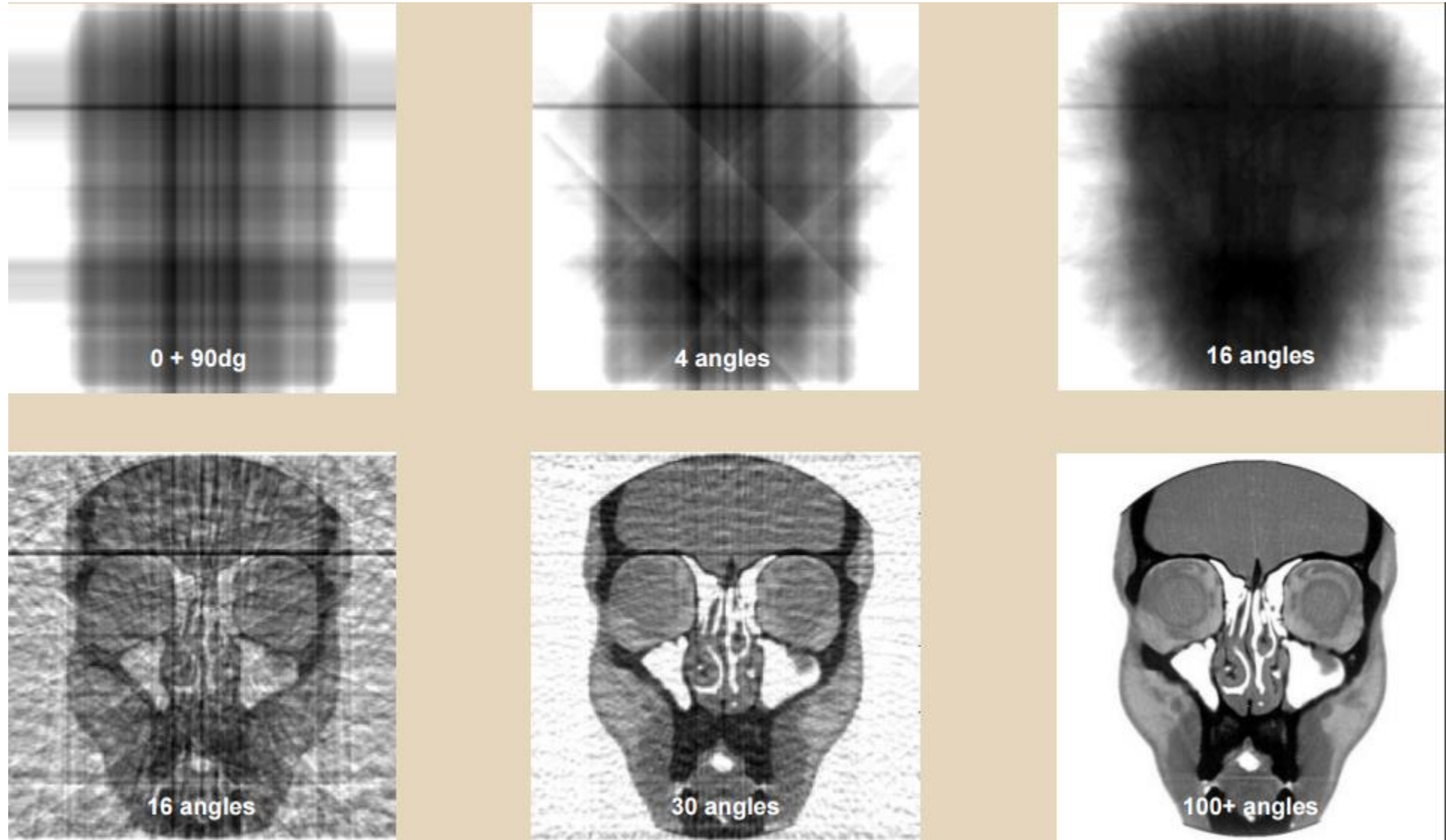
matrix - 512×512

pixel - 2D object, smallest element of a raster image

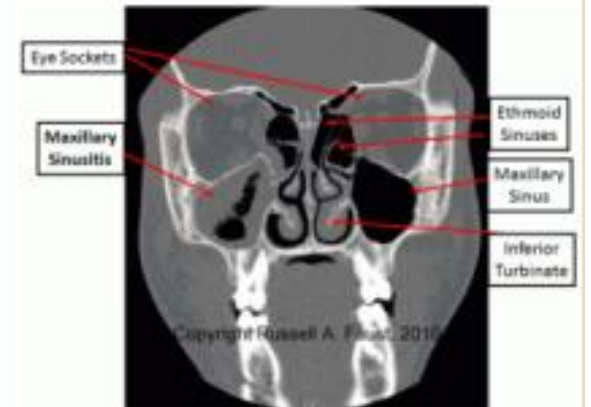
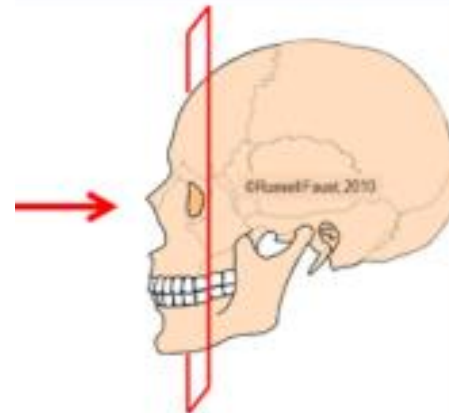
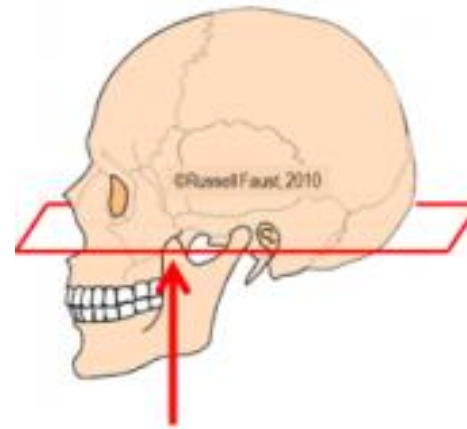
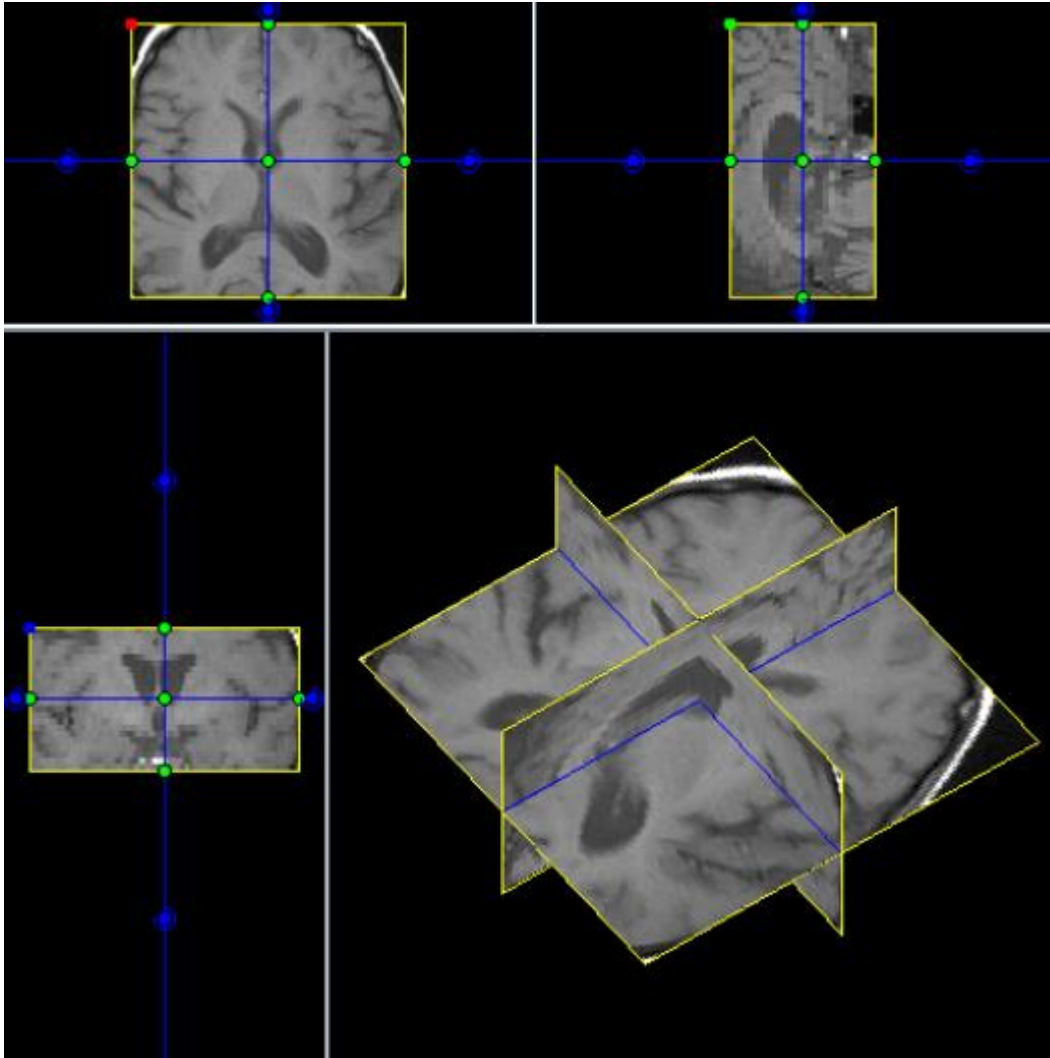
voxel - 3D object, smallest element of a 3D grid



Rekonstrukce obrazu



isotropic imaging - all 3 sides (x, y, z) of the voxel have equal size



3D CT



<https://www.carestream.com/en/us/medical/products/carestream-onsight-3d-extremity-system>

Radioaktivita

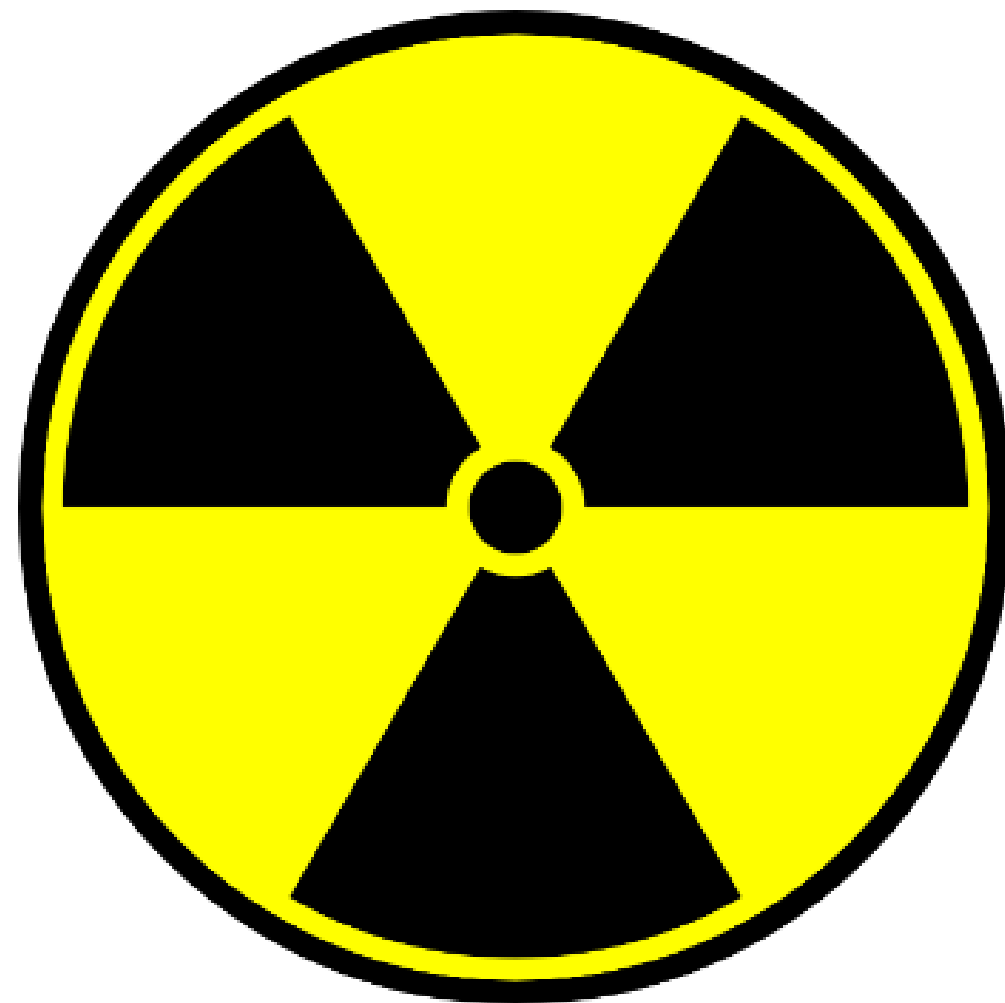
Jev, při kterém dochází k samovolnému rozpadu jader, která se děje emisí energie a přeměnou jádra na jiný nuklid.

Zákon radioaktivního rozpadu:

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

, kde N je počet atomů v daném vzorku v čase t , N_0 je počet atomů v čase $t=0$ a λ je rozpadová konstanta. Rozpadová konstanta souvisí s často používaným poločasem rozpadu následujícím způsobem:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$



Interakce ionizujícího záření s hmotou

- Interakce záření s hmotou je obvykle provázena vznikem **sekundárního záření**, které se liší od záření primárního nižší energií a často také druhem částic.
- Primární nebo sekundární záření přímo nebo nepřímo **ionizuje** prostředí a vytváří také **volné radikály**.
- Část energie záření se vždy přeměňuje v **teplo**.
- Postupná ztráta energie částic primárního záření je charakterizována pomocí LET, **lineárního přenosu energie** (*linear energy transfer*), tj. průměrné ztráty energie jednotlivé částice v určitém prostředí na jednotkové délce její dráhy.
- Čím je vyšší LET, tím více poškozuje záření tkáň a tím větší představuje riziko.

Interakce fotonového záření (rtg, γ)

➤ **Fotoelektrický jev a Comptonův rozptyl** již byl popsán v přednášce o rentgenových zobrazovacích metodách.

➤ **Při velmi vysokých energiích fotonů dochází ke tvorbě elektron-pozitronových párů.** Energie fotonu je transformována do hmotnosti a kinetické energie elektronu a pozitronu. Vztah mezi hmotností a energií každé částice je dán vztahem:

$$E = m_0 \cdot c^2 (= 0,51 \text{ MeV}),$$

kde m_0 je klidová hmotnost elektronu nebo pozitronu (jejich hmotnosti jsou stejné), c je rychlost světla ve vakuu. Energie fotonu E musí být vyšší než *dvojnásobek* energie vypočtené podle předchozího vzorce (tj. 1,02 MeV). Můžeme napsat:

$$E = h \cdot f = (m_0 \cdot c^2 + E_{k1}) + (m_0 \cdot c^2 + E_{k2})$$

➤ Výrazy v závorkách: energetické ekvivalenty hmotnosti tvořených částic, E_{k1} a E_{k2} jsou kinetické energie těchto částic. Pozitron obvykle rychle interaguje (anihiluje) s jakýmkoliv blízkým elektronem a vznikají dva fotony, každý s energií 0,51 MeV.

Interakce korpuskulárního záření

- **β -záření** = rychlé elektrony nebo pozitrony – ionizují prostředí mechanismem stejným jako při vzniku rtg záření. Dráha β -částic je ve vodném prostředí několik milimetrů až centimetrů.
- **α -záření** ionizuje přímo nárazy. Podél jeho velmi krátké dráhy (μm) se v prostředí vytváří velké množství iontů a volných radikálů, takže ztrácí velmi rychle svou energii (= velmi vysoká hodnota LET).
- **Neutrony** ionizují pružnými a nepružnými srážkami s jádry atomů. Výsledky **pružných srážek (rozptylu)** se liší dle poměru hmotnosti neutronu a hmotnosti atomových jader. Jestliže **rychlý neutron** zasáhne jádro těžkého prvku, odrazí se téměř bez ztráty energie. Srážky s lehkými jádru vedou k velkým ztrátám energie. Při **nepružném rozptylu pomalé (moderované, tepelné) neutrony** pronikají do jádra, a pokud jsou znovu emitovány, pak nemají stejnou energii jako dopadající neutrony. Mohou také vyvolat emisi jiných částic nebo způsobit štěpení těžkých jader.

Hlavní veličiny a jednotky používané pro měření ionizujícího záření

➤ Absolutní hodnota energie částic je velmi malá. Proto byla zavedena jednotka **elektronvolt (eV)**. 1 eV je kinetická energie elektronu urychleného z klidu elektrostatickým polem o potenciálovém rozdílu 1 V.

$$1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ J.}$$

➤ Energie absorbovaná prostředím se vyjadřuje pomocí **absorbované dávky (D)** a má jednotku **gray (Gy)**. Je to množství energie absorbované prostředím o jednotkové hmotnosti. Gray = J·kg⁻¹

➤ **Dávkový příkon** je absorbovaná dávka za jednotkový čas [J·kg⁻¹·s⁻¹]. Téže dávky lze dosáhnout při různých dávkových příkonech za různě dlouhou dobu.

➤ Radiační riziko pro živé objekty závisí především na absorbované dávce a druhu záření.

Váhový faktor záření (též RBE – relativní biologická účinnost) je číslo udávající, jaké riziko je spojeno s nějakým druhem záření (čím vyšší LET, tím vyšší váhový faktor záření).

➤ **Dávkový ekvivalent D_e** (ekvivalentní dávka) je součin absorbované dávky a váhového faktoru záření. Jednotkou dávkového ekvivalentu je **sievert (Sv)**.

➤ **Efektivní dávka (Sv)** navíc zohledňuje druh ozařované tkáně.

Veličiny radiační ochrany

Tabulka č. 1
Radiační váhové faktory

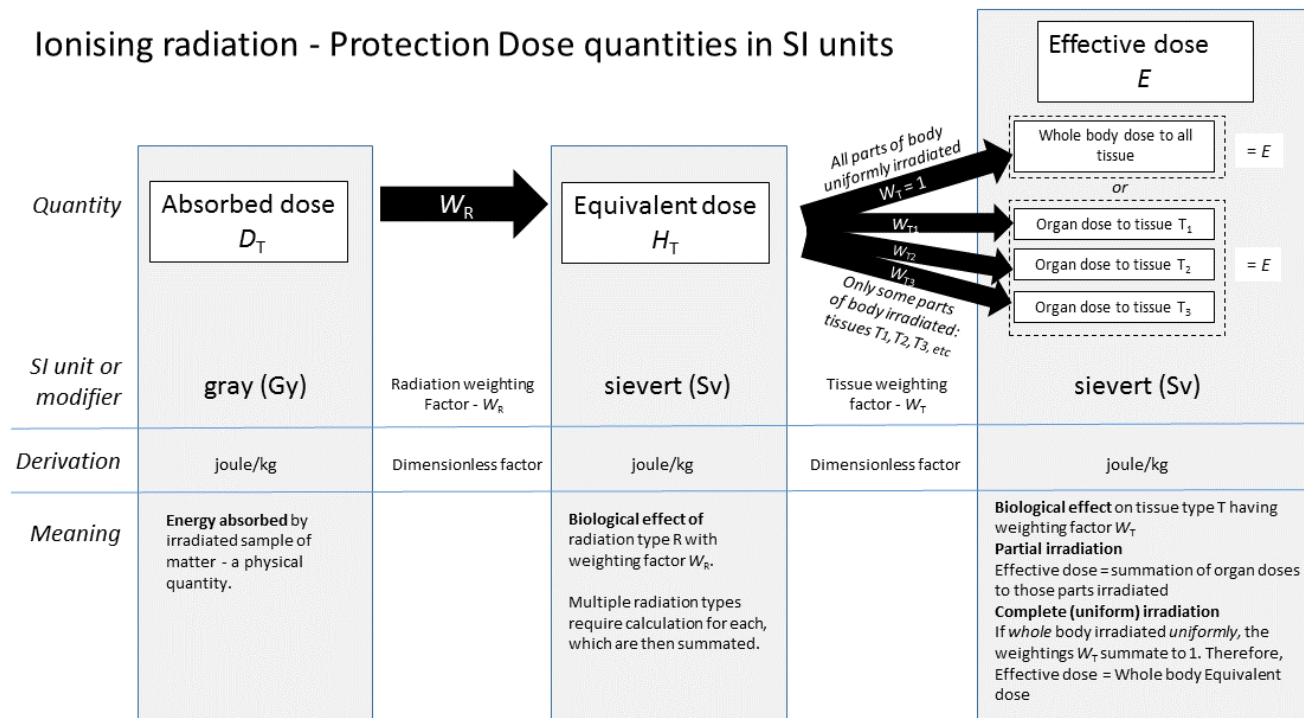
Typ záření a příp. energie	Radiační váhový faktor w_R
fotony	1
elektrony, miony	1
neutrony, méně než 10 keV	5
neutrony, 10 keV až 100 keV	10
neutrony, 100 keV až 2 MeV	20
neutrony, 2 MeV až 20 MeV	10
neutrony, více než 20 MeV	5
protony, více než 2 MeV, (mimo odražené)	5
částice alfa, těžká jádra, štěpné fragmenty	20

Tabulka č. 2.
Tkáňové váhové faktory

Tkáň, orgán	Tkáňový váhový faktor w_T
Gonády	0,20
Červená kostní dřeň	0,12
Tlusté střevo	0,12
Plíce	0,12
Žaludek	0,12
Močový měchýř	0,05
Mléčná žláza	0,05
Játra	0,05
Jícen	0,05
Štítná žláza	0,05
Kůže	0,01
Povrchy kostí	0,01
Ostatní orgány a tkáně*)	0,05

- **Dávkový ekvivalent H** = absorbovaná dávka vynásobená činitelem jakosti Q, který zohledňuje biologickou účinnost různých druhů ionizujícího záření a udává, kolikrát je daný druh záření biologicky účinnější než záření fotonové (RTG, γ). Hodnoty činitele jakosti jsou funkcí lineárního přenosu energie LET. Jednotkou je Sievert [Sv].
- **Ekvivalentní dávka** = absorbovaná dávka vynásobená radiačním váhovým faktorem w_R , který zohledňuje biologickou účinnost různých druhů ionizujícího záření a udává kolikrát je daný druh záření biologicky účinnější než záření fotonové (RTG, γ). Jednotkou je Sievert [Sv]. Starší jednotkou je rem: 1 Sv = 100 rem.
- **Efektivní dávka E** – je součet dávkových ekvivalentů v jednotlivých tkáních či orgánech vážených tkáňovým váhovým faktorem w_T , který zohledňuje radiosenzitivitu různých biologických tkání vůči ionizujícímu záření. Jednotkou je Sievert.

Ionising radiation - Protection Dose quantities in SI units



edvinky, mozek, vzestupná část tlustého střeva, tenké střevo, ledviny, svaly, slinivka břišní, slezina, thymus, (

oha 5 vyhlášky č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.

Biologické účinky ionizujícího záření

- **Fyzikální fáze** - časový úsek primárních účinků. Dochází k absorpci energie záření v atomech nebo molekulách. Průměrná doba se odhaduje na 10^{-16} s.
- **Fyzikálně-chemická fáze** - doba mezimolekulárních interakcí spojených s absorpcí energie a vlastním energetickým transferem. Asi 10^{-10} s.
- **Chemická (biochemická) fáze** - tvorba volných radikálů a jejich interakce s biologicky významnými molekulami, především s **NK** a **bílkovinami**. Asi 10^{-6} s.
- **Biologická fáze** - komplex interakcí produktů předešlých fází na různých úrovních organismu. Podle těchto úrovní je délka tato fáze od sekund po léta.

Biologické účinky ionizujícího záření

- **Přímý účinek** - fyzikální a fyzikálněchemický proces absorpce zářivé energie, vedoucí přímo ke změnám ve významných buněčných strukturách - molekulách. Převládá v buňkách s nízkým obsahem vody. Teorie přímého účinku má matematický charakter je označována jako **teorie zásahová**. Její podstatou je fyzikální přenos energie. Nejnebezpečnější jsou dvouvláknové zlomy DNA.
- **Nepřímý účinek** je zprostředkován produkty radiolýzy vody, zejména volnými radikály H^* a $\underline{OH^*}$. Převažuje v buňkách s vysokým obsahem vody. Volné radikály mají volný nepárový elektron, který z nich činí velmi reaktivní látky. Štěpí různé druhy vazeb v biomolekulách a degradují jejich strukturu. Teorie nepřímého účinku - **teorie radikálová** - má za základ chemický přenos energie.

Účinky na buňku

U proliferujících buněk nacházíme tyto stupně radiačního poškození:

- **dočasné zastavení proliferace**
- **reproduktivní smrt buněk** (dočasné uchování funkce při ztrátě proliferační schopnosti). Následuje apoptóza.
- **okamžitá smrt buněk**. Následuje nekróza.

Citlivost buněk vůči ionizujícímu záření (radiosenzitivita), či jejich odolnost (radiorezistence) závisí na mnoha faktorech, především na reparační schopnosti buňky.

Citlivost tkání

Uspořádáno podle klesající radiosensitivity:

lymfatická

zárodečný epitel varlete

kostní dřeň

gastrointestinální epitel

vaječníky

Buňky rakoviny kůže

Vazivová tkáň

játra

pankreas

ledviny

nervová tkáň

mozek

svaly

Typické projevy nemoci z ozáření:

1. neletální – poškození tvorby červených krvinek (kostní dřeň), účinky na gonády

2. letální – gastrointestinální syndrom (poškození sliznice), popáleniny kůže, poškození nadledvinek, poškození zraku, nervový syndrom (nervová smrt)

Pozdní následky – kumulativní – **genetické poškození, rakovina**

Dávky z prostředí

Radiační zátěž populace

Největší podíl na průměrném ozáření osob žijících v ČR má radon (40 %), radionuklidy v zemské kůře (10 %), radionuklidy v těle a v potravinách (20 %), kosmické záření (10 %). Z umělých zdrojů je nejvýznamnější lékařské ozáření (20 %). Obávané jaderné elektrárny mají oproti tomu na svědomí asi jen 0,01 % z celkového ozáření osob.

- V těle – draslík a uhlík (0,17 mSv/rok)
- Přírodní radioaktivní zdroje v ČR na úrovni 3,2 mSv (Německo 4,8 mSv, Itálie 5 mSv, Ramsar 260 mSv).
- hodnoty pro let podzvukových letadel mezi 0,004 a 0,01 mSv za hodinu. Např. Praha-New York-Praha je hodnota dávky 0,16 mSv, pro let Praha-Tokyo-Praha je hodnota dávky 0,23 mSv.
- Palubní personál odpracuje cca 400-800 letových hodin ročně, tomu odpovídá dávka 1,6 mSv až 8 mSv

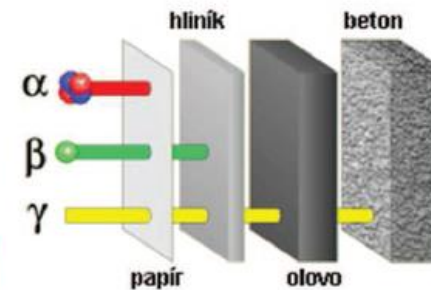
Běžné dávky záření

Vyšetření	Běžná efektivní dávka (mSv)
Rentgen hrudi	0,02
CT hlavy	1,5[1]
CT břicha	5,3[1]
CT hrudníku	5,8[1]
CT hrudníku, břicha a pánve	9,9[1]
Srdeční CT angiogram	6,7-13[2]
CT vyšetření tlustého střeva	3,6 - 8,8

Examination*	Effective Dose (mSv)	Administered Activity (MBq) [†]	Effective Dose (mSv/MBq) [‡]
Brain (^{99m} Tc-HMPAO–exametazime)	6.9	740	0.0093
Brain (^{99m} Tc-ECD–Neurolite)	5.7	740	0.0077
Brain (¹⁸ F-FDG)	14.1	740	0.019
Thyroid scan (sodium iodine 123)	1.9	25	0.075 (15% uptake)
Thyroid scan (^{99m} Tc-pertechnetate)	4.8	370	0.013
Parathyroid scan (^{99m} Tc-sestamibi)	6.7	740	0.009
Cardiac stress-rest test (thallium 201 chloride)	40.7	185	0.22
Cardiac rest-stress test (^{99m} Tc-sestamibi 1-day protocol)	9.4	1100	0.0085 (0.0079 stress, 0.0090 rest)
Cardiac rest-stress test (^{99m} Tc-sestamibi 2-day protocol)	12.8	1500	0.0085 (0.0079 stress, 0.0090 rest)
Cardiac rest-stress test (Tc-tetrofosmin)	11.4	1500	0.0076
Cardiac ventriculography (^{99m} Tc-labeled red blood cells)	7.8	1110	0.007
Cardiac (¹⁸ F-FDG)	14.1	740	0.019
Lung perfusion (^{99m} Tc-MAA)	2.0	185	0.011
Lung ventilation (xenon 133)	0.5	740	0.00074
Lung ventilation (^{99m} Tc-DTPA)	0.2	1300 (40 actually inhaled)	0.0049
Liver-spleen (^{99m} Tc–sulfur colloid)	2.1	222	0.0094
Biliary tract (^{99m} Tc-disofenin)	3.1	185	0.017
Gastrointestinal bleeding (^{99m} Tc-labeled red blood cells)	7.8	1110	0.007
Gastrointestinal emptying (^{99m} Tc-labeled solids)	0.4	14.8	0.024
Renal (^{99m} Tc-DTPA)	1.8	370	0.0049
Renal (^{99m} Tc-MAG3)	2.6	370	0.007
Renal (^{99m} Tc-DMSA)	3.3	370	0.0088
Renal (^{99m} Tc-glucoheptonate)	2.0	370	0.0054
Bone (^{99m} Tc-MDP)	6.3	1110	0.0057
Gallium 67 citrate	15	150	0.100
Pentretotide (¹¹¹ In)	12	222	0.054
White blood cells (^{99m} Tc)	8.1	740	0.011
White blood cells (¹¹¹ In)	6.7	18.5	0.360
Tumor (¹⁸ F-FDG)	14.1	740	0.019

Ochrana před ionizujícím zářením

- Ochrana před ionizujícím zářením: cílem je zabránit radiačnímu poškození organismu nebo mu maximálně omezit.
- **Fyzikální ochrana:** vzdálenost od zdroje (ozáření klesá se čtvercem vzdálenosti), čas (maximálně zkrátit dobu působení záření) a stínění (vhodné absorbenty).
- **Chemická ochrana:** aplikace radioprotektiv, které chrání organismus před přímými i nepřímými účinky (např. maskují citlivé skupiny, brání přenosu energie, blokují volné radikály, vyvolávají hypoxii).
- **Biologická ochrana:** spočívá v posílení a zlepšení odolnosti a stavu organismu (vyvážená strava, vitamíny, živiny, sport, atd.).



Typy detektorů - Dozimetrie

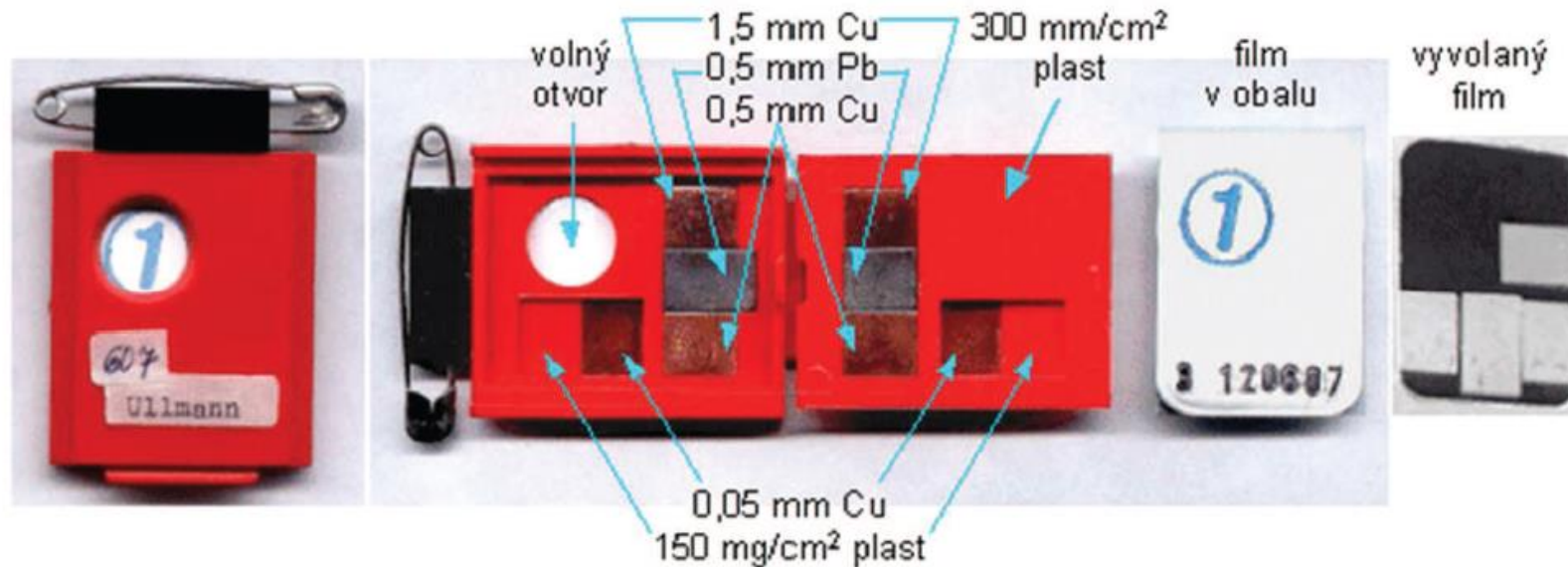
Fotografická detekce

- Je využito vhodného fotografického materiálu, ve kterém dochází při absorpci ionizujícího záření k fotochemické reakci.
- Fotografická emulze obsahuje nejčastěji halogenidy stříbra (např. bromid stříbrný AgBr) rozptýlené v želatinové vrstvě. Emulze je poté nanášena na povrch plastové fólie – filmu. Při absorpci energie ionizujících částic dochází k uvolnění stříbra v místě dopadu částic.
- Pro zviditelnění obrazu je nutné film vyvolat pomocí elektrochem. reakce.
- Míra zčernání filmu je úměrná hustotě ionizace, a tedy množství pohlcené energie.
- Fotografická detekce se využívá u starších RTG přístrojů pro záznam obrazu nebo v osobní dozimetrii, jako detektor pro monitorování obdržené dávky ionizujícího záření příslušnou osobou.



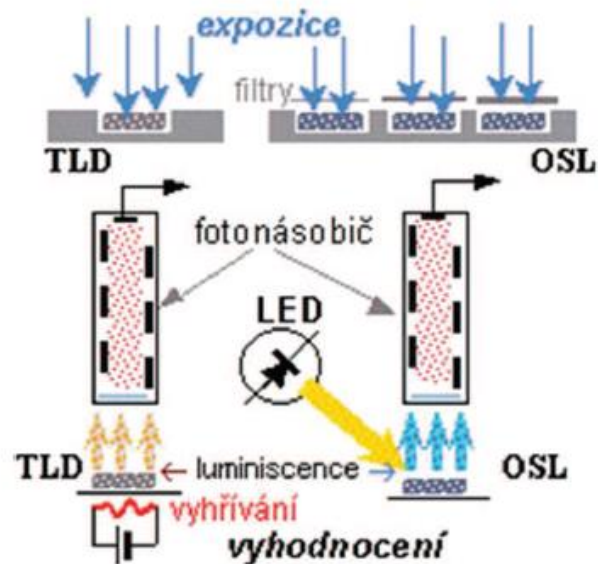
Osobní dozimetrie

- Základem osobního filmového dozimetru je políčko fotografického materiálu, světlotěsně zabalené do černého papíru.
- Plastový obal je opatřen měděnými a olověnými plíšky o různých tloušťkách, které slouží jako filtry pohlcující ionizující záření o určitých energiích.
- Dopadající ionizující záření vytváří ve fotoemulzi latentní obraz, který se zviditelní vyvoláním filmu.



Termoluminiscenční detektory

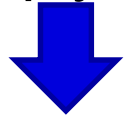
- Některé termoluminiscenční látky, které jsou při nízké (pokojové) teplotě ozářeny ionizujícím zářením, jsou schopny po velmi dlouhou dobu zadržet ve své krystalické mřížce excitované elektrony. Při zahřátí látky (160-300°C) jsou potom tyto elektrony z vazby s mřížkou uvolněny a při návratu zpět do stabilního energetického stavu emitují fotony světla, které jsou detekovány pomocí fotonásobičů.
- Intenzita záblesků je úměrná množství absorbované energie.
- Často se termoluminiscenční detektory vyrábějí v podobě prstenů.



Typy detektorů

Ionizační detektory

Stlačený plyn (xenon)



Ionizace



Signál

Pevnolátkové detektory

Scintilace



Zachycení fotonu

Světlo

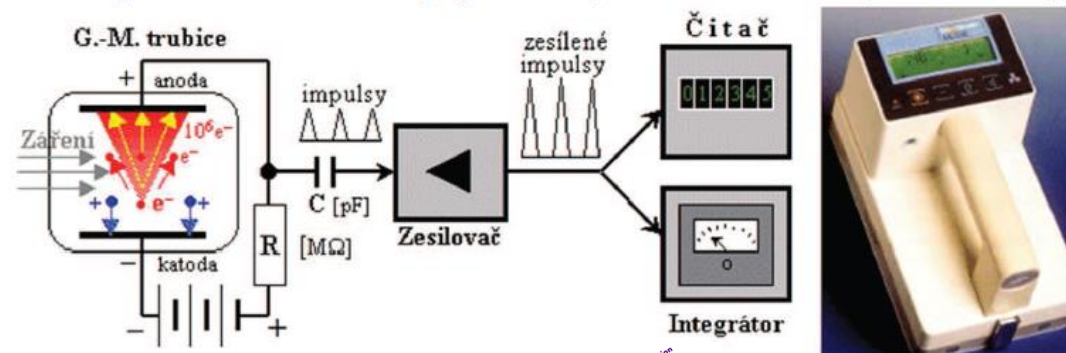


Fotodioda (fotonásobič)

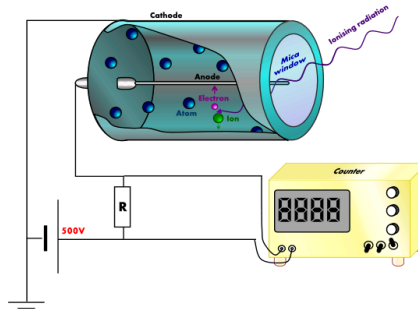
Elektrický signál

Geiger-Müllerův detektor

- Je tvořen hermeticky uzavřenou trubicí naplněnou zředěným plynem (např. argon, krypton, xenon). Uvnitř trubice jsou dvě kovové elektrody, mezi kterými je vysoké napětí.
- Částice ionizujícího záření vyvolají ionizaci plynu. Volné elektrony se začnou pohybovat k anodě a díky vysokému napětí jsou urychleny natolik, že způsobí lavinovité zmnožení nabitých částic. Mezi elektrodami vznikne výboj a elektrickým obvodem proteče silný proudový impuls.
- Po dobu existence výboje není detektor schopen zaznamenat další ionizující částice (mrtvá doba). Proto se do plynové náplně přidává zhasací látka (např. páry metylalkoholu, bromu), která výboj přeruší.
- G-M detektory zaznamenávají pouze počet ionizací, ne energii částic.

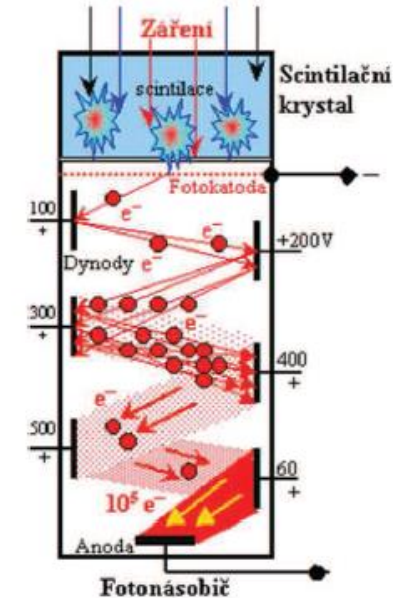


<http://astronuklfyzika.cz/>



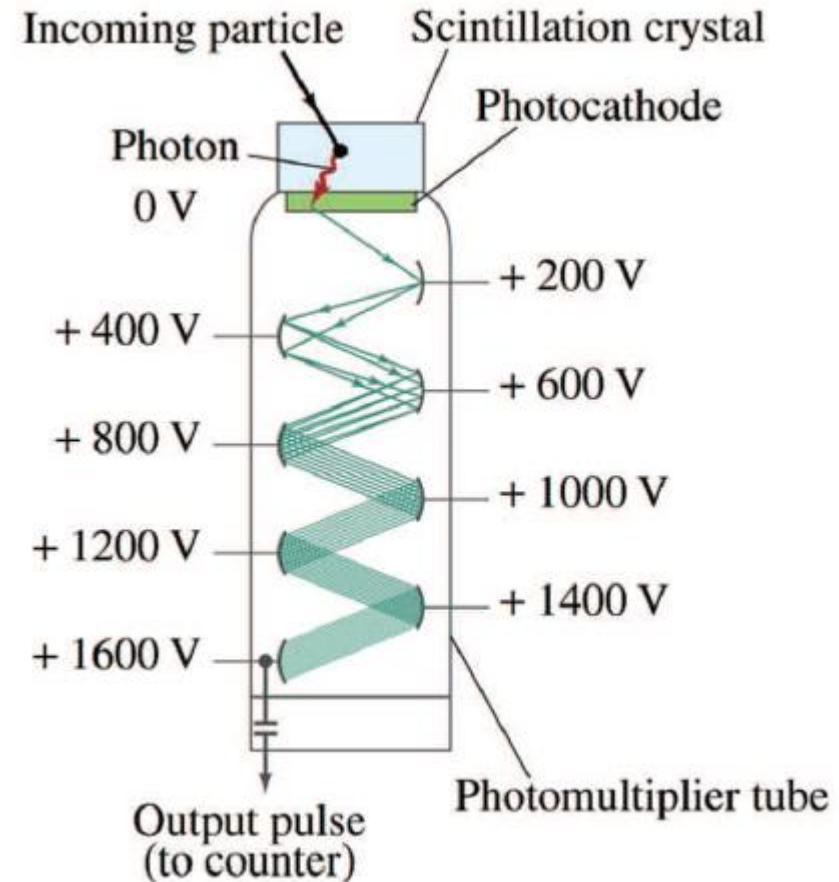
Scintilační detektory

- Některé látky (scintilátory) reagují vznikem světelných záblesků na absorpci kvant ionizujícího záření. Záblesky světla jsou elektronicky detekovány pomocí fotonásobičů.
- Intenzita světelného záblesku je úměrná pohlcené energii záření.
- Lze použít pevnolátkové, kapalinové i plynné scintilátory. Nejčastěji se používají krystaly iodidu sodného aktivovaného thaliem NaI(Tl).
- Výhodou scintilačních detektorů je jejich vysoká detekční účinnost a velmi krátká mrtvá doba (až 100x kratší než u G-M detektorů).



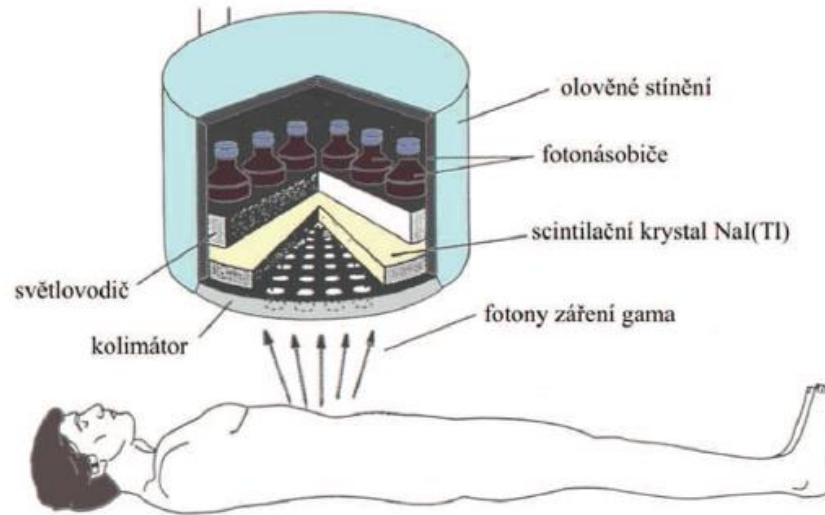
Fotonásobiče

- Elektronky, které slouží k zesílení signálu
- Elektrony dopadají na fotokatodu, kde se fotoelektrickým jevem uvolňují další elektrony. Ty jsou přitahovány a urychlovány elektrickým polem k dynodě, na kterých dojde opět k vyražení nových elektronů
- Lavina elektronu nakonec dopadá na anodu, kde je detekován napěťový impuls

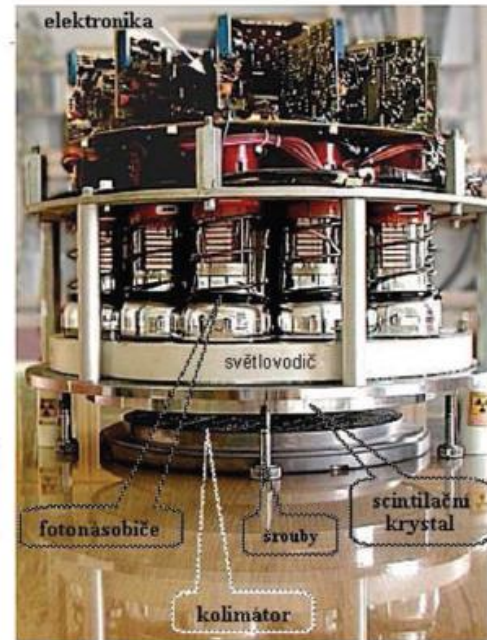


Scintilační detektory

- Na krystal scintilačního materiálu přiléhá pole mnoha fotonásobičů, které kromě energie ionizujícího záření dokáží zaznamenat také informaci o místě dopadu ionizující částice. Této vlastnosti se využívá zejména u gamma zobrazovacích systémů (PET, SPECT, planární gamagrafie).
- Princip je stejný jako u jednoduchých scintilačních detektorů.



<http://oldwww.upol.cz/>
<http://astronuklfyzika.cz/>



planární kamera
tomografická kamera



Děkuji za pozornost!