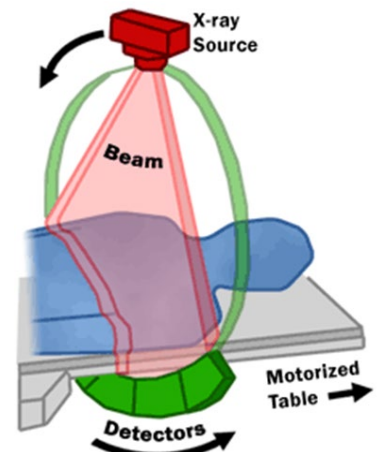


## Výpočetní tomografie (Computed tomography)

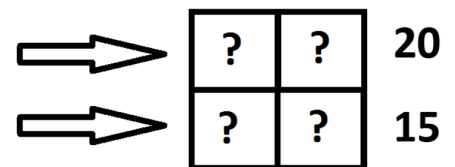
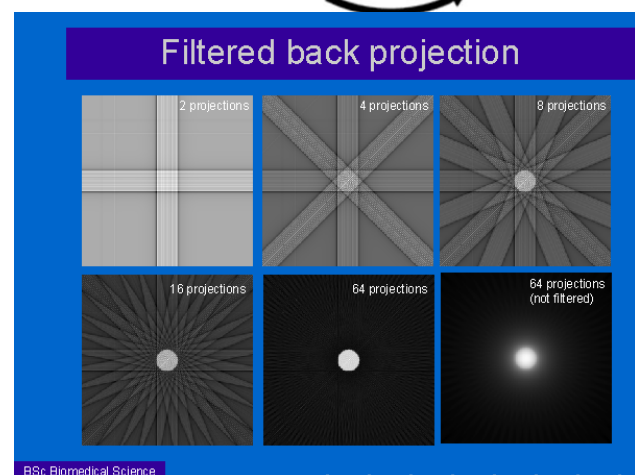
Zobrazovací metoda využívající **rentgenové záření** k zobrazení těla pacienta v jednotlivých **řezech (vrstvách)**

- CT zobrazuje **denzitu tkání** (útlum (atenuace) RTG záření v závislosti na atomovém čísle prvků ve tkáních)
- RTG paprsky prochází tělem pacienta, kde jsou utlumeny, poté se detekují a vzniká tak jedna **projekce**, tento postup se opakuje **pod různými úhly RTG paprsku**, soustava přitom obkrouží tělo pacienta, za vzniku **souboru projekcí**, ze kterého se matematickými výpočty **rekonstruuje výsledný obraz**

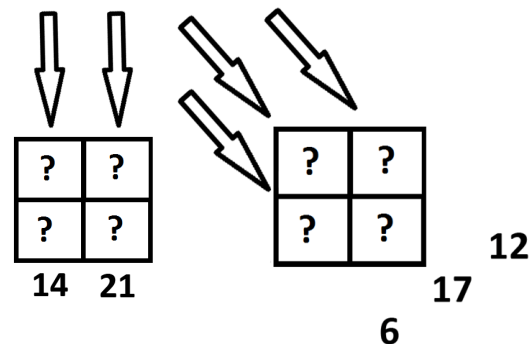


### Rekonstrukce CT obrazu

- Jedním z rekonstrukčních CT algoritmů je **filtrovaná zpětná projekce**, která promítá jednotlivé projekce pod úhlem, pod kterým byly pořízeny, do trojrozměrné matice, superpozicí dat vzniká výsledný obraz
- Čím více projekcí je pořízeno, tím přesnější obraz lze získat
- **RTG snímek je sumačním zobrazením** daného objektu, ztrácí se informace o hloubce uložených tkáních (každý bod obrazu vypovídá o útlumu všech tkáních, kterými prošel, z obrazu nelze odlišit, ve které tkáni se po cestě utlumil více)
- **Tento problém řeší CT náběrem mnoha projekcí pod různými úhly, výsledkem po rekonstrukci je trojrozměrný obraz, výhodou je i lepší kontrastní rozlišení tkání**
- Princip rekonstrukce spočívá ve výpočtu útlumu v jednotlivých bodech obrazu
- Útlum paprsku procházející tělem vypovídá o souhrnném útlumu tkání v daném směru vyjádřený číselnou hodnotou
- Při změně směru chodu paprsku tkání získáme odlišnou hodnotu útlumu, která vypovídá o uložení tkání v tomto směru



- Soubor rovnic o x neznámých (v tomto případě na obrázcích o 4) a jejich vyřešením získáme hodnoty útlumu v každém bodu obrazu
- Výsledek zobrazujeme v podobě **CT čísel**



### CT číslo (Hounsfield unit - HU)

- **CT číslo vychází z absorpčního koeficientu tkáně** (nejsou však ekvivalentní)
- Pro lepší názornost se **fixně stanovilo CT číslo vody na hodnotu 0**
- Ostatní CT čísla se od této hodnoty odvozují dle vztahu

$$CT = 1000 \frac{\mu_i - \mu_w}{\mu_w}$$

$\mu_i$ ...absorpční koeficient tkáně,  $\mu_w$ ...absorpční koeficient vody

- CT čísla tkání (zdroj: Základy zobrazovacích metod)

Tkáň	CT číslo
vzduch	-1000
tuk	-50 až -100
voda	0
mozkomíšní mok	15
bílá hmota mozková	20 až 30
šedá hmota mozková	37 až 45
nekoagulovaná krev	30 až 45
játra	50 až 65
koagula	60 až 80
kost	nad 700
kovy	až 3000

Konkrétní hodnoty z různých zdrojů se mohou trochu lišit

- Číselný rozsah CT čísel nabývá  $2^{12}$  (4096) hodnot, rozdělených od -1000 pro vzduch po 3096 pro kovy
- **V obraze se CT čísla znázorňují pomocí odstínů šedé**
- Lidské oko není schopné rozeznat tak velký dynamický rozsah šedi, proto se používá pouze přibližně do 60 odstínů šedotónové stupnice a zobrazuje pomocí **CT oken**, tím se zvýrazní malé rozdíly ve tkáních s podobnou denzitou (např. u měkkých tkání)

- Existují okna pro rozlišení detailů kostí, měkkých tkání (mediastinální, mozkové, břišní) a plicní a jiné
- Okno má svůj střed (window centre - WC) a šířku (window width)
- Hodnoty nad horní hranicí okna se zobrazí bíle, hodnoty pod dolní hranicí černě
- Střed okna se volí s ohledem na CT číslo typu tkáně, která nás nejvíce zajímá
- Čím užší okno je, tím kontrastněji se zobrazí tkáně s podobnou denzitou



Příklad aplikace 3 různých okének na stejný řez pacientem, první obraz - mediastinální okno (dobře rozeznatelné cévy mediastina, plicní tkáň leží denzitou pod dolní hranicí okna, proto je zobrazena černě, z tohoto obrazu nehodnotitelná), druhý obraz - plicní okno (dobře rozeznatelná plicní kresba, potlačen kontrast v mediastinu a měkkých tkáních), třetí obraz - kostní okno (na předchozích obrazech je zkruslená tloušťka kortiky žebér, ve třetím obraze jsou kosti nejlépe hodnotitelné, ve všech obrazech je patrný proužkový artefakt z kovových implantátů v páteři a levém žeburu)

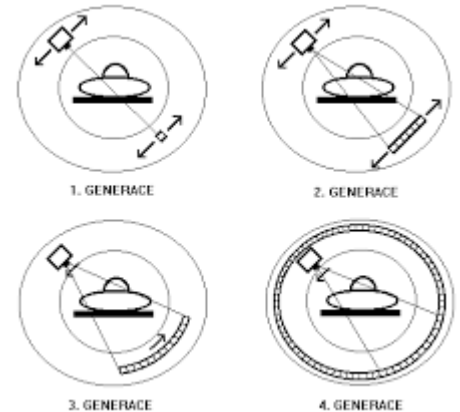
- Příklad CT okének (zdroj: Zobrazovací metody pro radiologické asistenty)

Typ okna	Střed okna	Šířka okna
Mozek	30	75
Břicho	35	350
Mediastinum	40	400
Plíce	-600	1600
Skelet	300	1300

Konkrétní hodnoty z různých zdrojů se mohou trochu lišit

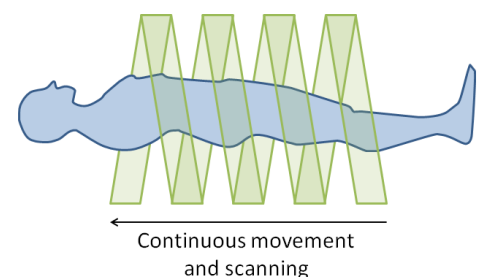
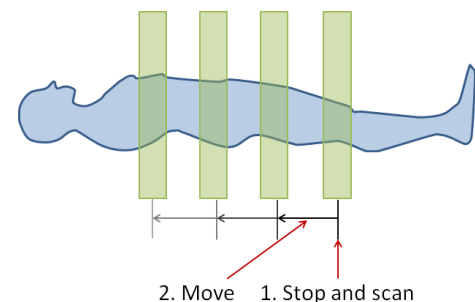
## Konstrukce CT přístroje

- Konstrukce tvořena **rentgenkou a protilehlým polem detektorů**
- Uprostřed leží pacient, kolem kterého se soustava otáčí
- Starší modely (generace) byly tvořeny malým počtem detektorů, celková doba na zobrazení jedné vrstvy byla vysoká a v praxi nepoužitelná
- Dnes se nejčastěji používá **3. generace CT přístrojů**
  - **Jeden zdroj RTG záření, na protilehlé straně pole detektorů**, které pokrývají celou šířku těla pacienta, RTG paprsek je fokusován do tvaru vějíře
  - Po sejmutí jedné projekce se systém otočí o definovaný úhel a snímá se další
  - Výhodou oproti starším generacím je, že se každá projekce pořizuje najednou (nedochází k posuvu pro pokrytí celé šíře těla pacienta), tím je doba vyšetření podstatně kratší a obraz méně ovlivněn pohybem pacienta
  - Rychlou rotaci gantry umožňuje náhrada přívodních napájecích kabelů za **systém "slip-ring"**, jsou to třecí kartáče vodivě spojené, mezi kterými dochází k přenosu elektrické energie, data se přenášejí většinou bezdrátově
  - Doba 1 otočení gantry kolem 0,2 s

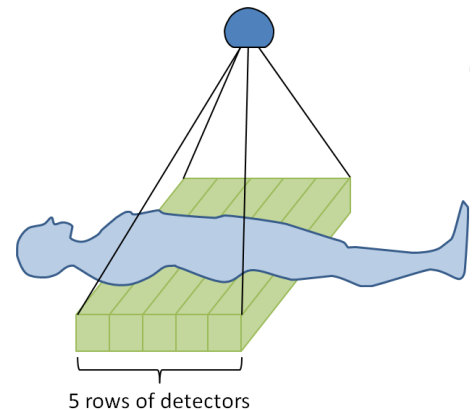


## Typy snímání

- **Konvenční (axiální)**
  - Nejstarší metoda
  - Systém provede jednu otáčku, během toho nasnímá jednu vrstvu, pak se posune a snímá další vrstvu
- **Spirální**
  - **Kontinuální expozice i pohyb patientského stolu, výsledkem je šroubovitá trajektorie nasnímaných dat**
  - Dnes používané
  - **Výhody:** díky rychlejší akvizici lze nasnímat některé orgány celé v průběhu jednoho nádechu, je možné aplikovat méně KL pro optimální zobrazení
  - Rychlost pohybu stolu s pacientem (**pitch faktor**) ovlivňuje překryv sousedních vrstev šroubovice, čím pomalejší pohyb stolu je, tím více se překrývají, dávka roste, ale zrekonstruovaný obraz je přesnější



- Snímání více vrstev
  - **Multidetektorové CT (MDCT) systémy mají detekční zónu uspořádanou do 2D pole**
  - V ose z (podél těla pacienta) jsou detektory naskládány za sebe
  - Na **jednu otočku gantry** dojde k nasnímání **více sousedních vrstev**
  - Běžné systémy skenují naráz 32, 64, 128 až 640 vrstev při jedné otáčce gantry
  - **Výhody:** lze zachytit celý orgán (např. srdce) při jediné otáčce gantry, zrychlení akvizice, zvýšení prostorového rozlišení, výhoda pro funkční vyšetření



### Součásti CT přístroje

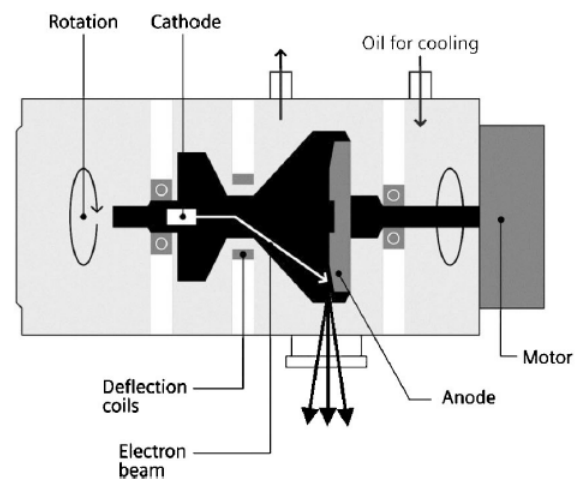
- **Gantry** (“tunel”, tělo CT přístroje, uvnitř detektory a rentgenka)
- **Posuvný stůl** (na něm leží pacient) zajíždí do gantry
- **Injektor** pro IV (intravenózní) aplikaci kontrastní látky (nastavuje se množství a rychlost aplikace)
- Ovladovna s obslužným stolem (nastavení vyšetření, postprocessing)



### Rentgenka

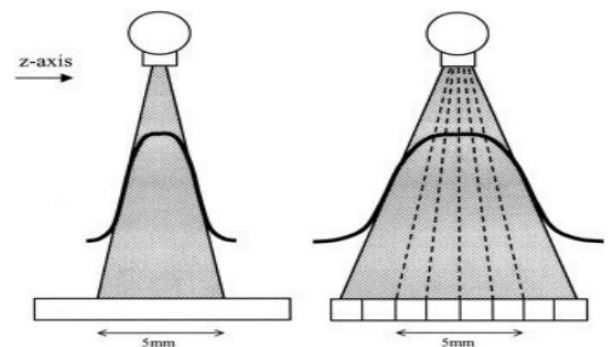
- Konstrukce rentgenky viz rentgenové ZS
- Rentgenka v CT musí být schopna **exponovat v kontinuálním režimu**
- Musí mít výborné tepelné vlastnosti (vyjádřeno v MHU - mega heat unit, odvod tepla ze systému)
- Používají se rentgenky s rotační anodou, chlazené olejem nebo vodou, nebo rentgenky typu STRATON

- STRATON rentgenka
  - Anoda má tvar disku, liší se však tím, že nerotuje sama ale je pevně napojena na kryt rentgenky, tím má lepší kontakt s chladícím médiem
  - **Rotuje celá evakuovaná trubice s oběma elektrodami**
  - Svazek elektronů z katody dopadá na rotující disk, takže nedopadá stále na stejné místo
  - Tento typ konstrukce umožňuje provádět náročnější výkony díky lepšímu odvodu tepla



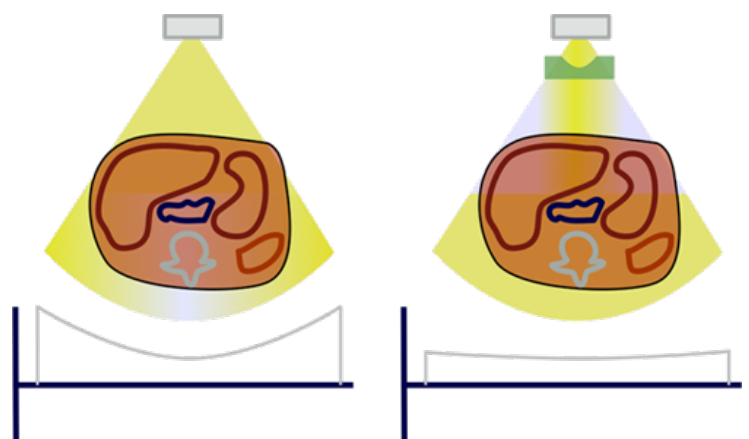
### Kolimace záření

- U přístrojů s **jednou řadou detektorů** v ose z se **tloušťka vrstvy určuje kolimaci** svazku záření (obrázek vlevo)
- U přístrojů s **více řadami detektorů** (MDCT) rozlišujeme **úhrynnou a nominální kolimaci**
- **Nominální kolimace** vyjadřuje šířku jedné řady detektorů (jednoho detekčního prvku), tento parametr udává šířku jedné vrstvy, označuje se i jako **datová stopa**, významně **ovlivňuje prostorové rozlišení**
- **Úhrynná kolimace** udává šířku **celého detektorového pole**



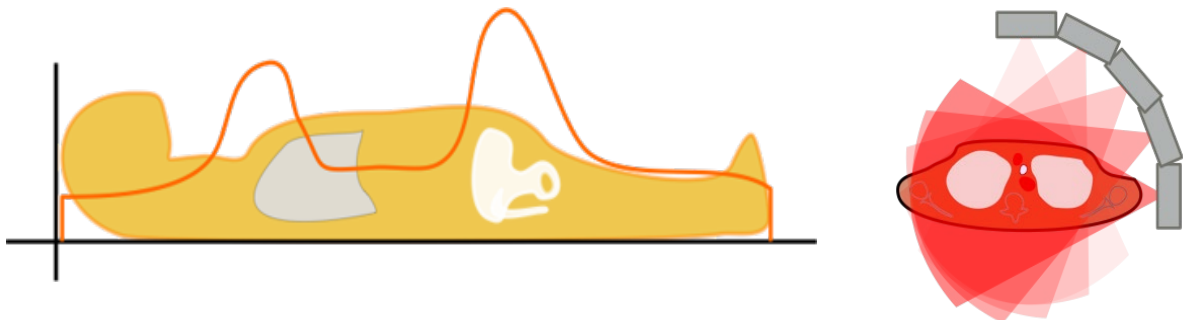
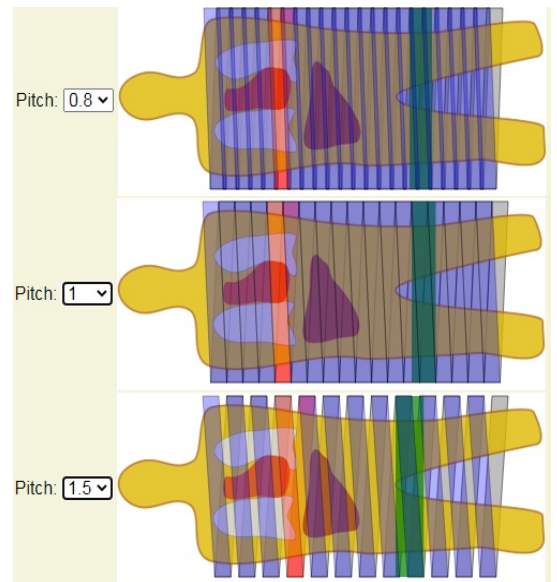
### Filtrace záření

- **Primární filtrace** odstraňuje nízkenergetické fotony, které pouze zvyšují radiační zátěž pro pacienta
- Tvar těla pacienta (pro trup přibližně ovál) tlumí svazek záření odlišně uprostřed (největší šířka pacienta) a na okrajích těla, proto se používají **filtry "bow-tie"**, které kopírují přibližný tvar těla



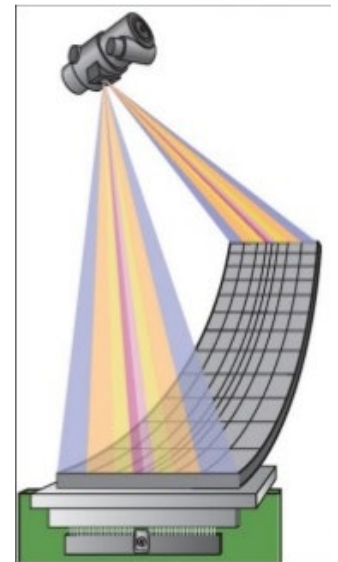
## Nastavení expozice

- **Radiační zátěž** pro pacienta závisí především na **expozičních parametrech** (mA, kV) a na **pitch faktoru** (jen pro helikální náběr dat)
- **Pitch faktor**
  - Pitch faktor je definován jako poměr mezi vzdáleností posunu stolu za jednu otáčku gantry o 360° a celkové kolimaci záření (celkové šířce detektorů)
  - Pitch faktor **ovlivňuje vzdálenost mezi jednotlivými závity šroubovice** při náběru dat
  - **Pitch faktor roven 1:** závity šroubovice plynule navazují na předchozí bez mezer a překryvu, skenován celý objem dat
  - **Pitch faktor menší než 1:** závity se překrývají, zlepšuje se prostorové rozlišení
  - **Pitch faktor větší než 1:** závity mají mezi sebou mezery, kvalita obrazu klesá, snižuje se dávka pro pacienta, není skenován celý objem pacienta a chybějící data se interpolují (doplňují se odvozením z naměřených sousedních dat)
- Se zvyšující se hodnotou proudu (mA) se zvětšuje množství záření, roste dávka a klesá podíl šumu v obraze
- Se zvyšující se hodnotou napětí (kV) se zvětšuje množství záření a dávka roste, šum ale i kontrast v obraze klesají
- Přístroje CT mají AEC (automatické nastavení expozice), které vhodně upravuje expoziční parametry s ohledem na tělesné proporce pacienta, vychází ze zvoleného protokolu a plánovacího skenu
- Během skenování lze **automaticky modulovat množství proudu** v závislosti na konstituci těla pacienta, a to jak v ose z, tak i v rovině jednoho řezu (obr ↓)



## Detekce záření

- V dnešních systémech se používají **scintilační detektory - přeměna RTG záření na VIS fotony**, snímány **fotodiodou - konverze na elektrický signál**
- Stejně jako u RTG se používají **sekundární clony** pro potlačení rozptýleného záření vlivem Comptonova rozptylu, dochází částečně i k pohlcení užitečného signálu
- Dnešní systémy mají velmi krátkou mrtvou dobu (čas od detekce signálu k další detekci), velmi dobré pokrytí detekčních jednotek na celé ploše detektoru (fill factor)
- Nejčastěji se používají **vícevrstvé detektory (MDCT)**, skenují více datových stop naráz
- **Uspořádání detekčních jednotek** v poli detektorů se realizuje různými způsoby
  - **Lineární pole** obsahuje několik stejně širokých detekčních jednotek
  - **Adaptivní pole** (adaptive array) je uspořádáno z několika různě širokých detekčních jednotek, širší jednotky jsou umístěny na okrajích (z důvodu rozbíhavosti záření)
  - **Hybridní pole** je sestaveno z dvou různě širokých detekčních jednotek, **úzké jednotky jsou umístěny ve středu pro snímání detailů, širší na okrajích, dnes nejpoužívanější** uspořádání
- Dnešní CT přístroje jsou převážně typu 3. generace, napájení pomocí „slip-ring“ technologie, náběr dat se realizuje většinou helikální technikou, převážně se používají multidetektorové systémy



## Z-sampling

- Koncept létajícího ohniska (flying spot)
- Ohnisko je elektromagneticky vychylováno ve směru osy z
- Vznikají naráz dvě datové stopy posunuté o velikost poloviny šířky detekčního elementu, díky tomu lze dosáhnout ještě většího rozlišení (rovnajícího se velikosti poloviny detekčního prvku)

## Dual-energy CT (DECT)

- Konstrukce CT přístroje se **dvěma zdroji záření a dvěma detektorovými soustavami**
- **Exponuje dvěma různými energiemi** (nižší a vyšší) a pomocí matematické analýzy poskytuje **informace o chemickém složení objektu**
- Princip spočívá v různé míře atenuace záření jednotlivými prvky při exponování různými hodnotami



- Jednotlivé prvky se navzájem liší absorpcí hlavně nižších energií, z analýzy absorpce lze určit jejich zastoupení
- Nejvýrazněji se projevuje **jód**, analýzu lze využít k posouzení jeho zastoupení ve tkáních (používá se pro zobrazení měkkých tkání - břicho)
- Další aplikací je i chemická analýza konkrémentů hlavně v ledvinách

### Low dose CT

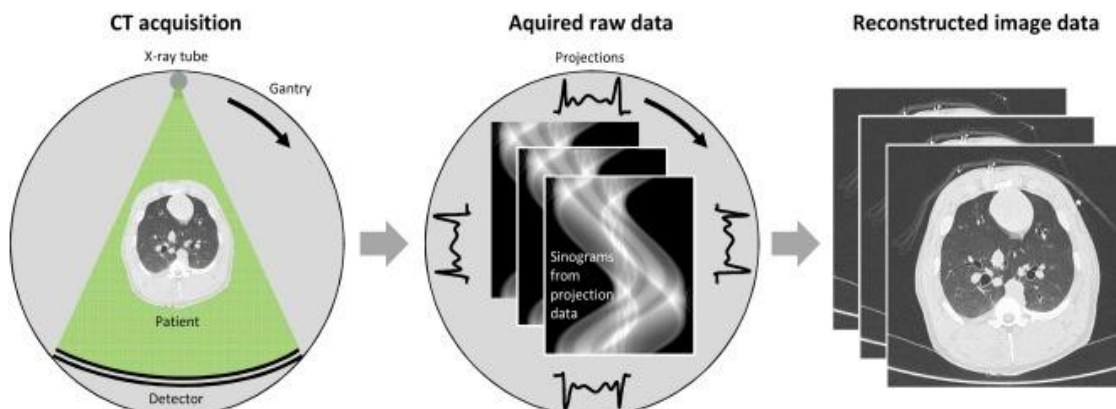
- **Nízkodávkové CT** vyšetření výrazně **snižuje radiační zátěž** pro pacienta
- Ke snížení zátěže se redukuje buď expoziční proud, nebo napětí
- Výsledné zobrazení však obsahuje více šumu
- Využívá se hlavně u orgánů s nízkou atenuací záření oproti okolním strukturám (plíce, tlusté střevo, močové cesty) jako kontrolní nebo screeningové vyšetření

### Hybridní přístroje

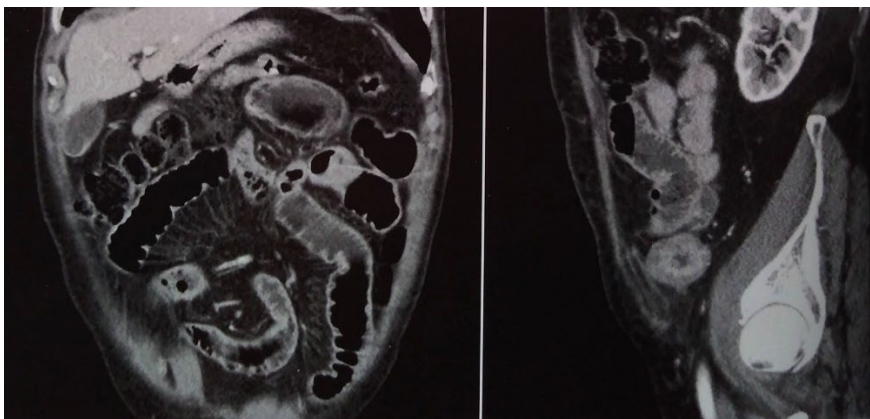
- Spojení **MDCT a přístroje nukleární medicíny** (SPECT nebo PET)
- Kombinace **funkčního (SPECT, PET) a morfologického (CT) zobrazení**
- Metody NM zobrazují především metabolickou aktivitu orgánů, pro přesnou lokalizaci se používá propojení obrazu s morfologickým
- Přístroje obsahují zdroj RTG záření a dva různé detektory za sebou, jeden pro rentgenové záření a druhý pro gama (není možné použít jeden z důvodu rozdílných energií)

### Rekonstrukce CT obrazu

- Pro vytvoření CT obrazu je nutné **hrubá data rekonstruovat**
- Hrubá data (raw data) jsou získána v podobě sinogramu (naskládané jednotlivé projekce za sebou), z nich se Radonovou transformací rekonstruuje obraz
- **Základní rovinou, kterou po rekonstrukci dostaneme je axiální (transverzální)**



- Důležitým údajem je **tloušťka jednotlivých vrstev obrazu**
- Tloušťku rekonstruovaných obrazů volíme s ohledem na vyšetřovanou tkáň, **detailnější zobrazení získáme při použití tenčích vrstev**
- Dalším údajem je **rekonstrukční inkrement**, číslo, které udává vzdálenost mezi dvěma sousedními vrstvami (v ose z), čím menší číslo je, tím více se sousední vrstvy překrývají, tím se zajistí větší plynulost a návaznost kontur mezi vrstvami (důležité pro objemové rekonstrukce)
- **Multiplanární rekonstrukce (MPR)**
  - Základní rekonstrukční rovinou je rovina axiální, pro lepší orientaci a zobrazení struktur se rekonstruuji další roviny
  - Podle typu zobrazované tkáně volíme nejčastěji **sagitální a koronární** rovinu a paralelní řezy k těmto rovinám
  - V případě zobrazení jednotlivých orgánů lze použít rovinu v ose orgánu a rovinu kolmou na ni
  - Kvalitní MPR je podmíněna **izotropií voxelu** (pokud má nejmenší obrazový element všechny tři rozměry stejně velké pak je izotropní) v takovém případě jsou všechny roviny ve stejné kvalitě jako rovina axiální
  - V případě anizotropie voxelu (rozměr v ose z je větší než v rovině xy) dochází ke zkreslení obrazu v ostatních rekonstruovaných rovinách
  - Obdobou MPR je rekonstrukce zakřivené plochy (CPR), používá se pro zobrazení dlouhých nepravidelných struktur (střeva, cévy)

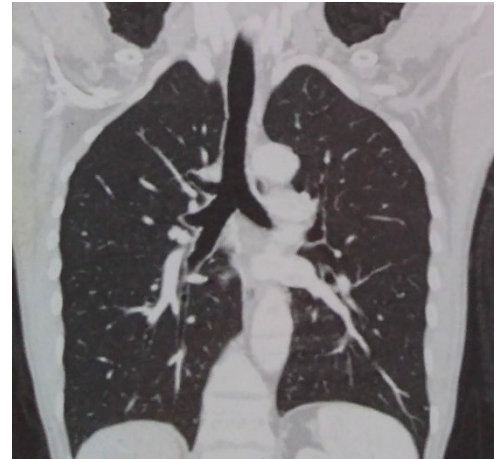


- **Maximum intensity projection (MIP)**
  - Zvýraznění struktur s vyššími densitami proti okolním strukturám (cévy s KL, kosti, konkrementy)



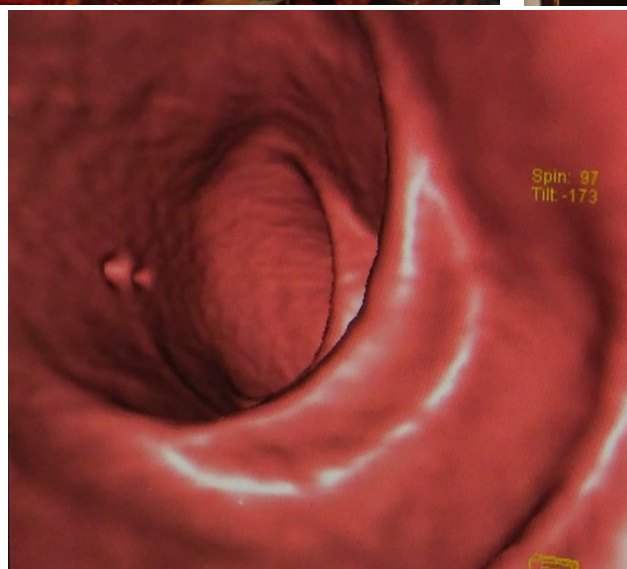
- **Minimum intensity projection (MinIP)**

- Zvýraznění struktur s nízkou denzitou (tracheální strom, PND)



- **Volume rendering technique (VRT)**

- Zobrazení celého objemu vybraného typu tkáně (např. kosti)
- Vybranému intervalu denzit, kterému odpovídá daný typ tkáně, se přiřadí barevný odstín
- Výsledkem je **trojrozměrný barevný model**
- Lze zobrazit i různé tkáně naráz (např. cévy a kosti)
- VRT rekonstrukce jsou náchylné na šum, čím tenčí vrstvy použijeme, tím lepšího výsledku se dosáhne
- Virtuální endoskopie - zobrazení vnitřního lumen dutých orgánů (dýchací cesty, tlusté střevo) podmínkou pro zobrazení je velký rozdíl denzit mezi stěnou trubice a obsahem



## Průběh vyšetření CT

- CT vyšetření se realizuje podle protokolu, který je součástí místních radiologických standardů
- Protokoly zajišťují jednotnou podobu vyšetření
- **Protokol obsahuje:**
  - Název vyšetření, aplikace KL/nativ, způsob aplikace IV/per os či jiné, množství KL, rychlost aplikace KL, fáze zobrazení (zpoždění začátku scanu od aplikace KL), příprava pacienta (lačnění, atd.), poloha pacienta (na zádech/na břiše, hlavou do gantry/opačně), směr scanování (kraniokaudální atd.), centrace, rozsah vyšetření, tloušťka vrstvy, pitch faktor, způsob náběru dat (helikálně/axiálně), expoziční parametry, rekonstrukce
- Nejdříve se zhotovuje plánovací scan (scout, topogram, pilot-view), podle něj se nastavuje rozsah vyšetření
- Dle protokolu se volí expoziční parametry, rekonstrukce obrazu, aplikace KL

Autor textu: Ing. Olga Pánková

Doporučená literatura:

Multidetektorová výpočetní tomografie, technika vyšetření, Jiří Ferda  
Základy radiologie, Miroslav Heřman a kolektiv

<http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

<http://www.sukupova.cz/>