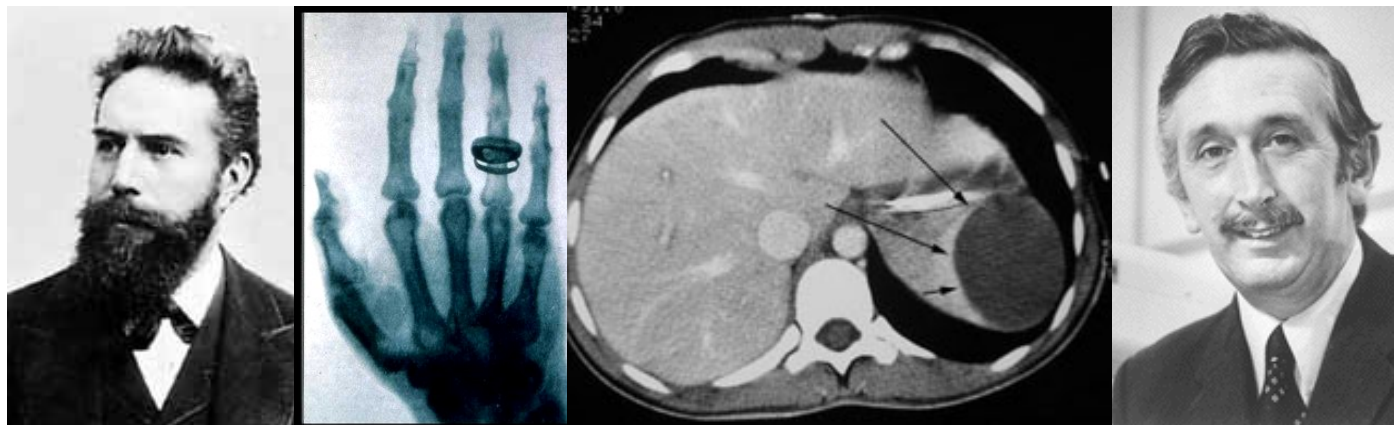


# Přednášky z lékařské biofyziky

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) svazku rentgenového záření v různých tkáních lidského organismu.**
- Pamatujme, 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 exponování pacientů i zdravotníků tímto zářením.

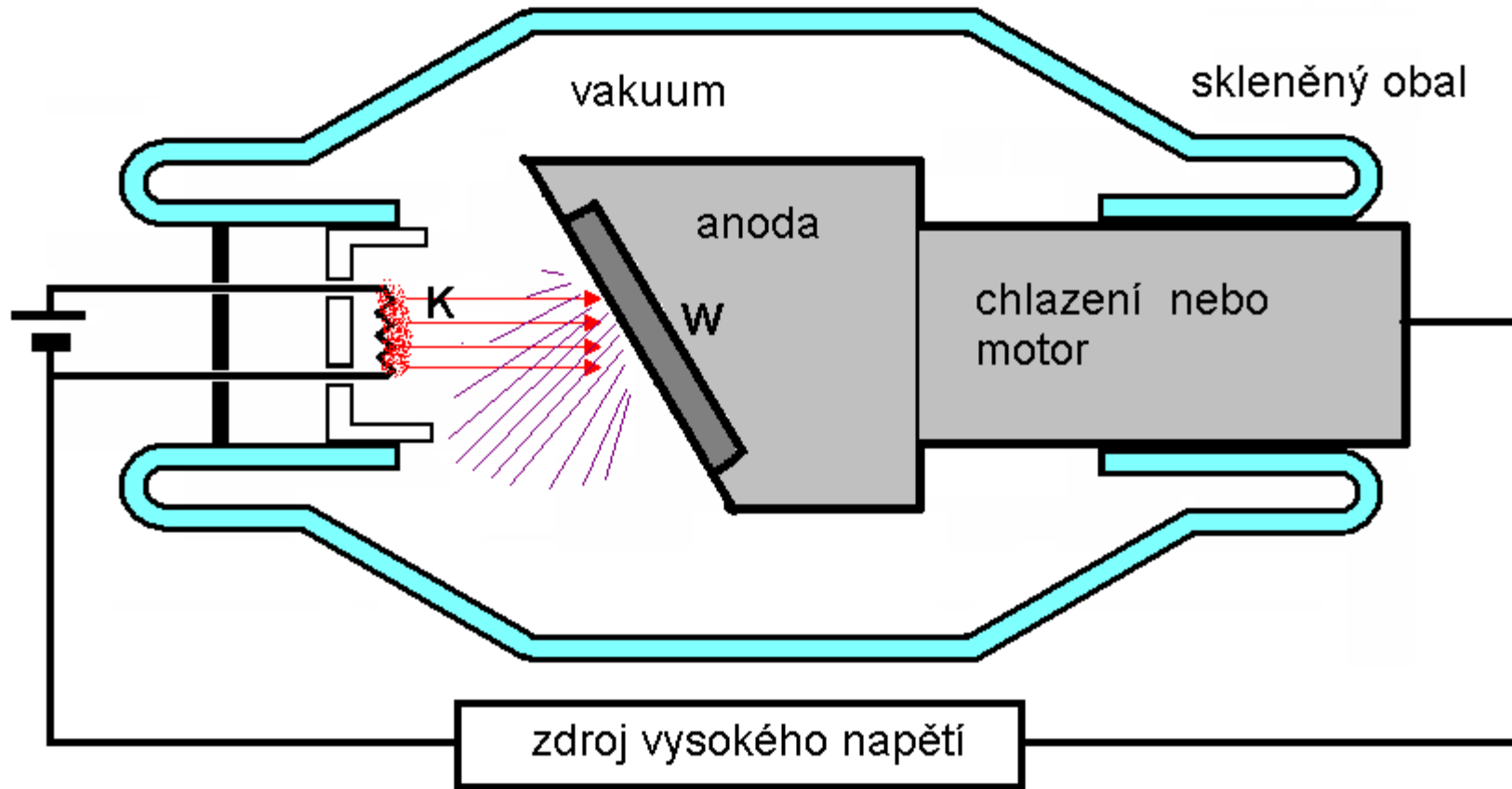
# Obsah přednášky

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

# Projekční rentgenová zařízení



# Vznik rentgenového záření – schéma nízkovýkonové rentgenky používané např. v zubních rentgenech



Moderní rentgenky jsou označovány též jako **Coolidgeovy trubice**.

# Výkonová rentgenka s rotující anodou (něco pro filatelisty)



# 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 rtg 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!

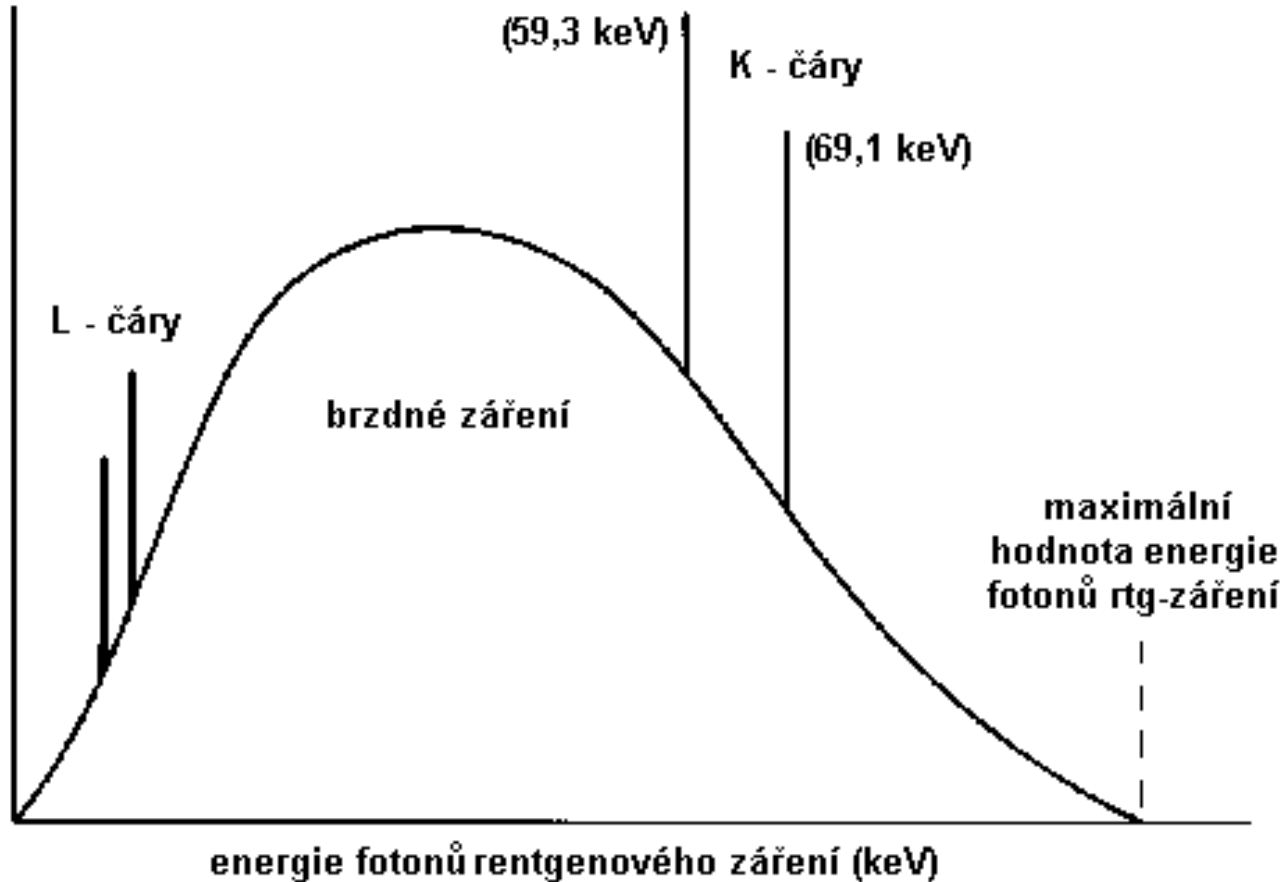


# Histogram energie fotonů

(vzniklých na patrně wolframové anodě)

Počet fotonů  
připadajících  
na interval  
energie  $\Delta E$

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



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**.

# Hlavní části rentgenového přístroje

## ➤ **Rengenka**

### ➤ **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 rtg 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 zdravotníků).

➤ 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** – historie) nebo zesilovač obrazu (historie) 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 typicky 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 do různých směrů.
- 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 detektor rtg záření.
- Obraz lze zachytit/zviditelnit pomocí **Rentgenového filmu/stínítka** a jeho následného vyvolání (při skiagrafii – používá již jen ojedinele)  
**Digitálního plošného snímače obrazu** umožňujícího vytvořit obraz na PC monitoru  
**Zesilovače obrazu** a digitální CCD kamery spojené s monitorem (při skiaskopii, ojedinele)  
Jistá znalost starších způsobů detekce obrazu je nutná pro pochopení starších odborných textů.

# 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  $\mu$ :

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

Po úpravě:

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

Po integraci:

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

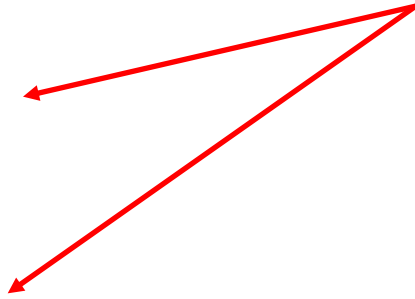
$I$  je intenzita záření prošlého vrstvou o tloušťce  $x$ ,  $I_0$  je intenzita dopadajícího záření,  $\mu$  je **lineární koeficient útlumu** [ $m^{-1}$ ] závislý na druhu záření a na vlastnostech absorbujícího prostředí (jeho složení a hustotě).

**Hmotnostní koeficient útlumu**  $\mu/\rho$  nezávisí na hustotě.

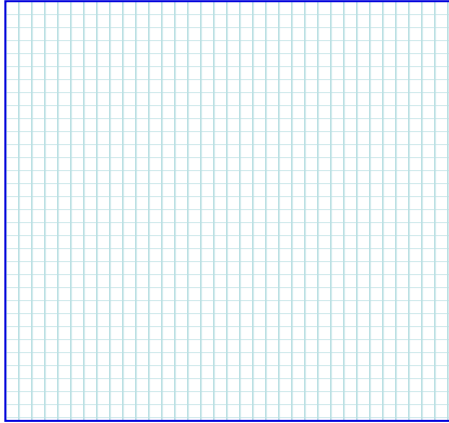
Pozor, matematika!

# Kazety pro rentgenový film – již historie, ale důležitý princip

FLUORESCENČNÍ  
stínítka redukují  
dávku záření  
přibližně 50x.

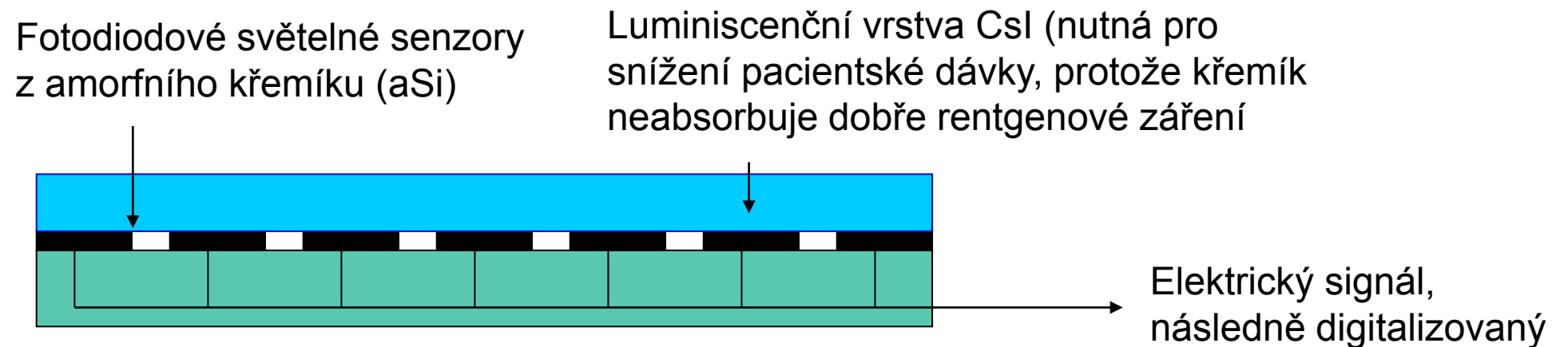


# Digitální plošné snímače obrazu

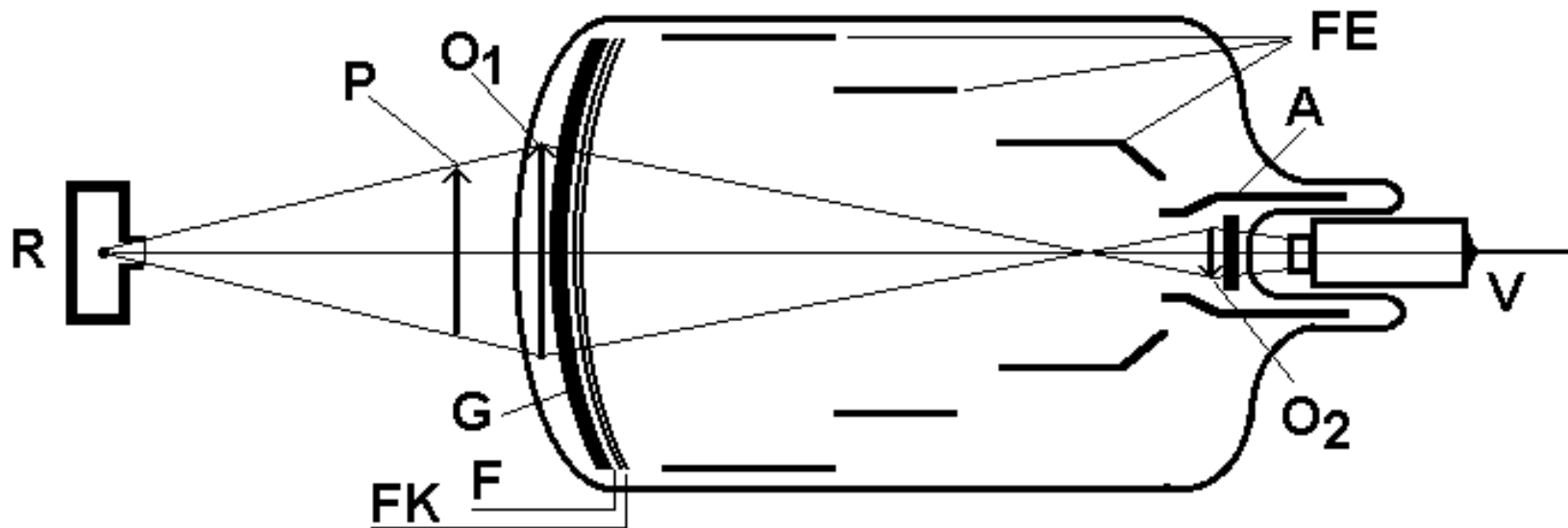


Plošný snímač obrazu je složen z velmi malých senzorů uspořádaných do čtverce.

Buckyho clona pro digitální přístroje



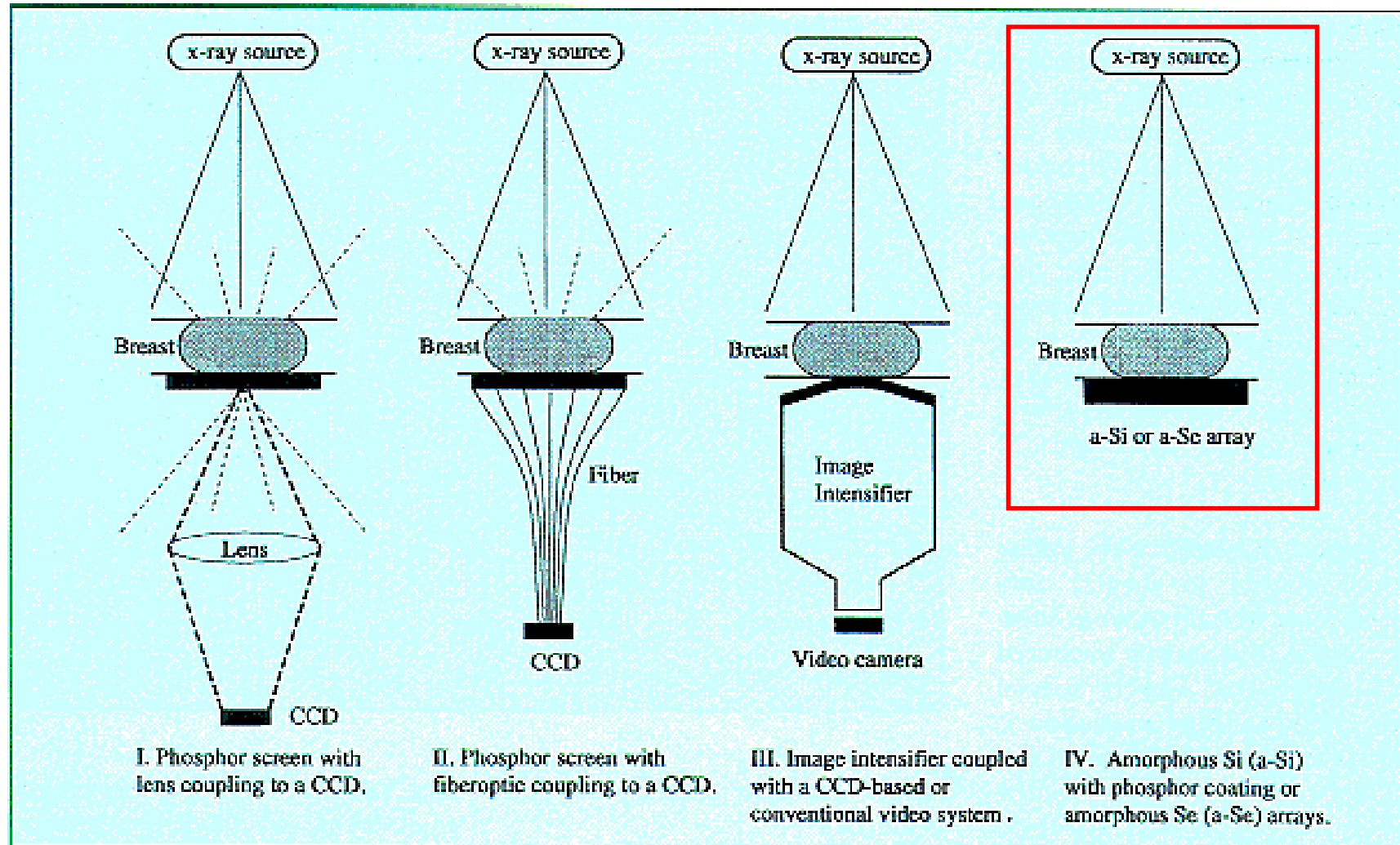
# Zesilovač obrazu, historie, ale důležitá



R – rentgenka, P - pacient, O<sub>1</sub> – primární obraz na fluorescenčním stínítku, G – skleněný nosič, F – fluorescenční stínítko, FK - fotokatoda, FE – fokusující elektrody (elektronová optika), A - anoda, O<sub>2</sub> – 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.

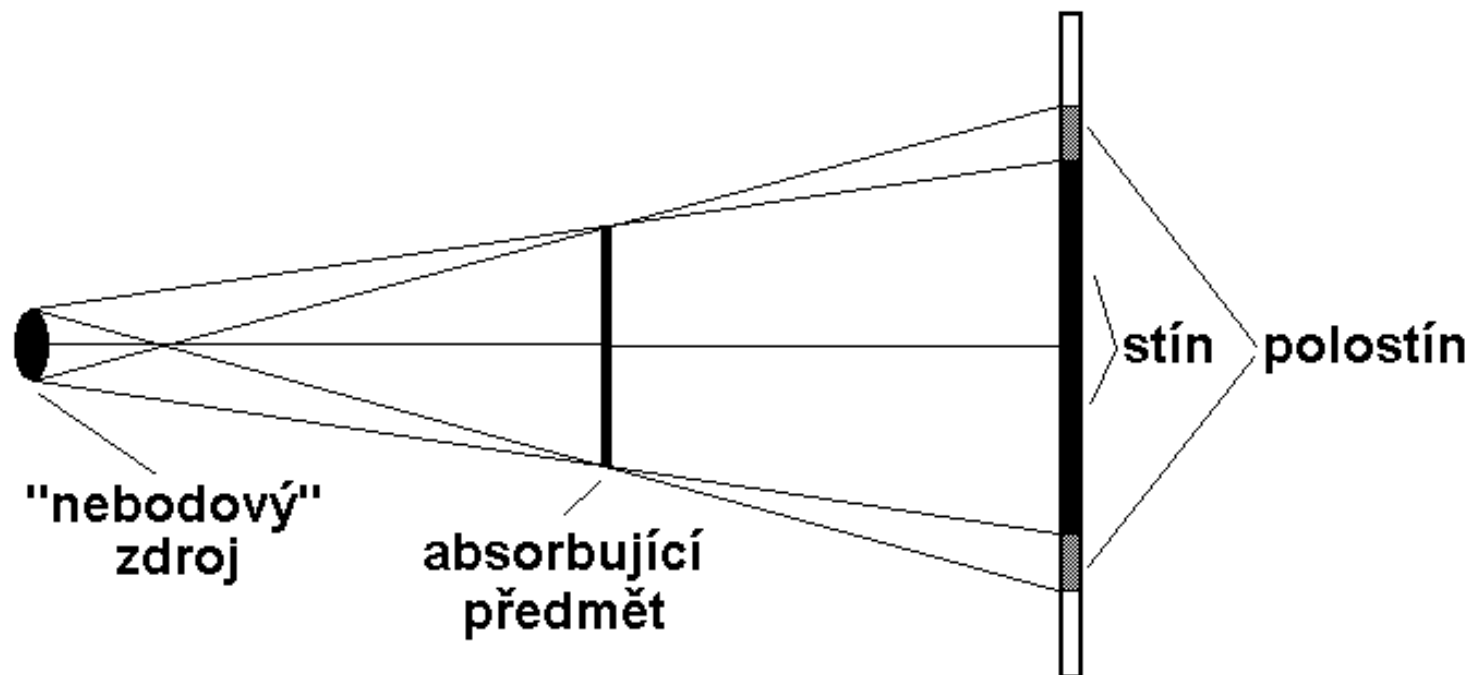
Fig 1. – Schematic diagram of solid-state x-ray detector technologies employed in the development of digital mammography systems. The small-dashed lines in systems I and II represent the losses due to the phosphor glow emitted in all directions.

# 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 (deformuje obraz)
- zvětšením vzdálenosti mezi rentgenkou a pacientem (technické problémy a rozptyl rtg záření ve vzduchu)

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

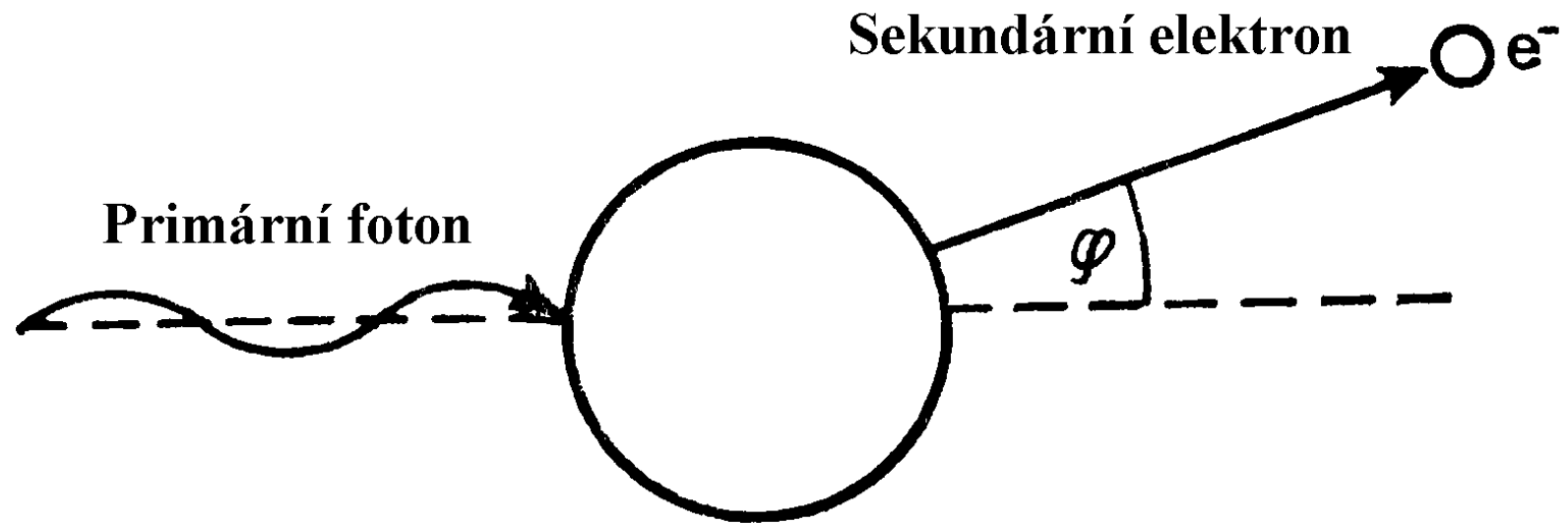
➤ Foton je absorbován při srážce s atomem a jeden elektron je v důsledku toho vyražen z elektronového obalu (typicky z K-vrstvy). Část energie elektronu  $h \cdot f$  je nutná pro ionizaci. Zbytek energie fotonu se mění v **kinetickou energii** ( $1/2m \cdot v^2$ ) vyraženého elektronu. Vyražené elektrony 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)

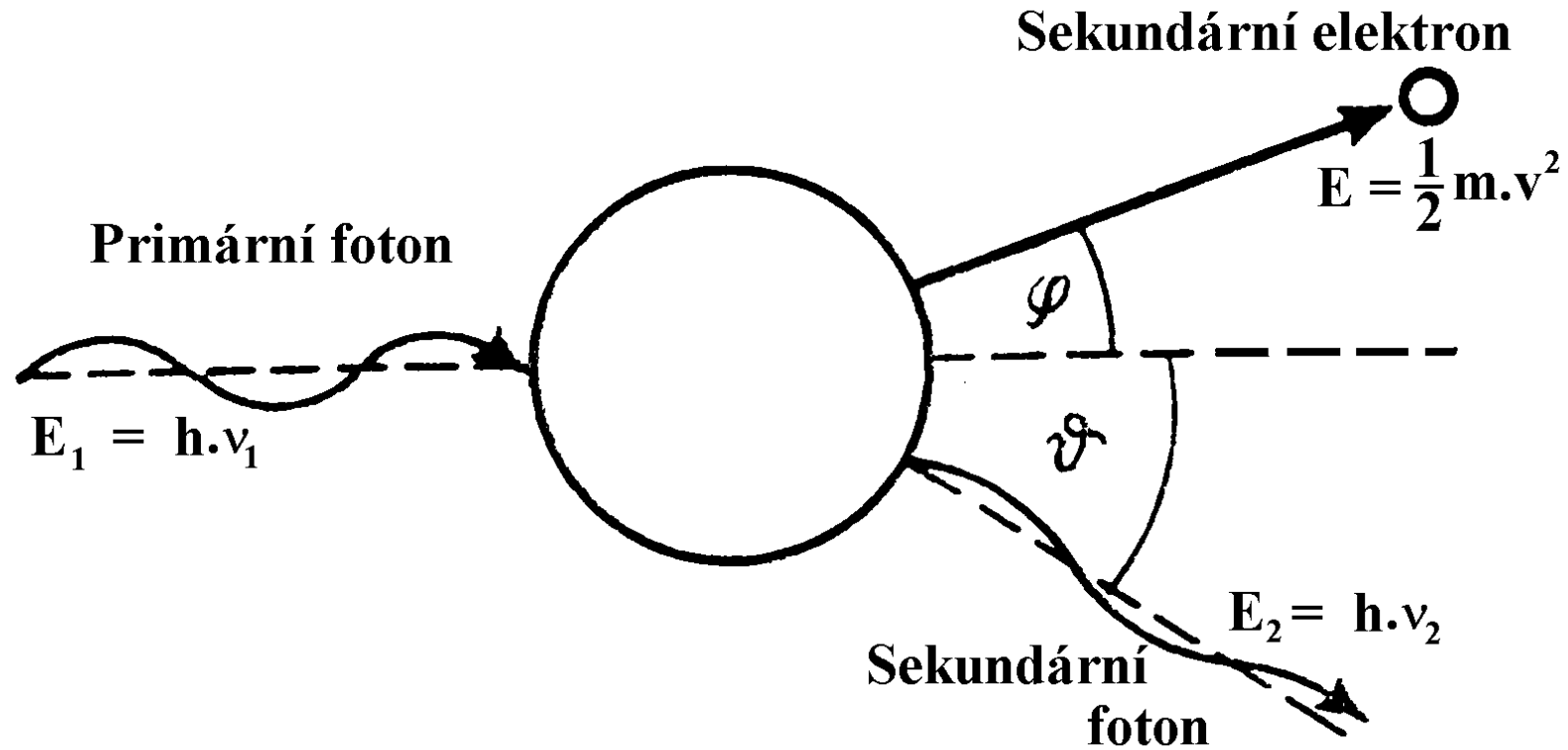
Při vyšších energiích fotonů není jejich energie plně absorbována – objevuje se foton s nižší energií. Vazebná energie elektronu  $E_b$  je zanedbatelná ve srovnání s energií fotonu. Můžeme napsat:

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

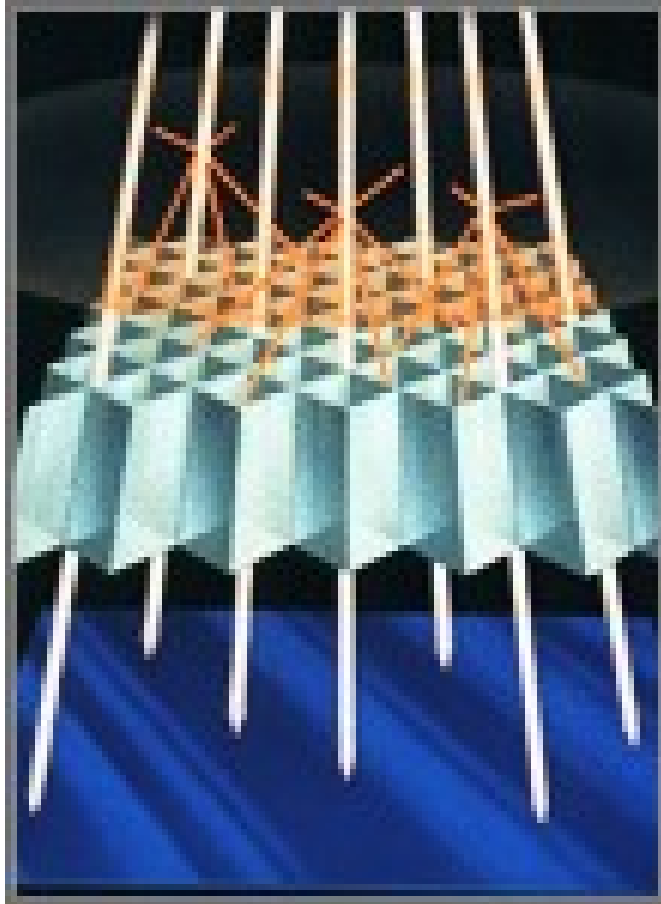
kde  $f_1$  je frekvence dopadajícího fotonu a  $f_2$  je frekvence rozptýleného fotonu.

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 CO<sub>2</sub>. 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>



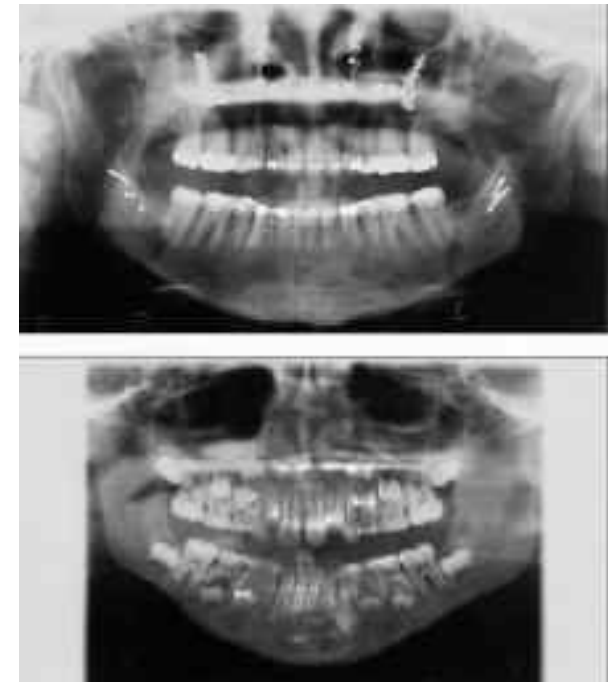
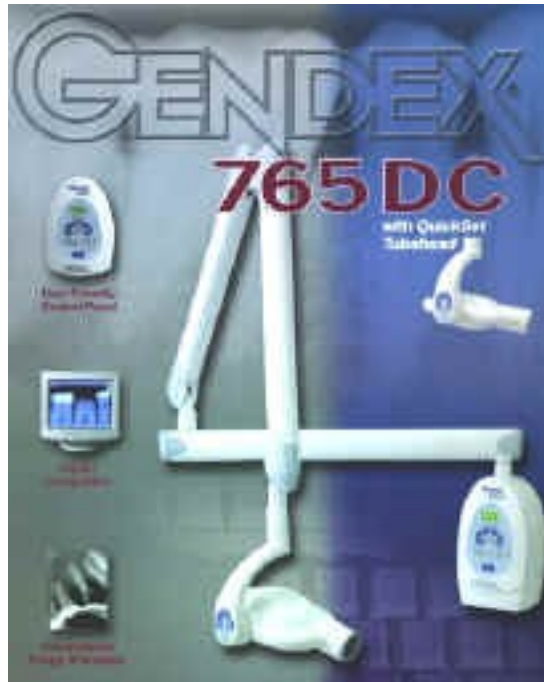
Pneumoencefalogram – negativní kontrast – historie medicíny. Motýlkovitý útvar je zobrazením mozkových komor, ve kterých se nachází vzduch místo likvoru.

<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 ustoupila do pozadí s rozvojem jiných angiografických metod na bázi CT nebo MRI.

[http://zoot.radiology.wisc.edu/~block/Med\\_Gallery/ia\\_dsa.html](http://zoot.radiology.wisc.edu/~block/Med_Gallery/ia_dsa.html)

# **Výpočetní tomografie – CT**

## **(Computed Tomography)**

# Výpočetní tomografie – CT

## (Computed Tomography)

- První pacient byl vyšetřen touto převratnou 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



Epidurální hematom vpravo  
parietálně a zevní  
komorová drenáž vlevo  
frontálně

34



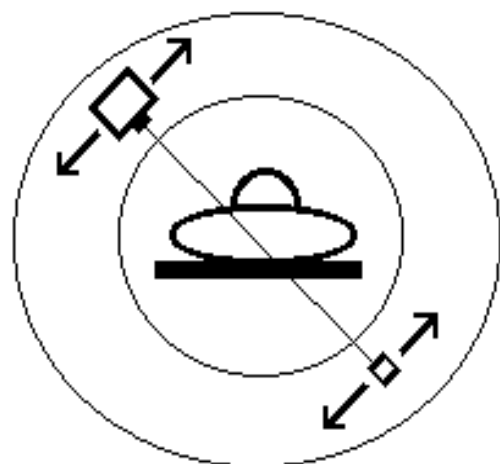
Rozsáhlý subkapsulární hematom  
sleziny u pacienta po autonehodě

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

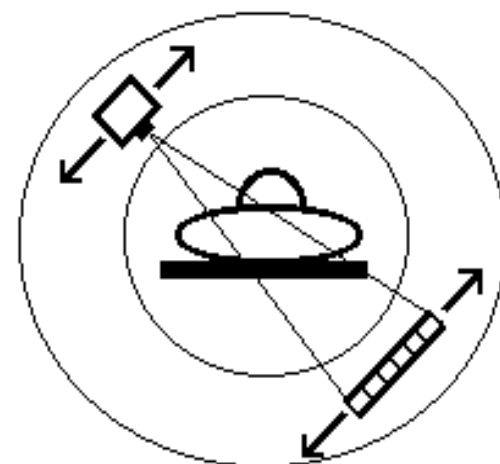
# Výhody CT oproti projekčnímu rtg zobrazení

- Mnohem vyšší kontrast než u projekčního rtg zobrazení – malé 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.

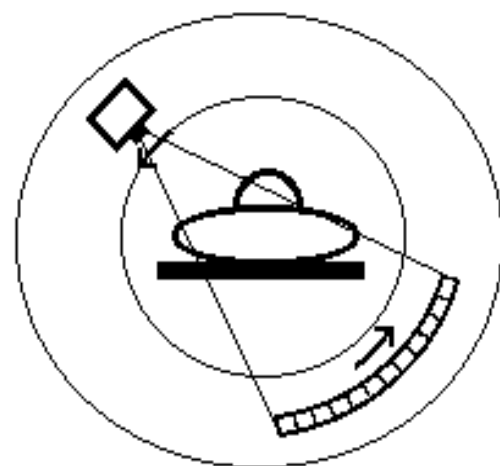
# Čtyři generace CT – užitečná historie



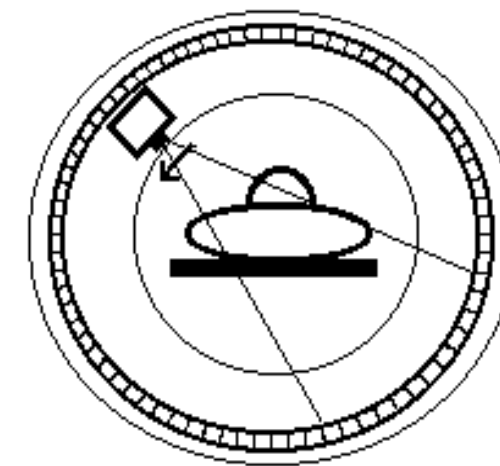
1. GENERACE



2. GENERACE



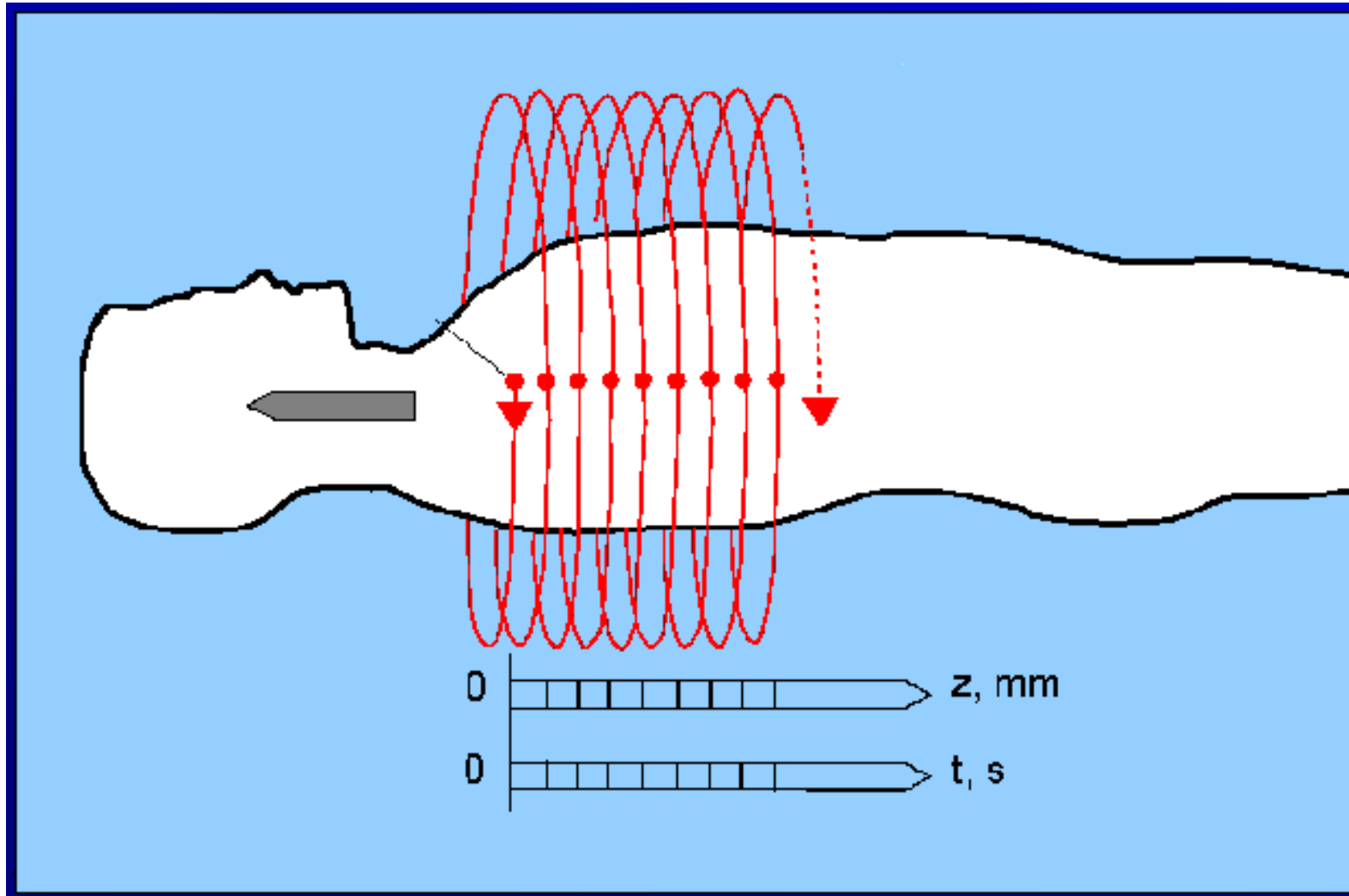
3. GENERACE



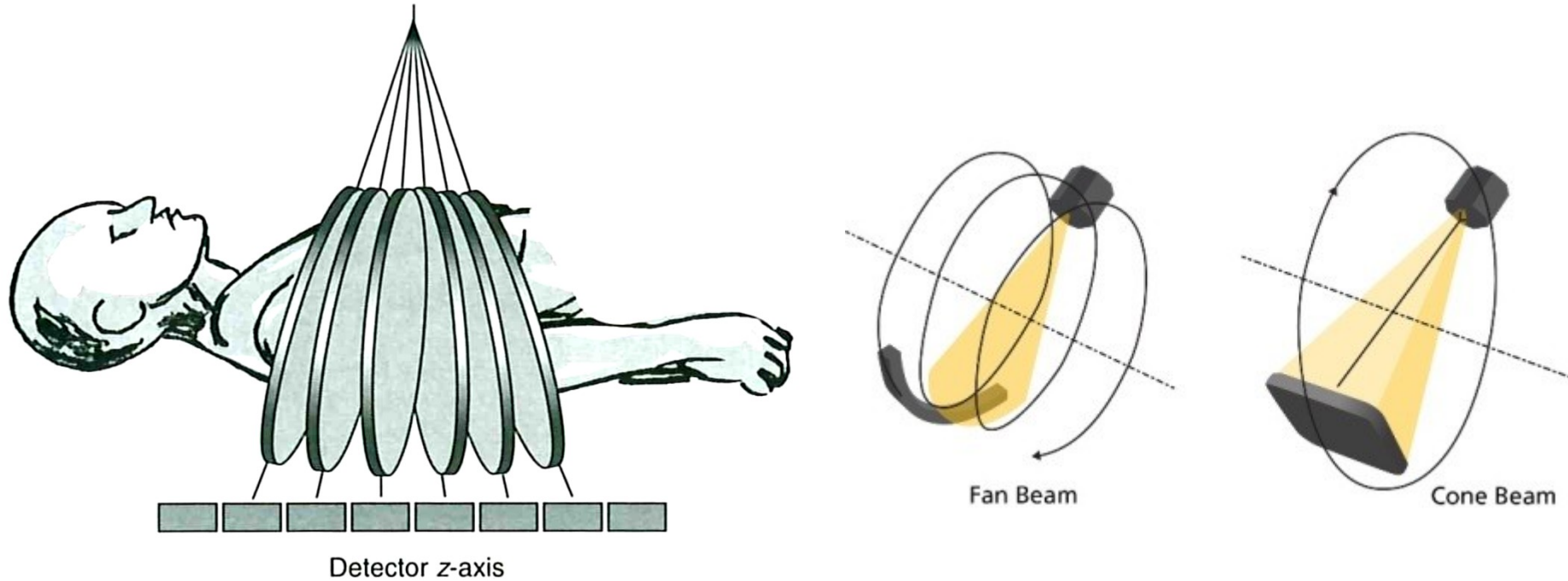
4. GENERACE

# Princip spirálního (3D) CT

Rentgenka a detektory se otáčejí kolem posunujícího se pacienta.



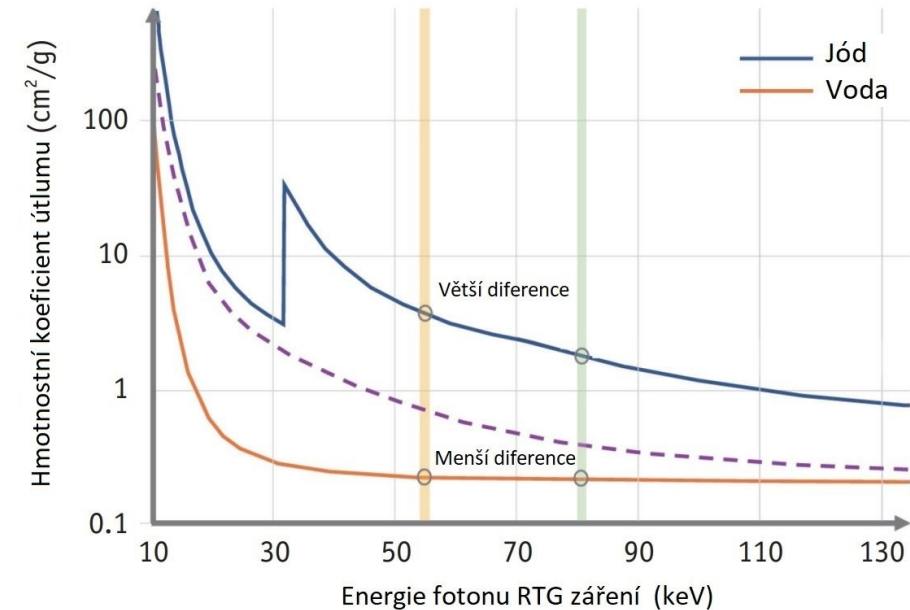
# Multisllice CT a Cone beam CT



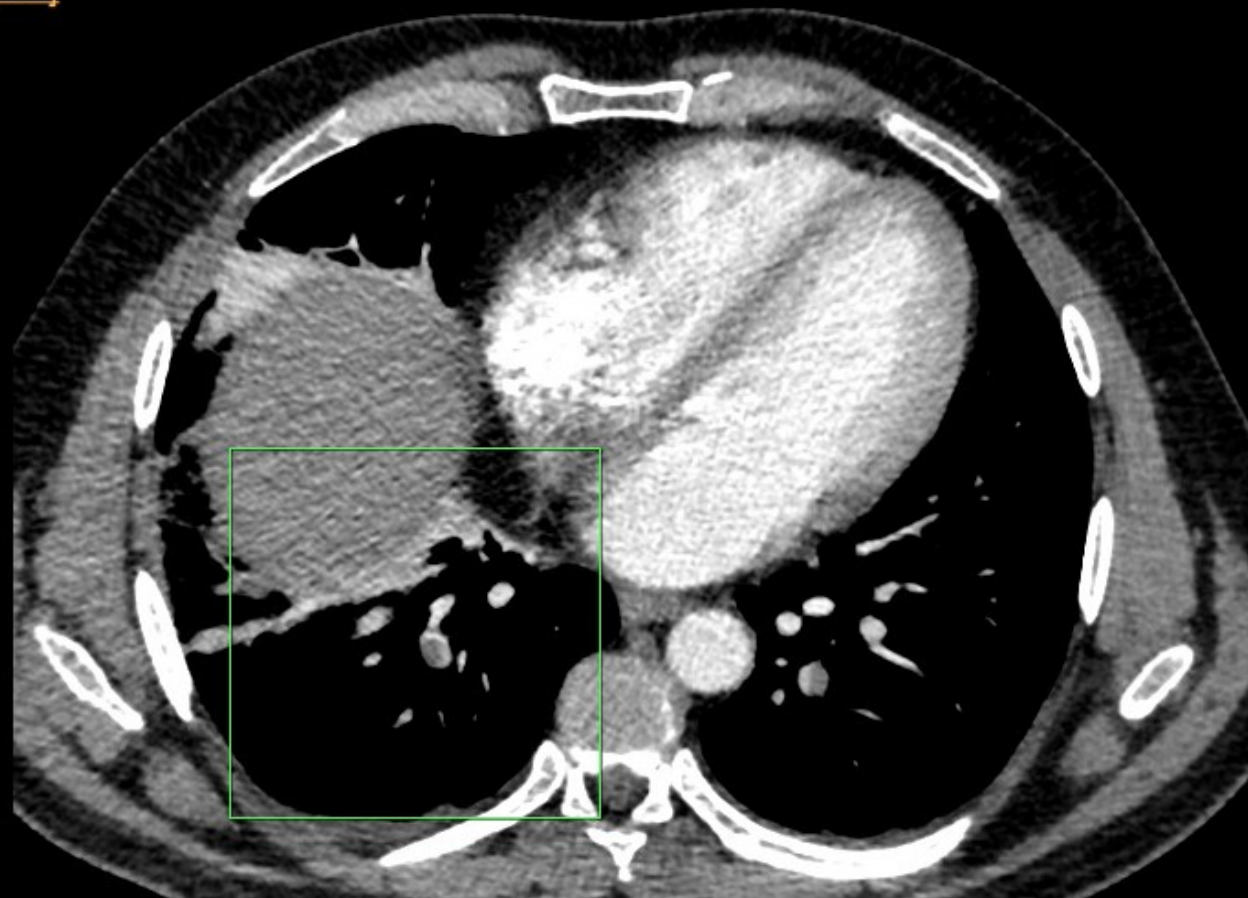
**Umožněna rychlá 3D rekonstrukce**

# Další pokrok v oblasti CT

Technický rozvoj se v oblasti CT nezastavil. Začínají se uplatňovat tzv. „dual energy“ systémy, označované i jako spektrální, které konstruují obraz nejméně pomocí dvou různých energií rtg záření, které mají různé koeficienty útlumu a tím je umožněna i látková analýza zobrazovaných tkání.



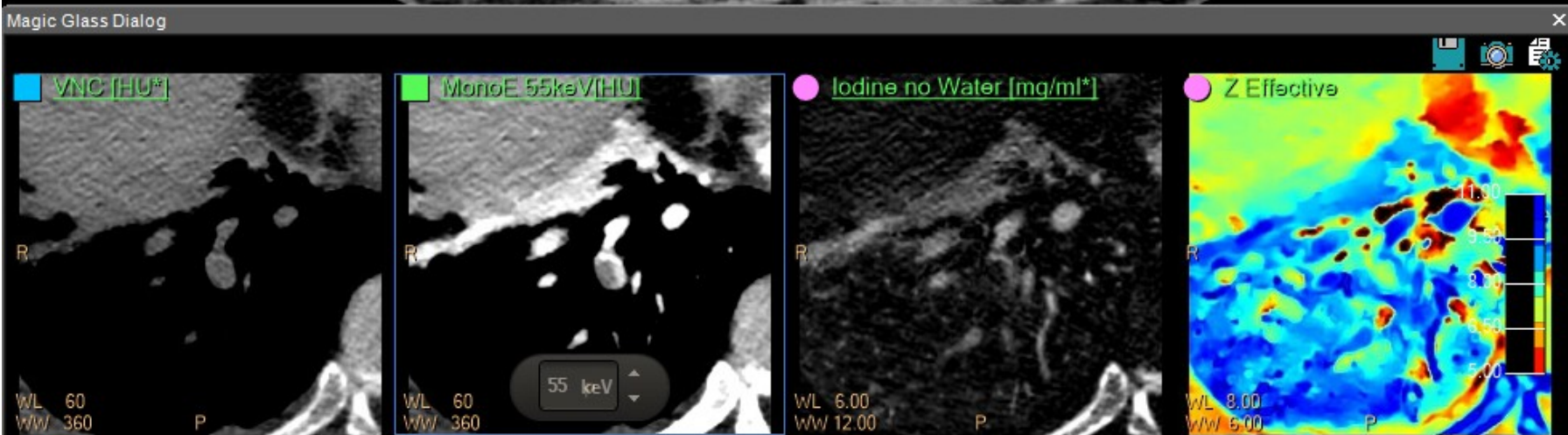
Upraveno podle:  
So A, Nicolaou S. **Spectral Computed Tomography: Fundamental Principles and Recent Developments.** Korean J Radiol. 2021 Jan;22(1):86-96. <https://doi.org/10.3348/kjr.2020.0144>



## Spektrální CT angiografie plic s nálezem plicní embolie

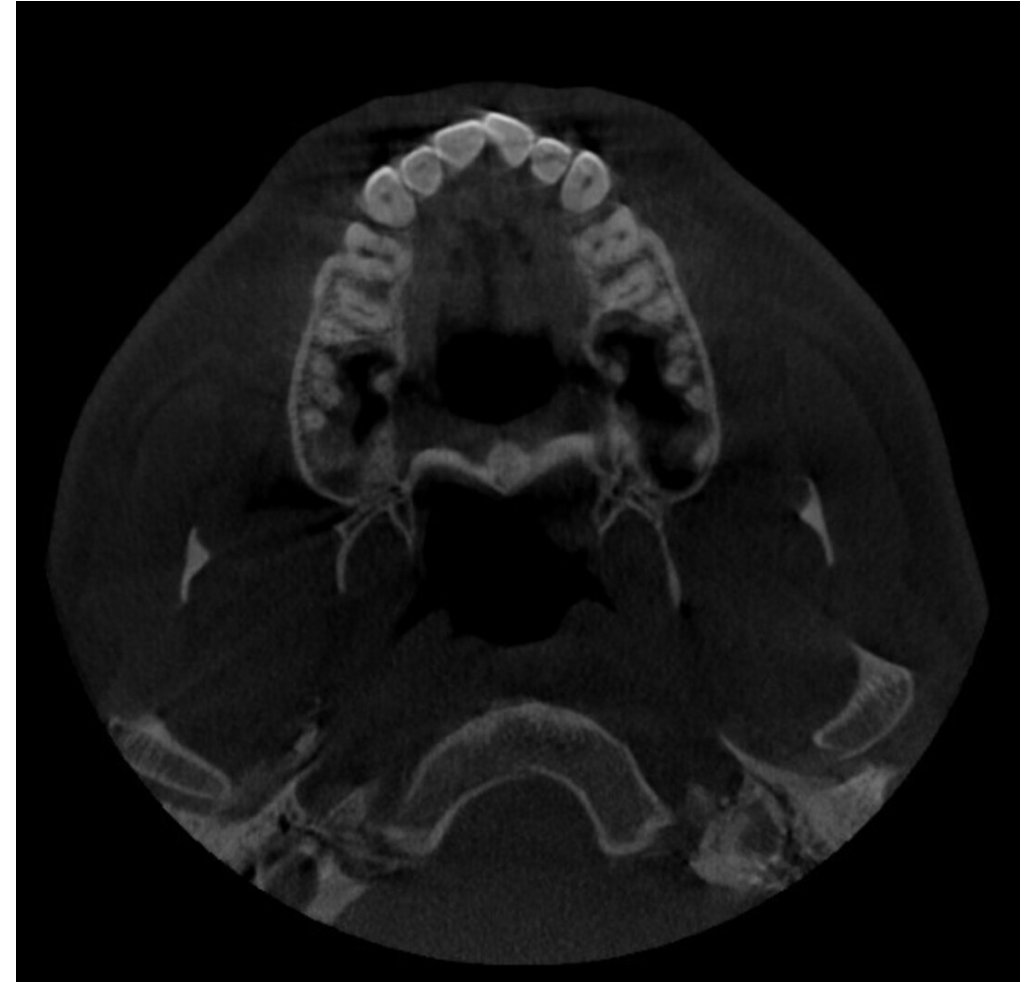
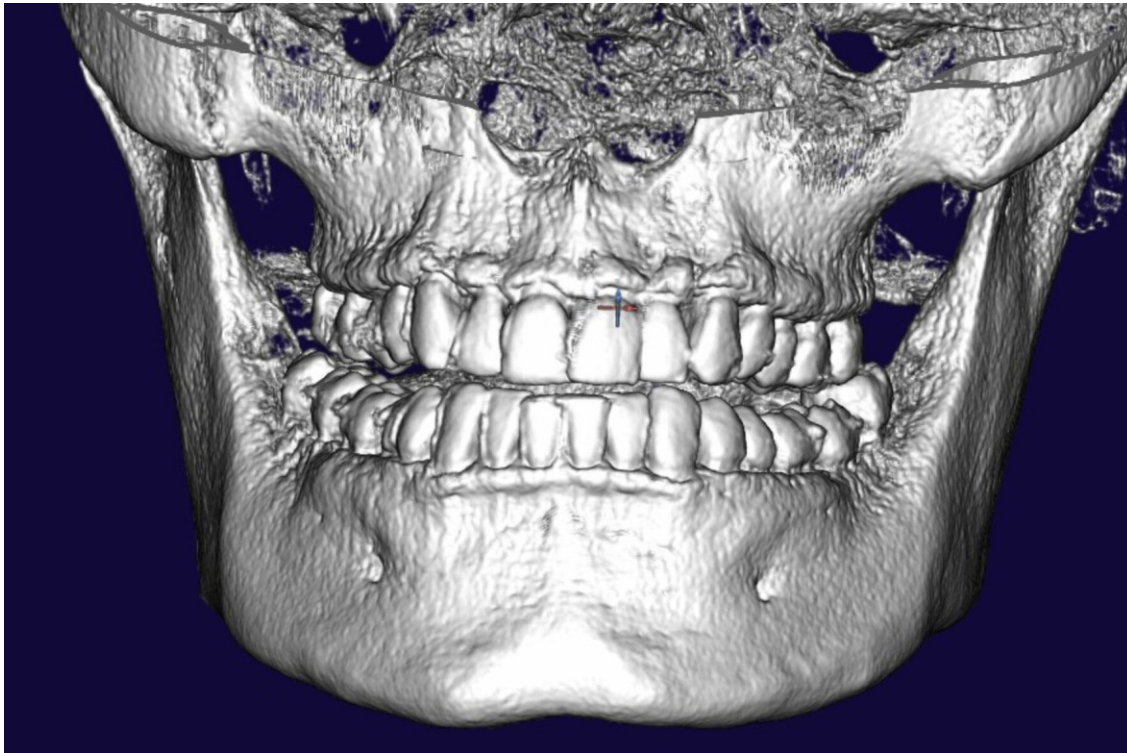
Čtvercová výseč v dolní řadě rekonstruována (zleva):

1. Virtuální nativní obraz
2. Nízkenergetická monoenergetická rekonstrukce (55 keV). *Tato energie není maximální u detekovaných fotonů!*
3. Mapa koncentrace jódu
4. Mapa průměrných atomových čísel





# 3D CT v zubním lékařství – s využitím OPG



Cone Beam CT (CBCT) - 3D rekonstrukce ↑  
základní axiální (= transverzální) sken →

# Hounsfieldova (CT) čísla

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

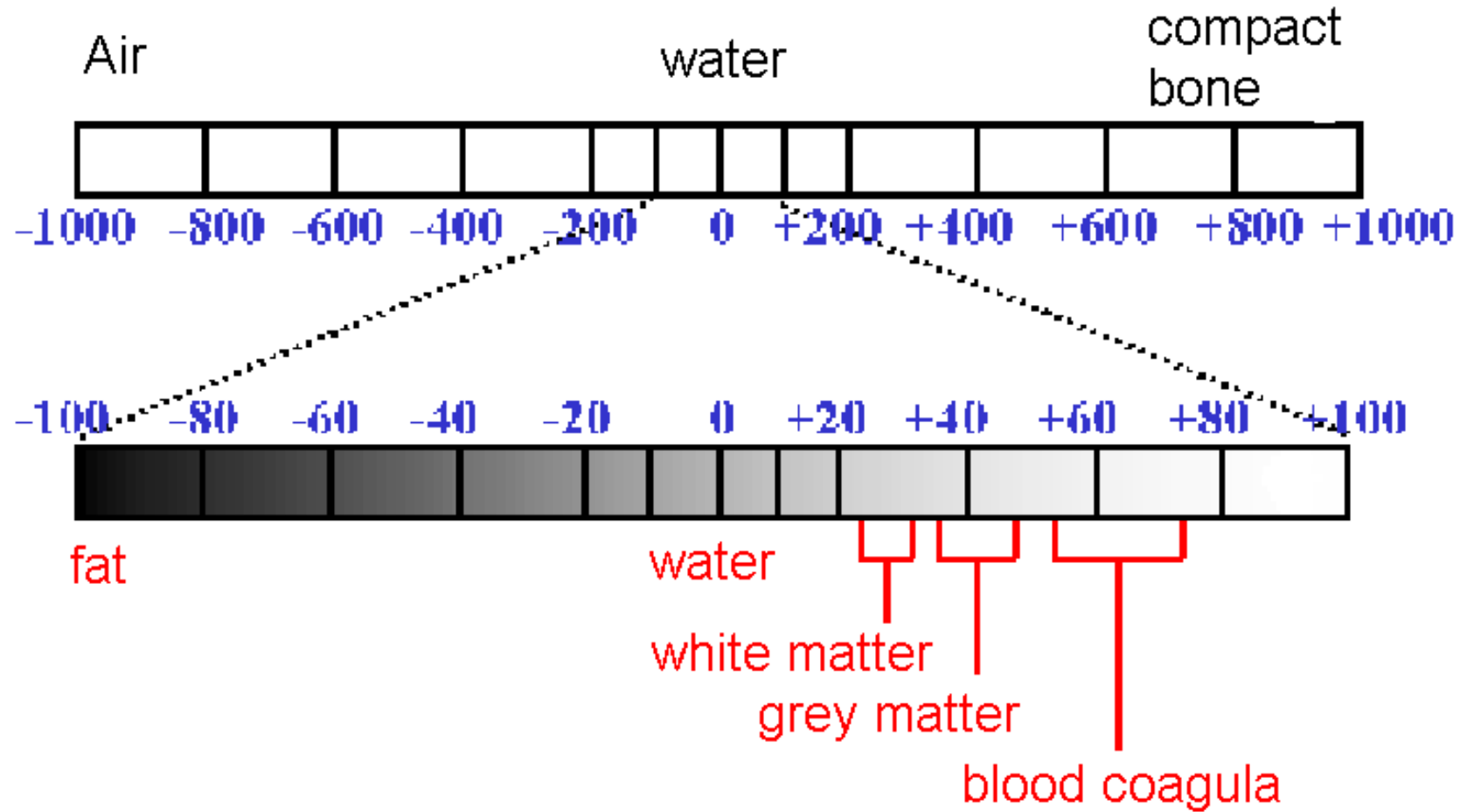
V této zjednodušené stupnici má voda 0 HU, vzduch -1000 HU a kompaktní kost přibližně +1000 HU. Na rozdíl od hodnot koeficientů útlumu hodnoty HU nejsou závislé na napětí rentgenky – můžeme srovnávat obrázky získané pomocí různých přístrojů.

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



# 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).

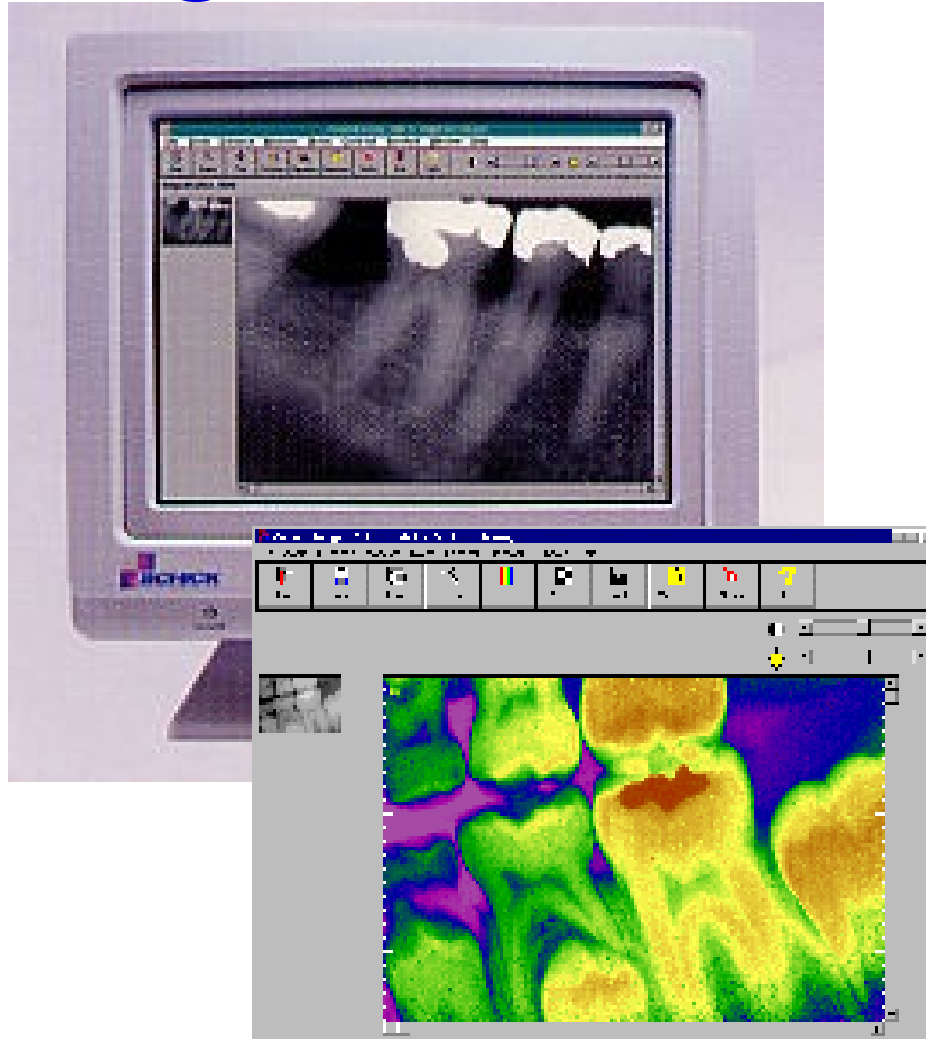
## Dodatek: Zubní rentgenové přístroje



Tento  
obrázek je  
zajisté  
historický!

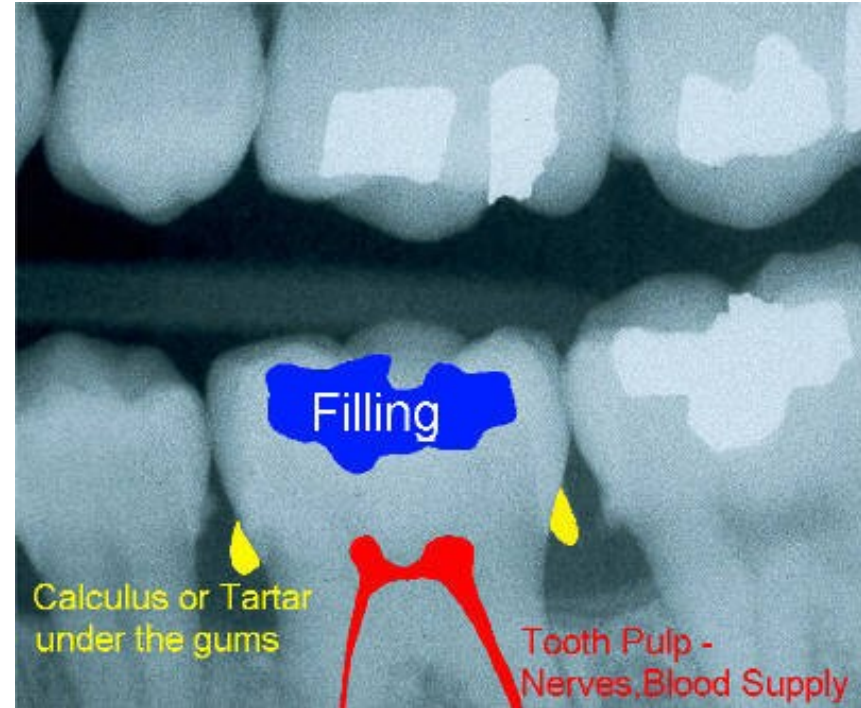
Určeno především studentům zubního lékařství!

# 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.



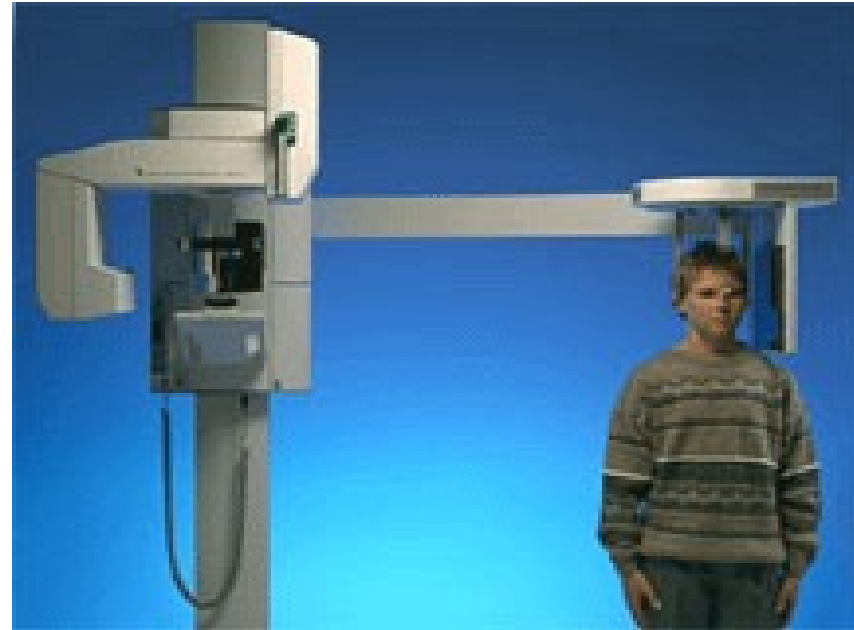
# Ortopantomografická (OPG) jednotka



# 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** (Ize 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)



**Vojtěch Mornstein, Carmel J. Caruana**

**Obsahová spolupráce:  
Ivo Hrazdira**

**Poslední revize: listopad 2024**

