

Radiodiagnostika

Přednáška č. 09

OBSAH PŘEDNÁŠKY

RTG	<u>03</u>
CT	<u>26</u>
Scintigrafie	<u>43</u>
SPECT	<u>52</u>
PET	<u>58</u>
NMR	<u>65</u>

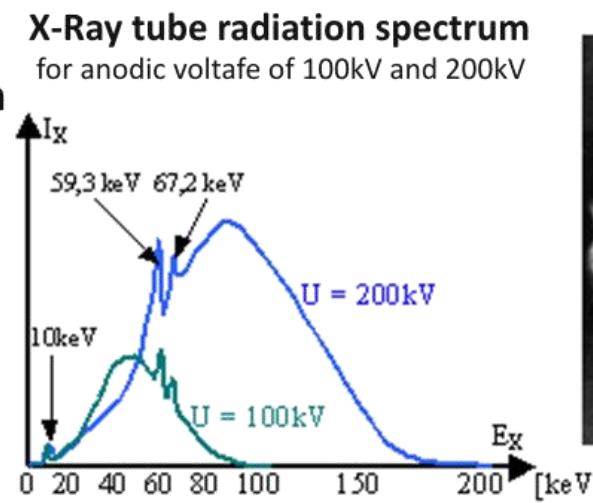
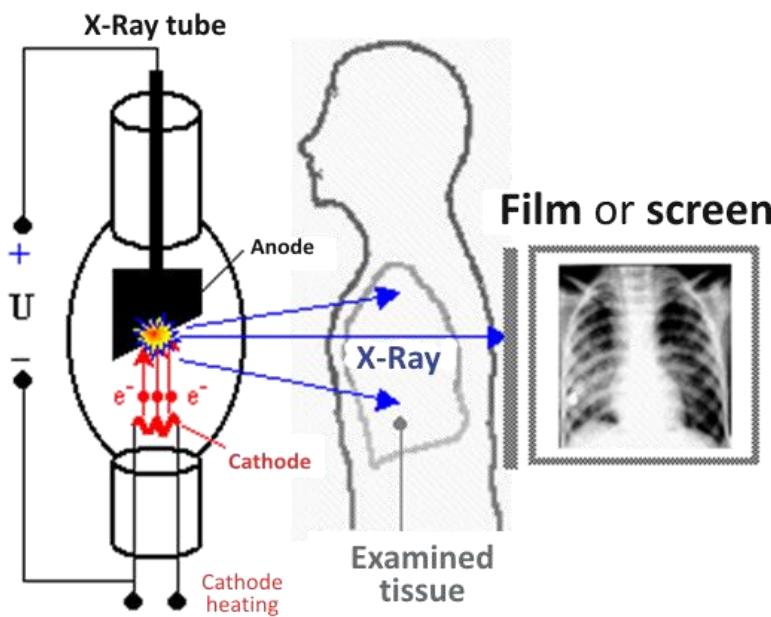
RTG

RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

- Rentgenové paprsky jsou elektromagnetické ionizující záření (FOTONY!).
- Jsou to fotony s energií 5–200 keV, která je dostačující k vyražení elektronu z atomového obalu (ionizaci).
- **RTG záření vzniká jen elektronovém obalu.**
- Vlnové délky nejenergičtější části RTG záření se částečně překrývají s těmi záření gama.
- Zdrojem RTG záření je:
 - *Přirozeným zdrojem je záření hvězd (např. Slunce), ale i dalších kosmických zdrojů.*
 - *Umělým zdrojem RTG záření je například rentgenka.*
- Používané zdroje RTG produkují dva typy záření s odlišným rozložením energie ve spektru:
 - *Charakteristické záření*
 - *Brzdné záření*

PRINCIP VNIKU RTG ZÁŘENÍ

- Umělým zdrojem RTG záření je například rentgenová lampa – rentgenka.
- Záření vlnové délky větší než 0,1 nm je nazýváno měkké a kratší tvrdé rentgenové záření
- RTG záření se nedá zrcadlit běžnými zrcadly, ani usměrňovat pomocí skleněných čoček či ohýbat magnetickým polem.
- Záření reálného zdroje RTG je součtem brzdného a charakteristického záření

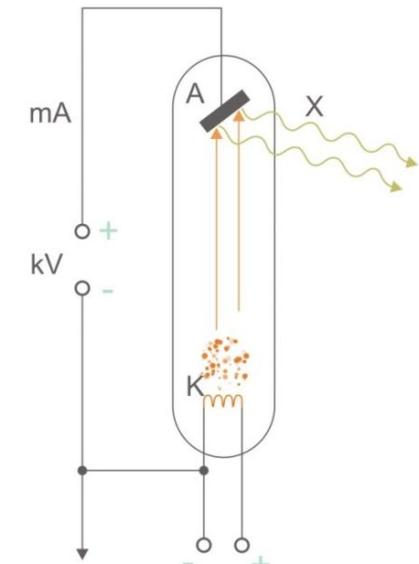


First historical X-Ray picture acquired by Roentgen



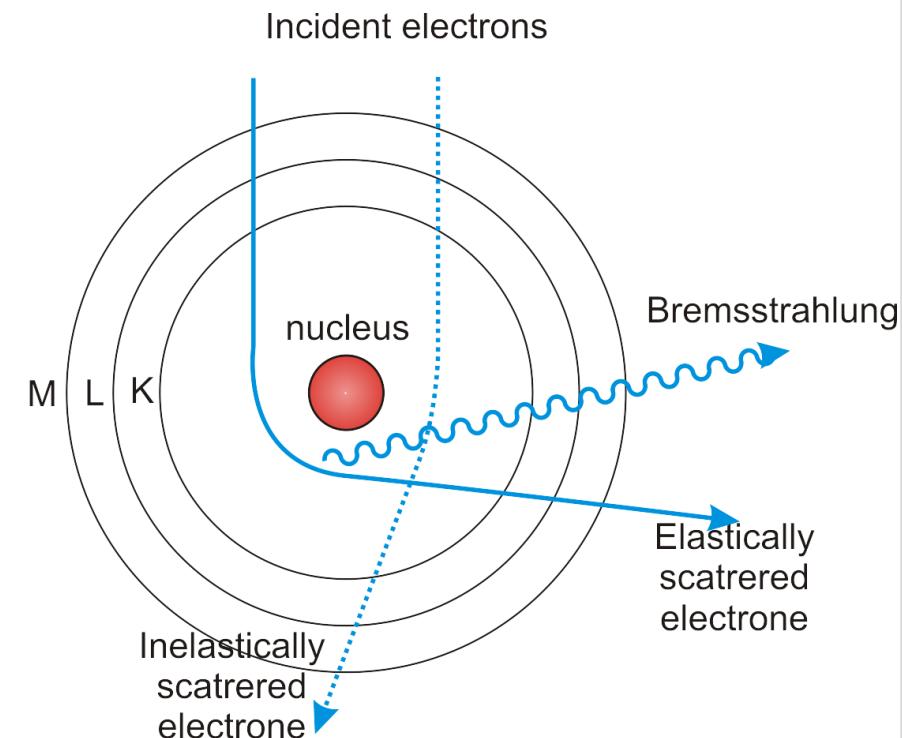
RTG TRUBICE (RENTGENKA)

- Jedná se o vakuovou trubici obsahující 2 elektrody: **katodu a anodu**.
- Katoda má tvar spirály. Při rozžhavení katody dojde k emisi elektronů a vzniká elektronový mrak.
- Anoda může být pevná nebo rotační.
- U rentgenky lze nezávisle na sobě regulovat napětí mezi katodou a anodou (**anodové napětí**) a intenzitu žhavícího proudu katody (**katodový proud**).
- Na **katodovém proudu závisí intenzita záření**. Čím vyšší bude katodový proud, tím vyšší bude intenzita záření.
- Na **anodovém napětí závisí tvrdost, penetrace, absorpcie a vlnová délka záření**. S rostoucím anodovým napětím poroste tvrdost a penetrace záření a naopak bude klesat absorpcie a vlnová délka.
- Čím je potenciál mezi katodou a anodou větší, tím větší je urychlení elektronů a tím kratší vlnovou délku má vznikající RTG záření.



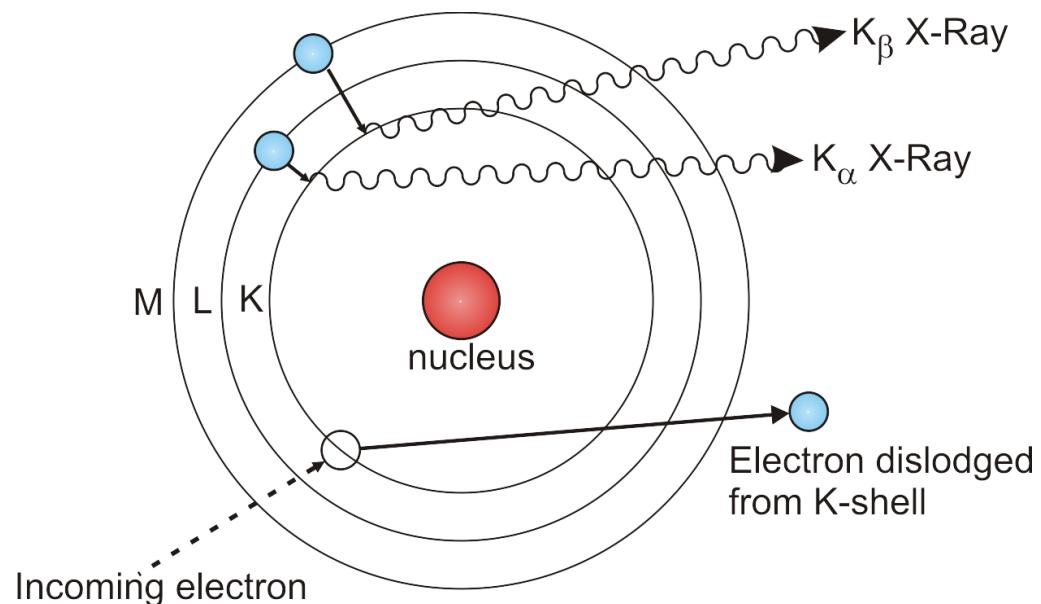
BRZDNÉ RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

- Rychle letící elektrony se po dopadu na terč brzdí a dochází ke změně jejich dráhy.
- Energie, kterou elektrony při průchodu terčem ztratily, se vyzáří ve formě tzv. brzdného rentgenova záření.
- Toto záření je charakteristické širokým, spojitým energetickým spektrem.
- Čím je větší energie (rychlosť) elektronů, tím tvrdší záření vzniká.
- Energie brzdného rentgenova záření nezávisí na materiálu terče (např. anody rentgenovy trubice), ale jen na rychlosti elektronů (tedy na velikosti napětí na anodě rentgenovy trubice).

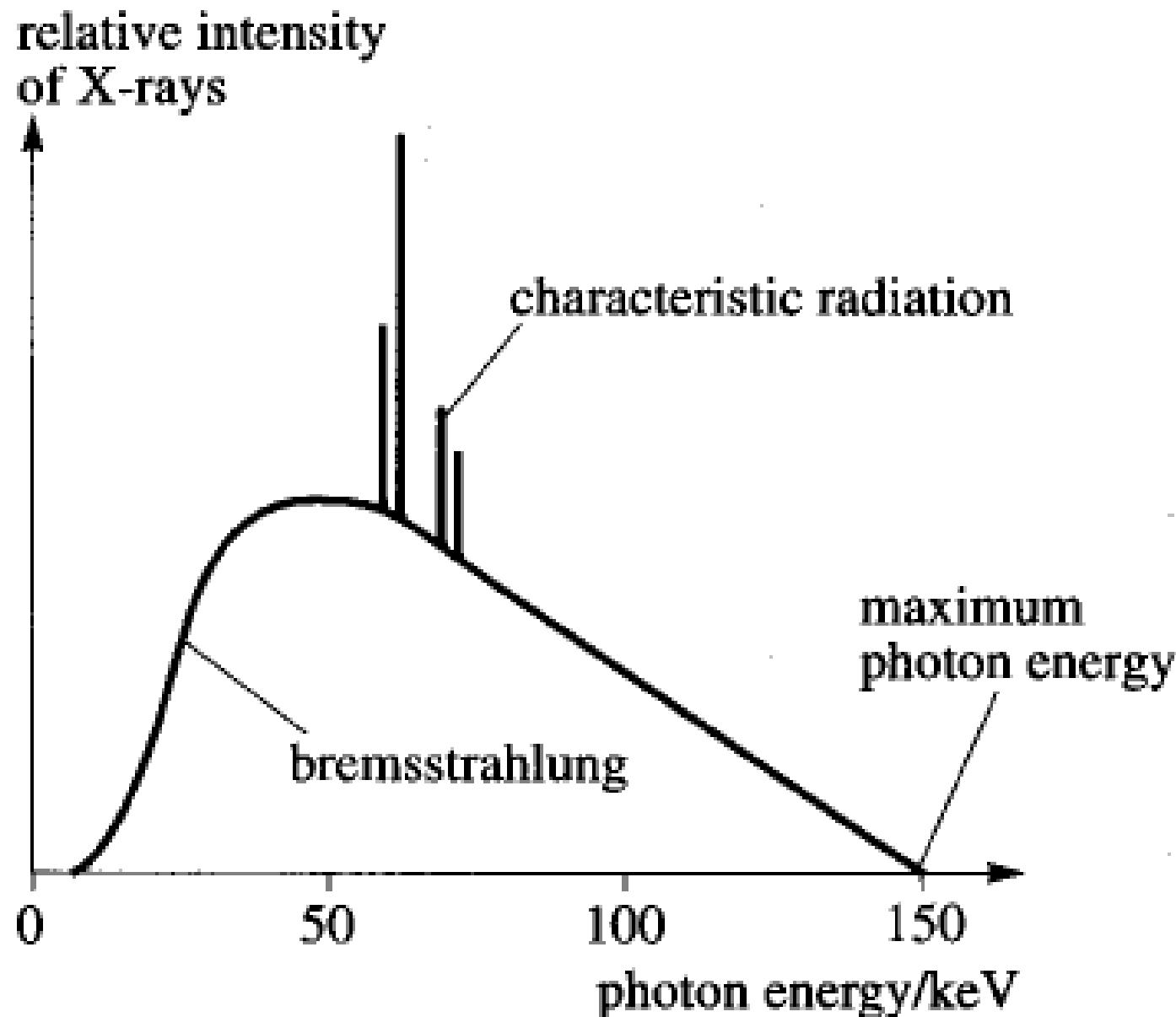


CHARAKTERISTICKÉ RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

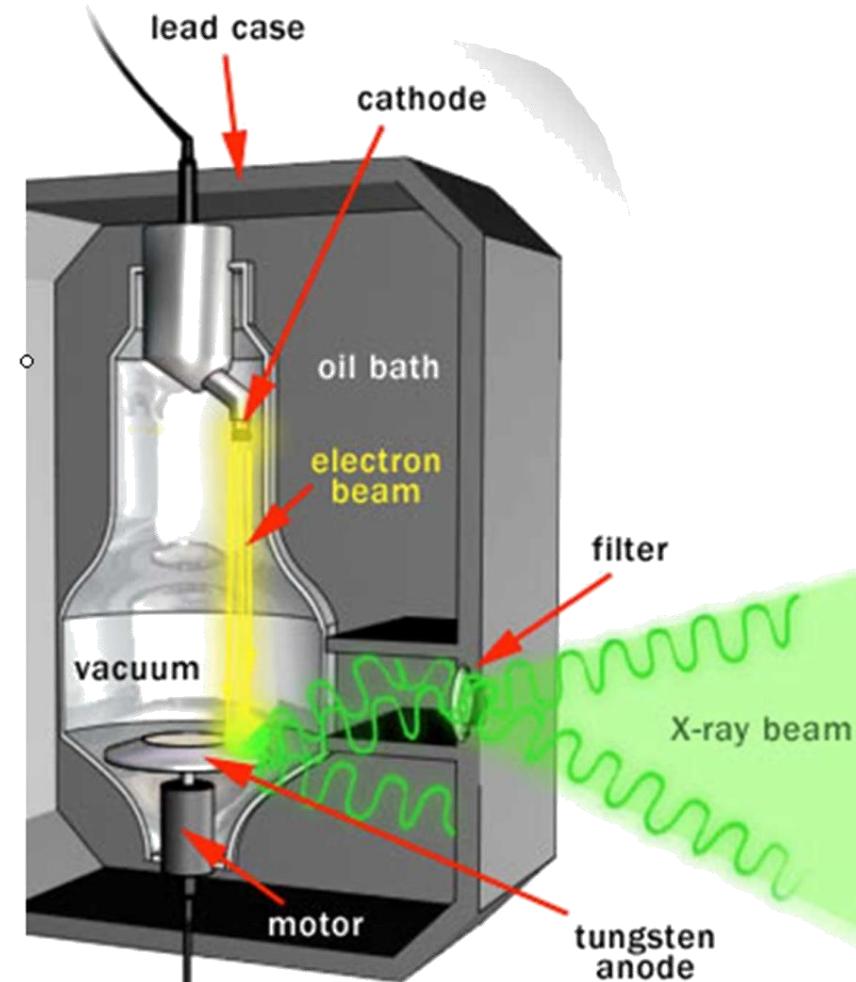
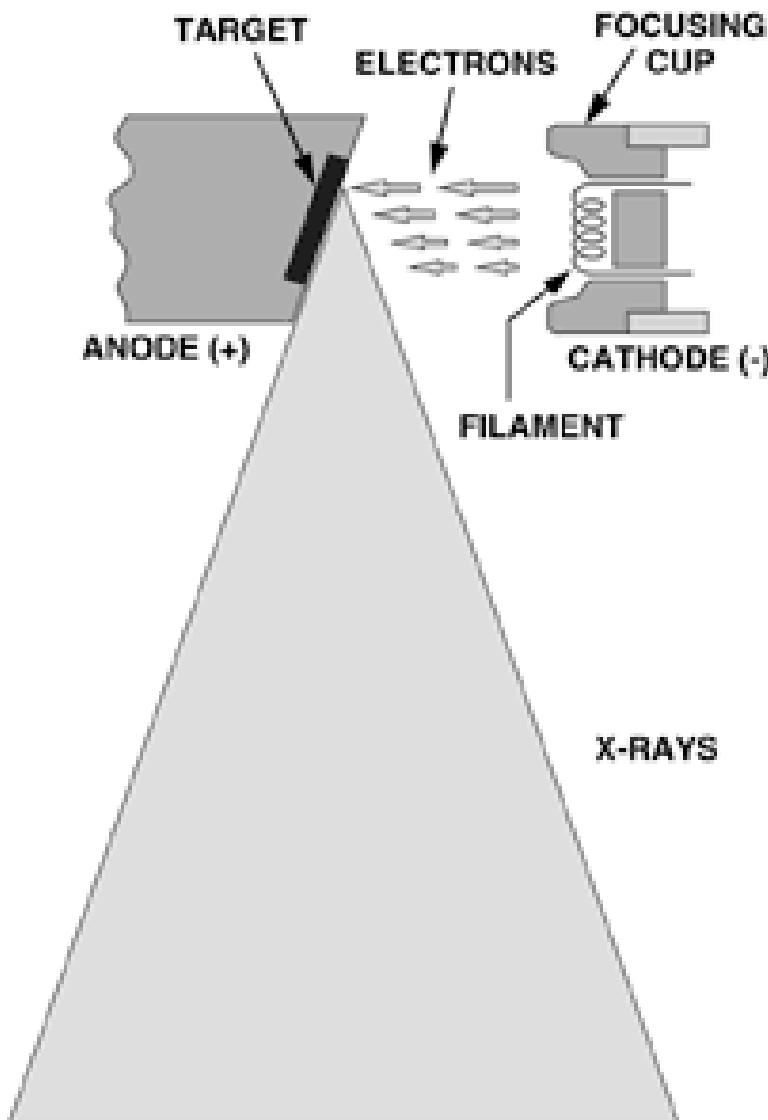
- Energie charakteristického RTG záření nezávisí na anodovém napětí, ale jen na materiálu anody.
- Je charakteristické pro konkrétní prvek; jeho energie je tím vyšší, čím vyšší je protonové číslo materiálu anody.
- Rychle letící elektron v tomto případě odevzdá svou kinetickou energii elektronu vnitřní slupky atomového obalu materiálu anody, až dojde k jeho excitaci nebo ionizaci.
- Následný návrat do základního energetického stavu je spojen s vyzářením fotonu charakteristického rentgenového záření.



RTG SPEKTRUM

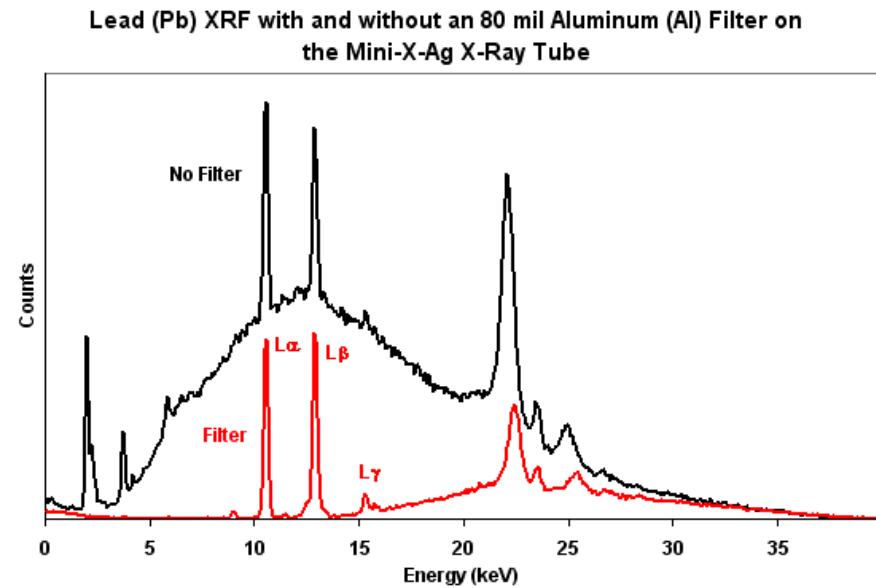
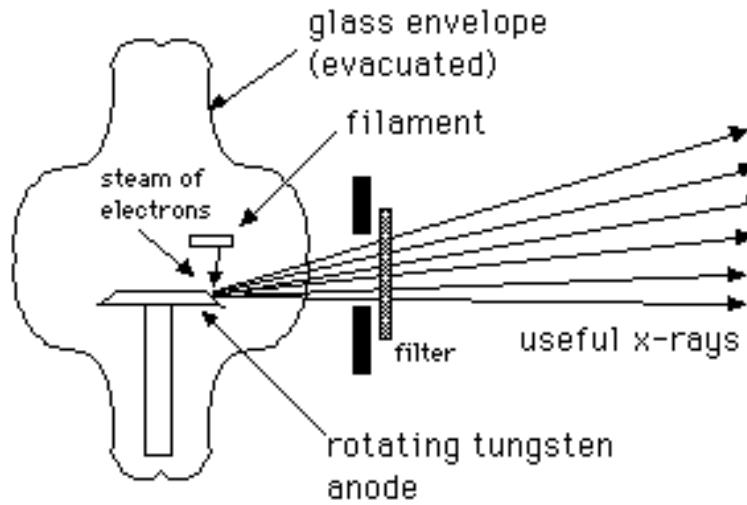


RTG TRUBICE (RENTGENKA)



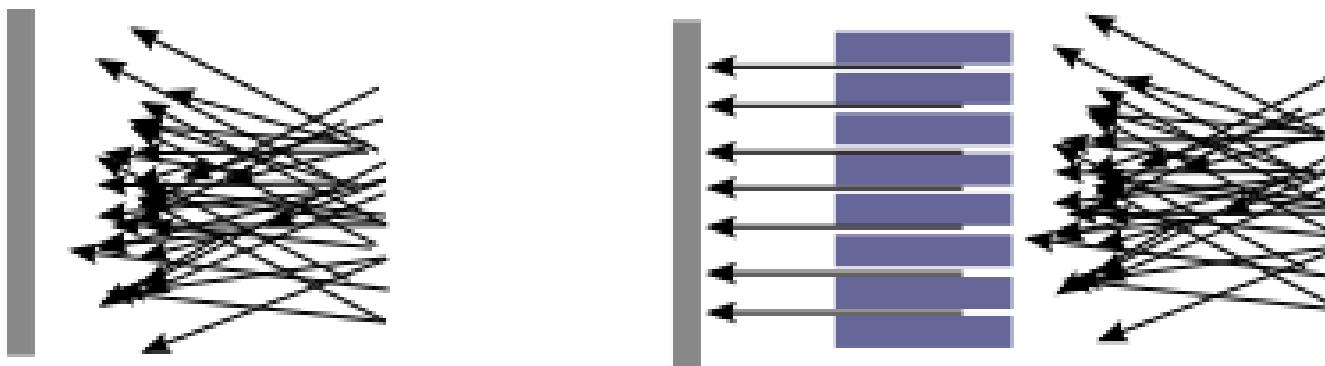
FILTRACE RTG ZÁŘENÍ

- Měkké X-záření delších vlnových délek a nízké energie fotonů na začátku spojitého spektra záření z rentgenky nemá pro diagnostiku žádný význam
- Absorbuje se většinou již v kůži a mělkých vrstvách tkáně - způsobuje jen nežádoucí radiační zátěž pacienta.
- Odstraňuje pomocí filtrace - do cesty záření se vkládá hliníková nebo měděná destička tloušťky cca 1,5-4mm, která měkkou složku X-záření do značné míry pohltí, zatímco tvrdší složku propouští.

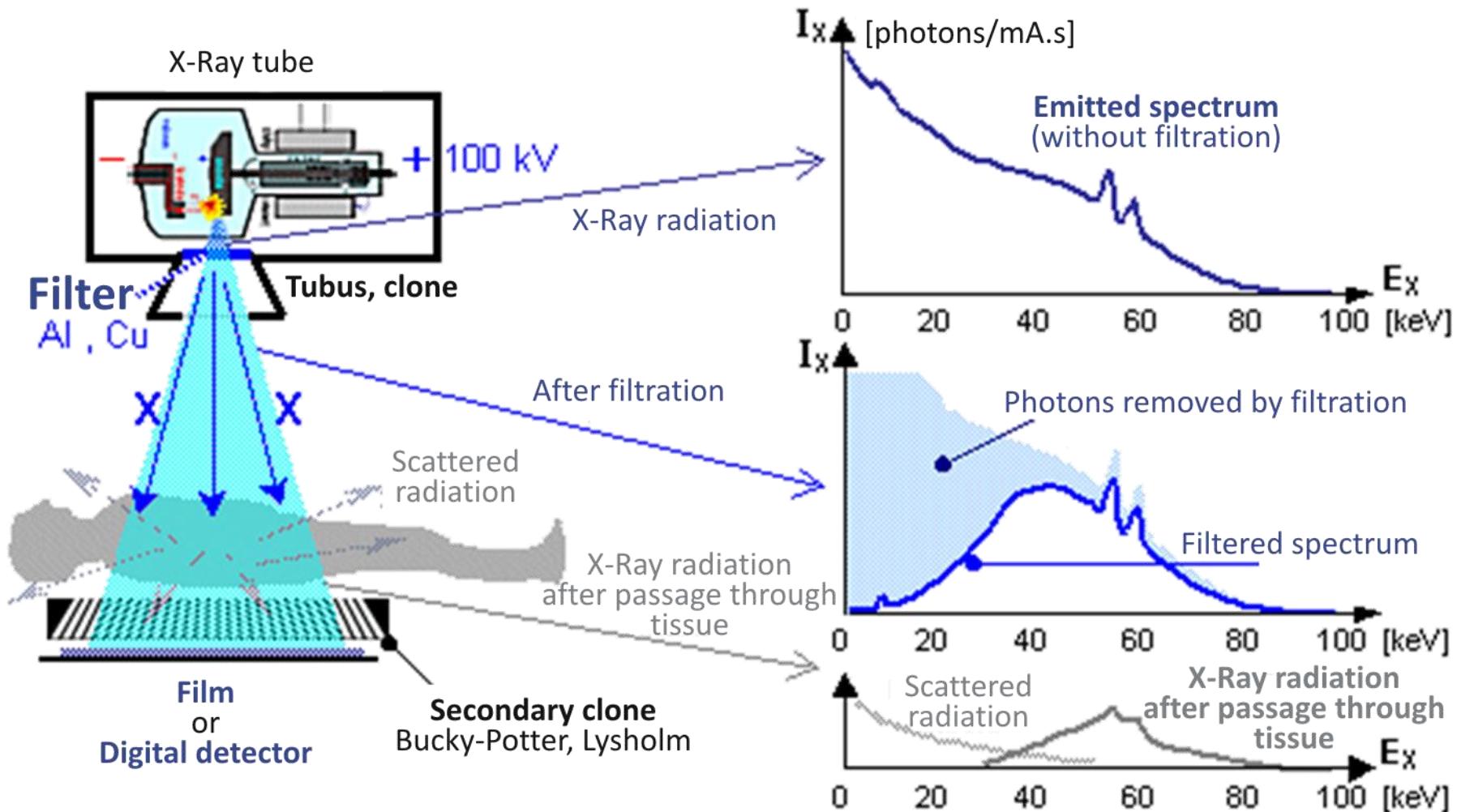


KOLIMACE RTG ZÁŘENÍ

- Kolimátor je olověné (někdy i wolframové), několik cm vysoké zařízení před scintilačním krystalem, filtrující a fokusující dopady fotonů γ záření na scintilační krystal.
- Absorbuje všechny fotony letící jiným než kolmým směrem na přístroj a tím se zajišťuje optimální ostrost obrazu.
- Rozlišení i citlivost kolimátoru se rapidnězhoršuje s přibývající vzdáleností od sledovaného objektu, proto musí být co nejblíže pacientově tělu.
- **Možnosti kolimace:**
 - Elektromagnetická kolimace nabitych částic
 - Mechanická absorpční kolimace záření



FILTRACE A KOLIMACE RTG ZÁŘENÍ



Planární RTG zobrazení

PLANÁRNÍ RTG ZOBRAZENÍ - SKIAGRAFIE

- Skiagrafie je diagnostická metoda pro zobrazení tvrdých i měkkých lidských tkání, která využívá rentgenové záření.
- Funguje na principu rozdílné hodnoty pohlcení procházejícího svazku RTG záření v různých tkáních.
- Hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého X-záření.
- Vzniklý RTG fotografický obraz představuje negativní zobrazení hustoty tkáně: místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) mají nižší absorpci a proto vysoké zčernání.
- Místa s vysokou densitou (např. kosti) více absorbují X-záření a jsou proto na filmu zobrazena světle (s nízkým zčernáním).
- Výsledný obraz je zachycován na citlivý materiál – rentgenový film či detekční systém přístroje:
 - **RTG film** – klasické RTG zobrazení
 - **Metoda přímé digitalizace (DR)** - okamžitá obrazové informace
 - **Metoda nepřímé digitalizace (CR)** – následná digitalizace fólie

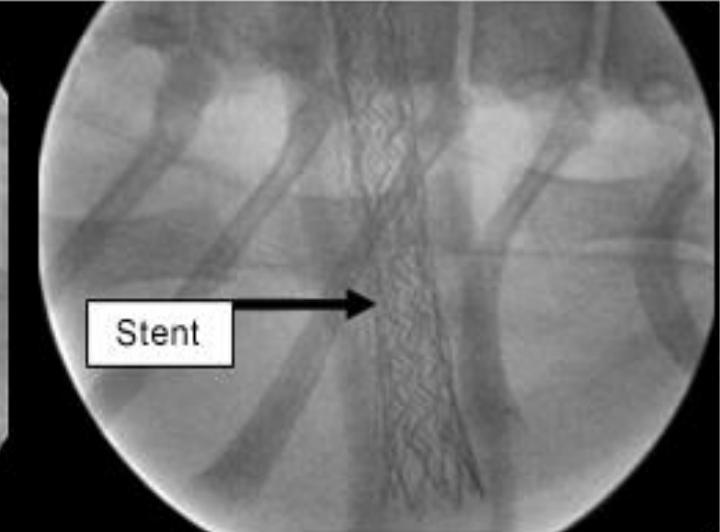
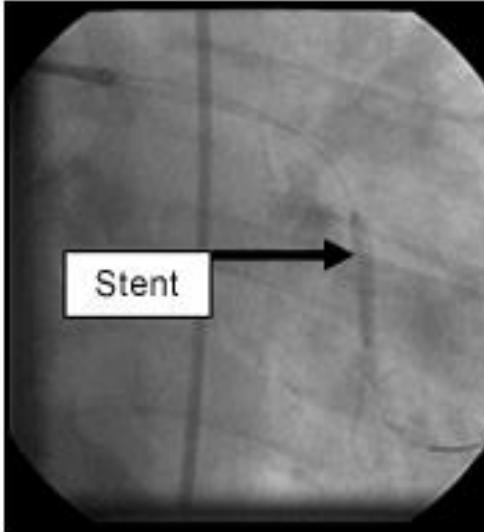
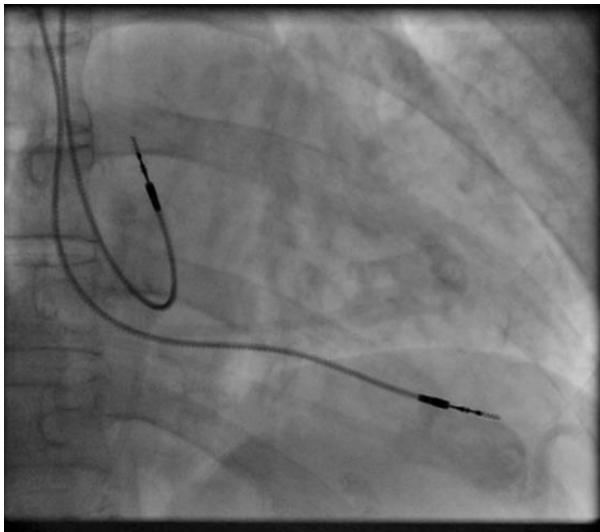
PLANÁRNÍ RTG ZOBRAZENÍ - SKIAGRAFIE



PLANÁRNÍ RTG ZOBRAZENÍ - SKIASKOPIE

- **Skioskopie** (fluroskopie) je diagnostická a intervenční radiologická metoda, která používá dynamického zobrazení RTG obrazu.
- Přímé vizuální pozorování obrazu prošlého RTG záření.
- Používá se k vyšetřování dynamických dějů (koronárni arteriografie, transhepatální cholangiografie, ...) a při intervenčních výkonech, kde je potřebná vizuální kontrola a navigace precizních prací prováděných uvnitř organismu.
- Využívá **kontrastní média**, zvýrazňující vyšetřovanou oblast.
- Obraz z vyšetření není však zaznamenáván na film, ale pomocí zesilovače a televizního řetězce je snímán a následně promítán na televizní obrazovce, kterou sleduje lékař provádějící vyšetření.
- Pro snížení radiační zátěže se používá pulzní režim, kdy se obraz vytváří např. 4-krát za vteřinu (nikoliv kontinuálně) a nízké hodnoty mAs

PLANÁRNÍ RTG ZOBRAZENÍ - SKIASKOPIE



KONTRASTNÍ MÉDIA

- Jednou z hlavních obtíží při rtg zobrazování měkkých tkání jsou malé rozdíly v absorpci X-záření jednotlivými tkáněmi, vedoucí k nízkému kontrastu zobrazení a obtížnosti rozlišení některých struktur.
- Absorpční rozdíly mezi tkáněmi lze zvýšit a zlepšit tak výsledný kontrast RTG obrazu aplikací vhodných kontrastních látek.

Pozitivní kontrastní látky - Zvyšují absorpci X-záření.

- Nejčastěji jsou používané kontrastní látky na bázi barya a jódu.

Negativní kontrastní látky - Snižující absorpci X-záření.

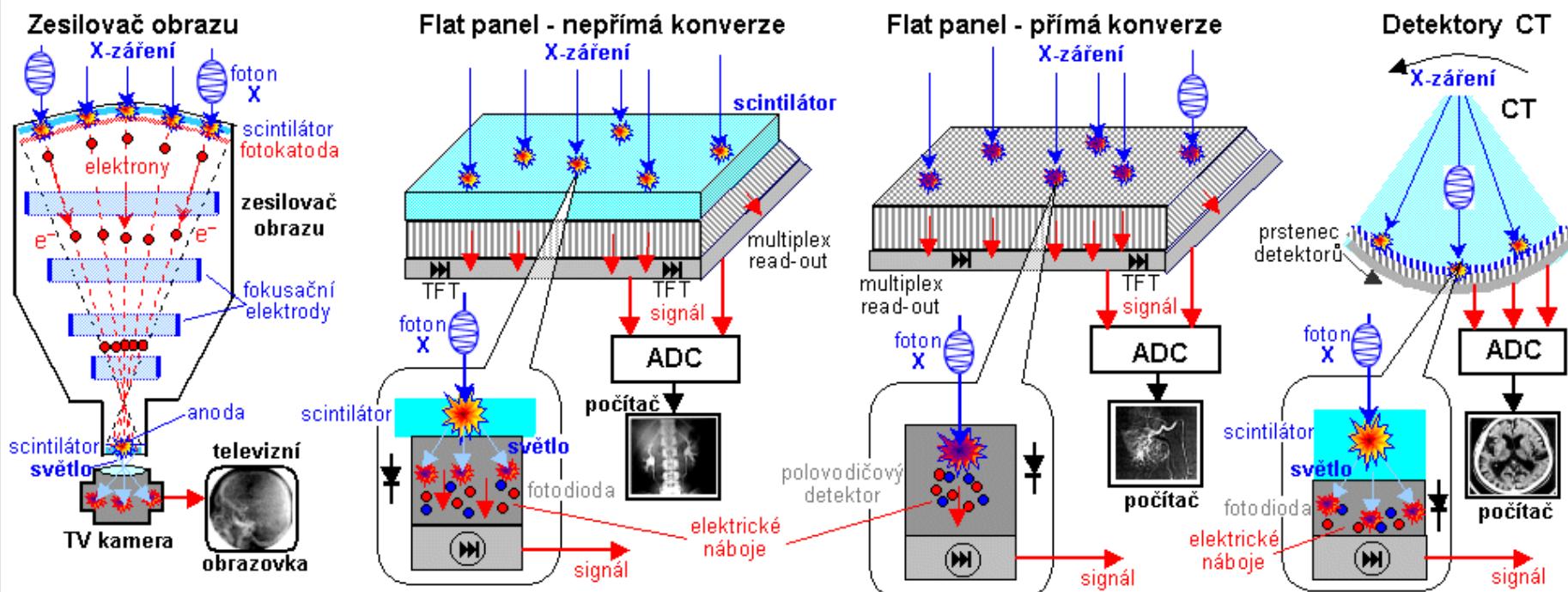
- Jsou to především plyny (vzduch, oxid uhličitý), které se aplikují do dutin (např. páteřní kanálek)

Dvojitý kontrast

- Nejprve se aplikuje pozitivní kontrastní látka (baryová suspenze) a potom negativní kontrastní látka - vzduch (z šumivého prášku), který roztáhne pozitivní kontrastní látku ke stěnám vyšetřovaného objemu.

RTG – ZESILOVAČE OBRAZU

- Pro zvýšení citlivosti snímání rtg obrazu se požívají metody elektronického snímání obrazu.
- Umožnují mnohonásobné snížení potřebné intenzity X-záření a tím radiační dávky pro pacienta, jakož i snížení nežádoucí expozice pro radiační pracovníky.

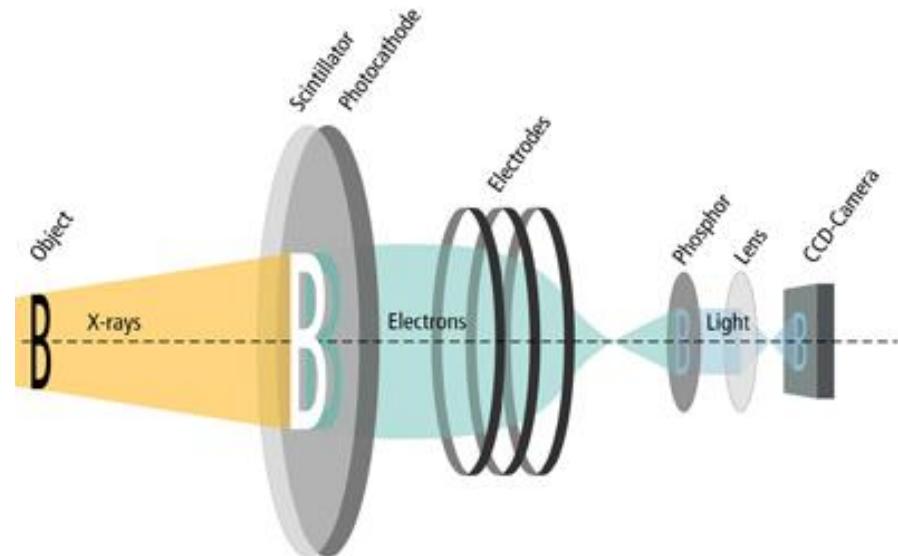


RTG – PAMĚŤOVÁ FÓLIE

- Nahrazují v RTG kazetě film
- Po expozici zářením uchovávají latentní elektronový obraz.
- Dopadem fotonů X-záření dochází v citlivé vrstvě fólie k excitaci, z atomů europia se uvolňují elektrony, které jsou zachyceny vtzv. "elektronových pastí" - vzniká latentní elektronový obraz.
- Ke zviditelnění tohoto latentního obrazu po expozici pak dochází fotostimulací pomocí laserového infračerveného paprsku: nastane uvolnění "uvězněného" elektronu do vodivostního pásma s následnou deexcitací doprovázenou emisí fotonu světla.
- Toto světlo je registrováno citlivým fotonásobičem, vzniklé elektrické impulsy jsou vzorkovány a převáděny analogově-digitálním převodníkem na digitální obrazovou informaci.
- Zařízení, které provádí čtení a digitalizaci latentního obrazu, se nazývá digitizér - jedná se o nepřímou digitalizaci RTG obrazu.

RTG – ZESILOVAČ OBRAZU

- Při skiaskopii se obraz na fluorescenčním stínítku ("štítu") zesiluje speciální obrazovou elektronkou - zesilovačem obrazu.
- Světelný obraz, vytvářený dopadem fotonů X-záření na fluorescenční stínítko vstupního okénka elektronky, způsobuje svými emitovanými fotony viditelného světla fotoelektrický jev na přiložené fotokatodě.
- Emitované fotoelektrony jsou napětím mezi fotokatodou a anodou (cca 10-20kV) urychlovány a elektronovou optikou směrovány na luminiscenční stínítko, kde vytvářejí zmenšený převrácený obraz, jehož jas je však více než 1000-krát větší než u obrazu původního.
- Tento obraz je pak opticky snímán videokamerou a zobrazován na TV obrazovku či na monitor počítače.



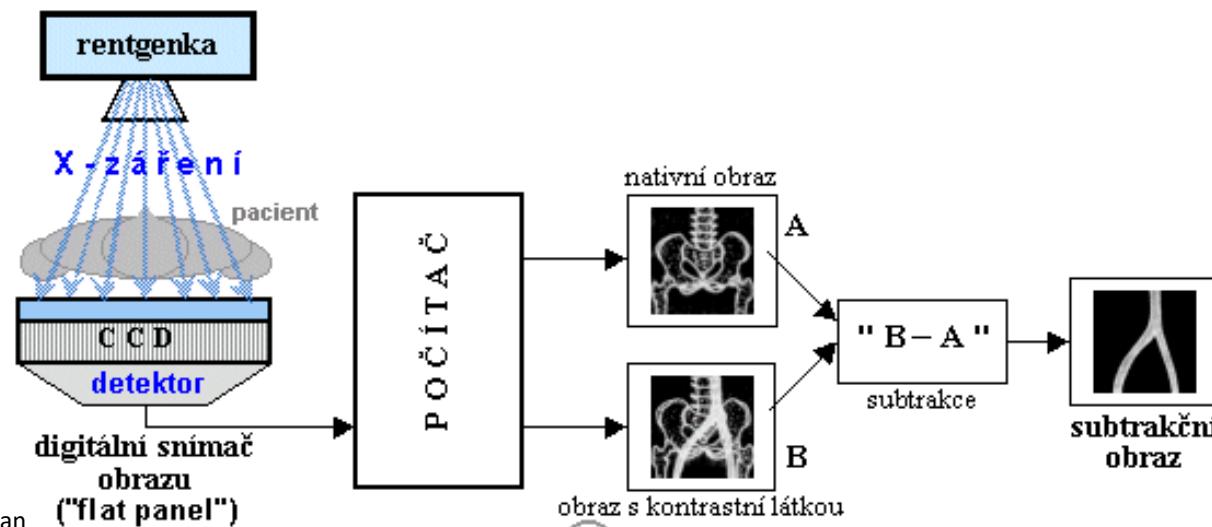
RTG – FLAT PANEL

- Nové systémy jsou vybaveny elektronickým digitálním snímačem obrazu na plochém tzv. flat panelu.
- Skládá se ze scintilátoru a polovodičového opto-elektronického amorfního křemíku.
- Detekční panel sestává z velkého počtu elementů - buněk, pixelů, sestavených do obrazové matice cca 2000'2000 elementů, i více.
- Nejdokonalejšími zobrazovacími detektory jsou polovodičové pixelové detektory (SPD).
- Impulsy z jednotlivých elementů detektoru jsou v multiplexním režimu s pomocí analogově-digitálního konvertoru (ADC) střádány přímo do paměti počítače - vytvářejí digitální RTG obraz.



RTG DIGITÁLNÍ SUBTRAKČNÍ RADIOGRAFIE (DSA)

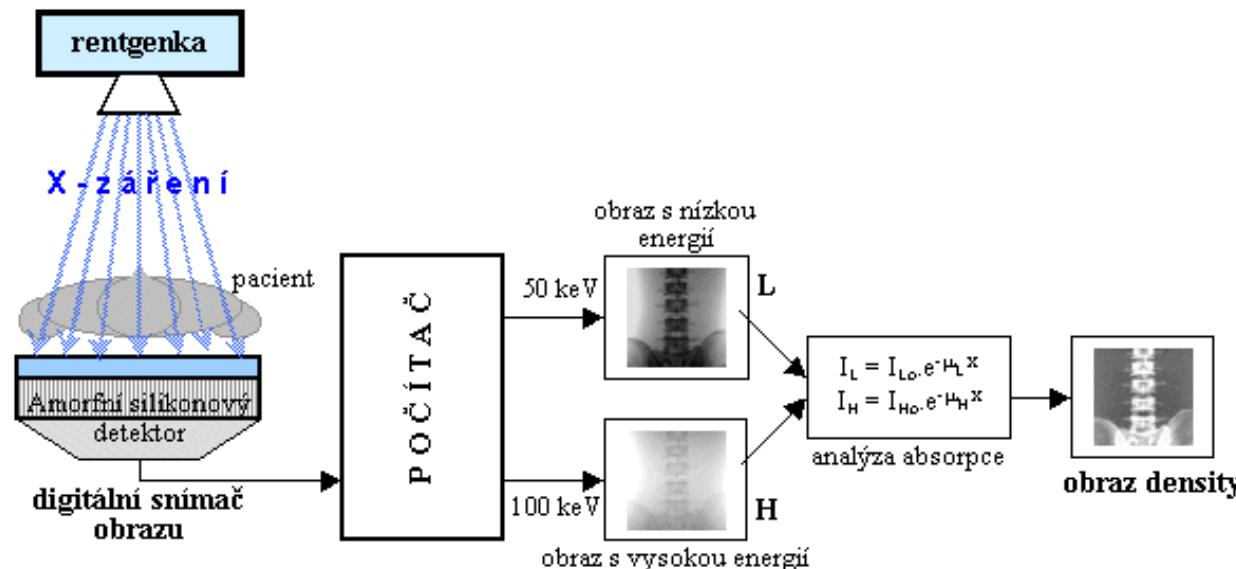
- Spočívající v odečtení dvou snímků téže oblasti, lišících se přítomností a nepřítomností, či rozložením, kontrastní látky.
- Cílem subtrakce je zvýraznit anatomické struktury, které by na konvenčních RTG snímcích byly málo zřetelné, nevýrazné a těžko rozpoznatelné.
- Tato metoda se používá především pro selektivní zobrazení cévního řečiště (arteriálního i venózního - kontrastní látka se tam ve vhodném okamžiku vstříkuje pomocí speciálně zavedeného katetru) a označuje se názvem digitální subtrakční angiografie (DSA)



OBRÁZEK: RNDr. Vojtěch Ullman

RTG KOSTNÍ DENSITOMETRIE

- Radiografické vyšetření skeletu patří mezi nejčastější a nejdůležitější výkony RTG diagnostiky.
- Speciální metodou v této oblasti je kostní densitometrie - metoda pro zjišťování hustoty (denzity) kostní tkáně na základě míry absorpce X-záření.
- Využívá se dvou energií svazku RTG (50keV/100keV, 35keV/75keV).
- Využívá se zde rozdílných poměrů absorpce X-záření v měkké tkáni a v kostech při nízké energii a při vysoké energii záření.



CT

VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (COMPUTED TOMOGRAPHY, CT)

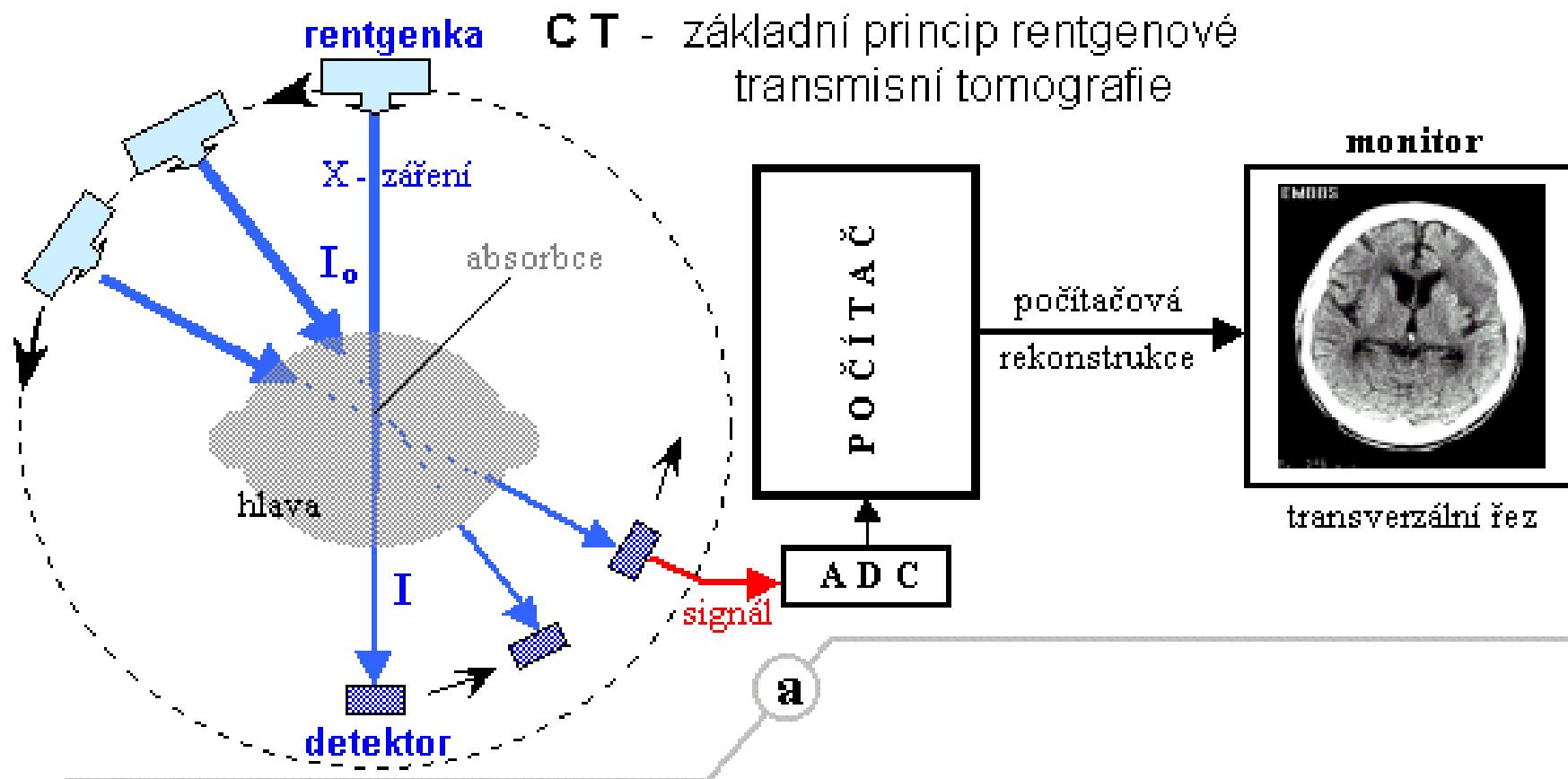
- Zobrazovací metoda, která umožňuje za použití rentgenového záření zobrazit celé tělo v sérii transverzálních řezů.
- Výsledný obraz vzniká matematickou rekonstrukcí z řady rentgenových projekcí získaných postupně z různých úhlů.
- Výpočetní tomografie zobrazuje měkké tkáně, např. slezinu, pankreas, ledviny, mozek, svalstvo.
- CT lze zjistit jen takové patologické procesy, které se při prostém vyšetření nebo po podání kontrastní látky liší svou denzitou od okolí.
- Umožňuje zobrazit a rozlišit málo kontrastní měkké tkáně, protože scintilační detektory zachycující rentgenové paprsky prošlé tělem pacienta jsou velmi citlivé (citlivější než emulze rentgenového filmu)

VÝHODY A NEVÝHODY CT

- Umožňuje zobrazit i málo kontrastní měkkou tkáň včetně nádorů a to díky:
 - vysoké citlivosti scintilačních detektorů,
 - velmi rychlému zpracování údajů ze scintilačních detektoru.
- Metoda výhodná i pro plánování chirurgických zákroků a radioterapie zhoubných onemocnění.
- Velmi dobrá rozlišovací schopnost a kontrast → obraz je ostřejší,
- Eliminace odrazů a jejich interferencí,
- Výsledky se dají uchovat v počítači, část obrazu se dá zvětšit a detailně zkoumat,
- Radiační zátěž pacienta při CT můžeme srovnat s dávkou záření při klasickém vyšetření.
- NEVÝHODY:
 - Vysoká pořizovací cena zařízení,
 - jejich obsluha vyžaduje přítomnost vysoce školeného personálu.

VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (COMPUTED TOMOGRAPHY, CT)

- Výsledkem CT jsou skutečné "anatomické řezy" tělem pacienta, na nichž je možné vidět orgány a tkáně samostatně, na rozdíl od planární RTG, kde jsou zobrazeny sumárně a navzájem se překrývají.
- Stejně jako RTG je i CT zobrazením denzit.



PRINCIP SNÍMÁNÍ OBRAZU

- Rentgenka pracuje pulzně (1 pulz trvá 1–4 ms).
- Rentgenový paprsek má vějířovitý tvar.
- Rentgenové záření vniká do těla a částečně se absorbuje.
- Scintilační detektory zaznamenají míru (koeficient) zeslabení záření μ a údaje přivedou do paměti počítače.
- Systém rentgenka-detektor se otáčí o určitý úhel a děj se opakuje.
- Na konci vyšetření počítač zpracuje údaje a zobrazí tomogram, který je dán hodnotami absorpčních koeficientů μ z jednotlivých míst daného řezu.
- Zjišťují se hodnoty absorpcie rentgenového záření v malých objemových částečkách, **voxelech** (volume matrix element)
- Je to vlastně analogie pixelu v planárním obraze, ale každý voxel nepředstavuje dvourozměrnou jednotku, ale má také svou hloubku danou tloušťkou řezu.
- Výsledkem je rekonstrukce příčné vrstvy tělem.

REKONSTRUKCE CT OBRAZU

- Transversální řez zobrazovaného objektu počítačovou tomografií je tvořen více než 250 000 voxely, tj. malými jednotkami objemu tkáně s různou průměrnou absorpcí a rozptylem použitého RTG záření.
- Úkolem výkonného počítače, který bývá součástí tomografu, je zrekonstruovat plošný řez vyšetřovaným objektem.
- Tento problém v zásadě spočívá ve vyřešení (= vypočítání) velké soustavy rovnic.
- Vyšetřovaný řez je tedy pokryt maticí objemových elementů (voxelů), a výsledek řešení soustavy rovnic spočívá v přiřazení skutečného koeficientu oslabení/absorpce každému voxelu.
- V praxi se k řešení této úlohy, tzv. obrazové rekonstrukce, používá Radonova transformace a zpětná Radonova transformace.
- VÍCE NA TĚCHTO ODKAZECH:
 - http://mdct.cz/mdct_rekonstrukce_obrazu/
 - [Zpětná projekce a filtrovaná zpětná projekce](#)

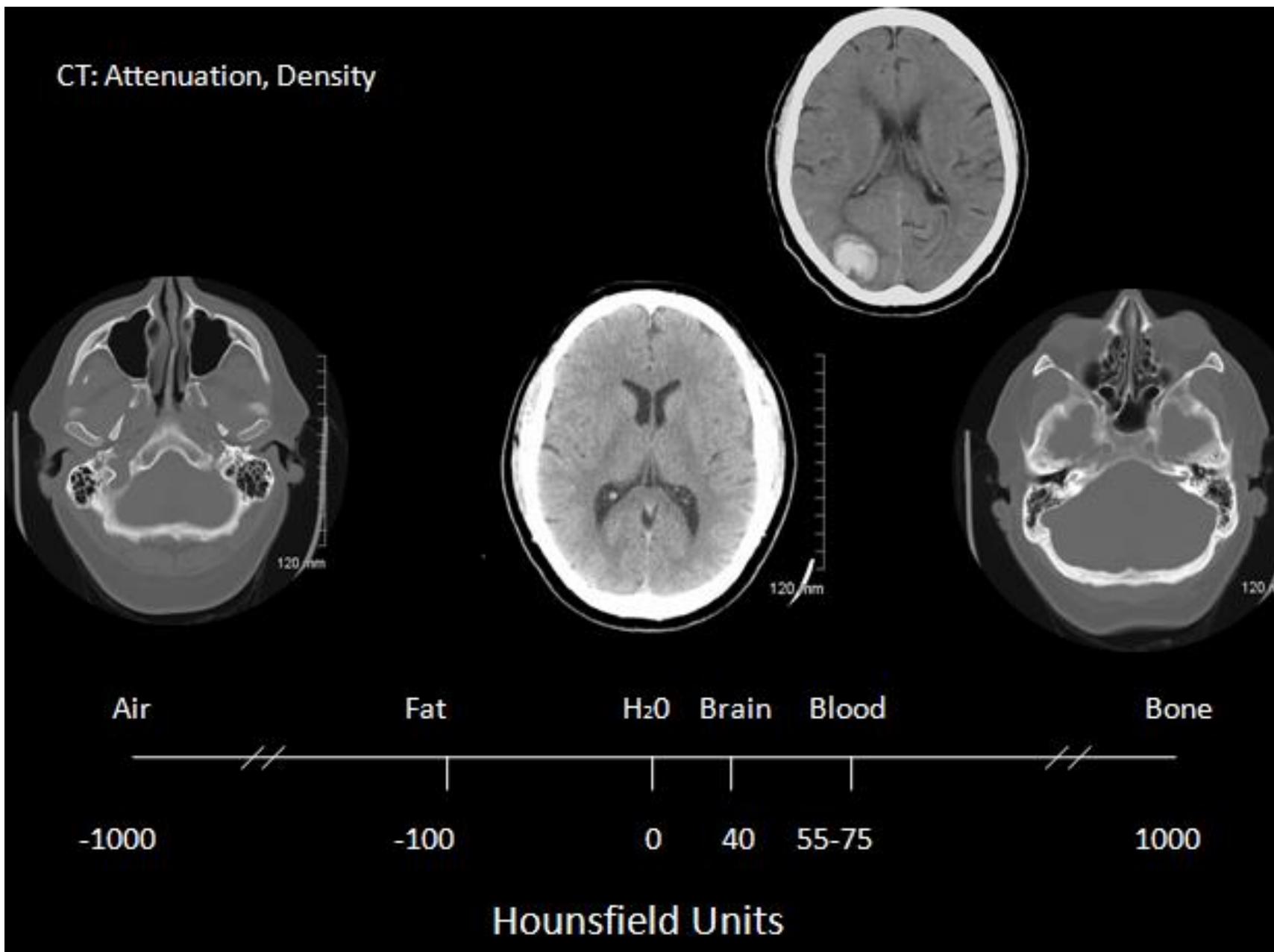
HOUNSFIELDOVY JEDNOTKY

- Ke zjištění absorpce voxelu je třeba, aby jím záření prošlo opakovaně a to pod různými úhly.
- Výsledná hodnota absorpce voxelu je následně vyjádřena pomocí denzitní jednotky – **Hounsfieldovy jednotky [HU]** (CT čísla) , která vyjadřuje absorpci záření daného voxelu vztaženou k absorpci záření vody (pro vodu platí HU = 0).
- Hounsfieldovy jednotky [HU] jsou tedy vyjádřením denzity (míry absorpce a rozptylu záření) konkrétních voxelů.
- Pro každý voxel je z naměřené hodnoty absorpce vypočítána příslušná HU, která je vztažena k hodnotě absorpce RTG záření vodou.
- V praxi mohou nabývat Hounsfieldovy jednotky hodnot od -1000 (vzduch), do cca 1000 (kompaktní kost).
- Pro diagnostické užití a pro zobrazení výsledného obrazu v odstínech šedi na monitoru je tedy k dispozici cca 2000 čísel.

HOUNSFIELDOVY JEDNOTKY

- Počítač využívá k zjišťování absorpčních hodnot, nezbytných pro výpočet HU, Fourierovu transformaci.
- Počítač provádí řadu korekcí, například odstranit artefakty, které vznikají na rozhraní kosti a měkké tkáně (tzv. Hounsfieldův efekt), které je způsobeno tím, že kost absorbuje více měkčí záření než tvrdší.
- Po naměření hodnot absorpcí jednotlivých voxelů a výpočtu příslušných Hounsfieldových jednotek, jsou tyto hodnoty převedeny na monitor, kde konkrétním hodnotám Hounsfieldových jednotek odpovídají konkrétní odstíny šedi.
- Tak vzniká výsledný CT obraz vyšetřovaného orgánu.
- Naměřená data (jednotlivé snímky) jsou následně složitými matematickými postupy rekonstruovány do výsledné matice.

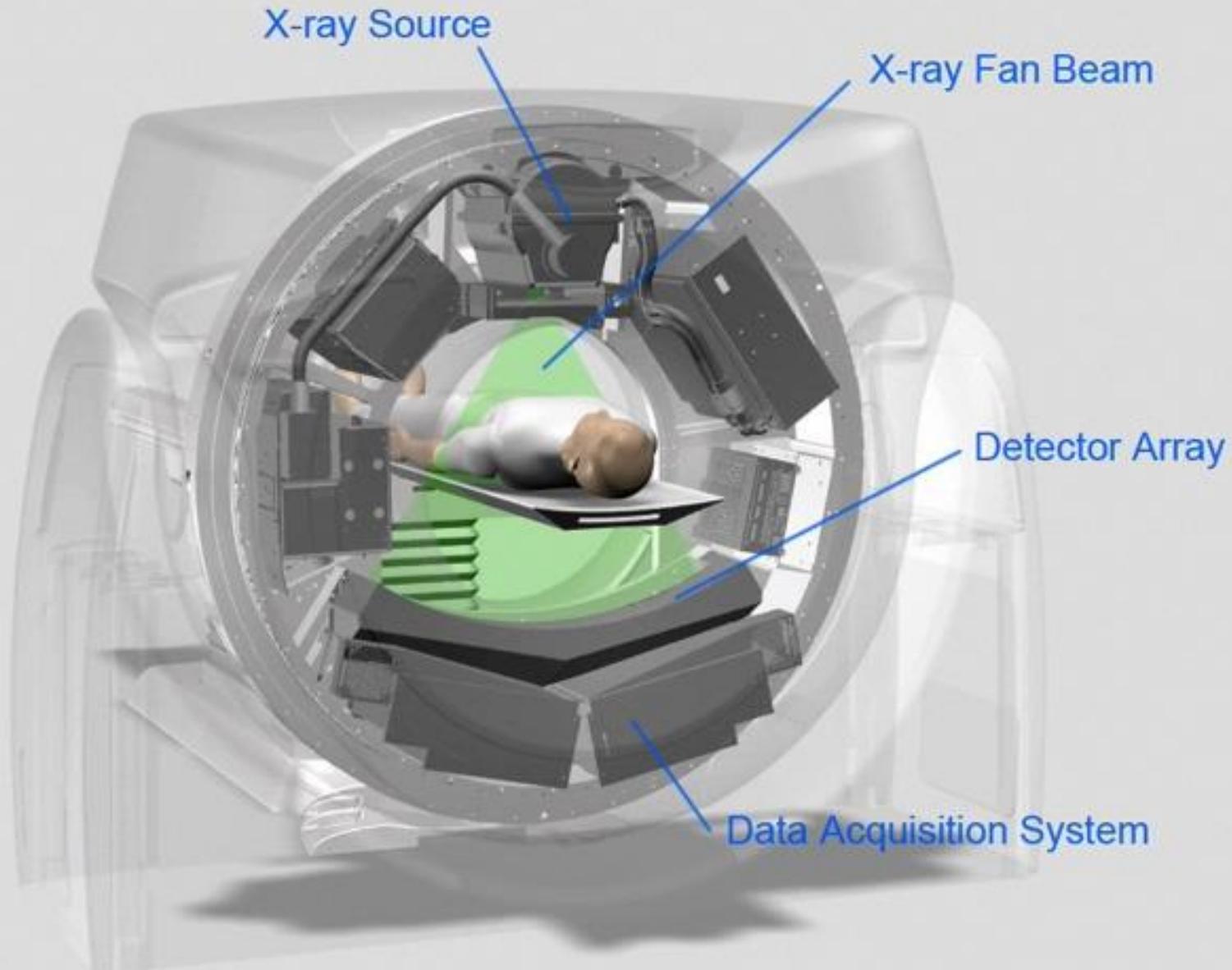
CT: Attenuation, Density



ZPRACOVÁNÍ CT OBRAZU

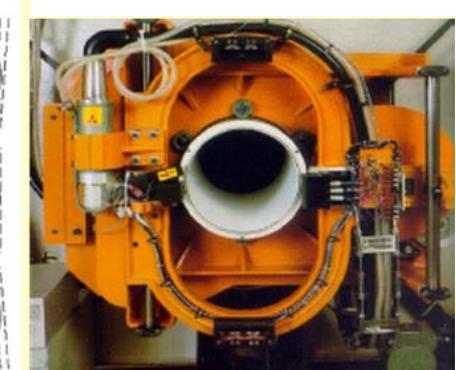
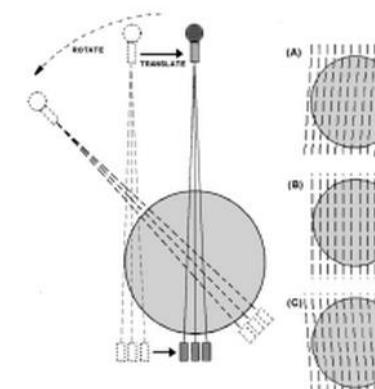
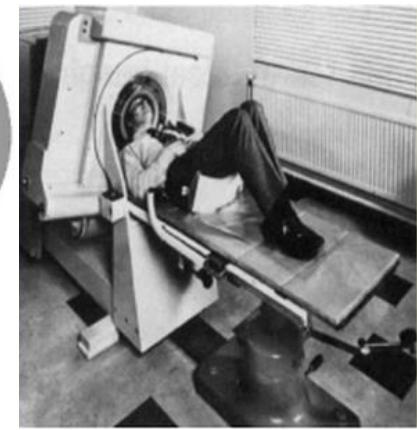
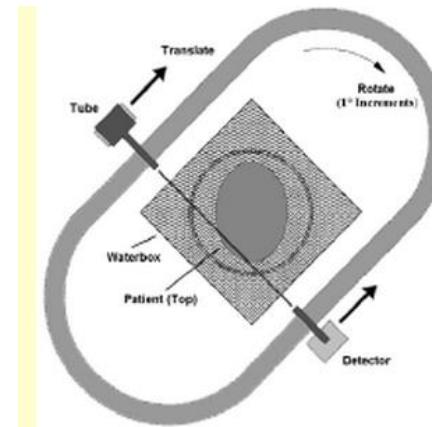
- Pro zobrazení výsledného CT snímku na monitoru lze využít cca 2000 hodnot HU, které mohou být teoreticky převedeny na odpovídající počet odstínu šedé.
- Lidské oko však dovede rozlišit maximálně okolo 25 odstínů.
- Při zobrazení CT snímku není proto celý rozsah Hounsfieldových jednotek zdaleka využíván.
- V praxi leží většina hodnot měkkých tkání v rozsahu HU 0–100.
- Při praktickém použití se tak odstíny šedi pro zobrazení na monitoru přiřazují jen v tzv. absorpčním oknu hodnot – tj. v rozsahu, ve kterém leží hodnoty HU, které jsou pro zobrazovaný orgán směrodatné a vypovídající (standardně právě rozsah cca HU 0–100).
- Díky absorpčnímu oknu hodnot se zobrazí detailně pouze požadovaný obraz a zároveň je bezpečně "srozumitelný pro lidské oko, protože využívá takové množství odstínu šedé, které oko bezpečně rozliší.

KONSTRUKCE



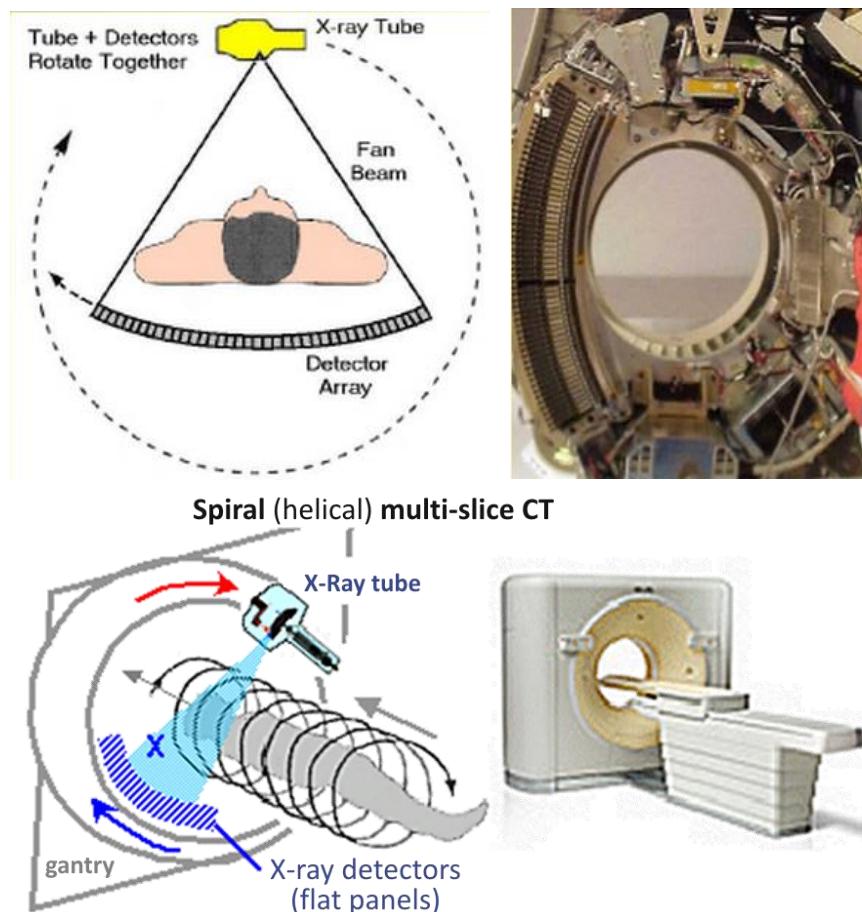
5 GENERACÍ CT PŘÍSTROJŮ

- Z hlediska technického vývoje se přístroje CT rozdělují obvykle do pěti generací:
- **1.generace:** X-záření z rentgenky bylo kolimováno do tenkého svazku (válcového "tužkového" tvaru) a po prozáření pacientem detekováno protilehlým jedním detektorem rotujícím spolu s rentgenkou.
- **2.generace:** X-záření z rentgenky je kolimováno do tvaru vějíře a po průchodu pacientem je detekováno větším počtem detektorů, umístěných v jedné řadě na kružnicové výseči naproti rentgence, rotující spolu s rentgenkou.



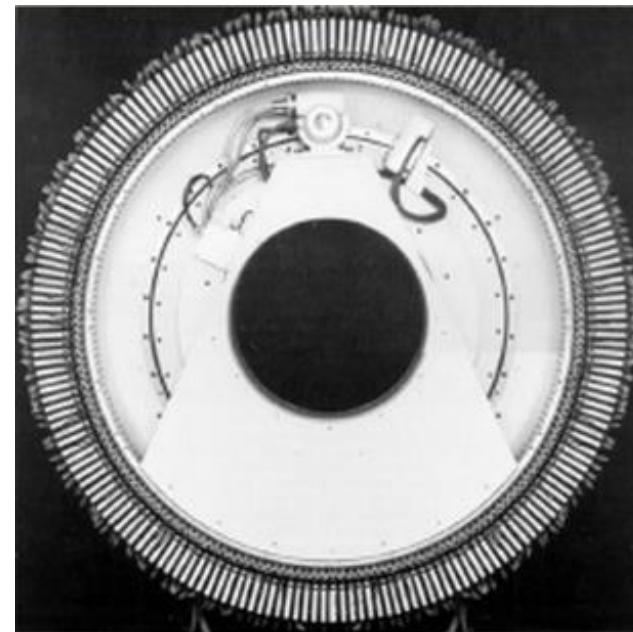
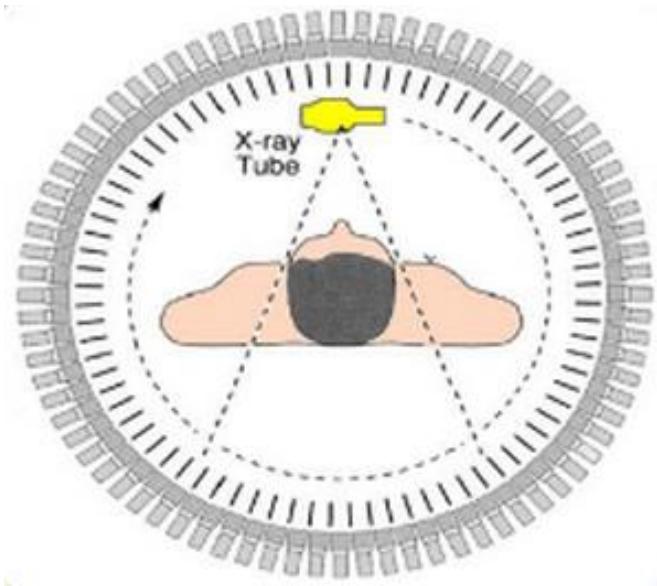
5 GENERACÍ CT PŘÍSTROJŮ

- **3.generace:** X-záření z rentgenky je kolimováno do tvaru širšího vějíře podobně jako u 2.generace, avšak prošlé záření je detekováno velkým množstvím detektorů umístěných na kruhovém oblouku ve více řadách - snímá se současně více řezů - multi-slice CT.



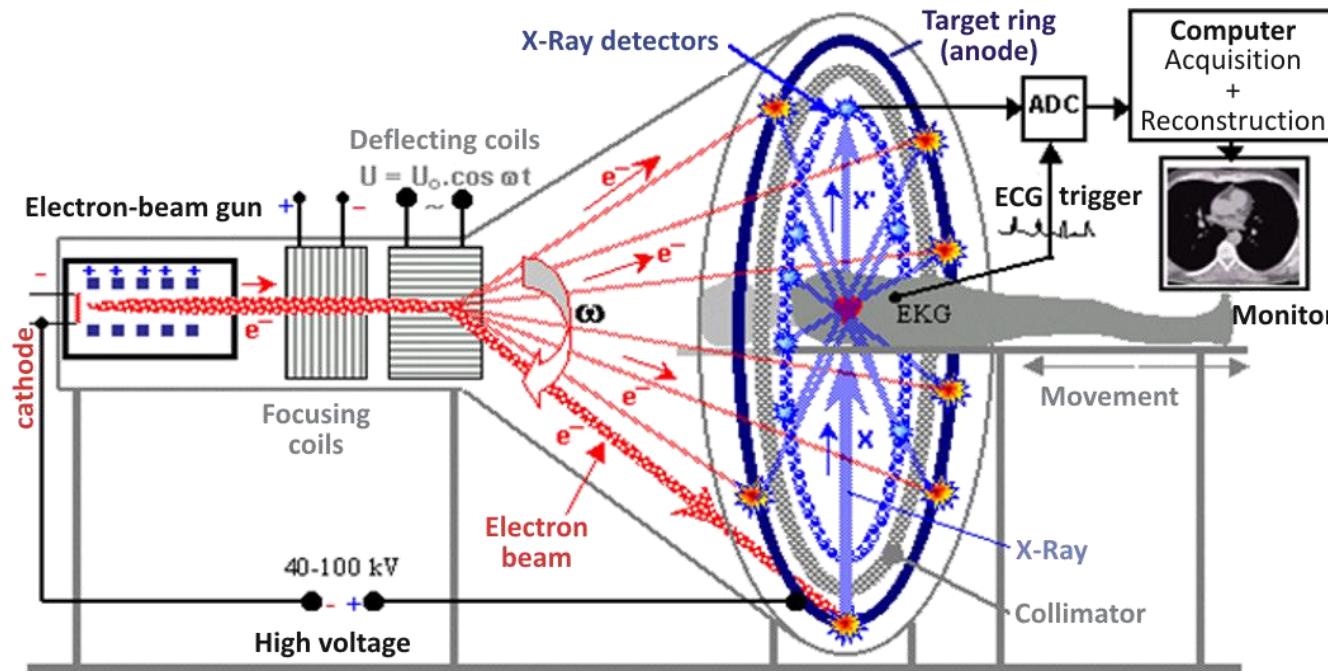
5 GENERACÍ CT PŘÍSTROJŮ

- **4.generace:** detektory jsou uspořádány stacionárně do úplného kruhu (prstence, resp. několik prstenců ležících vedle sebe) kolem pacienta, přičemž rotuje jen rentgenka.



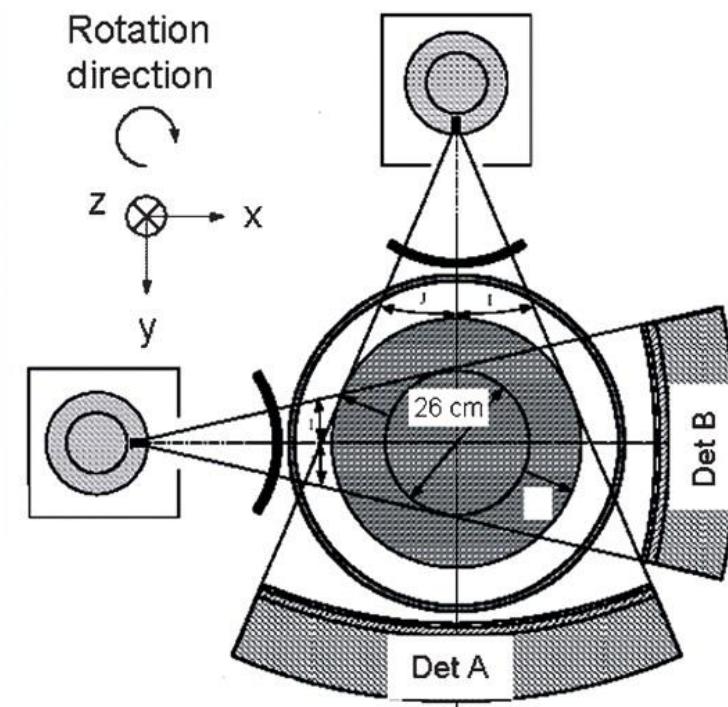
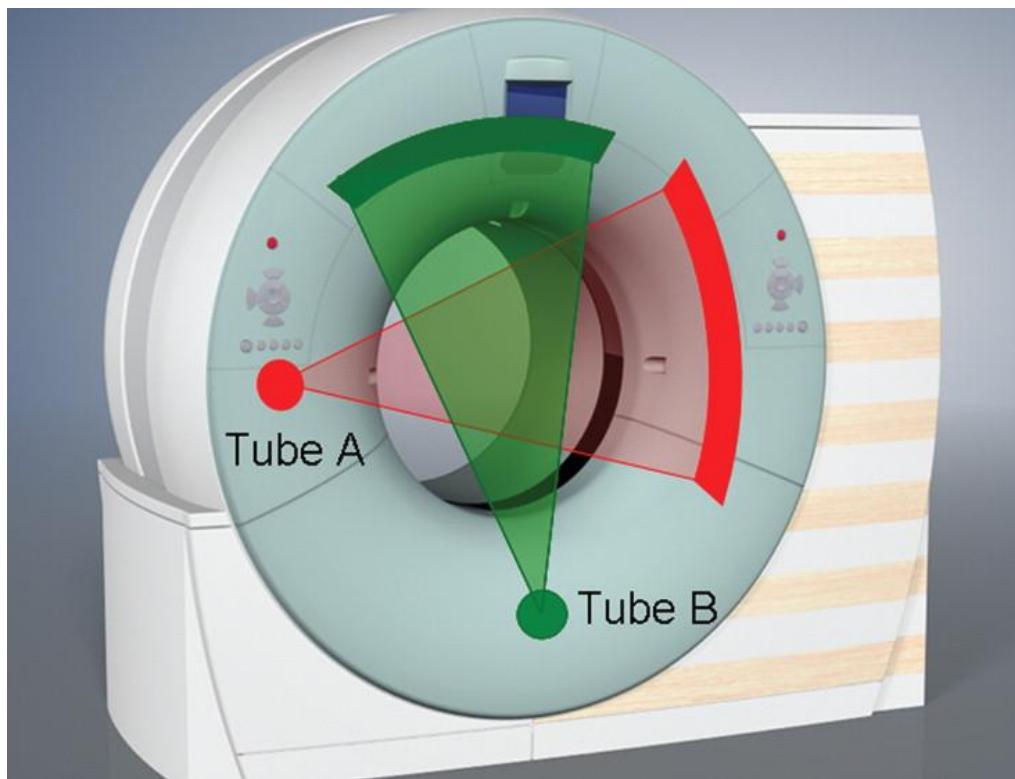
5 GENERACÍ CT PŘÍSTROJŮ

- 5.generace: Electron Beam CT (EBT)
- Neobsahuje žádné mechanicky pohyblivé díly - rotace paprsku je elektromagnetická.
- Umožňuje velmi rychlou tomografii - elektromagneticky vychylovaný paprsek může rotovat podstatně rychleji, než je dosažitelné při rotaci mechanické. Toto je výhodné pro sledování rychlých dějů jako je hradlovaná (gatovaná) CT srdce



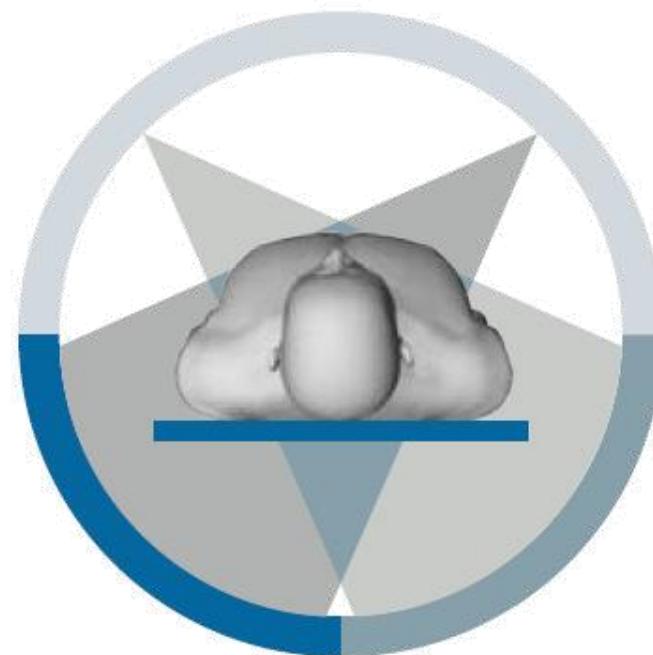
DSCT : DUAL SOURCE CT

- Má 2 rentgenky - dva systémy rentgenka/detektor (uložené kolmo k sobě), které mohou snímat současně.
- Zvýšení rychlosti a zkrácení akvizičního času se snížením časového rozlišení na cca 80ms.
- Význam zvláště u CT srdce (s vyšší tepovou frekvencí).



DECT : DUAL ENERGY CT

- Má 2 rentgenky - každá z obou rentgenek vytváří RTG o rozdílné energii (např. 80+140 kV).
- Umožňuje lépe kvantifikovat distribuci density
- Navíc umožňuje stanovovat diferenciální densitní analýzu.
- Pro představu: celková cena včetně software a čtecích zařízení je 57 milionů korun.



80 kV

Attenuation B

140 kV

Attenuation A

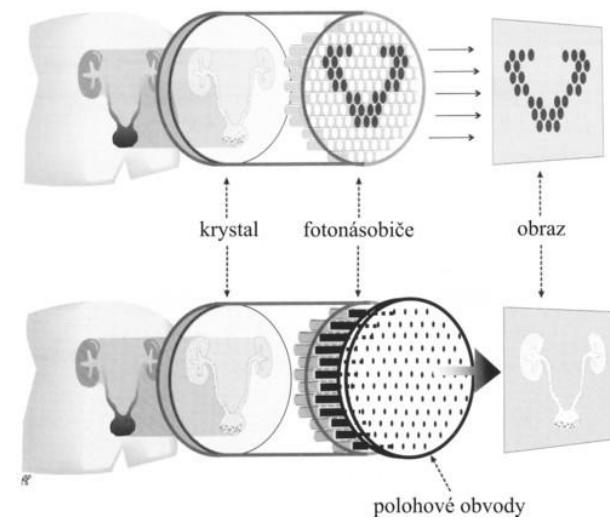
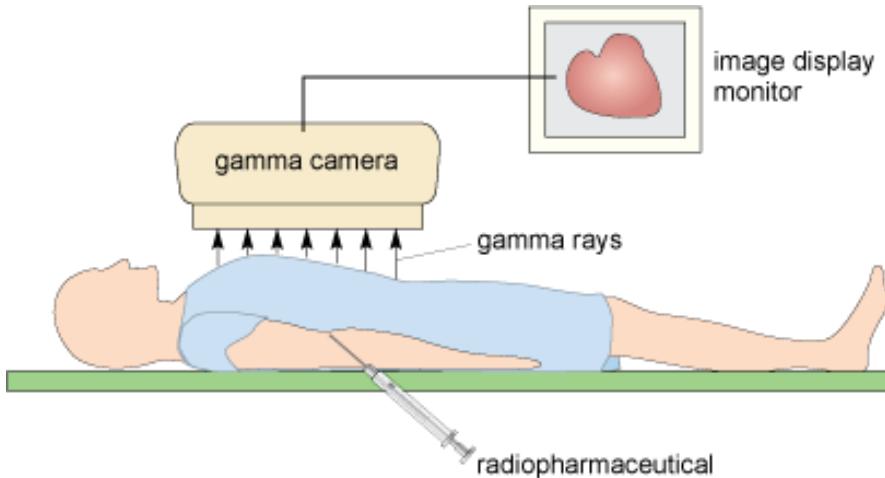
Scintigrafie

SCINTIGRAFIE

- Scintigrafie (Gamagrafie) je diagnostická metoda k detekci záření γ .
- Je založena na snímání **záření emitovaného vnitřně podanými radionuklidy** (v medicíně nazývaná **radiofarmaka**).
- Využívá se soustavy, která se skládá ze **scintilačního detektoru** a převodně-zesilovací soustavy.
- Využívá se k měření kontaminace osob, sledování vyšetřovaného orgánu označeného radioaktivní látkou, nebo provádění různých **metabolických studií**.
 - *Průchod a distribuce radioindikátoru odráží konkrétní fyziologický či patologický stav nebo funkci příslušných orgánů a tkání.*
- Scintigrafické zobrazovací systémy dělíme na:
 - Planární zobrazovací systémy - dvojrozměrné obrazy, **využívají gamakameru**
 - Tomografické zobrazovací systémy – SPECT, PET

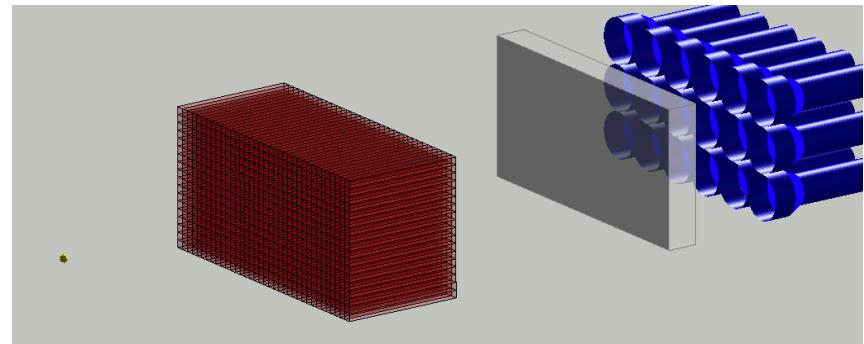
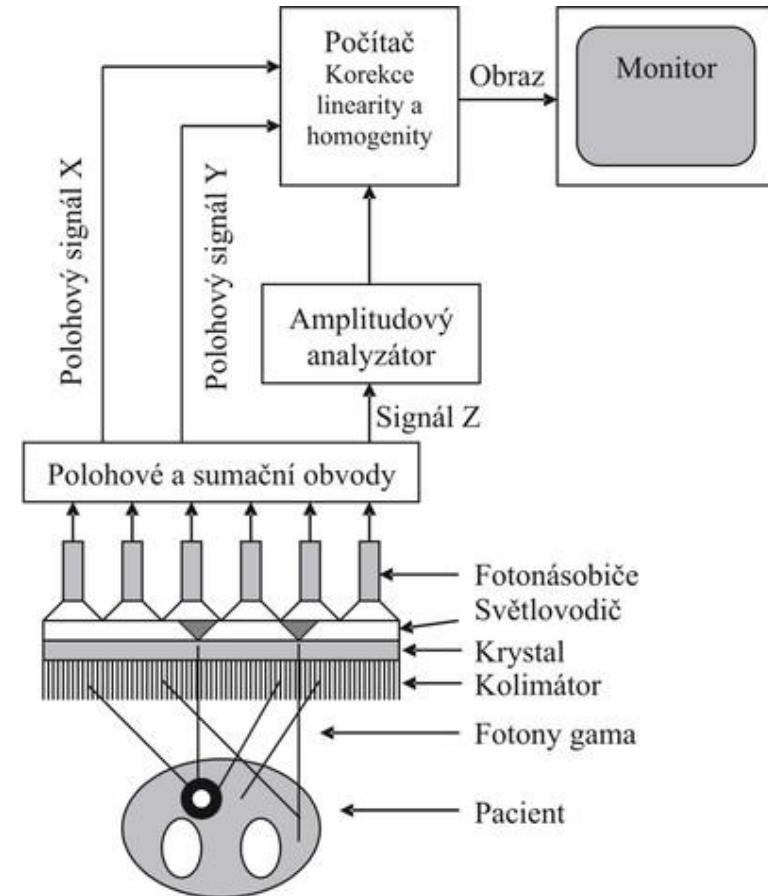
GAMA KAMERA

- Gamakamera (*Scintilační kamera Angerova kamera*) je přístroj používaný v nukleární medicíně k detekci záření γ a jeho následnému zviditelnění na obrazovku osciloskopu.
- Je to velkoplošný obdélníkový nebo kruhový přístroj se scintilačním krystalem uvnitř, využívající **scintigrafie**.
- Gamakamera obsahuje jako každý scintilační detekční systém řadu dalších prvků, jako např. kolimátor, předzesilovač, zesilovač, amplitudový analyzátor.
- Umožňuje registrovat záření vycházející z velké plochy pacienta a to jak při statických, tak dynamických dějích.



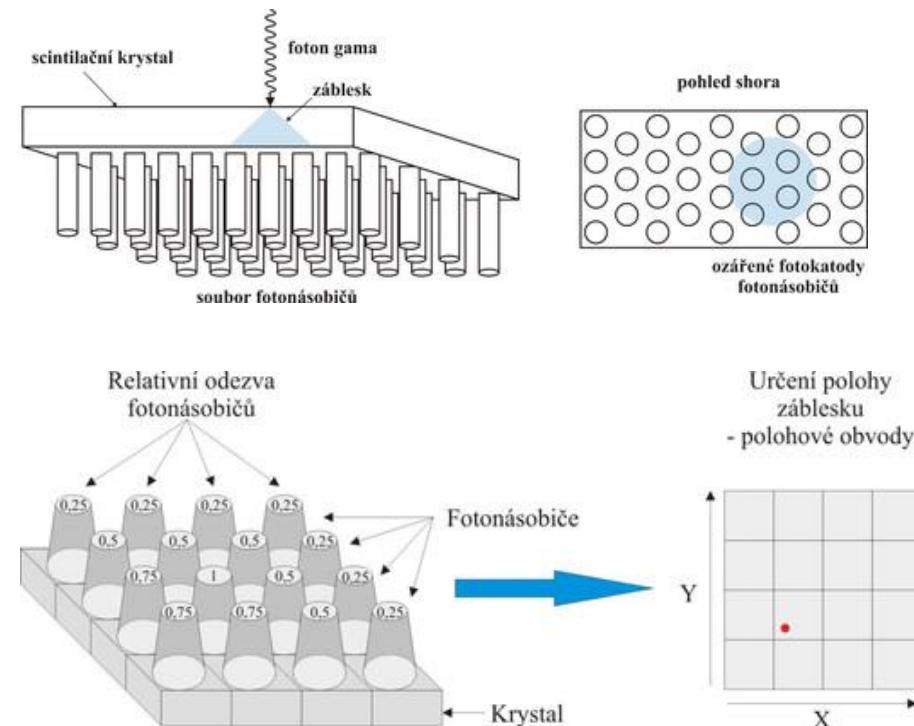
GAMA KAMERA

- Mezi pacientem a čelem detektoru se nutně nachází kolimátor.
- Scintilační krystal je uzavřen v olověném a světlotěsném krytu.
- Za krystalem je poté světlovodivý materiál, který se spojuje s mnoha fotonásobiči
- Ke zlepšení optického kontaktu mezi krystalem a fotonásobiči bývá někdy použito světlovodiče.
- Nad scintilačním krystalem NaI(Tl) - je uloženo několik desítek fotonásobičů (moderních kamer typicky 60 – 100).

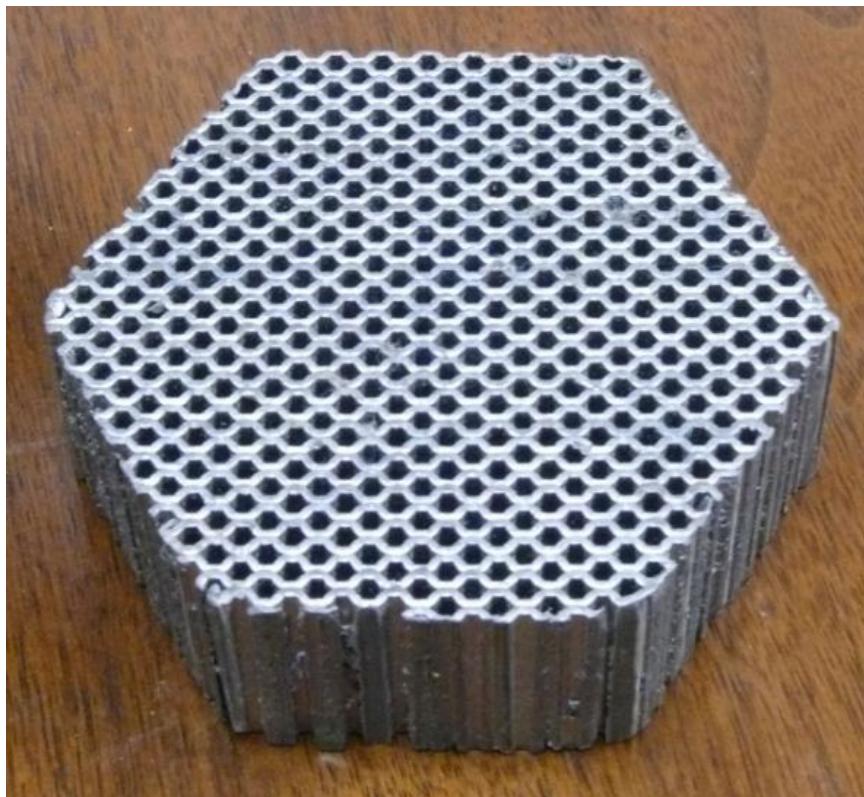


GAMA KAMERA

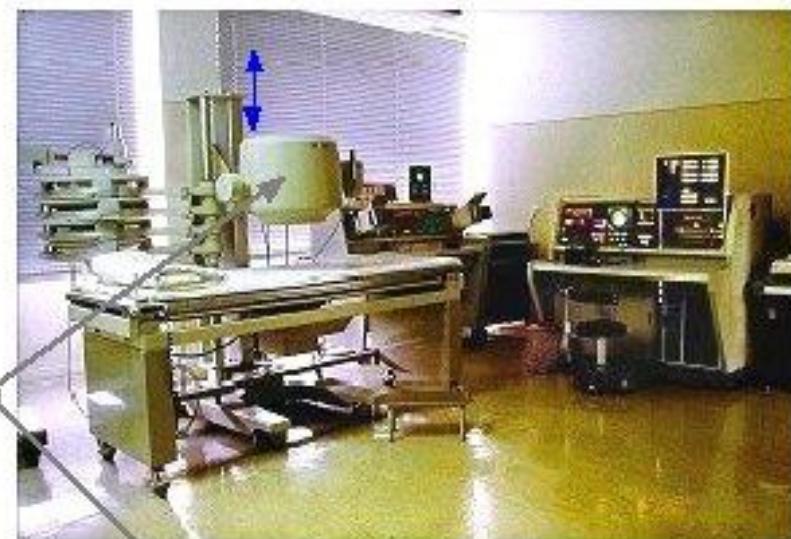
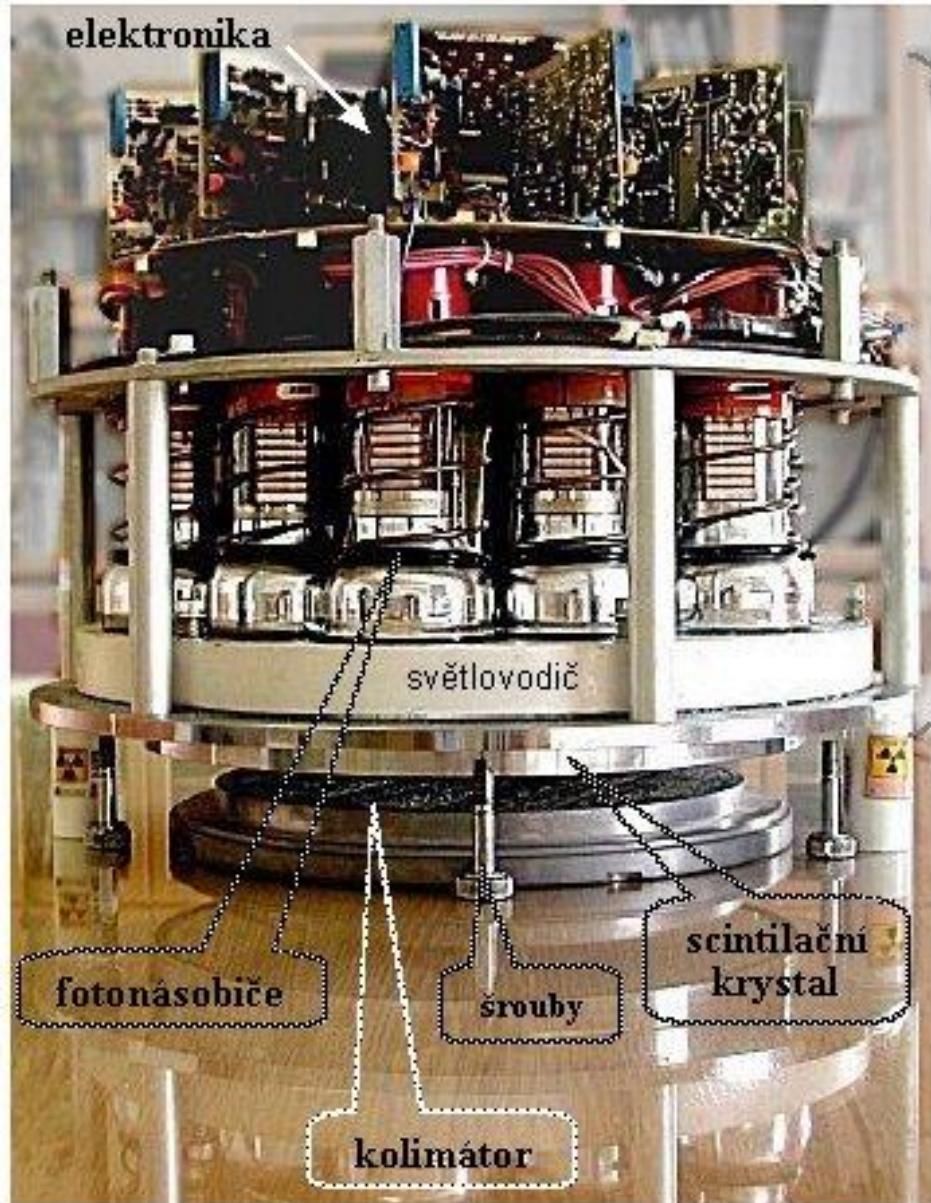
- Světelné fotony vzniklé v důsledku interakce fotonu záření gama s krystalem se v něm šíří všemi směry.
- Nejvíce světla se dostane do fotonásobiče, který je nejblíže místu interakce fotonu záření gama s krystalem (místo záblesku).
- Na výstupu tohoto fotonásobiče vznikne impulz, jehož amplituda je větší než amplituda impulzů ze vzdálených fotonásobičů.
- Na základě hodnocení odezv všech fotonásobičů určí polohové obvody výslednou souřadnici scintilace [X,Y].
- Současně s určením polohy scintilace probíhá analýza intenzity scintilace.
- Výsledek - rozložení radiofarmaka v těle pacienta.



PŘÍKLAD GAMMA KAMERY

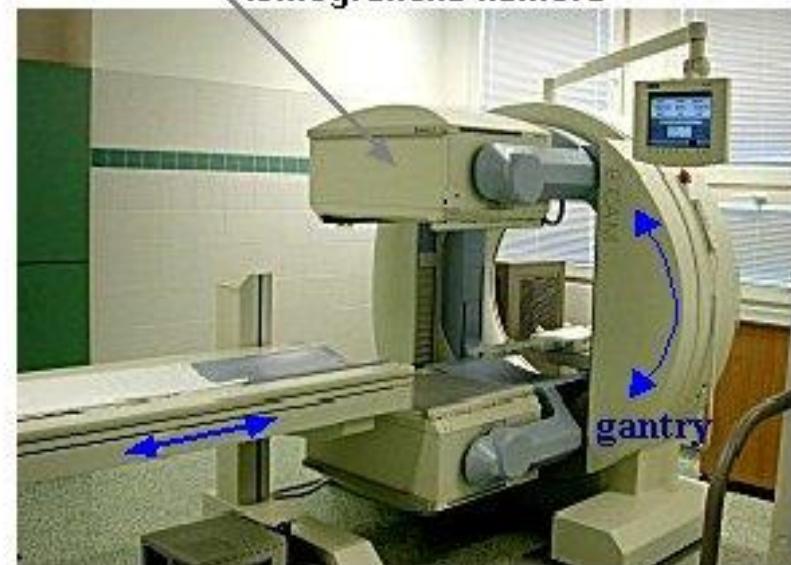


PŘÍKLAD GAMMA KAMERY

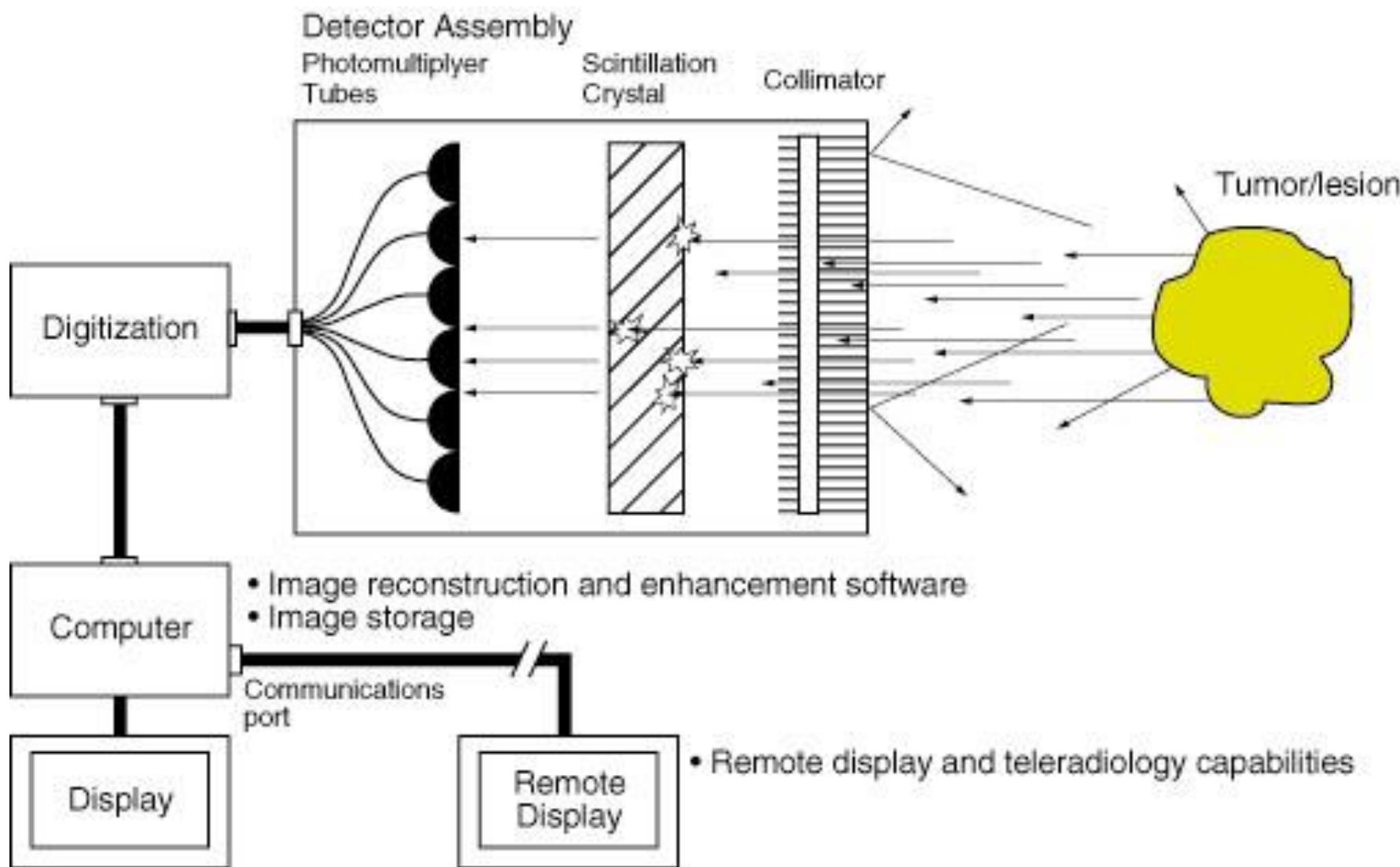


planární kamera

tomografická kamera



PŘÍKLAD



ZJEDNODUŠENÝ PRINCIP REKONSTRUKCE OBRAZU

Acquiring projection data

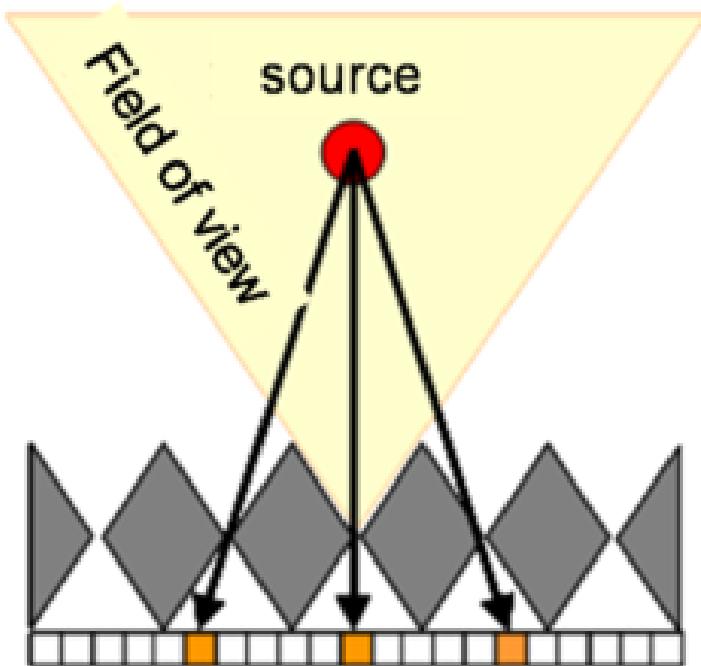
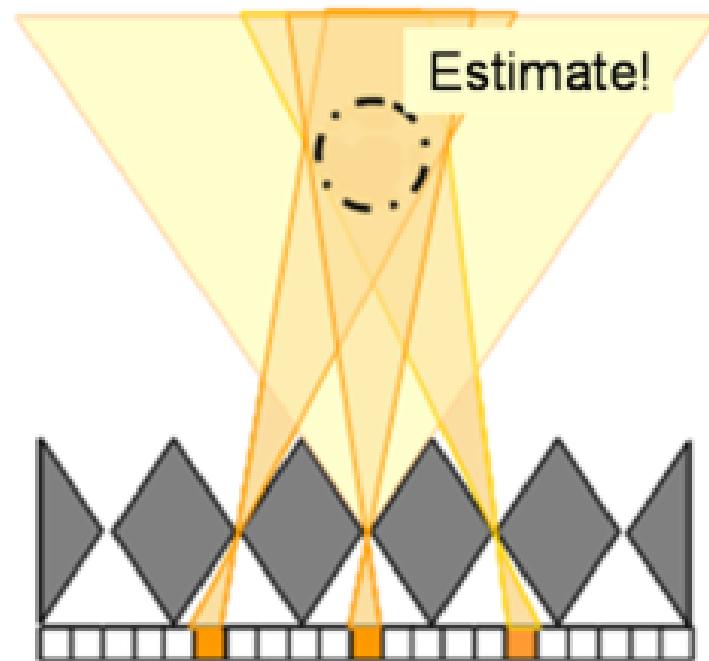


Image reconstruction



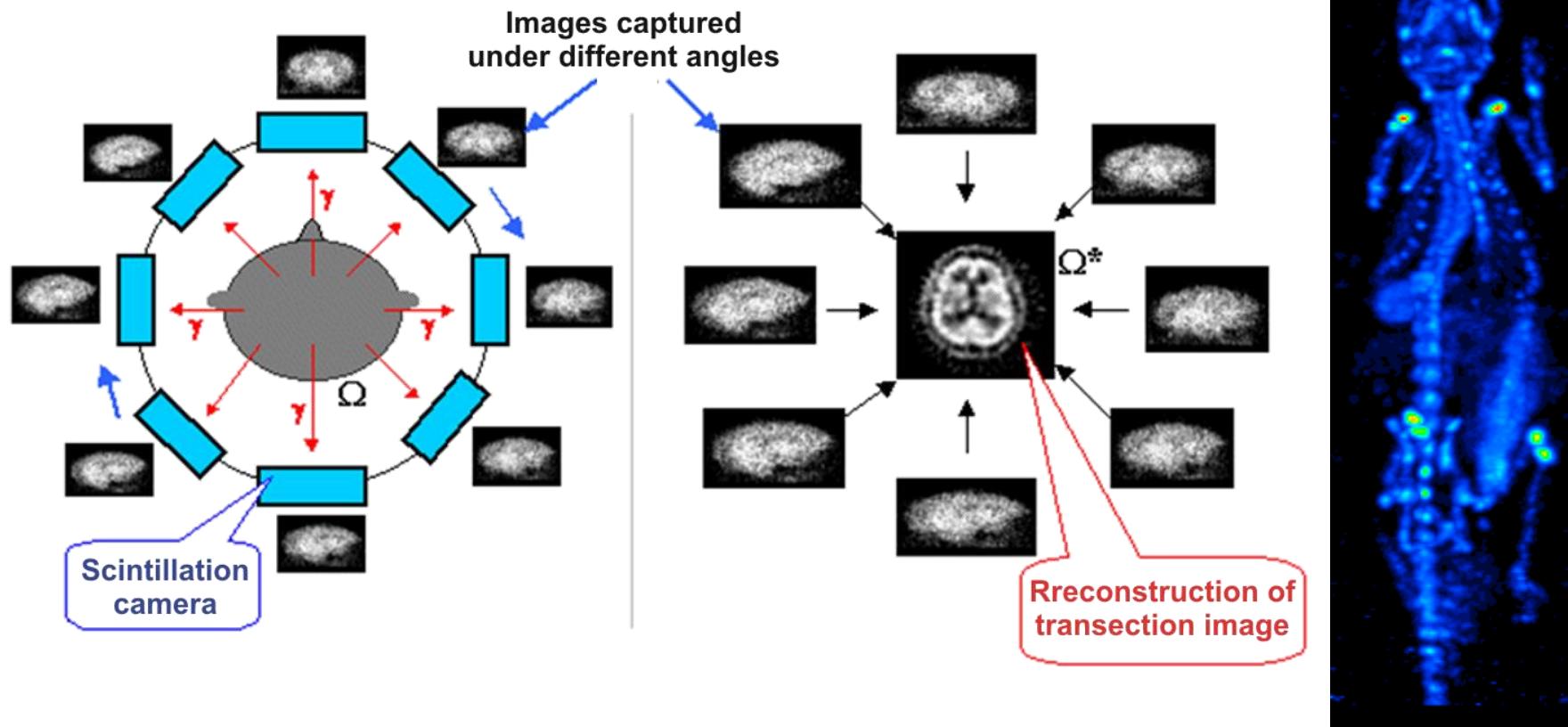
SPECT

SPECT

- Jednofotonová emisní výpočetní tomografie (Single-Photon Emission Computed Tomography, SPECT)
- Principem je podání radiofarmaka s γ zářením (nejčastěji ^{99m}Tc) a pořízení řady scintigrafických snímků pacienta z několika směrů v rovině tomografického řezu.
- Využívá scintilačních kamer k rekonstrukci obrazu rozložení radiofarmaka v těle pacienta.
- Používá se nejčastěji jedné až několika scintilačních kamer, které se otáčí kolem vyšetřovaného po malých úhlových krocích.
- Rozložení radiofarmaka v tomografickém řezu je pak matematicky rekonstruováno z jednotlivých snímků za využití metody zpětné **filtrované projekce**, anebo stále častěji metody **iterativní algebraické rekonstrukce**.
- Moderní přístroje nahrazující transmisní SPECT fungují jako hybridy, kdy je zabudované SPECT a tzv. low-dose CT v jednom. Umožňují tak sledovat anatomickou i funkční strukturu tkáně.

SPECT

- Kolem dlouhé osy pacienta rotují jedna až tři gamakamery, které tak mohou záření snímat z různých úhlů a tvořit tak transverzální, frontální i sagitální řezy tělem pacienta, a tak vytvořit 3D zobrazení patologického ložiska.
- GANTRY = Detekční hlava gamakamery



VYUŽITÍ SPECT

- Zobrazuje funkci orgánu či metabolickou aktivitu části těla (stejně jako PET), nikoli jeho anatomické struktury (MRI, CT).
- **Kardiologie** - vyšetření srdečního svalu – myokardiální perfúze (ischemická choroba srdeční), metabolismus myokardu. Jde o dvojí vyšetření – před a po zátěži. Také se dají vyšetřit plíce nebo žilní systém.
- **Neurologie** - zjišťování prokrvení mozku. Díky vyšetření se dá lokalizovat postižené místo a diagnostikovat tak nemoc (demence, Alzheimerova choroba, Parkinsonova choroba), nebo i najít místo, kde přesně má proběhnout operace mozku (epilepsie – dvojí vyšetření – před a při záchvatu).
- **Onkologie** - SPECT pomáhá při lokalizaci nádorů. Využívá se při lymfoscintigrafii, vyšetření sentinelových uzlin apod.
- Jiné změny metabolismu, jako je lokalizace zánětů, úrazů, onemocnění kloubů či hojících se ložisek.

VÝHODY A NEVÝHODY

- **Výhody:**

- Oproti planární scintigrafii je vyšší kontrast snímků a především možnost kvantifikace radiofarmaka ve tkáni.
- Samotná SPECT představuje menší radiační zátěž pro pacienta než CT.

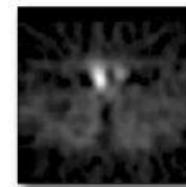
- **Nevýhody:**

- Někdy až velmi nepřesné výsledky kvantifikace vlivem atenuovaného (oslabeného) záření, které vzniká Comptonovým nebo fotoelektrickým jevem.
- Radiační zátěž jednoho vyšetření závisí nejvíce na aktivitě a efektivním poločasu (rozpadový a biologický poločas) použitého radiofarmaka.
- Další nevýhodou je dlouhá doba vyšetření.

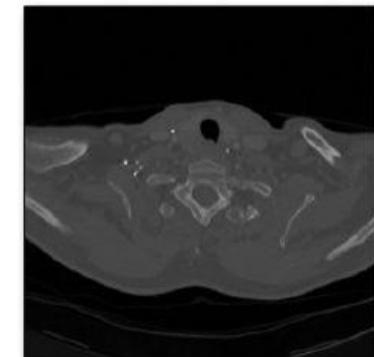
HYBRIDNÍ SYSTÉM SPECT/CT

- Tento systém zahrnuje v jedné aparatuře vedle kamery SPECT rovněž vícedetektorový počítačový tomograf (CT).
- Je tak možné pořídit záznam výsledku funkčního a anatomického zobrazení jedním systémem v těsném sledu za sebou.
- Hybridní systém pracuje ve 2 režimech:

- **Nízkodávkový režim dovoluje** korigovat obrazy SPECT na zeslabení záření gama ve tkáni a získat orientační morfologické obrazy CT s nízkým rozlišením;

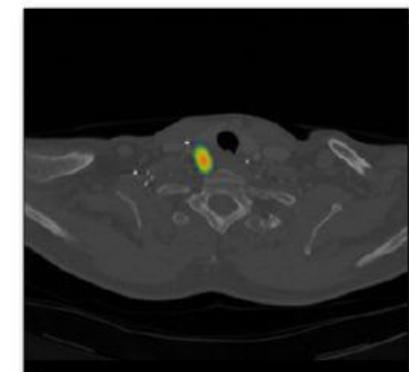


+



- **Plnohodnotný diagnostický režim** vytváří obrazy CT s vysokým rozlišením, které podrobně informují o lokalizaci anatomických struktur; tento režim je ovšem spojen s vyšší efektivní dávkou pro pacienta.

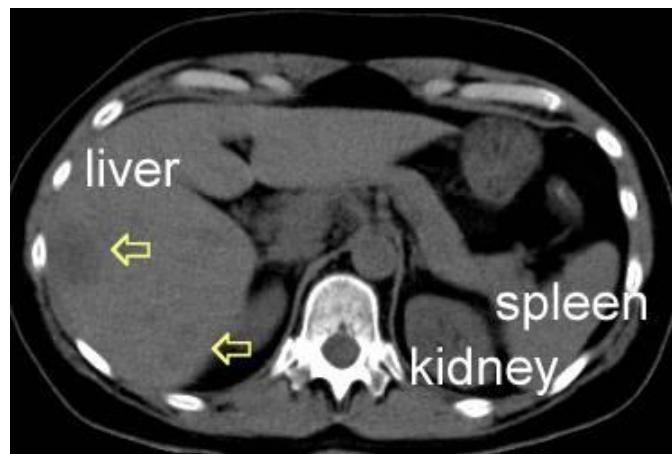
=



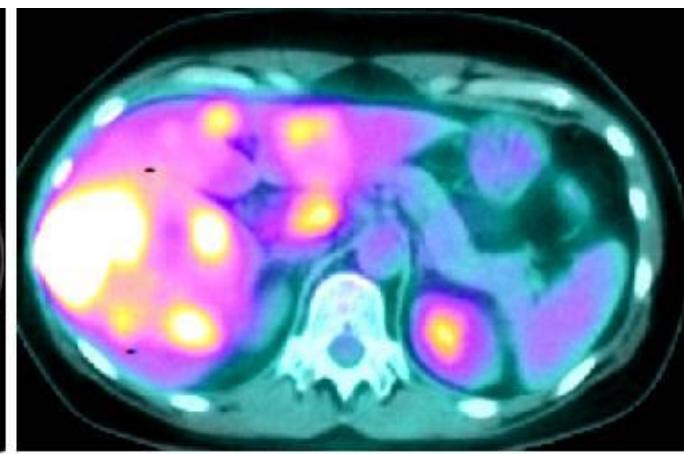
PET

POZITRONOVÁ EMISNÍ TOMOGRAFIE

- Pozitronová emisní tomografie (Positron Emission Tomography, PET) je diagnostická zobrazovací metoda umožňující na tomografických řezech sledovat rozložení radiofarmaka v těle pacienta.
- Je používána zejména v neurologii, kardiologii a onkologii.



CT Scan - liver
mets very subtle

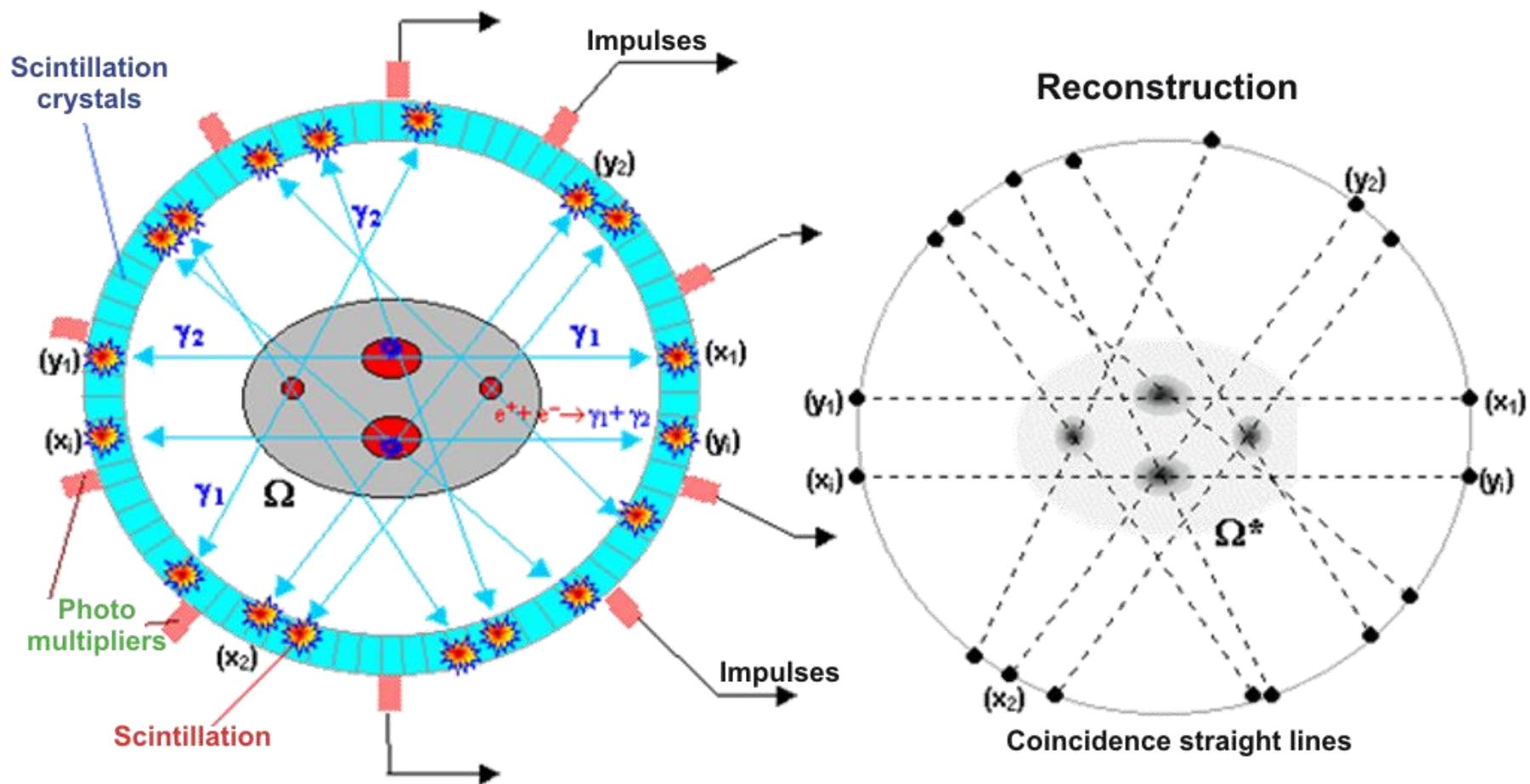


PET Scan - liver
mets very obvious

PRINCIP PET

- Pacientovi je podán β^+ zářič s velmi krátkým poločasem, nejvýše desítky minut.
- Rozpadající se radiofarmakum produkuje pozitrony, které prakticky ihned anihilují s elektrony (Elektron-pozitron pár) za vzniku dvou fotonů záření gama.
- Vzniklé fotony odlétají v právě opačném směru se stejnou energií 511 keV.
- Toho, že vzniklé fotony odlétají vlastně po přímce, se využívá při detekci.
- Detekovaný je pouze takový foton, ke kterému byl na detekčním prstenci zachycen i jeho protějšek, hovoříme o koincidenčním zapojení.
- Výsledný tomografický obraz je pak dán zpracováním velkého množství takto zachycených párů.

PRINCIP PET



PET RADIOFARMAKA

- Obvyklým zářičem je izotop ^{18}F s poločasem 110 minut přeměňující se na kyslík. Podává se ve formě [18F]-fluorodeoxyglukózy (FDG), která se přeměňuje na glukózu.
- Protože se flourdeoxyglukóza chová podobně jako glukóza, je více vychytávána v místech s aktivnějším metabolismem (např. nádorové buňky).
- Dalšími zářiči jsou například ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , což jsou biologicky významné prvky.
- K výrobě takových zářičů s velmi krátkým poločasem rozpadu slouží přímo na místě lékařský cyklotron.



VÝHODY A NEVÝHODY

- **Výhody:**

- Jednoznačnou výhodou přístroje je jeho velká diagnostická přesnost a prostorová rozlišovací schopnost.
- Moderní přístroje mají vyšší detekční účinnost než SPECT, zejména také kvůli absenci užití kolimátorů.
- Další výhodou je využití biogenních prvků ve sledování metabolismu, které jsou v tomto metabolismu normálně zastoupeny.

- **Nevýhody:**

- Významnou nevýhodou je technická náročnost PET a s tím i pořizovací cena přístroje.
- Navíc často nezbytné pořízení cyklotronu je také nákladné.

HYBRIDNÍ SYSTÉM PET/CT

- PET je sám o sobě vysoce citlivý proces.
- Nevýhodou je, že je anatomicky těžké určit místa metabolicky aktivnější, protože v první řadě metabolické procesy určuje.
- K tomu se ještě započítá omezené místní rozlišení 4–6 mm.
- K tomuto účelu byl sestaven přístrojový hybrid používající PET a CT.
- Kombinací vysokého rozlišení (až k 0,35 mm) a detailním anatomickým znázorněním CT s vysoce sensitivními informace metabolismu s PET se dosahuje kvalitnějších a přesnějších výsledků. Další výhodou je velké zkrácení času pro celkový průběh.
- Další možnost je kombinace PET s MR. Výhoda integrace obou v jednom přístroji je synchronní vyšetření pro neurologické a kardiologické potřeby.

NMR

MAGNETICKÁ REZONANCE

- Nukleární magnetická rezonance (NMR) je značně složitá fyzikálně-elektronická metoda.
- Je založena na sledování odezvy jader s nenulovým magnetickým momentem umístěných v silném magnetickém poli a jejich interakci s vysokofrekvenčním elektromagnetickým vlněním.

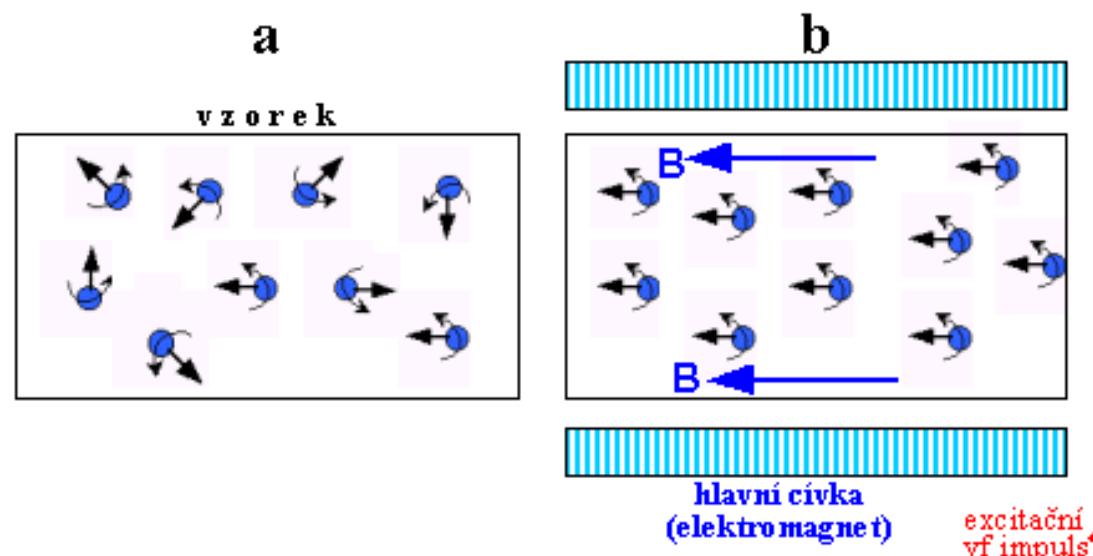


FYZIKÁLNÍ PRINCIP

- Jev nukleární magnetické rezonance může nastávat při interakcích jader atomů s vnějším magnetickým polem.
- Každý nukleon (proton i neutron) má vlastní "mechanický" moment hybnosti - spin (nukleony patří mezi fermiony se spinem 1/2).
- Tento rotační moment hybnosti nukleonů vytváří vlastní elementární magnetický moment, rovný tzv. Bohrovu jadernému magnetonu.
- Atomová jádra díky spinům svých nukleonů vzbuzují též velmi slabé magnetické pole - mají určitý magnetický moment.
- Spin a magnetický moment mají však jen atomová jádra s lichým nukleonovým číslem, neboť spiny a magnetické momenty spárovaných protonů a neutronů se vzájemně ruší - jsou nulové.
- Magnetický moment jádra vytváří nespárovaný nukleon (P,N).
- Magnetickou rezonanci lze tedy pozorovat pouze u jader s lichými nukleonovými čísly - především ^1H , ^{13}C , ^{15}N , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P atd.

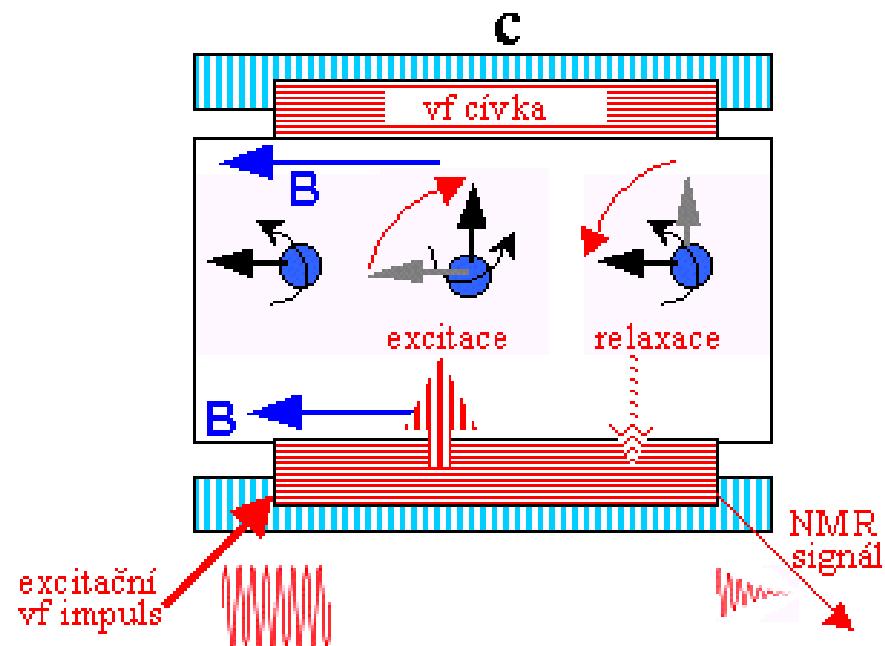
FYZIKÁLNÍ PRINCIP

- Za normálních okolností jsou vlivem tepelného pohybu směry spinů a magnetických momentů jednotlivých jader chaoticky "rozházené", jejich orientace je náhodná a neuspořádaná (**a**), elementární magnetická pole se v průměru vzájemně ruší, látka nevykazuje žádné magnetické vlastnosti.
- Umístíme-li však analyzovanou látku do silného magnetického pole (o intenzitě či indukci řádově několika Tesla), zorientují se magnetické momenty jader do směru vektoru B tohoto vnějšího magnetického pole - magnetický moment jader je rovnoběžný se siločárami magnetického pole (**b**).
- Čím je magnetické pole silnější, tím je toto uspořádání dokonalejší.

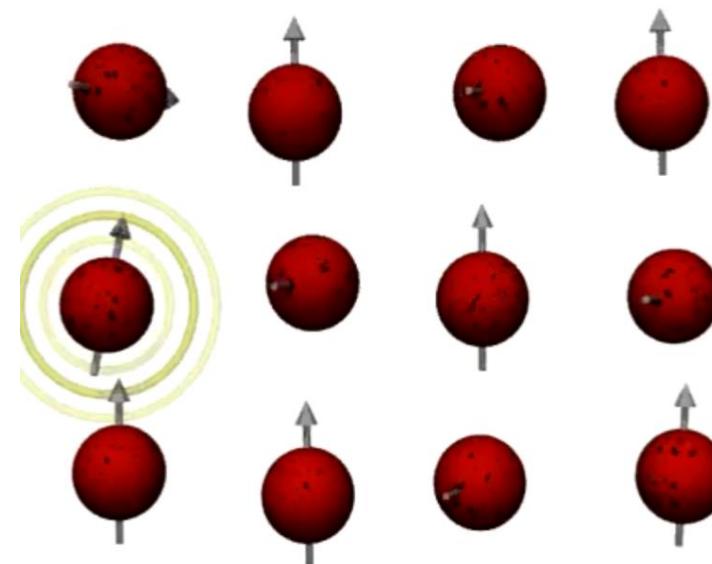
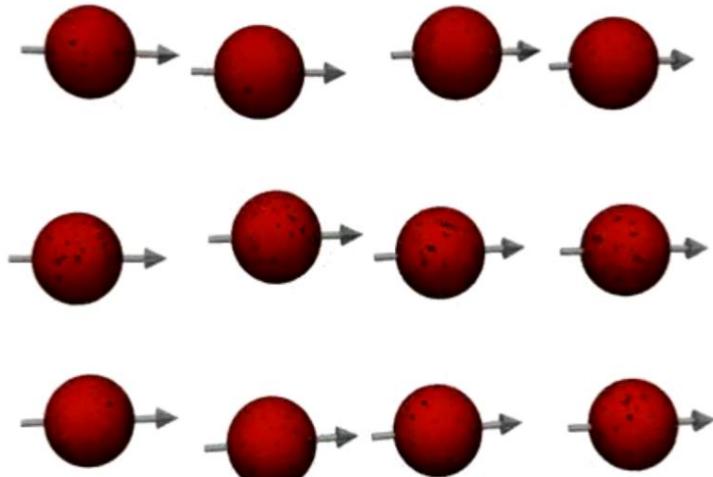
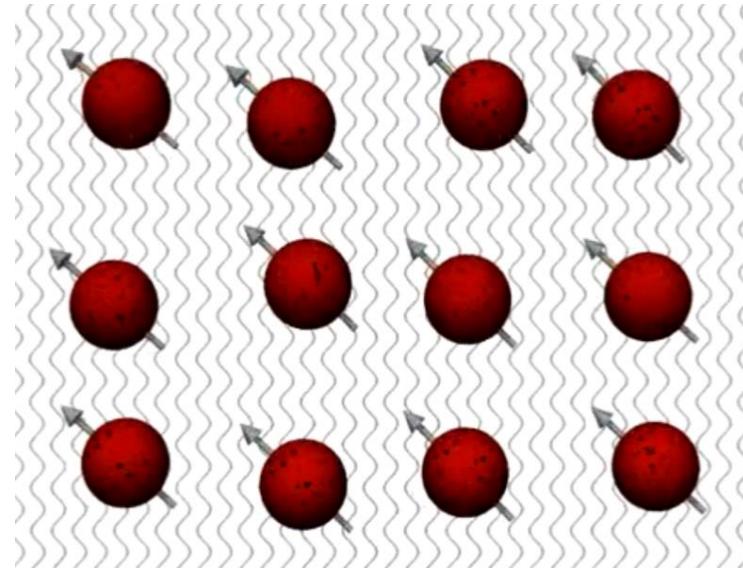
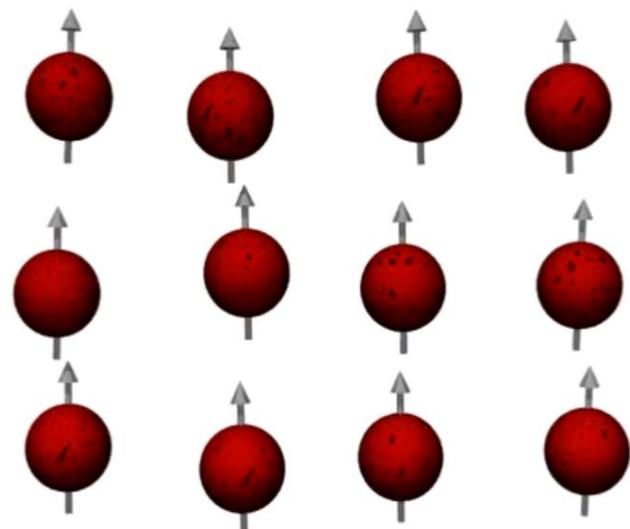


FYZIKÁLNÍ PRINCIP

- Toto silné magnetické pole se nyní většinou realizuje pomocí supravodivého elektromagnetu, jehož vinutí musí být trvale chlazeno kapalným héliem.
- Vyšleme-li pomocí další cívky do takto magneticky polarizované látky krátký střídavý elektromagnetický signál (jehož frekvence rezonuje s tzv. **Larmorovou precesí** daného druhu jádra v magnetickém poli), vychýlí se směr magnetického momentu jádra dočasně ze směru určeného vektorem **B** vnějšího magnetického pole (**c**).
- V magnetickém poli **B** se jádra (s nenulovým magnetickým momentem **m**) chovají jako magnetické dipóly, na které působí dvojice sil **m.B**.



FYZIKÁLNÍ PRINCIP – EXCITACE



FYZIKÁLNÍ PRINCIP

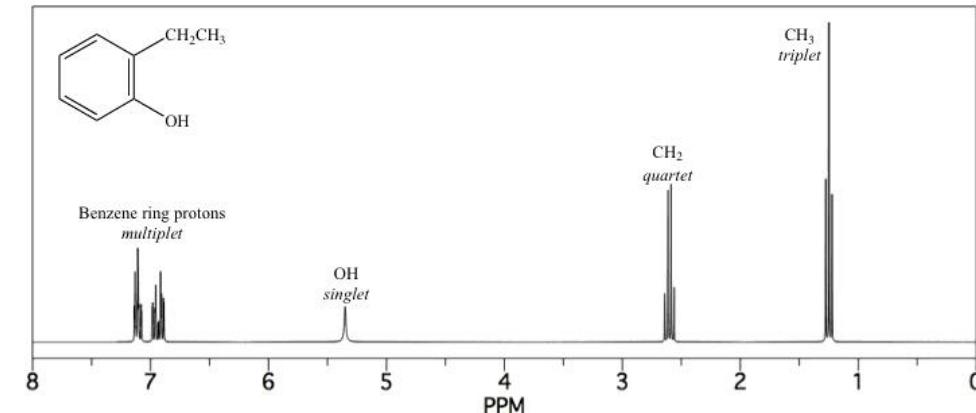
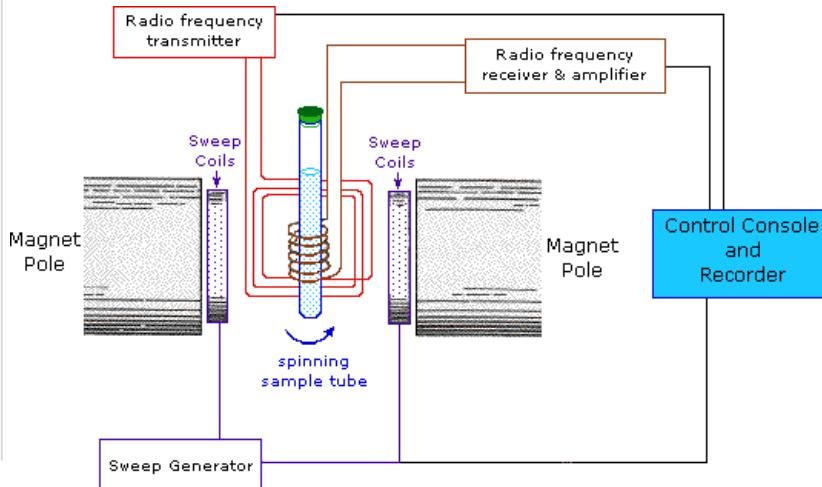
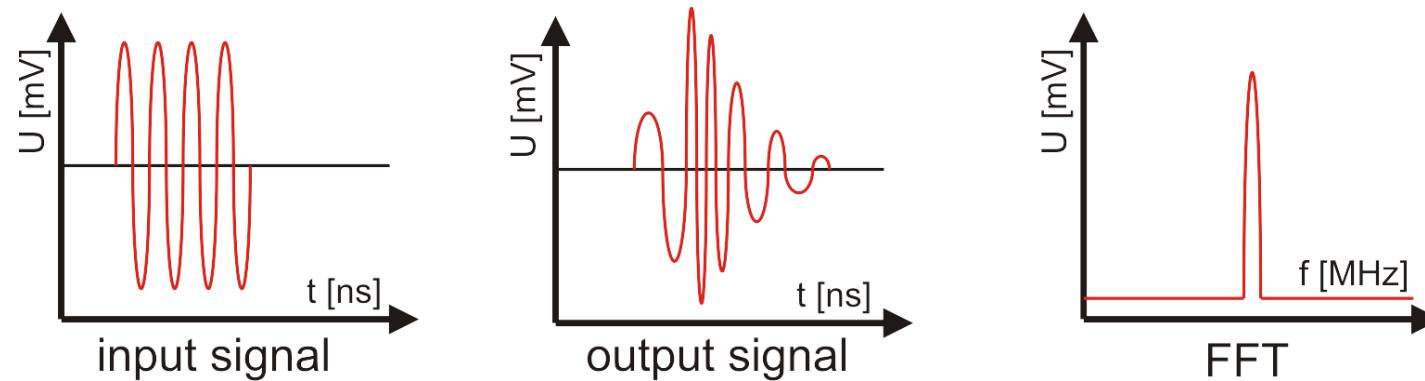
- To způsobí, že jádro bude osou svého magnetického momentu rotovat kolem směru **B** - bude vykonávat precesní pohyb (podobný precesnímu pohybu "káči" kolem svislého směru v tělovém poli) **Larmorovou frekvencí $w = g \cdot B$** , neboť $f = g \cdot B / 2\pi$, kde **g** je gyromagnetický poměr jádra.
- Bude přitom vyzařovat elektromagnetické vlny, dokud se po spirále nevrátí zase do směru **B**.
- Frekvence těchto elektromagnetických vln je rovna výše zmíněné Larmorově precesi
- Pro danou sílu **B** vnějšího magnetického pole je určena gyromagnetickým poměrem **g** jádra, tj. druhem jádra
- Intenzita vyzářených elektromagnetických vln je úměrná koncentraci jader daného druhu.
- Takto lze nukleární magnetickou rezonanci použít k analýze složení látek.

NMR SPEKTROSKOPIE

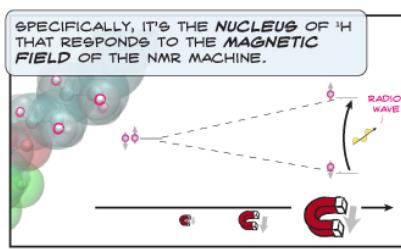
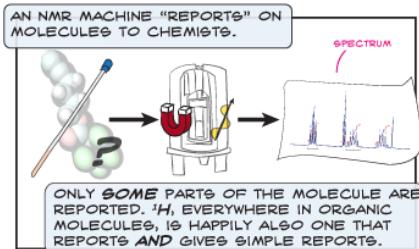
- NMR spektroskopie probíhá tak, že se zvyšuje frekvence budícího v signálu, tento signál přerušovaně napájí cívky ve vysílacím režimu, nastane vždy přepnutí do přijímacího režimu a měří se intenzita v signálu vysílaného vzorkem umístěným v magnetickém poli B_0 při zpětné relaxaci magnetických momentů jader.
- Frekvence, při níž nastává rezonanční maximum, určuje druh jádra (nejvyšší je pro vodík - 42,6MHz pro $B = 1$ Tesla), intenzita rezonančního maxima určuje koncentraci příslušných atomů ve vzorku.
- Všechna jádra jednoho isotopu, vložená do téhož magnetického pole, by sama o sobě měla rezonovat při stejně frekvenci.
- Jsou-li však atomy těchto jader součástí chemických sloučenin, liší se rozložení elektronů v jejich okolí a tyto elektrony způsobují elektromagnetické stínění jader.
- V signálu NMR je tak zakódována i informace o okolních atomech a molekulách - informace o chemickém složení a struktuře látky.

NMR SPEKTROSKOPIE

- Efektivní magnetické pole působící na jádro pak již není B_0 , ale $\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 \cdot (\mathbf{1}-\mathbf{s})$, kde stínící faktor s , popisující intenzitu stínění, jemně závisí na chemickém složení analyzované látky.
- Tato změna efektivního magnetického pole způsobuje ve spektru NMR signálu tzv. chemický posun frekvence.

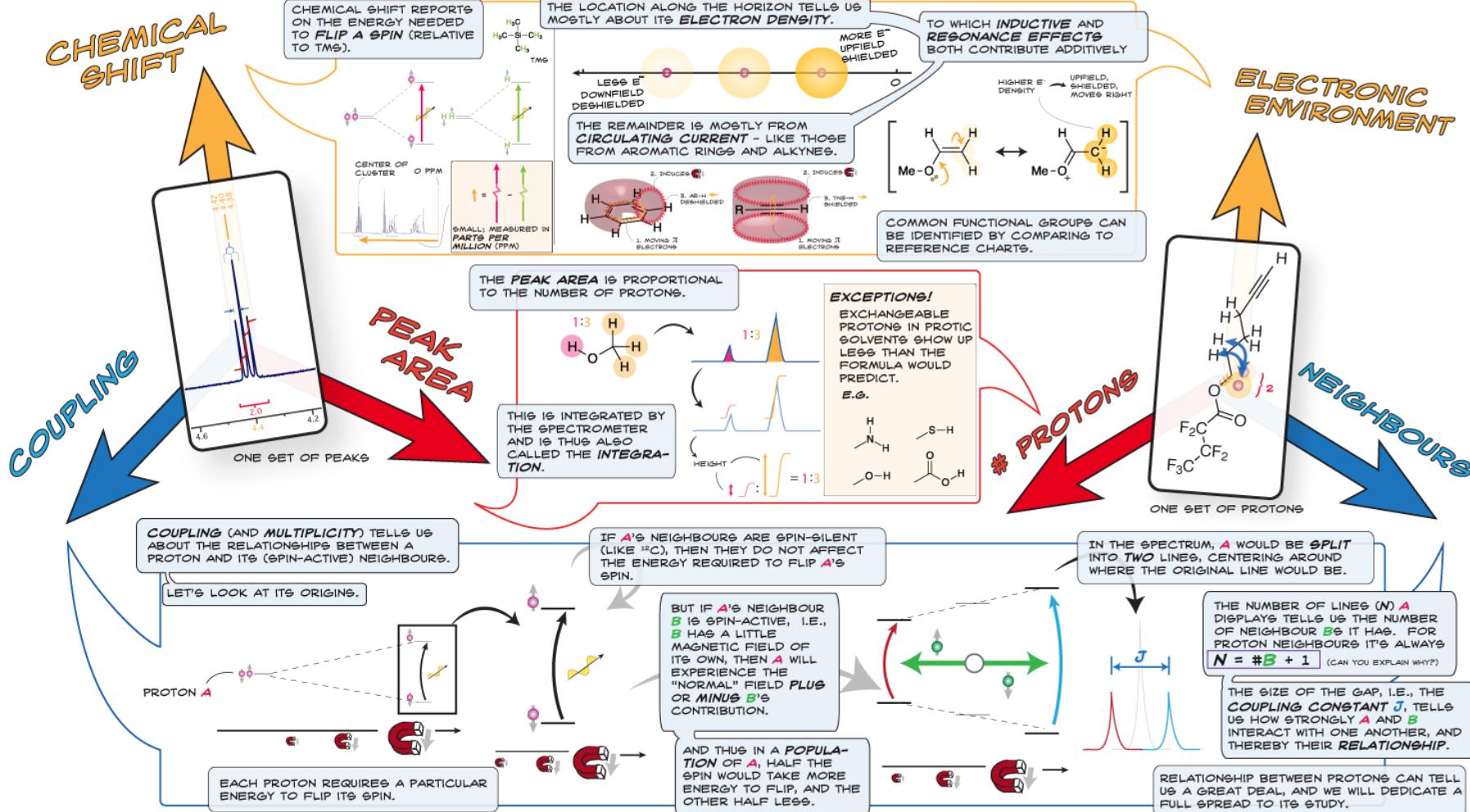


NMR SPEKTROSKOPIE



SPECTRA APPEAR COMPLICATED AT FIRST GLANCE, HOWEVER, WHEN SEPARATED INTO THEIR THREE ORTHOGONAL DIMENSIONS...

...CAN OFTEN TELL US EVERYTHING WE NEED TO SOLVE A MYSTERY MOLECULE.

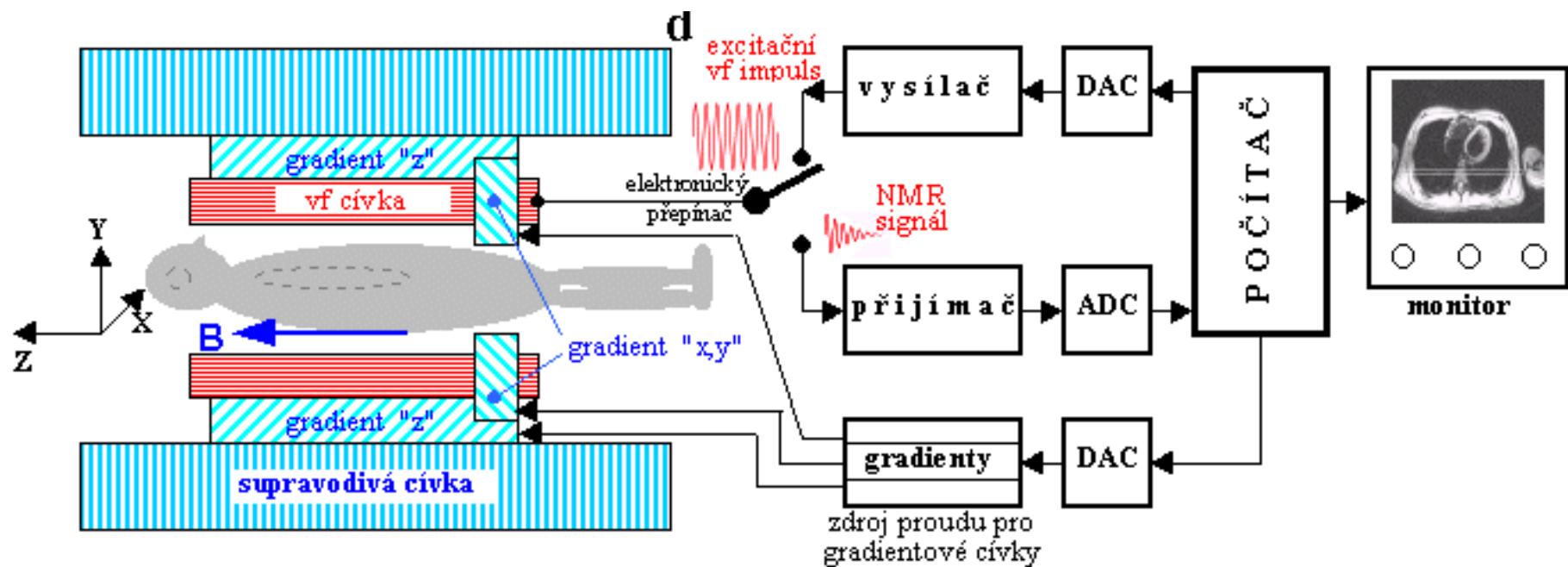


Interpreting ^1H NMR

Jon Chui / jkwchui@uvic.ca

N.B.: Details accompanying this overview in upcoming spreads. Stay tuned!

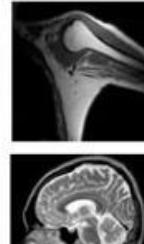
PŘÍSTROJE NMR



MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI)

MRI images informs about:

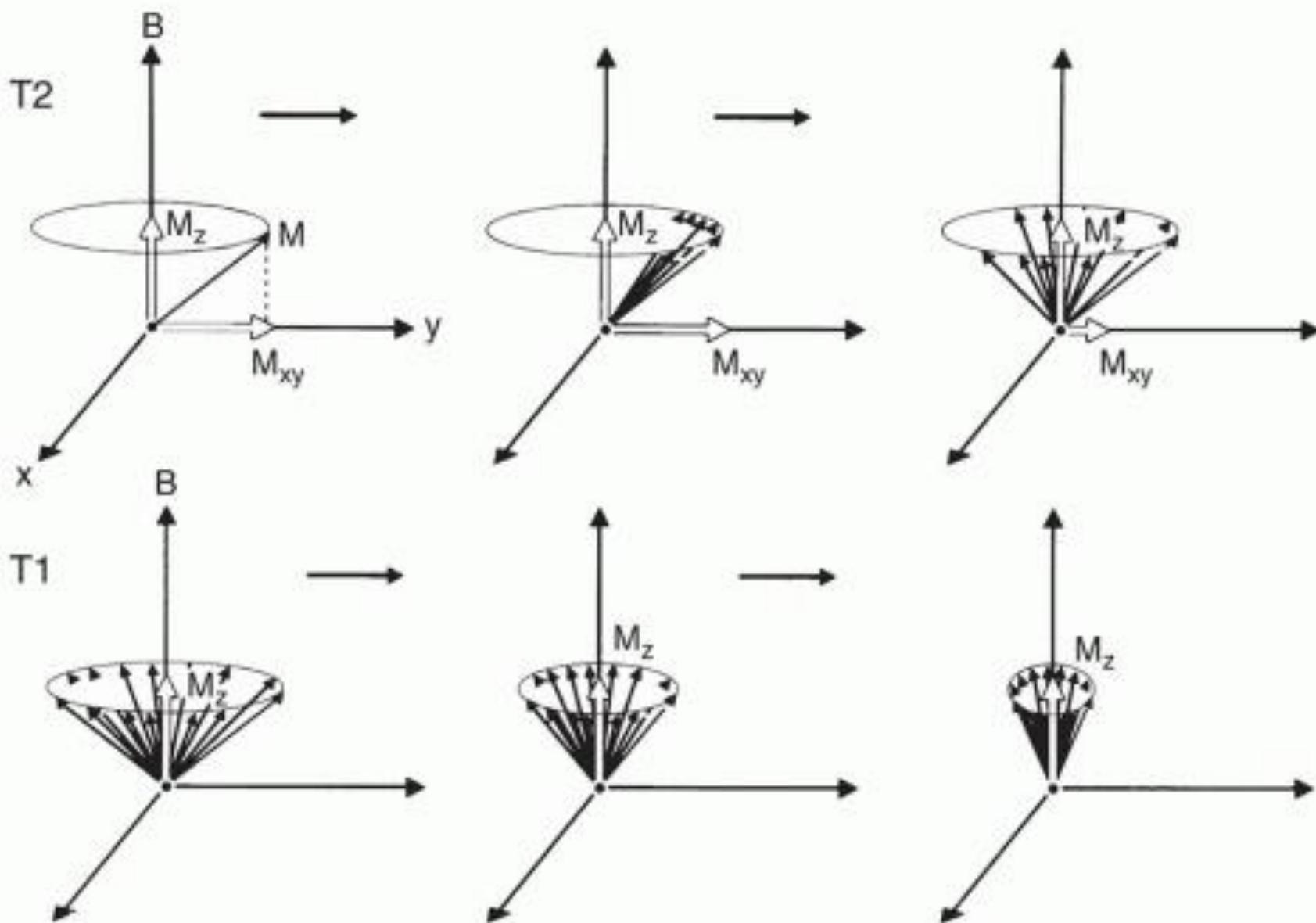
1. Nucleus density distribution
2. Relaxation time distribution related with chemical composition and structural constitution of tissues. Relaxation times are different for healthy and tumor tissue.



T1 AND T2 IMAGING IN MRI

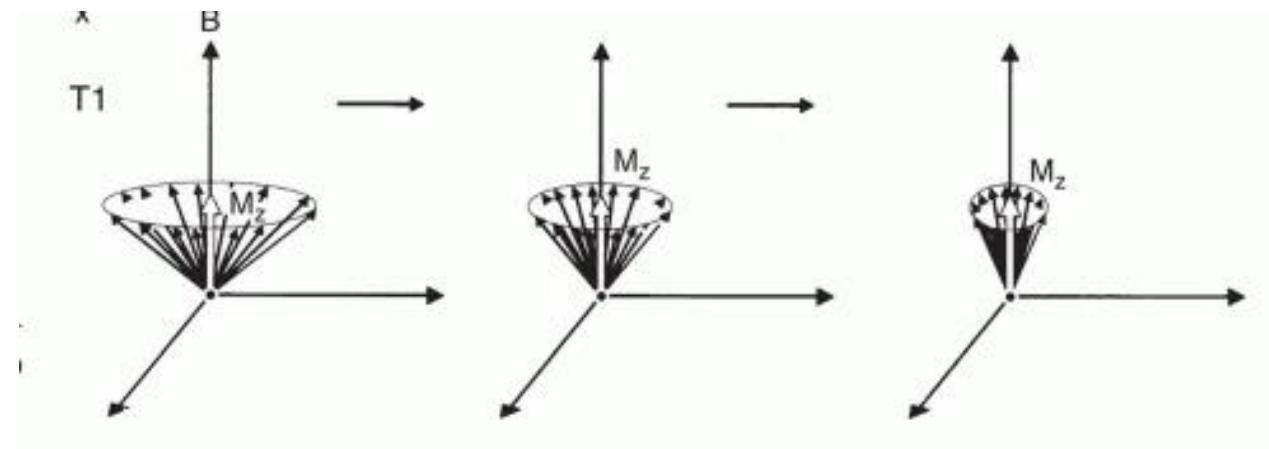
- In both CT and MRI, image contrast is a function of **tissue density**
- For MRI in which the source of signal are the protons (especially hydrogen protons), the type of density that matters the most is *proton density*.
- In addition to tissue density, **tissue relaxation properties** contribute to image contrast in MRI
- There are two types of relaxation properties: **T1** relaxation and **T2** relaxation.
- Both types have been correctly described by the other responders but let me state it in a slightly different way.
- During the process of **T1 relaxation**, protons reorient resulting in recovery of longitudinal magnetization.
- During the process of **T2 relaxation**, protons dephase (spin becomes desynchronized) resulting in decay of transverse magnetization.

T1 AND T2 RELAXATION TIMES



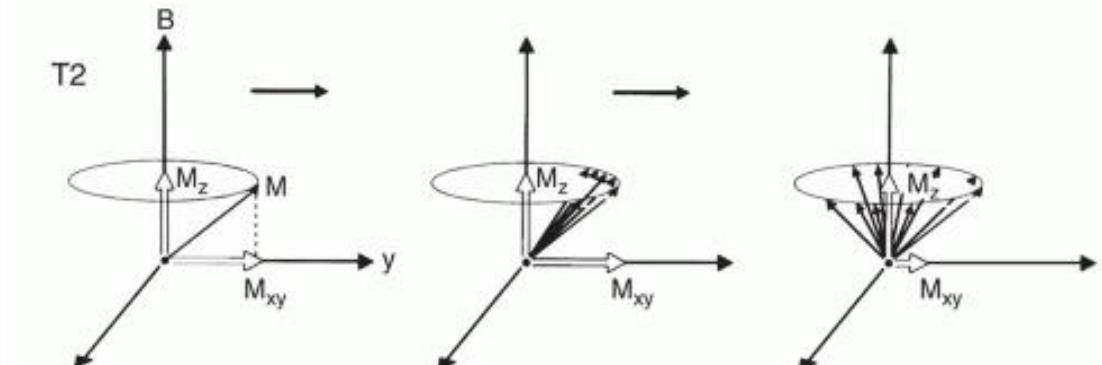
T1 IMAGING IN MRI

- T1-weighted imaging is used to differentiate anatomical structures mainly on the basis of T1 values; i.e. the scanning parameters are set (short TR/short TE) to minimize T2 relaxation effects.
- Tissues with high fat content (e.g. white matter) appear bright and compartments filled with water (e.g. CSF) appears dark.
- This is good for demonstrating anatomy.
- T1 relaxation is measured using a time constant called T1 (usually reported in milliseconds, msec).
- T1 is defined as the time when 63% of the longitudinal magnetization has recovered; $3 \times T1 = 95\% \text{ recovery}$.



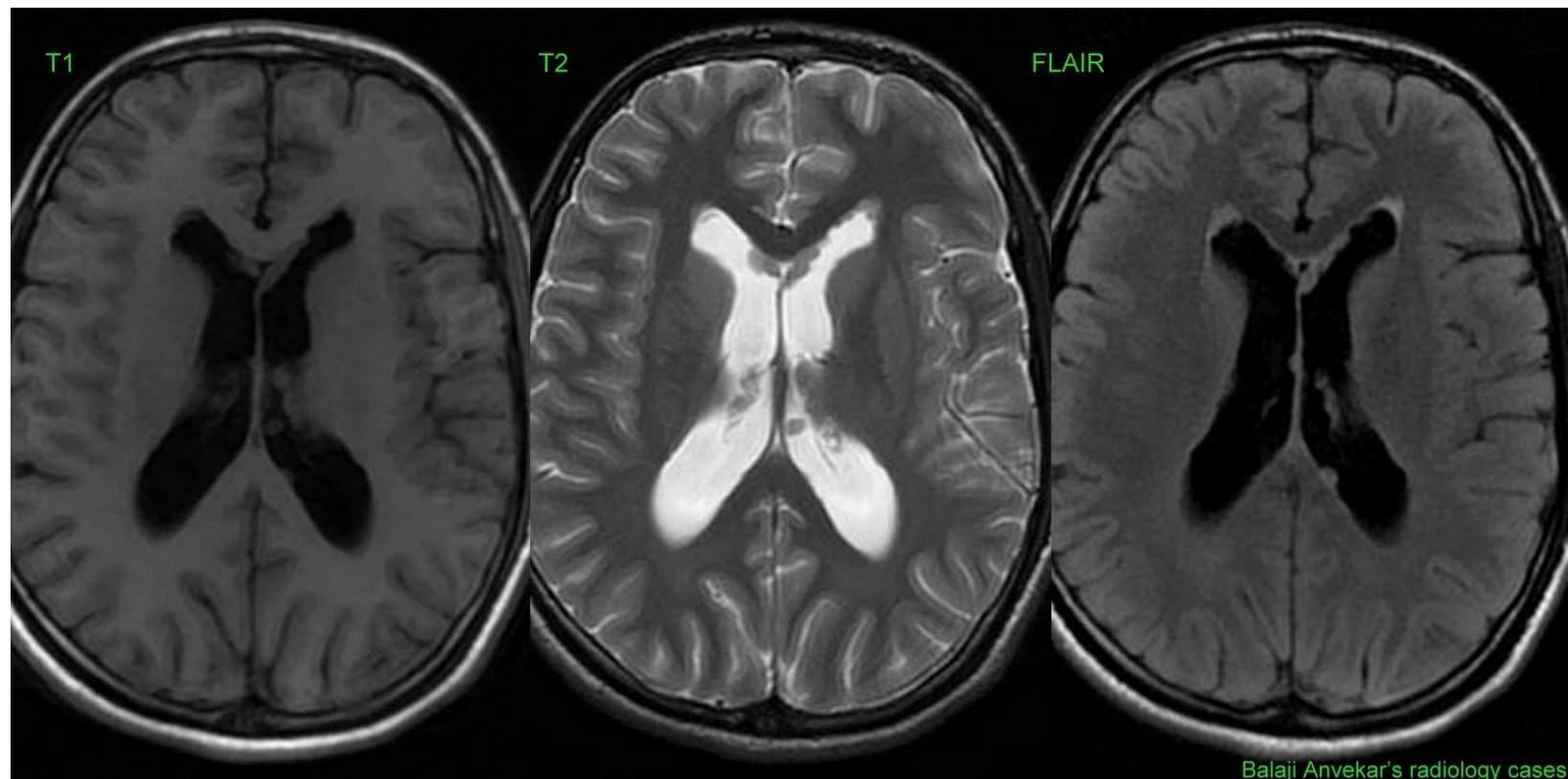
T2 IMAGING IN MRI

- T2-weighted imaging is used to differentiate anatomical structures mainly on the basis of T2 values; i.e. the scanning parameters are set (long TR/long TE) to minimize T1 relaxation effects.
- Compartments filled with water (e.g. CSF compartments) appear bright and tissues with high fat content (e.g. white matter) appear dark.
- This is good for demonstrating pathology since most (not all) lesions are associated with an increase in water content.
- T2 relaxation is measured using a time constant called T2 (usually reported in msec).
- T2 is defined as the time when 63% of the transverse magnetization has decayed; $3 \times T2 = 95\%$ decay.



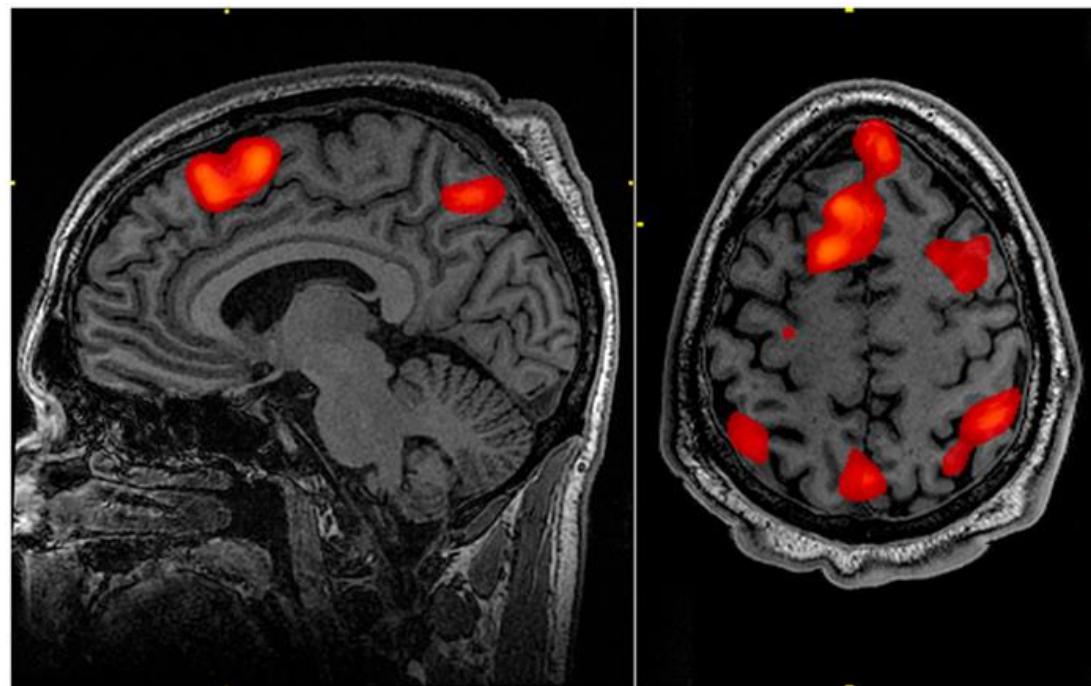
T1 AND T2

	T1 weighted	T2 weighted	STIR
Bone cortex, calcification	Very low signal	Very low signal	Very low signal
Bone marrow	High signal	High signal	Low signal
Cartilage	Iso signal	Slightly low signal	Iso signal
Joint effusion	Iso signal	High signal	High signal
Acute hemorrhage	Low to iso signal	Low to iso signal	Low to iso signal
Subacute hemorrhage	High signal	High signal	Various signal
Hemosiderin	Very low signal	Very low signal	Very low signal
Fat	High signal	High signal if FSE	Low signal



FUNKČNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE (fMRI)

- Zobrazovací metoda sloužící k funkčnímu zobrazování mozku, resp. mapování mozkové odezvy na vnější či vnitřní podnět.
- Liší se od standardní MR schopností detekovat dynamické změny signálu způsobené lokálním kolísáním poměru oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu v závislosti na neuronální aktivitě.
- fMRI mapuje neuronální aktivitu pouze nepřímo, v návaznosti na lokální změnu oxygenace a perfuze mozkové kůry.



Konec