

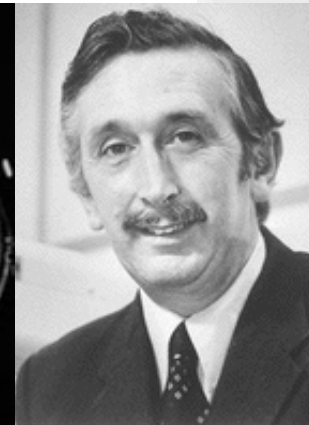
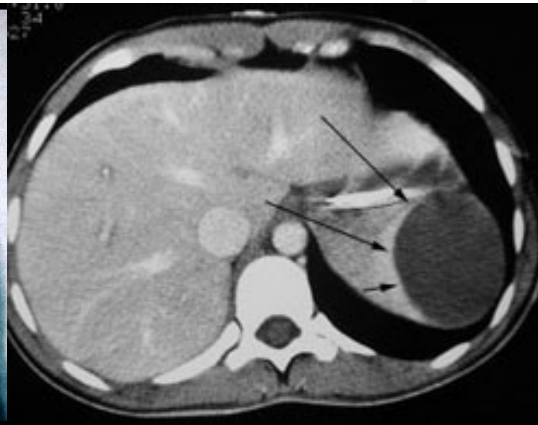
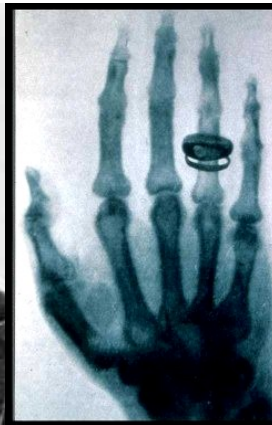
Přednášky z lékařské biofyziky

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.

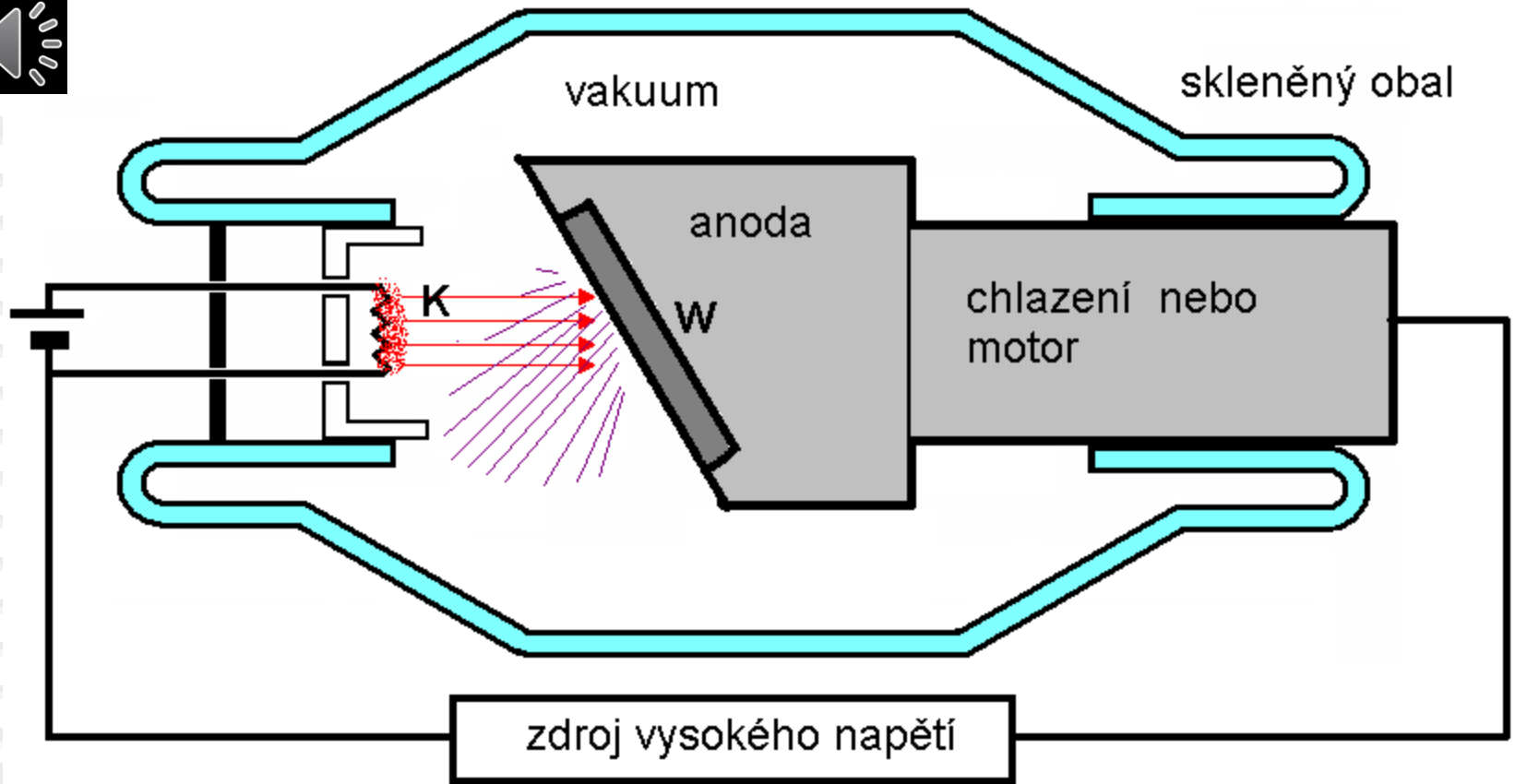
Obsah přednášky

- 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



Schématický řez rentgenkou. K - žhavené vlákno katody, W - wolframová destička.

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 napětí mezi anodou a katodou) má **potenciální energii E_p** :

$$E_p = Ue$$

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

$$E_p = E_K = Ue = \frac{1}{2} mv^2$$



- 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:

$$E = hf = Ue$$

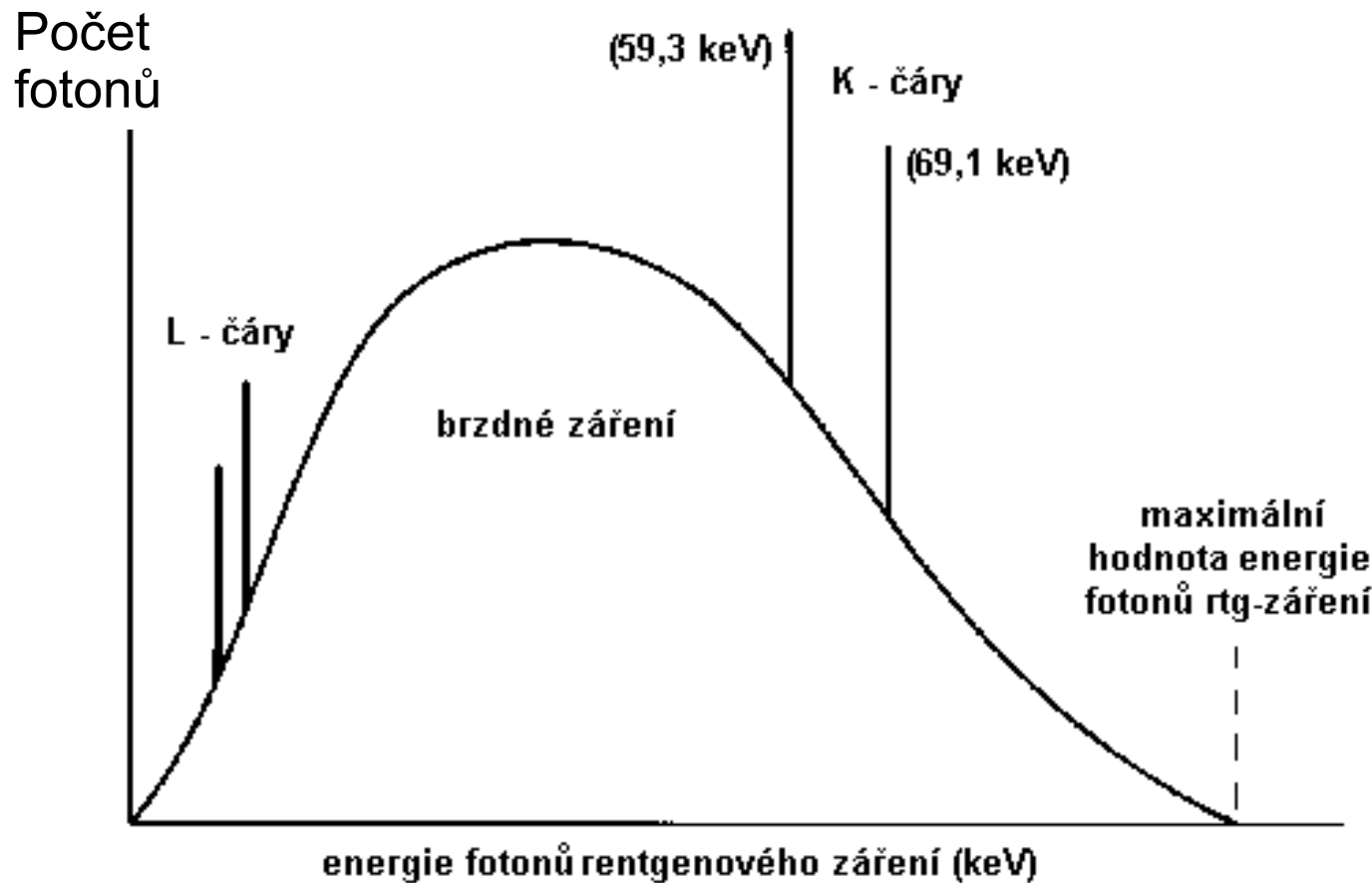


- Je to maximální energie emitovaných fotonů, přímo úměrná napětí U mezi anodou a katodou.
- **Chceme-li tedy zvýšit energii fotonů, postačuje zvýšit napětí mezi anodou a katodou!**
- Čím je vyšší energie fotonů, tím méně jsou zachycovány tělem – tím vyšší mají pronikavost. Je to zvláště důležité, když snímkuje silné části těla nebo pacienty obézní!



Histogram energie fotonů

(vzniklých patrně na wolframové anodě)



Histogram energie emitovaných fotonů je analogií energetického spektra!

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

Hlavní části rentgenového přístroje



- **Rengenska**
 - **Generátor napětí a proudu:**
 - **Vysokonapěťový transformátor** – poskytuje vysoké napětí (až 150kV)
 - **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** – nikoliv 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 a 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)
 - **Digitálního plošného snímače obrazu** umožňujícího vytvořit obraz na PC monitoru
 - **Zesilovače obrazu** a digitální CCD kamery spojené s monitorem (při skiaskopii)

Útlum záření

Svazek rentgenového záření (jakéhokoliv záření) prochází látkou:

absorpce + rozptyl = útlum

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

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

Po úpravě:

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

Po integraci:

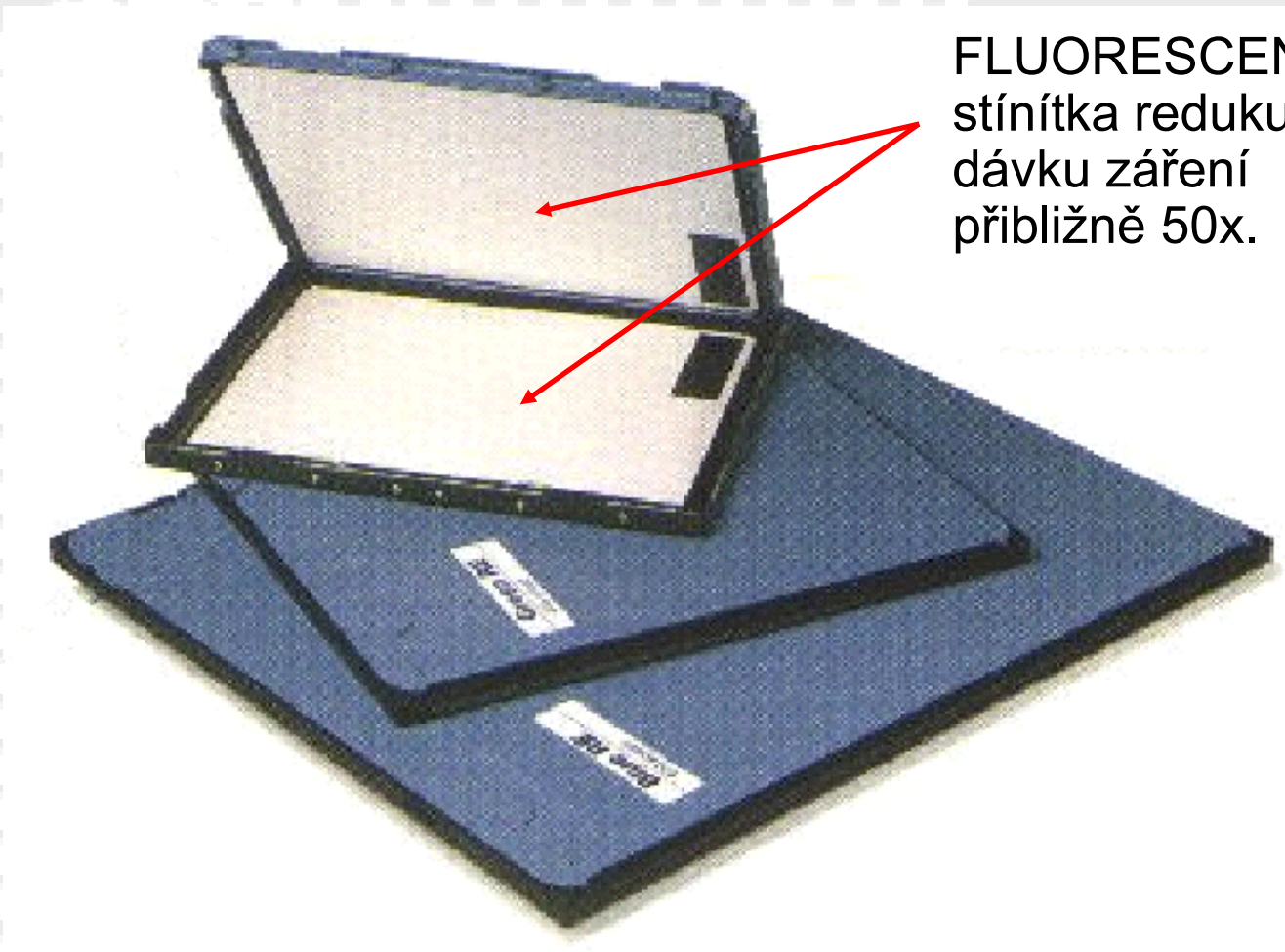
$$I = I_0 e^{-\mu x}$$



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, na prostředí a jeho hustotě.

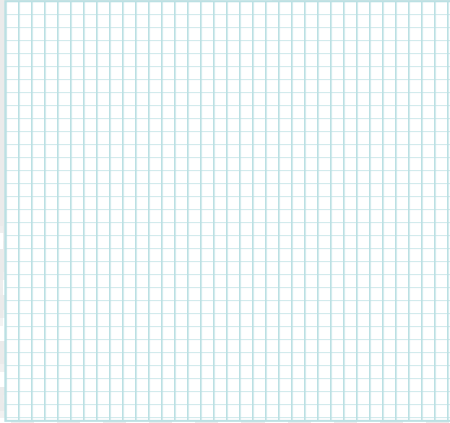
Hmotnostní koeficient útlumu μ/ρ nezávisí na hustotě.

Kazety pro rentgenový film



FLUORESCENČNÍ
stínítka redukují
dávku záření
přibližně 50x.

Digitální plošné snímače obrazu



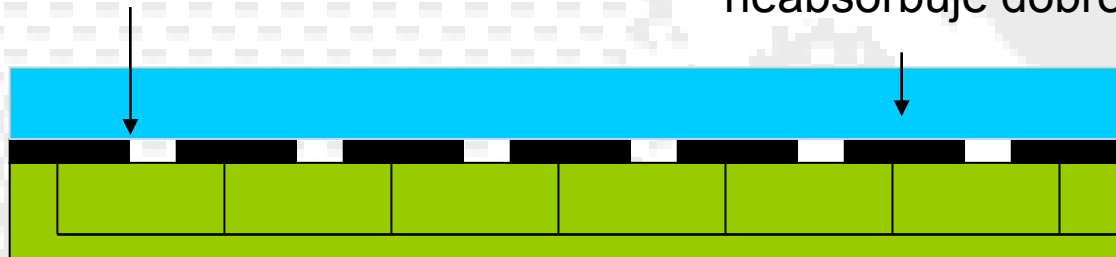
Plošný snímač obrazu je složen z řady velmi malých senzorů.



Buckyho clona pro digitální přístroje

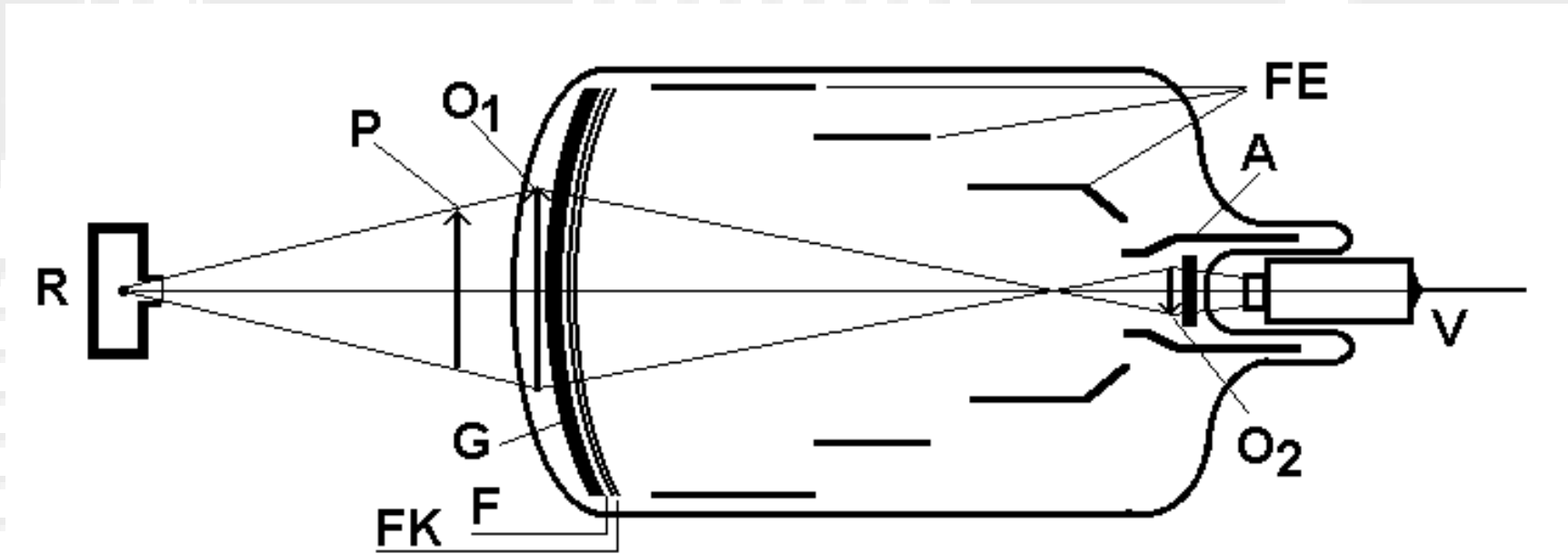
Fotodiodové světelné senzory z amorfního křemíku (aSi)

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



Elektrický signál

Zesilovač obrazu



R – rentgenka, P - pacient, O_1 – primární obraz na fluorescenčním stínítku, G – skleněný nosič, F – fluorescenční stínítko, FK - fotokatoda, FE – fokusující elektrody (elektronová optika), A - anoda, O_2 – sekundární obraz na stínítku anody, V – videokamera. Jednotlivé části nejsou zobrazeny proporcionálně.

Různé způsoby získávání **digitálního** obrazu (mammografické systémy)

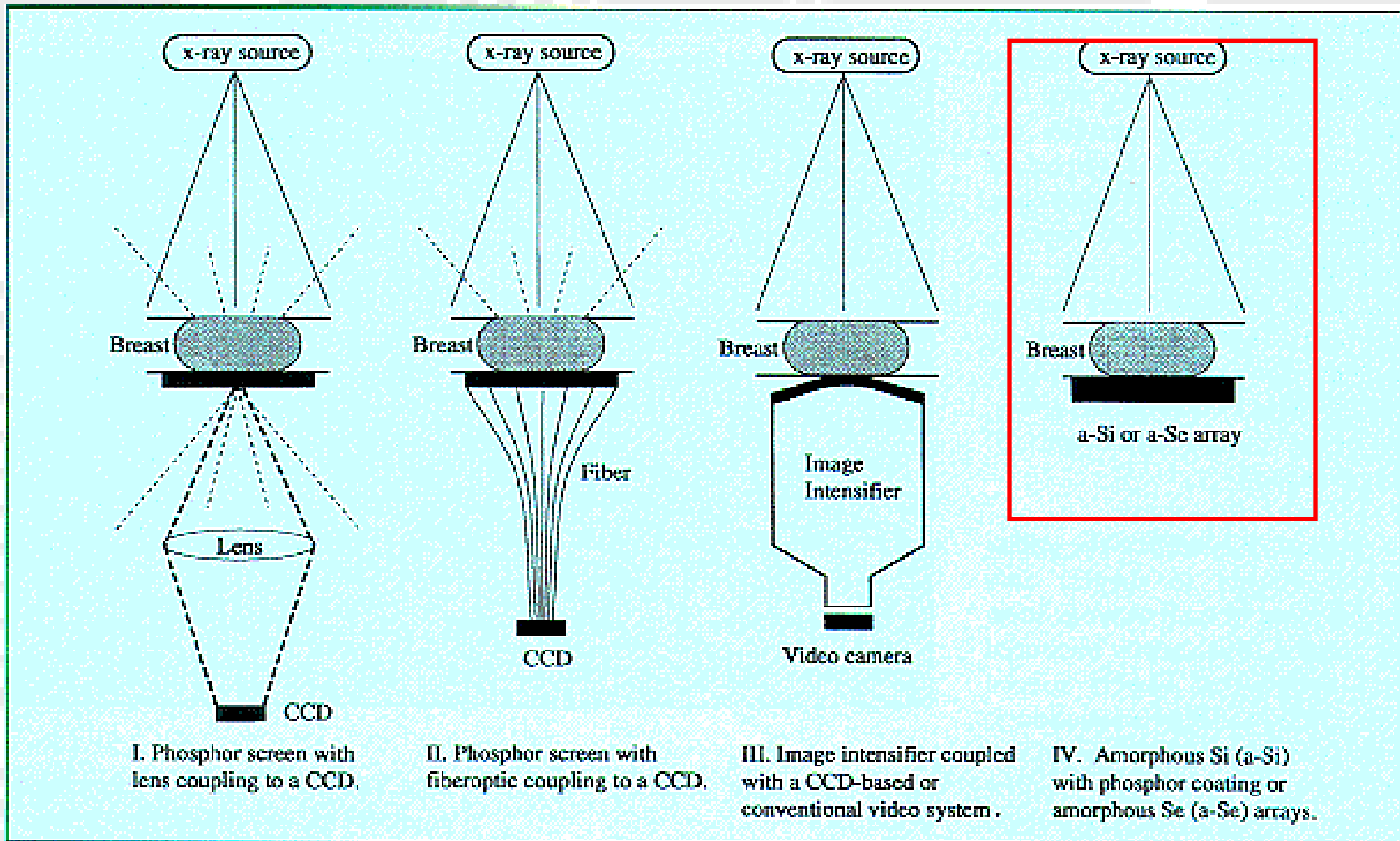


Fig 1. – Schematic diagram of solid-state x-ray detector technologies employed in the development of digital mammography systems. The small-dashed lines in systems I and II represent the losses due to the phosphor glow emitted in all directions.

Neostrost obrazu

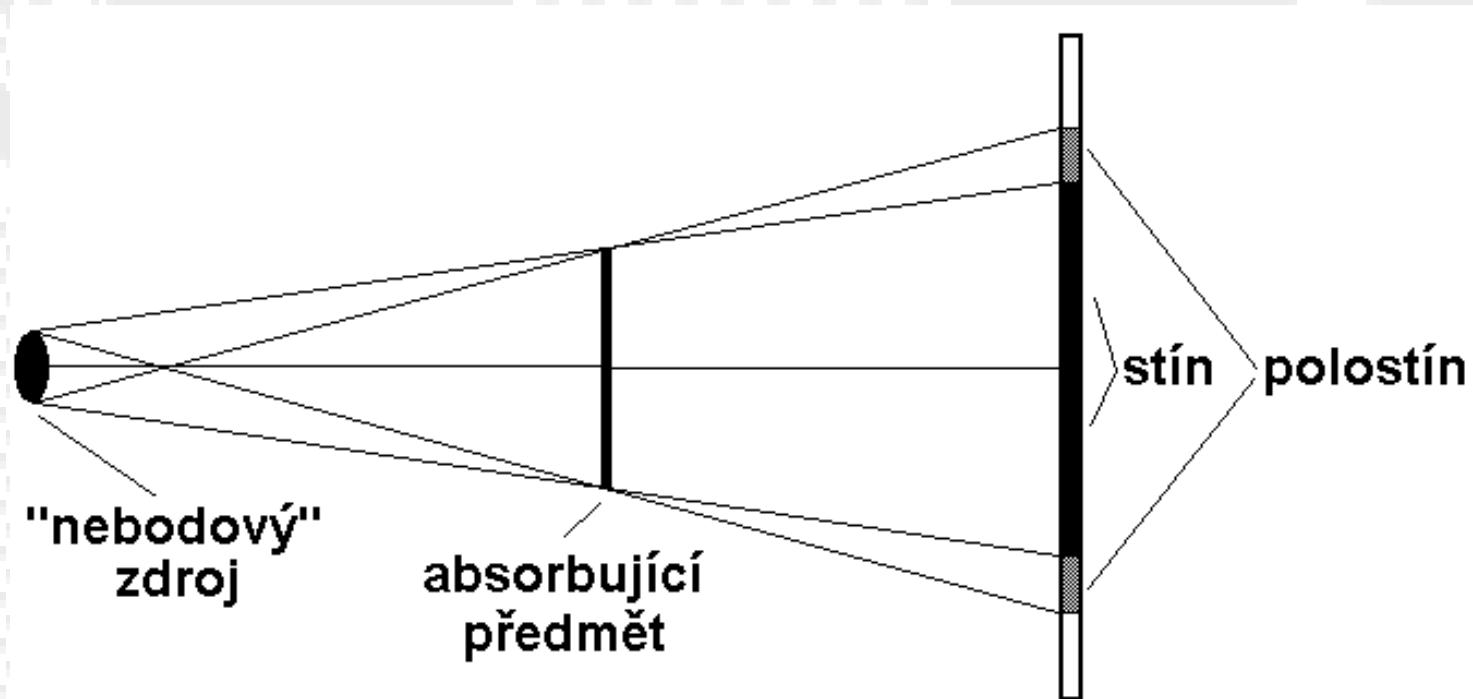


Žádný radiogram (rentgenový snímek) není absolutně ostrý. Rozhraní mezi tkáněmi se zobrazují jako postupná změna odstínu šedi. Tato neostrost (rozmazání) má několik příčin:

- 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:

- volbou malé ohniskové plošky (zvyšuje se však riziko 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)

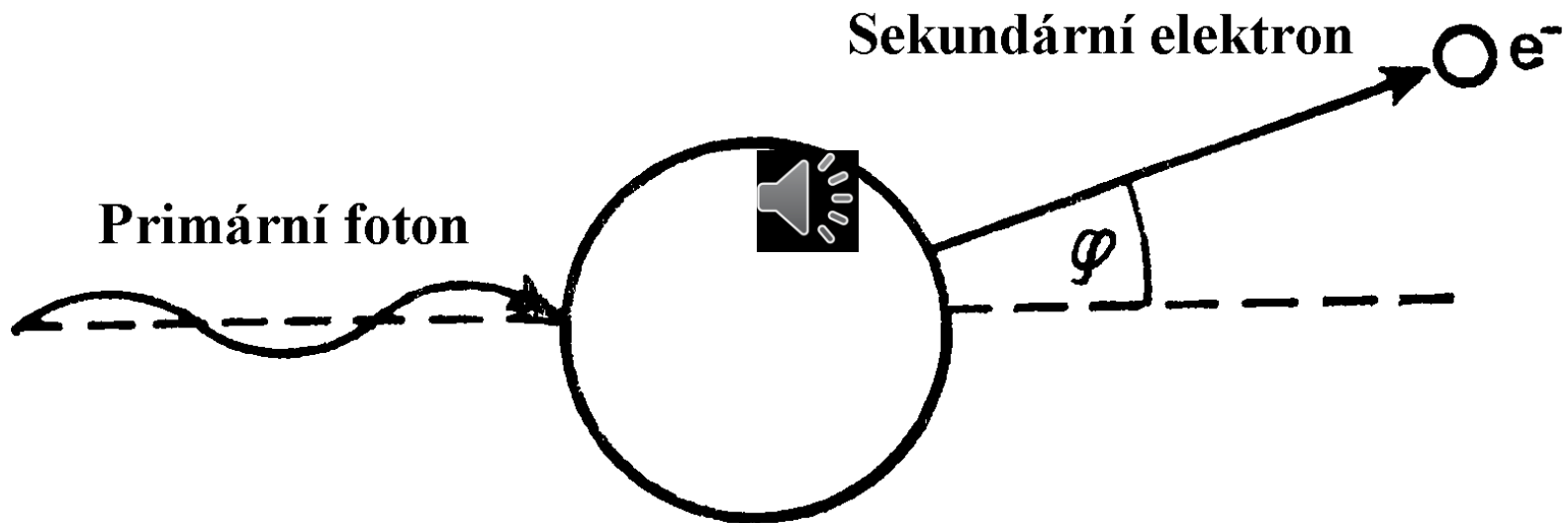
- Foton je absorbován při srážce s atomem a jeden elektron je v důsledku toho vyražen z elektronového obalu (typicky z K-vrstvy). Část energie elektronu hf je nutná pro ionizaci. Zbytek energie fotonu se mění v **kinetickou energii** ($1/2mv^2$) vyraženého elektronu. Vyražené elektrony též ionizují –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

$$hf = E_b + 1/2mv^2,$$

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)

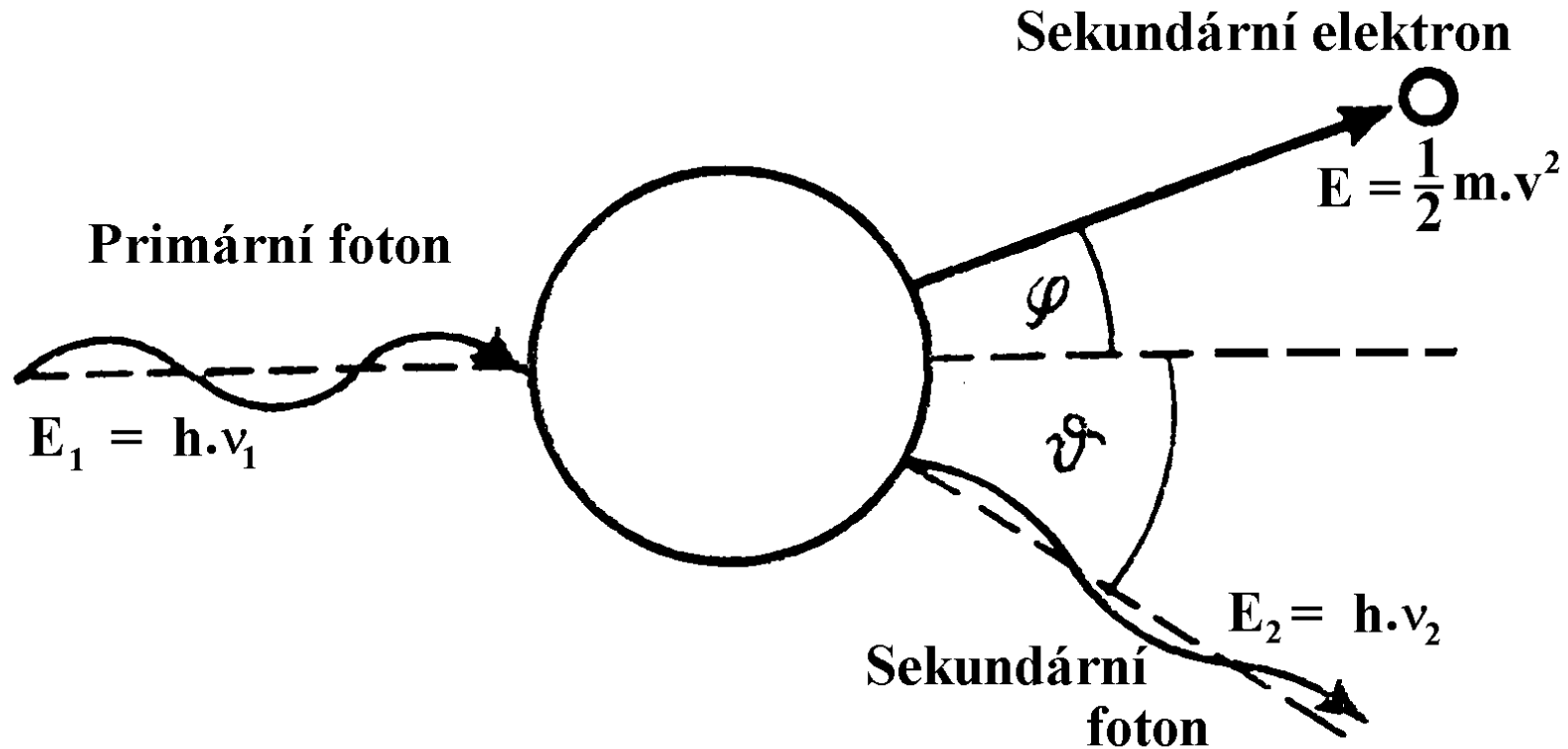


- Při vyšších energiích, energie fotonů není plně absorbována – objevuje se foton s nižší energií. Vazebná energie elektronu E_b je zanedbatelná ve srovnání s energií fotonu. Můžeme napsat:

$$hf_1 = (E_b) + hf_2 + 1/2mv^2,$$

- kde f_1 je frekvence dopadajícího fotonu a f_2 je frekvence rozptýlených fotonů.
- 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



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

Buckyho clona pohlcuje podstatnou část rozptýlených paprsků, avšak fotonům potřebným pro zobrazení umožňuje projít. Bohužel však tato clona 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.

Použití kontrastních prostředků



- Hodnoty útlumu měkkých tkání se od sebe liší jen málo. Proto nemohou být na běžném snímku měkké tkáně rozlišený. 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 GIT. 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 CO_2 . Dutiny jsou naplněny plynem, nafouknuty, takže se zviditelní jako struktury o velmi nízkém útlumu (střevo, 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



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

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

Panoramatické snímky získané pomocí OPG - ortopantomografu

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

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

Mammografie



Mammografie je postup využívající nízké dávky rentgenového záření (obvykle kolem 0,7 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 anoda rentgenky..

Digitální subtrakční angiografie

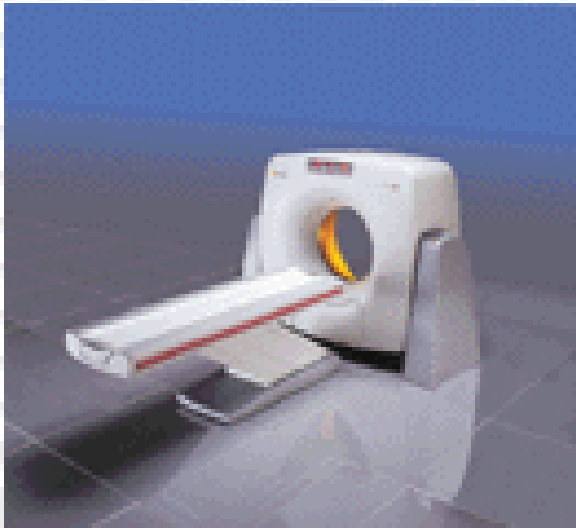


Tato metoda je založena na „odečtení“ (subtrakci) digitalizovaných obrazů téže části těla. Odčítané obrazy se od sebe liší přítomností či nepřítomností kontrastní látky. To co vidíme je pak krevní řečiště. Metoda poněkud ustoupila do pozadí s rozvojem jiných angiografických metod na bázi CT nebo MRI.


Výpočetní tomografie – CT

(Computerised 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

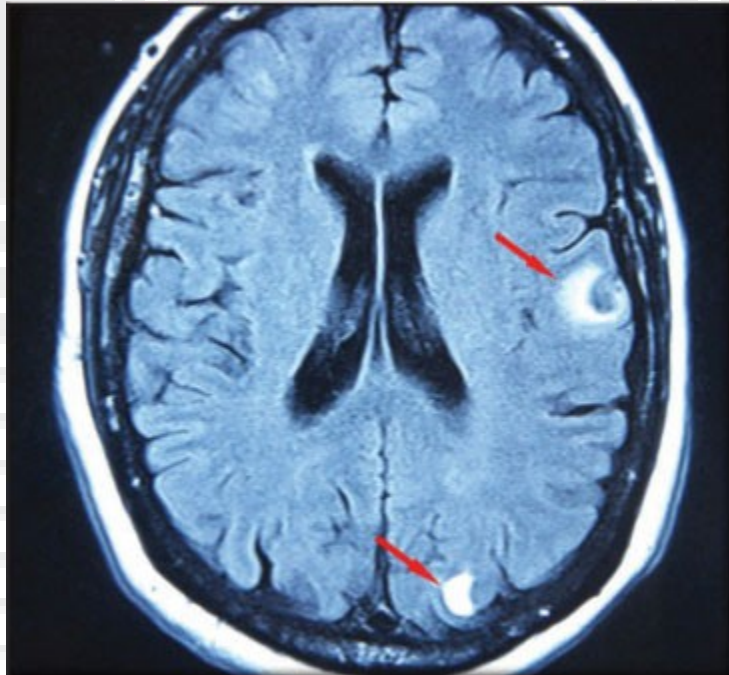
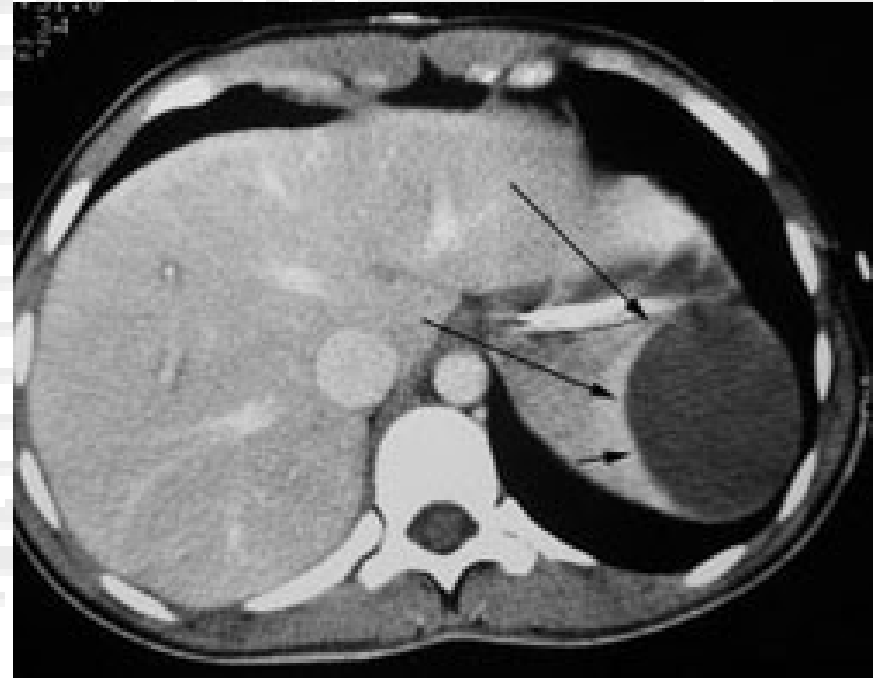


Figure 2. Brain CT scan with multiple melanoma metastases in a patient who presented with leg pain only



Rozsáhlý subkapsulární hematom sleziny u pacienta po autonehodě

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

Metastatické léze v mozku

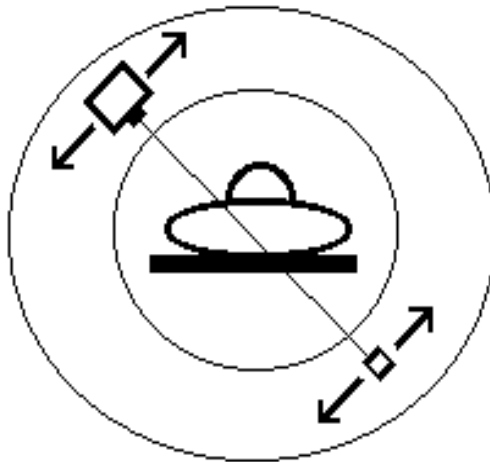
<http://www.mc.vanderbilt.edu/vumcdept/emergency/mayxr3.html>

Výhody CT oproti projekčnímu rtg zobrazení

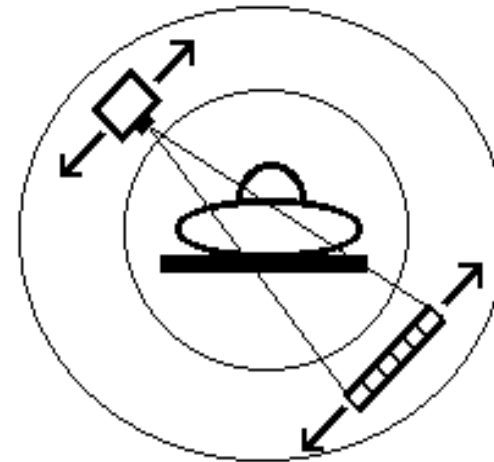


- Mnohem vyšší kontrast než u projekčního rtg zobrazení – 0,5% rozdíly v útlumu mohou být rozlišeny, protože:
 - je téměř úplně eliminován vliv rozptylu,
 - měření rtg záření probíhá pod mnoha různými úhly.
- Z toho plyne, že můžeme vidět a vyšetřovat různé měkké tkáně.
- Anatomické struktury se vzájemně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

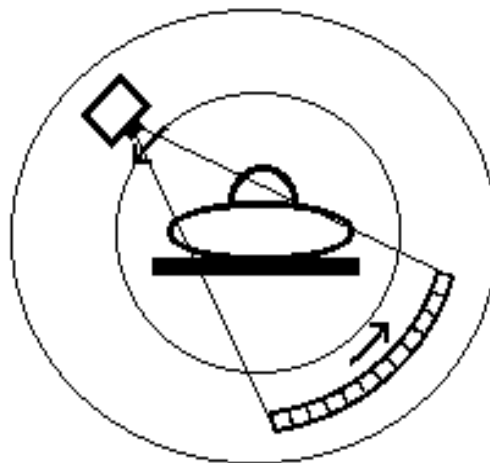
Čtyři generace CT



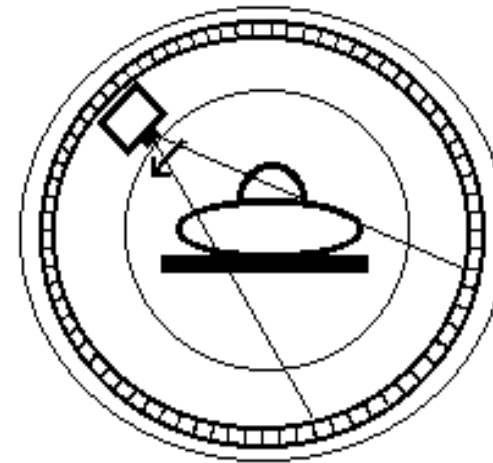
1. GENERACE



2. GENERACE



3. GENERACE

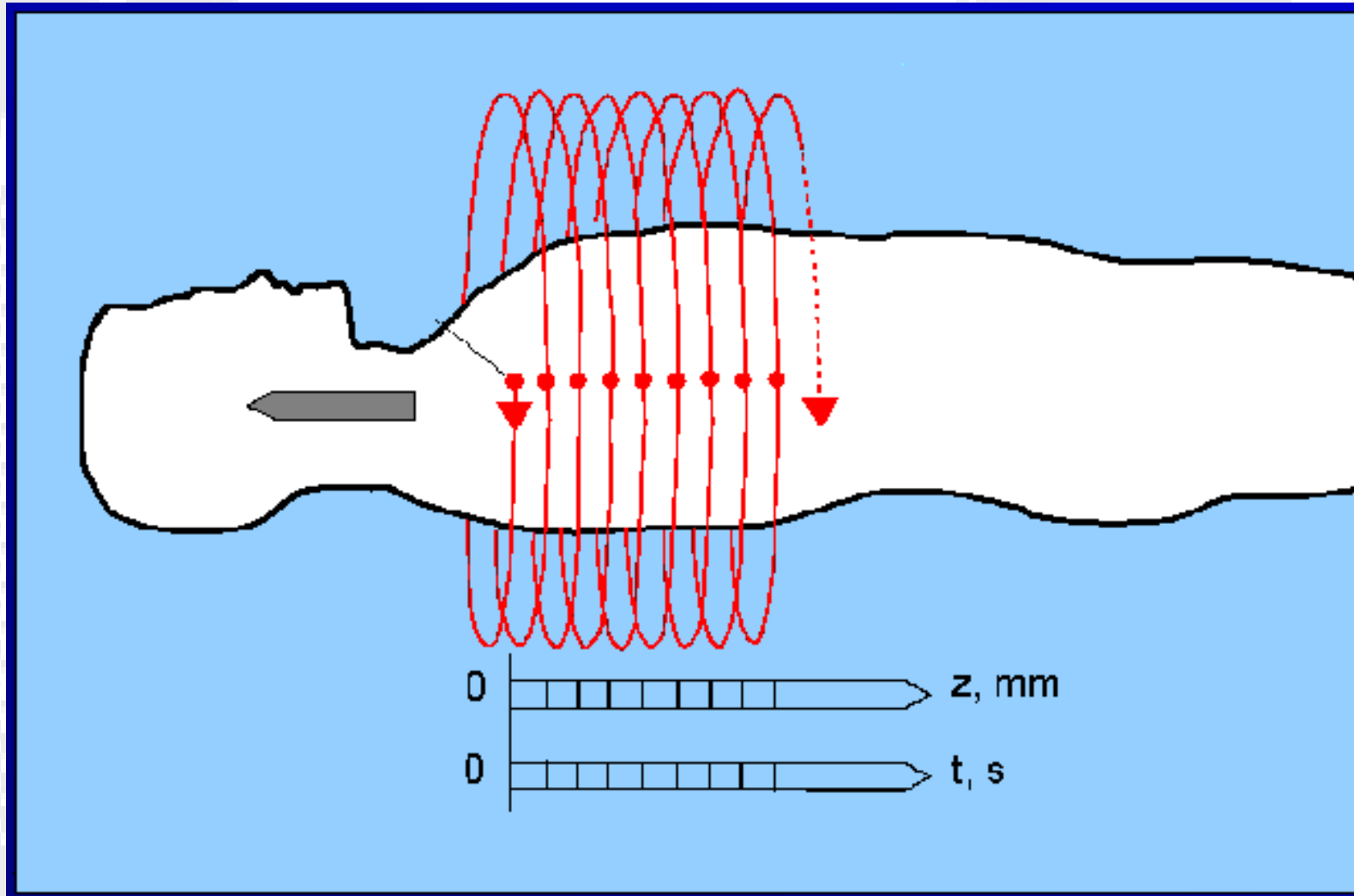


4. GENERACE

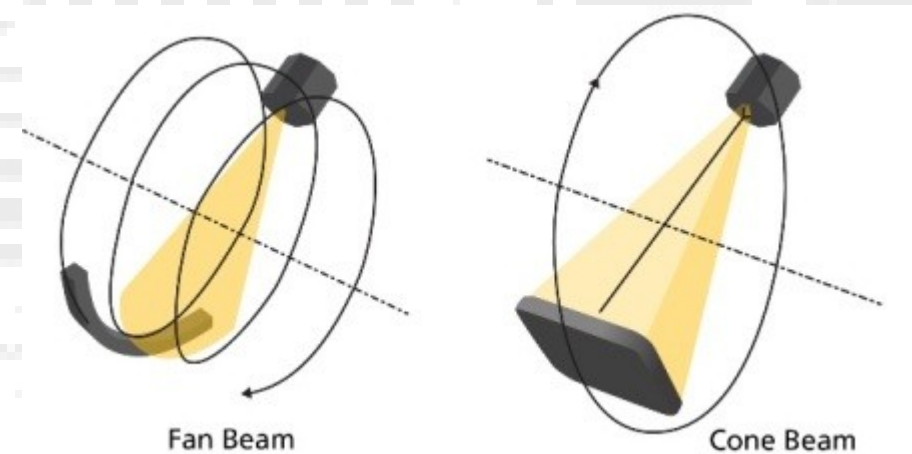
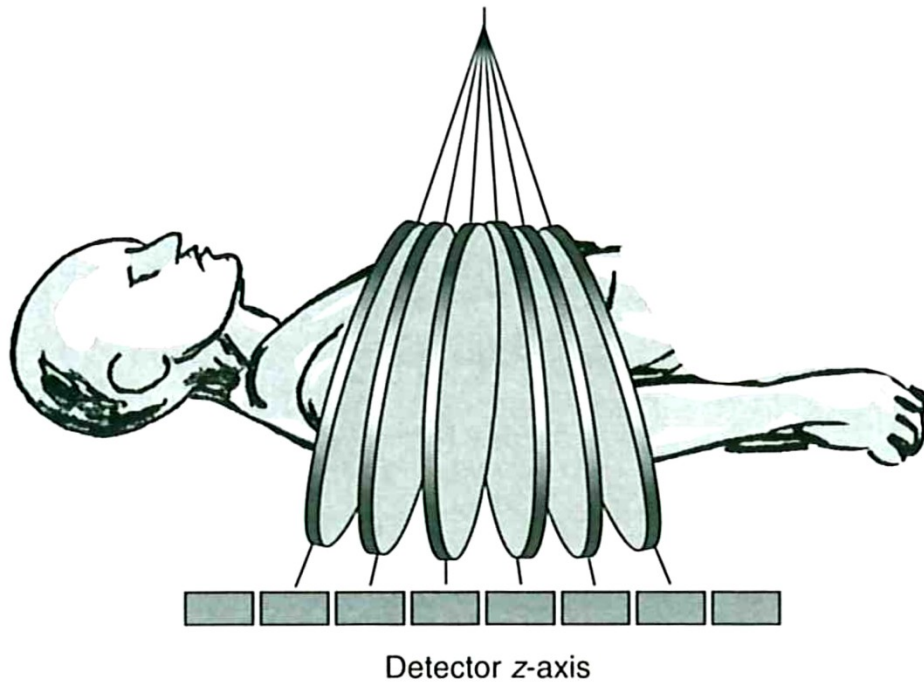
Princip spirálního (3D) CT



Rentgenka a detektory se otáčejí kolem posunujícího se pacienta.



Multisllice CT a Cone beam CT



Umožněna rychlá 3D rekonstrukce

Hounsfieldova (CT) čísla



Pro zjednodušení výpočtů 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.

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.

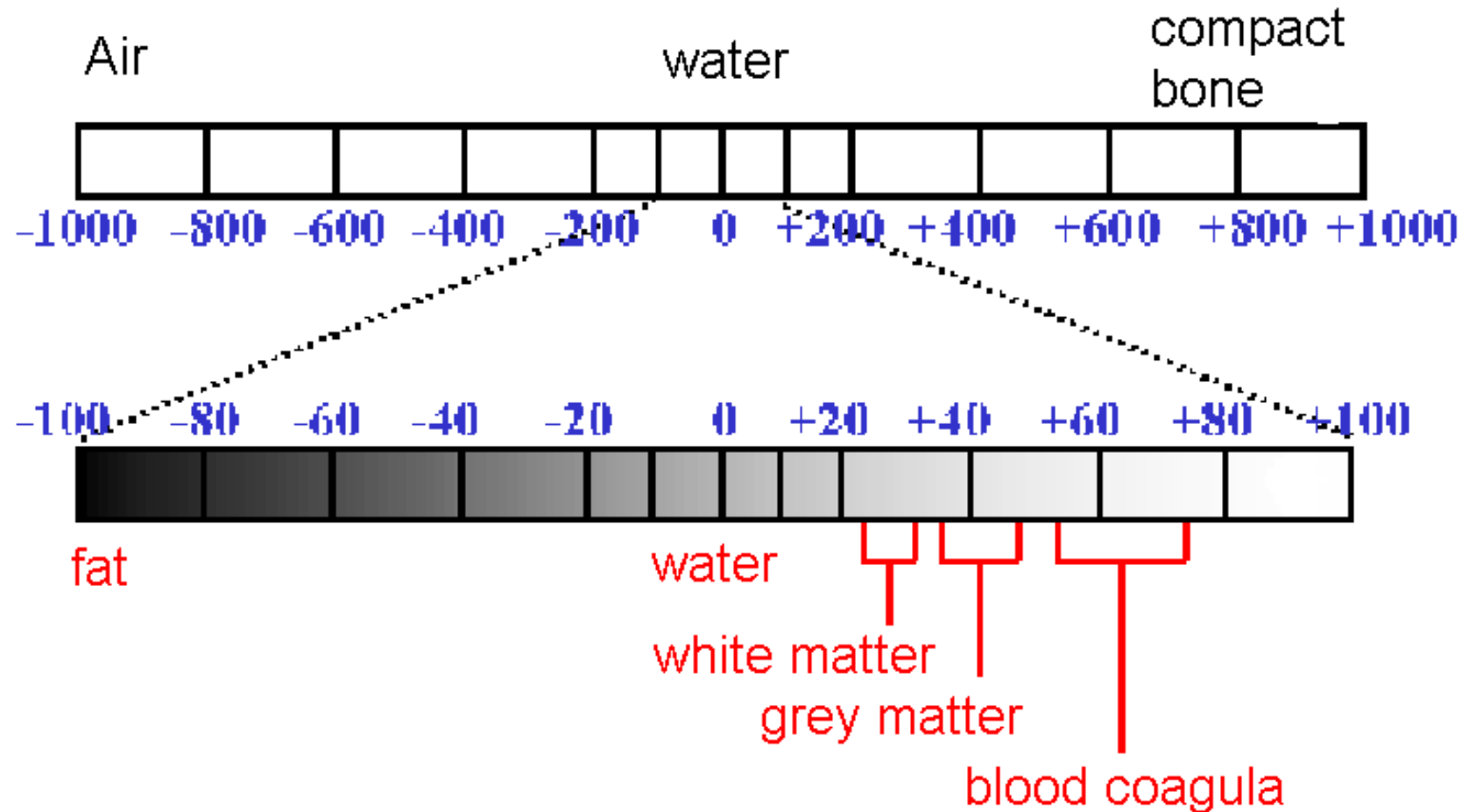
$$HU = \frac{\mu_T - \mu_W}{\mu_W} \cdot k$$

W – voda

T – tkáň

$k = 1000$

„Diagnostické okno“ stupnice HU




3D CT



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

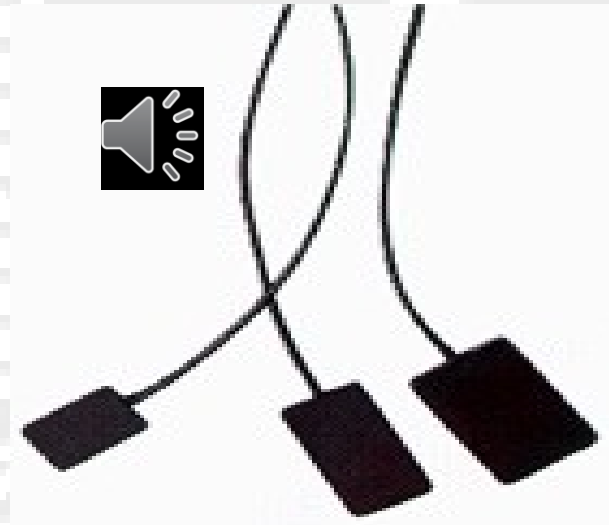
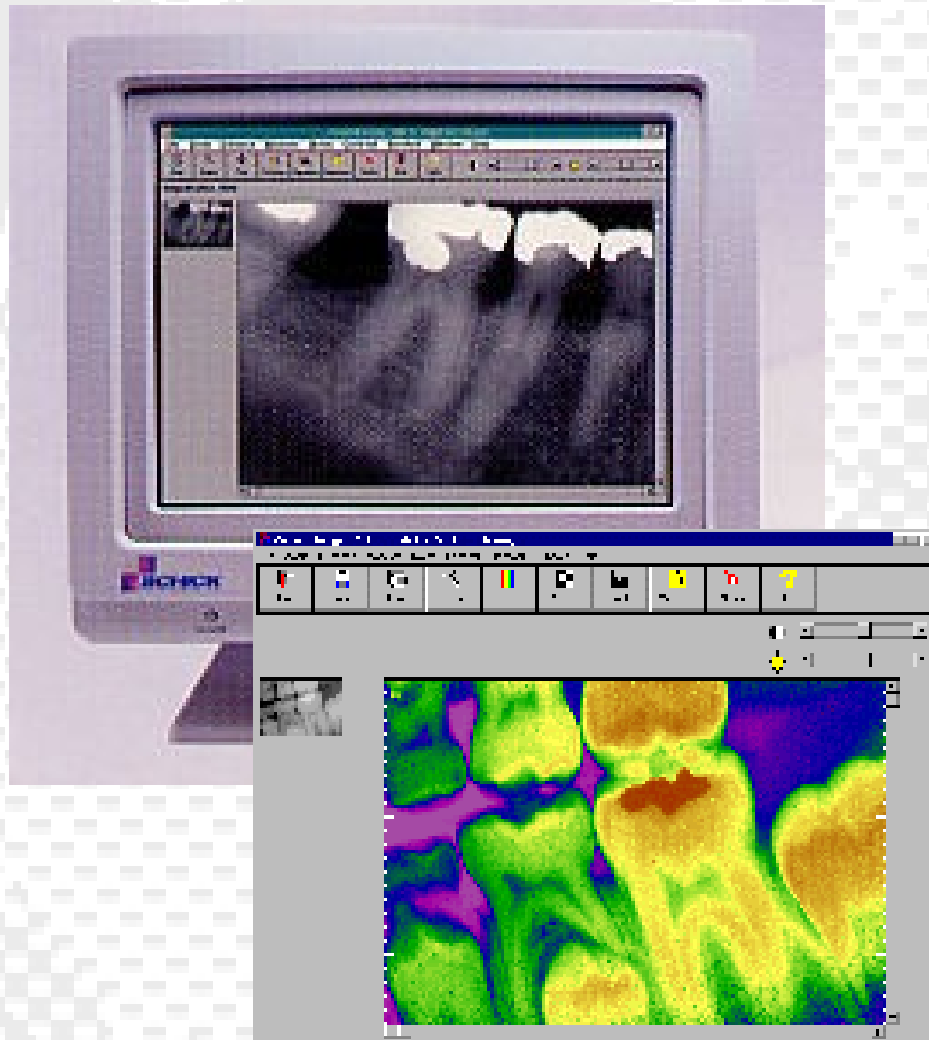
Některé typické dávky

- Z přirozených zdrojů: 2 mSv za rok
- Rtg snímek hrudníku: <1 mSv
- Skiaskopie: 5 mSv
- CT vyšetření: 10 mSv 
- Dávky záření rostou v důsledku až někdy neadekvátní snahy (hraničící s alibismem) o co nejpřesnější diagnózu i v důsledku snadného používání moderních zobrazovacích přístrojů (např. modernější spirální CT je snadněji použitelné než starší konvenční CT).

Dodatek: Zubní rentgenové přístroje

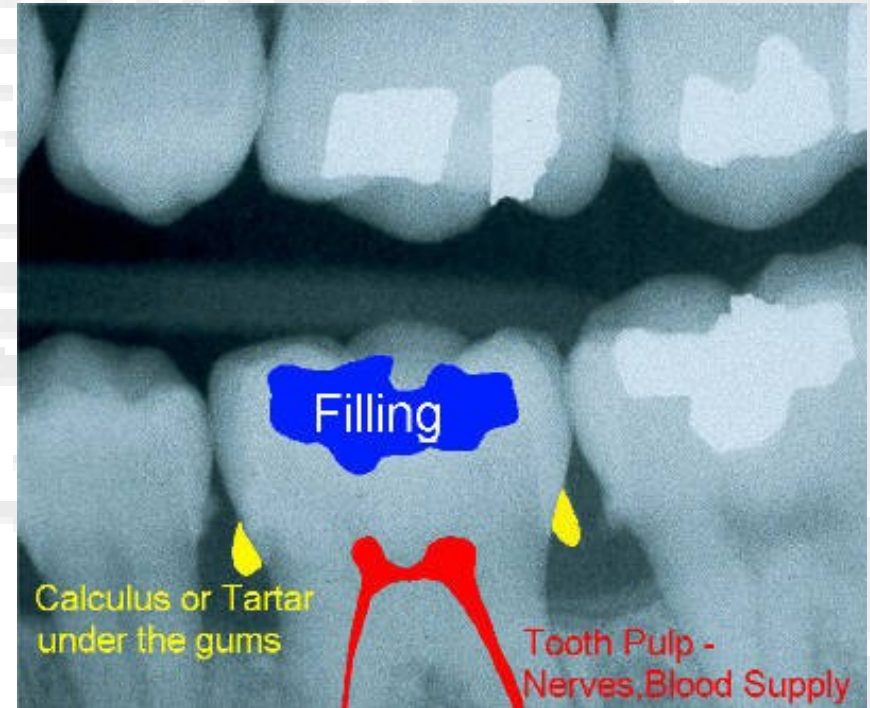


Přímá digitální zubní radiografie



Obrazový detektor se skládá z matice fotodiód pokryté scintilační vrstvou. Nyní jsou dostupné bezdrátové detektory (užívají bluetooth nebo wifi).

Snímky jednotlivých zubů



Lze i barevně rozlišit výplň, pulpu a zubní kámen, samozřejmě jde o pseudobarvy.

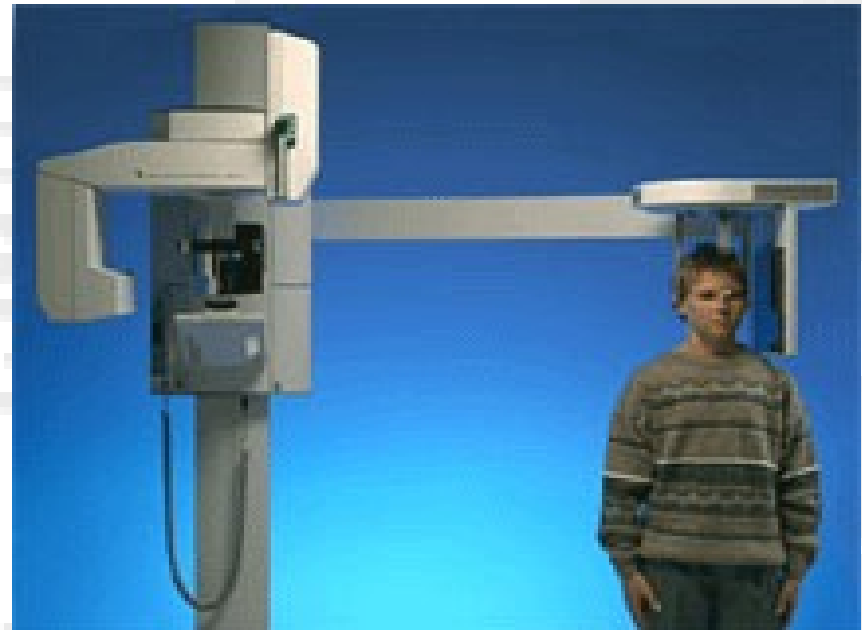
Ortopantomografická (OPG) jednotka



Panoramatický snímek získaný pomocí OPG



Cefalometrické vyšetření



Poznámky k ochraně před zářením



- Nízká individuální ale vysoká kolektivní dávka, poměrně hodně mladých pacientů
- Ochrana očí a štítné žlázy (ocitají se někdy přímo ve svazku nebo blízko něj)
- Protože dávka a tím i riziko pro vyvíjející se plod je nízké, není těhotenství kontraindikací. Vyšetření musí být samozřejmě odůvodněné. Dobrý odkaz:
 - RP136 Evropská směrnice o radiační ochraně v dentální radiologii – Bezpečné použití radiografie v zubním lékařství. 2004. EU.

Optimalizace dávek u snímků jednotlivých zubů

- Přístroj
 - Impulsní režim
 - Filtr: 1,5 mm Al až do 70kV pro redukci kožní dávky
 - Obdélníkový kolimátor doporučován (okrouhlý kolimátor by měl mít průměr svazku na výstupu menší než 60 mm)
 - Digitální snímače umožňují snížit dávku oproti filmu
- Protokol (lze chápat jako nastavení parametrů pracovního postupu)
 - Používání napětí 60kV v impulsním režimu
 - Minimální vzdálenost zdroje od kůže 200 mm (měl by to zajistit kónický nástavec – kolimátor)
 - Není nutno používat ochranné zástěry z olovnaté gumy (na ochranu gonád, s výjimkou vzácných případů) dokonce ani u těhotných pacientek (někdy se to dělá pro uspokojení pacientek)
 - Někdy je hlavně u mladých pacientů doporučován ochranný límec na štítnou žlázu

Jednoduchý
nástavec pro
přeměnu
okrouhlého
kolimátoru/kónic-
kého nástavce na
obdélníkový



DENTSPLY's Rinn
Universal Collimator

Optimalizace dávek při panoramatickém snímkování (OPG)

- Přístroj:
 - CP (constant power) generatory
 - Používání kazet s velmi citlivými fluorescenčními stínítky, pokud se pracuje fotografickým materiálem
 - Automatická kontrola expozice
 - Tzv. „tlačítko mrtvého muže“
- Protokol:
 - Správné umístění a imobilizace pacienta snižuje počet opakování (např. při OPG brada spočívá na plastové podložce, hlavu drží plastová sluchátka aj.)
 - Omezení ozařovaného pole
 - Ochrana štítné žlázy při OPG překáží svazku (často je však nutná při cefalometrii)



Autoři:

objtěch Mornstein, Carmel J. Caruana

Obsahová spolupráce:

Ivo Hrazdira

Grafika:

Lucie Mornsteinová

Poslední revize a ozvučení: březen 20

