

Princip CT rekonstrukce obrazu PACS



Andrašina T.

Princip metod

- **Princip transmisní:** zdroj záření z jedné strany pacienta, na druhé straně detektor, který detekuje zeslabení záření.

RTG, CT

- **Princip emisní:** zdroj záření je v pacientovi, detektor je mimo pacienta.

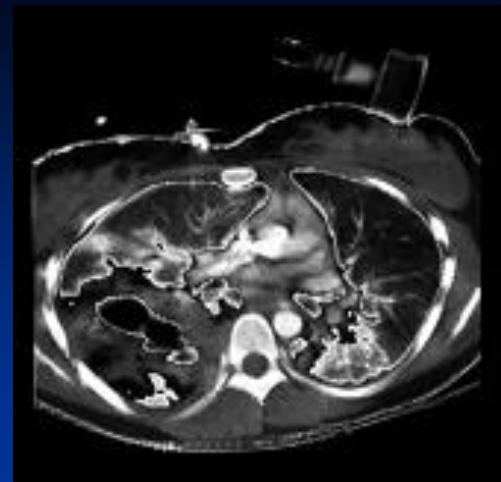
Nukleární medicína, termografie

- **Princip reflexní:** zdroj mimo pacienta, detekuje se odražené vlnění.

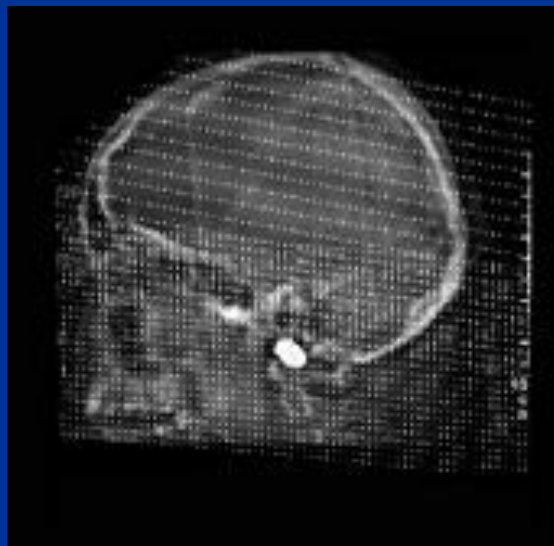
UZ

- **Princip rezonanční absorpce a emise.**

MR



Princip CT zobrazení

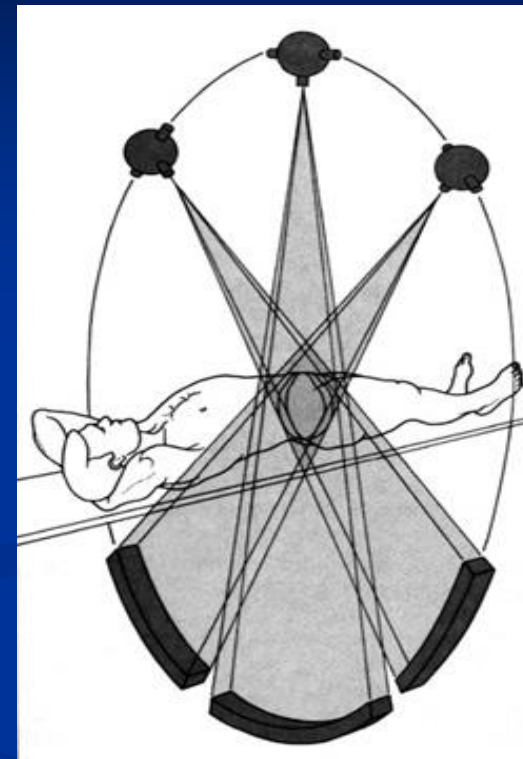


Z historie

- 1963 Allan Mac Leod **Cormack** položil základy výpočetní tomografie
- 1972 fyzik Godfrey Newbold **Hounsfield** na těchto základech zkonstruoval první klinicky použitelný výpočetní tomograf
- 1979 oba obdrželi Nobelovu cenu za medicínu
- 1987 revoluční objev slip-ring technologie a následný vznik **spirálního (helikálního) CT**

Princip CT tomografie

- Je založen na měření absorpce rentgenového záření tkáněmi lidského těla s použitím mnoha projekcí a následného počítačového zpracování obrazu.
- Rentgenka emituje úzce kolimovaný svazek záření ve tvaru vějíře, který prochází vyšetřovaným objektem a je registrován sadou detektorů přeměňujících prošlá kvanta rentgenového záření na elektrický signál, který je digitalizován a dále zpracováván.
- Komplet rentgenka – detektory vykonává během expozice synchronní pohyb okolo vyšetřovaného objektu tak, že rentgenka je vždy na protilehlé straně vyšetřovaného objektu než detektory.

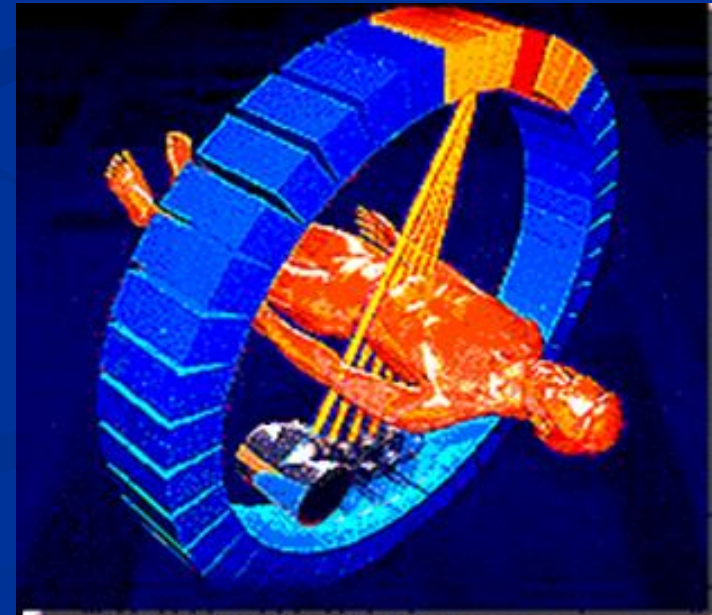


Princip CT skenování
- schematické znázornění
rotačního pohybu rentgenky a
detektorů okolo vyšetřovaného
objektu

Tvorba CT obrazu obecně

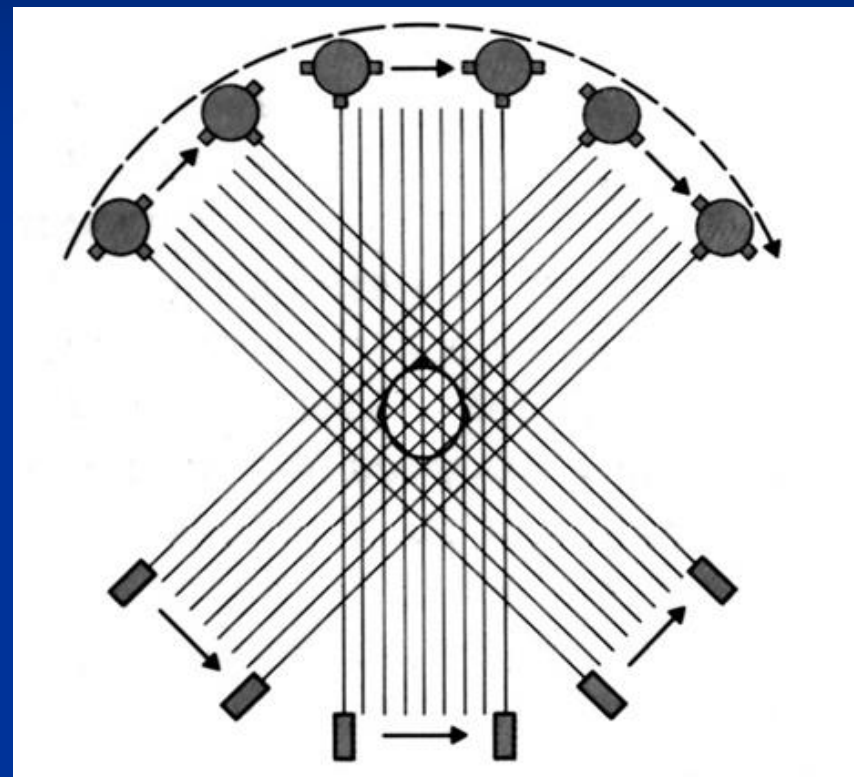
Skládá se z fází:

- **Skenovací fáze** – sběr dat dle zvolených parametrů
 - V rámci jednoho oběhu o 360° získá systém běžně 400 – 700 projekčních měření absorpce daného objektu z různých úhlů
- **Rekonstrukční fáze** – zpracovává získaná data a vytváří tzv. digitální obraz (matice pixelů)



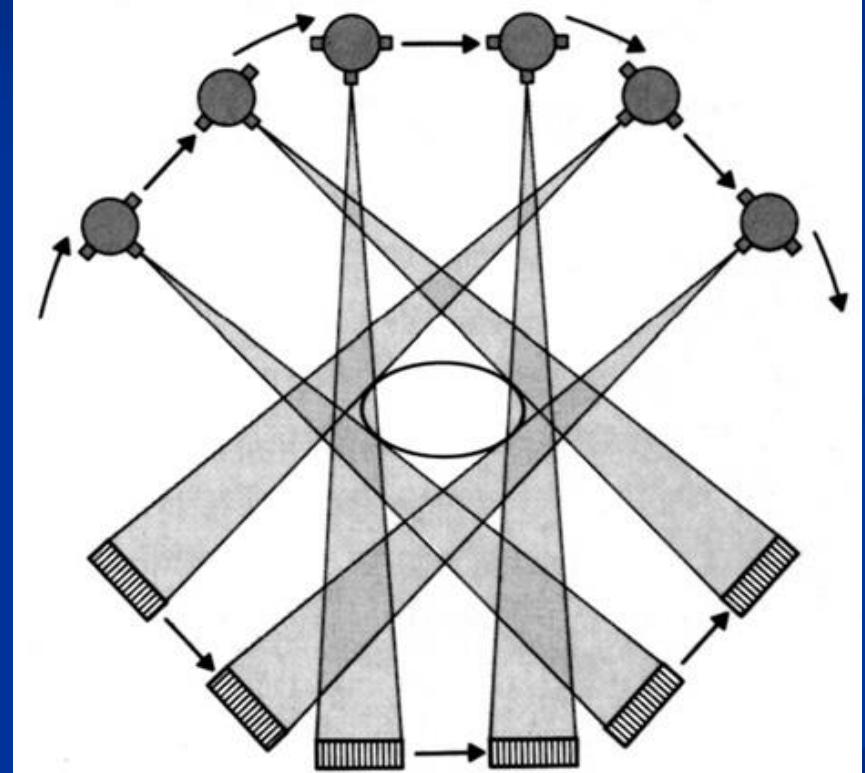
Generace CT přístrojů I.

- Z hlediska technické realizace prodělala výpočetní tomografie několik generačních kroků. Skenery **první generace** používaly rotačně-translační pohybu rentgenky a jediného detektoru; rentgenový svazek byl kolimován v podstatě do jednorozměrného lineárního tvaru. Doba výstavby jednoho skenu představovala několik minut.



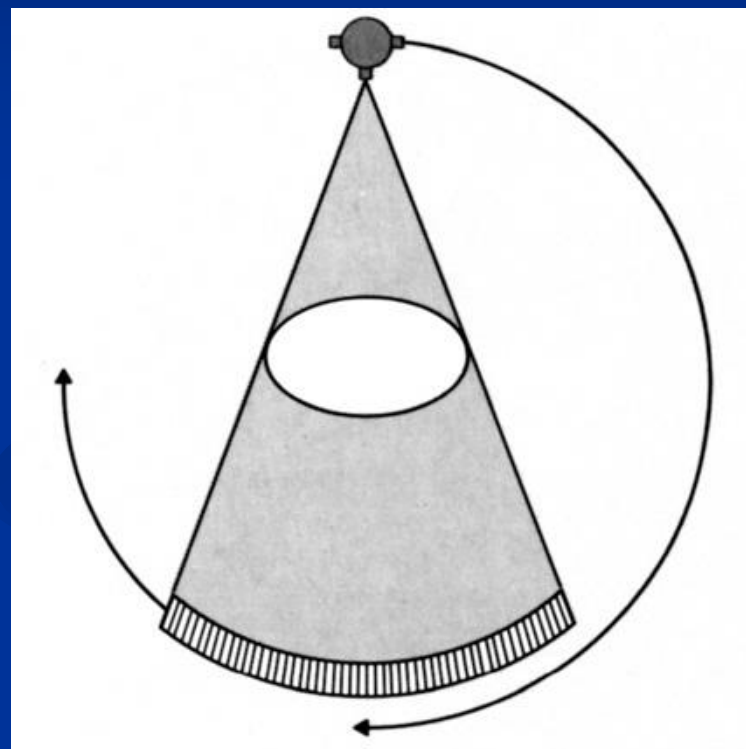
Generace CT přístrojů II.

- **Druhá generace** CT přístrojů pracovala rovněž na principu rotačně-translačního skenování, doba výstavby obrazu se však zmenšila na 10 – 20 sekund při použití nikoliv jednoho, ale sady 10 – 50 detektorů



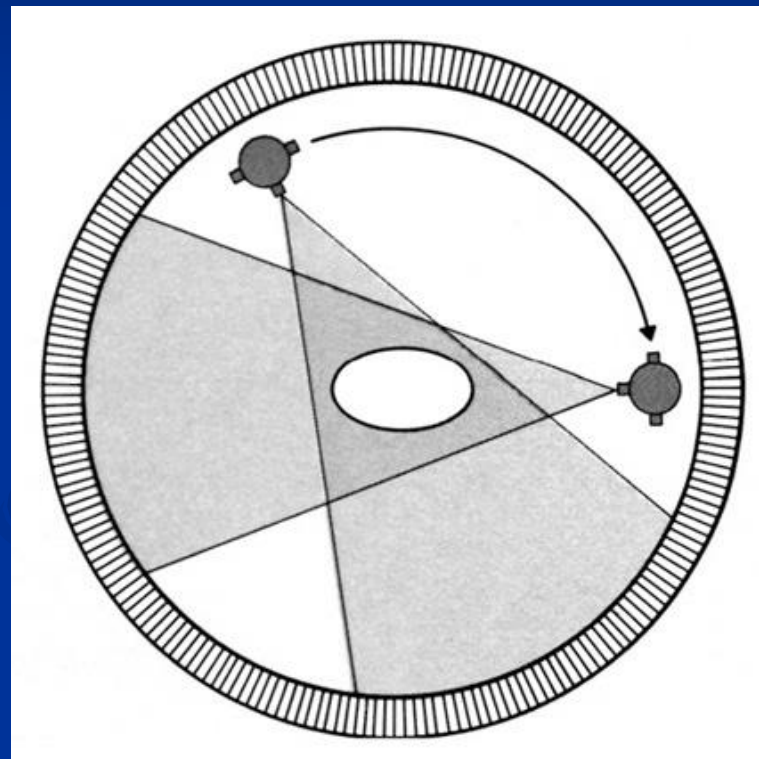
Generace CT přístrojů III.

- Přístroje **třetí generace** zavedením široké sady 300 – 600 detektorů uspořádaných do části kružnice a pokrývajících při dané projekci celý objekt mohly odstranit translační složku pohybu a převést jej tak na jednoduchý a rychlejší, čistě rotační pohyb.
- Dnes nejpoužívanější typ.
- Skenovací časy se zkrátily na pouhé 1-4s.



Generace CT přístrojů IV.

- U přístrojů **čtvrté generace** tvoří sada detektorů úplnou kružnici okolo vyšetřovaného objektu (složenou až z 1000 detektorů), kterými již není tedy nutno pohybovat; v gantry CT přístroje se otáčící okolo vyšetřovaného již pouze rentgenka.
- V praxi se kvůli zkreslující geometrii zobrazení a špatnému vyvážení rotoru nerozšířily.

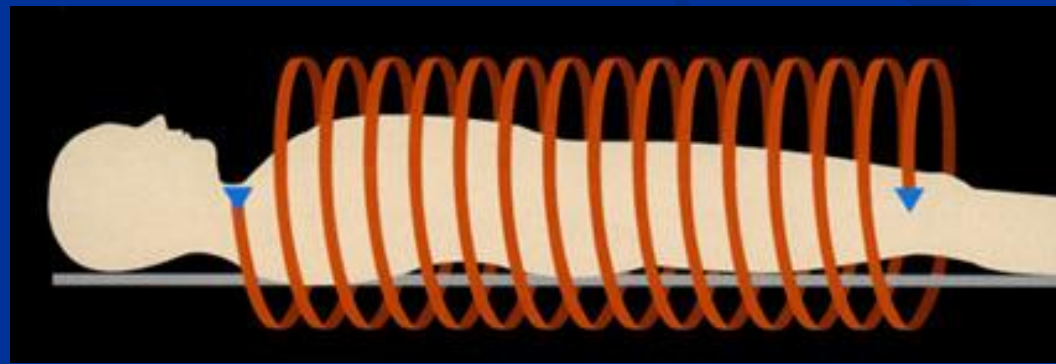


Kategorie CT přístrojů

- Různé modifikace systémů třetí a čtvrté generace pracují v klinické praxi běžně dodnes – označujeme je jako tzv. **konvenční skenery**.
- Rentgenka u nich v gantry vykoná jednu otáčku ve směru hodinových ručiček a po posunu stolu do roviny další vrstvy vykoná otáčku opačným směrem (mezi jednotlivými skeny se tedy její pohyb zastavuje).

Spirální CT přístroje

- Kontinuální jednosměrnou rotaci systému rentgenka – detektory umožnilo zavedení tzv. „**slip - ring technology**“. Pevné kabely jsou zde nahrazeny systémem po sobě klouzajících kontaktů a prstenců z vodivého materiálu. Tento technický prvek umožnil rychlé rozšíření revolučního, tzv. **spirálního, přesněji helikálního** způsobu skenování (helix = šroubovice, spirála = plošná křivka).
- Celý rozsah vyšetřované oblasti je zde snímán jedinou expozicí, při níž komplex rentgenky s detektory vykonává více kontinuálních rotací kolem vyšetřovacího stolu s nemocným, který je rovnoměrně posunován skrze gantry

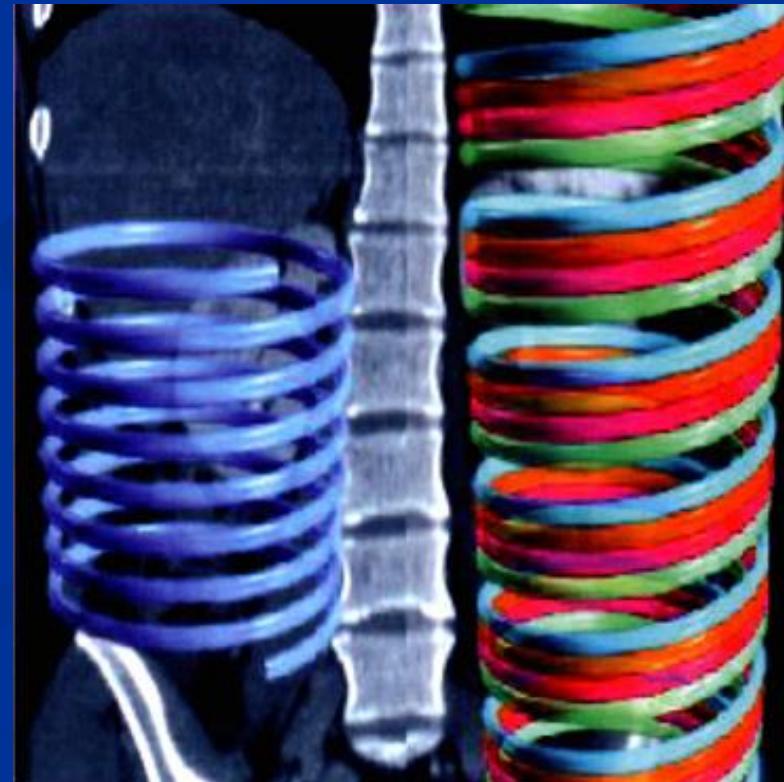


Výhody spirálních CT přístrojů

- doba jedné otáčky rentgenky o 360° se dnes pohybuje kolem 0,3-0,5 sekundy
- skutečně volumetrické, a nikoliv „vrstvové“ získávání obrazových dat
- zkrácení celkového skenovacího času
 - míň pohybových artefaktů (dýchání, pohyb hlavy)
 - tepelná kapacita rentgenky
 - aplikace i.v. podané kontrastní látky
 - kvalitní obrazové rekonstrukce.

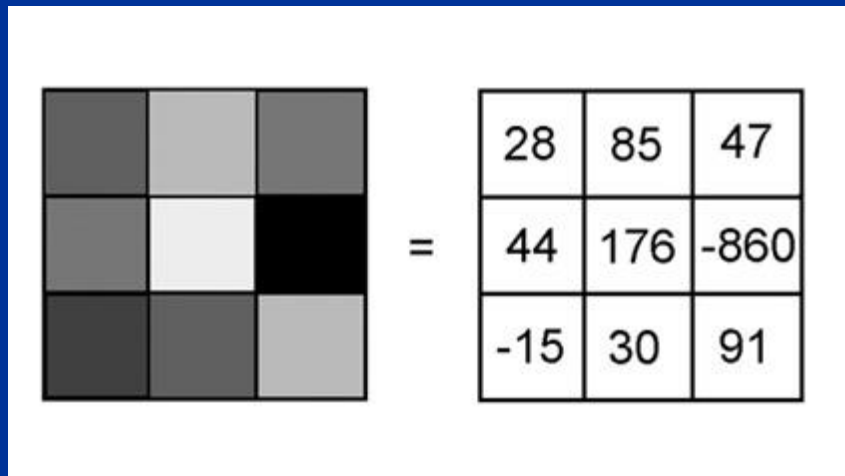
Multidetektorové CT přístroje

- obrovským technologickým pokrokem bylo zavedení **systemů s několika řadami detektorů** vedle sebe, což umožnilo současné získávání obrazových dat z více vrstev v rámci jediné otočky rentgenky
- další zkrácení vyšetřovacího času
 - kvalita obrazu
 - artefakty pohybu
 - angiografické vyšetření
 - vyšetření srdce (64+)



Princip výstavby CT obrazu

- Sada digitalizovaných údajů o **absorpci záření** vyšetřovaným objektem, kterou zaznamenaly detektory, bývá označována jako tzv. **hrubá data** („raw data“).
- Údaje o absorpci z jednotlivých projekcí jsou pomocí specifického rekonstrukčního algoritmu (**filtrované zpětné projekce, iterativní rekonstrukce**) transformovány v obrazová data, tj. do výsledného dvourozměrného obrazu sestaveného z matice bodů.
- Každý bod obrazové matice, tzv. **pixel** (z angl. picture matrix element) je vykreslen v konkrétním odstínu šedi v závislosti na absorpčních vlastnostech odpovídajícího detailu tkáně v rámci vyšetřované vrstvy. Odstíny jsou vyjádřeny tzv. **Hounsfieldovým absorpčním koeficientem** (též Hounsfieldova jednotka, CT číslo, **Hounsfield unit = HU**)



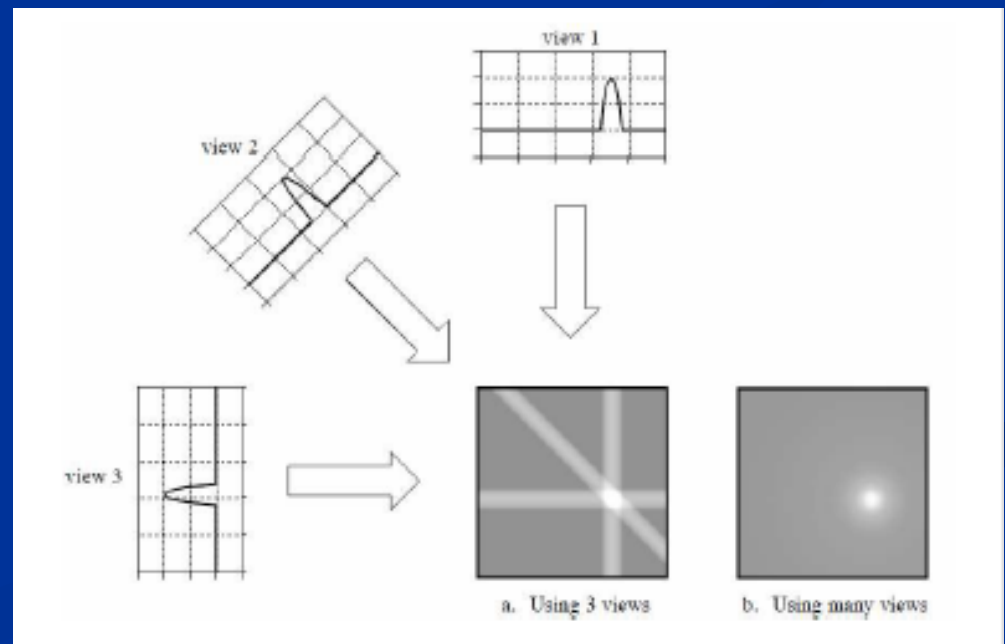
Schematické znázornění grafické prezentace jednotlivých obrazových bodů – pixelů v obrazové matici 3 x 3 bodů. Odstínům šedi jednotlivých pixelů (vlevo) odpovídají naměřené hodnoty absorpčních koeficientů – Hounsfieldových čísel (vpravo).

- Čím nižší je absorpce záření v daném voxelu, tím tmavší odstín odpovídajícího pixelu. Ploše jednoho pixelu je přiřazena **jedna** číselná hodnota absorpčního koeficientu, celý pixel je proto homogenní.
- Hodnota denzity vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních, vztaženou k absorpci rtg záření ve **vodě**. Z toho plyne, že voda má denzitu rovnou nule.

Rekonstrukční algoritmy

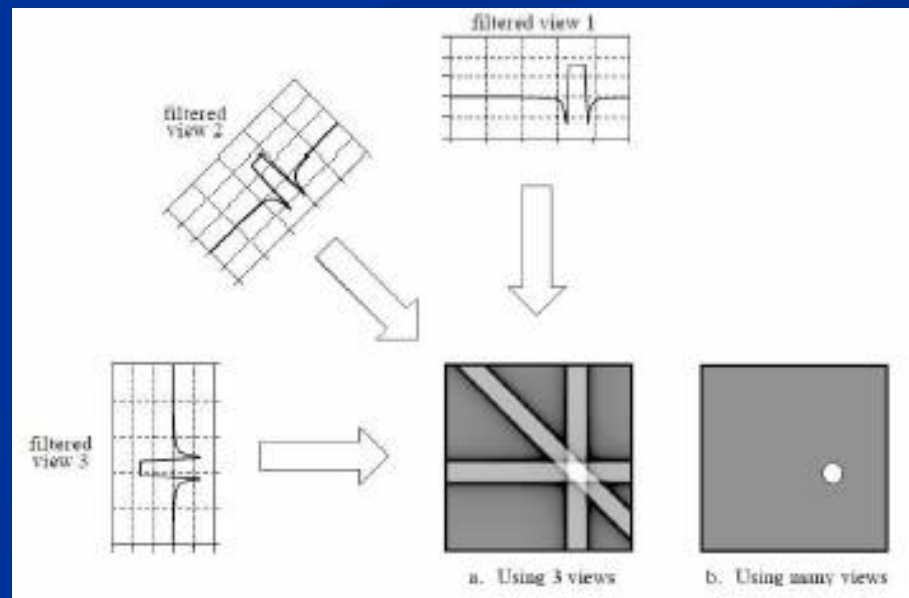
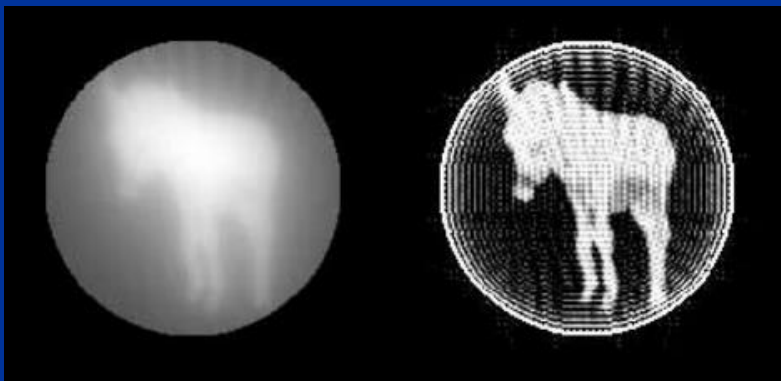
- zpětná projekce

- data obsažená v jednotlivých pixelech každé projekce se promítnou zpět do obrazové matice v paměti počítače, a to v přímce kolmé k rovině detektoru, vzniká hvězdicový artefakt



Rekonstrukční algoritmy

- filtrovaná zpětná projekce (FBP)
- proces provádění rekonstrukce, při němž se nejdříve provede filtrace samostatných projekcí, která sníží vliv hvězdicového efektu, a poté se provede zpětná projekce



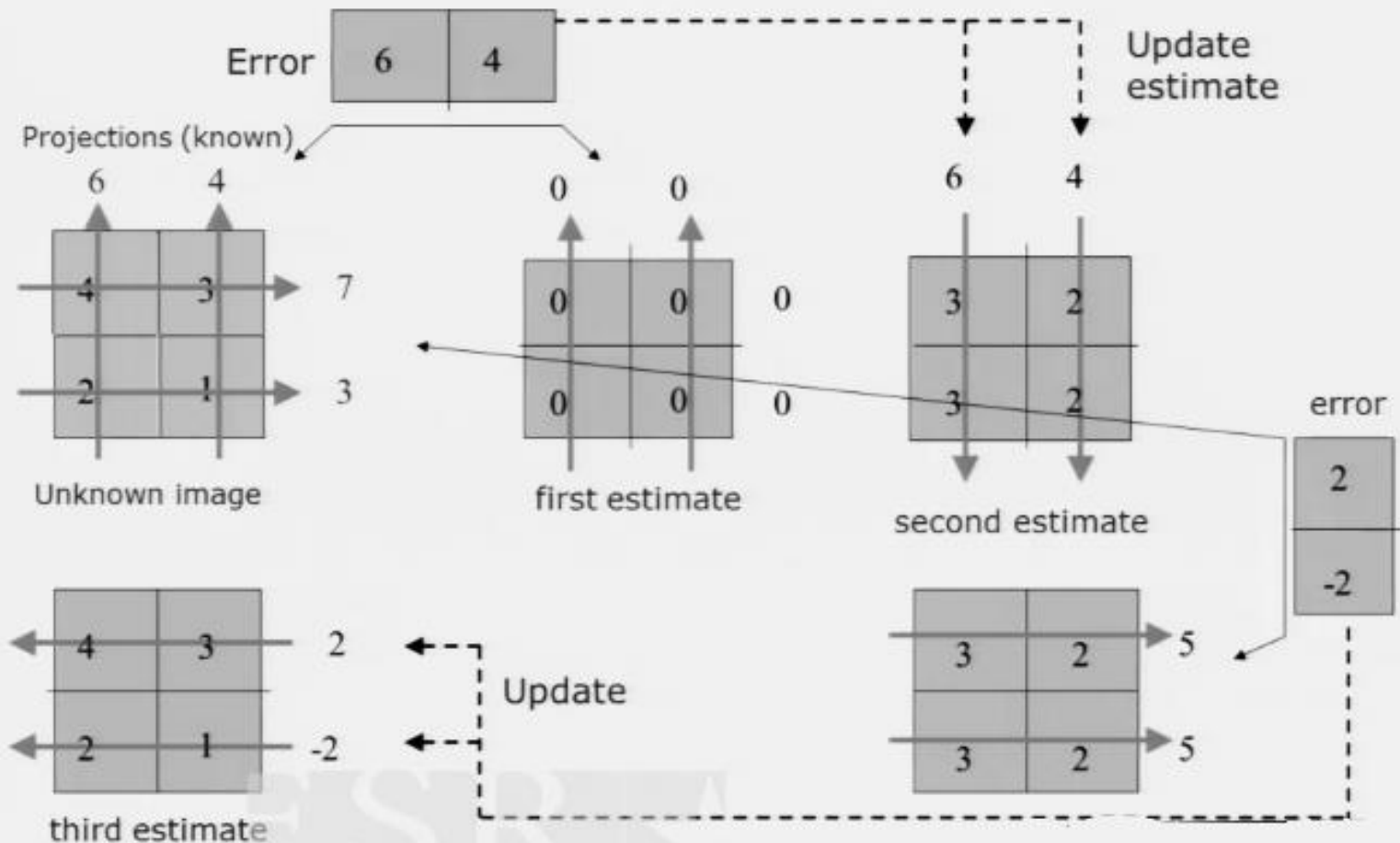
Rekonstrukční algoritmy

- iterativní

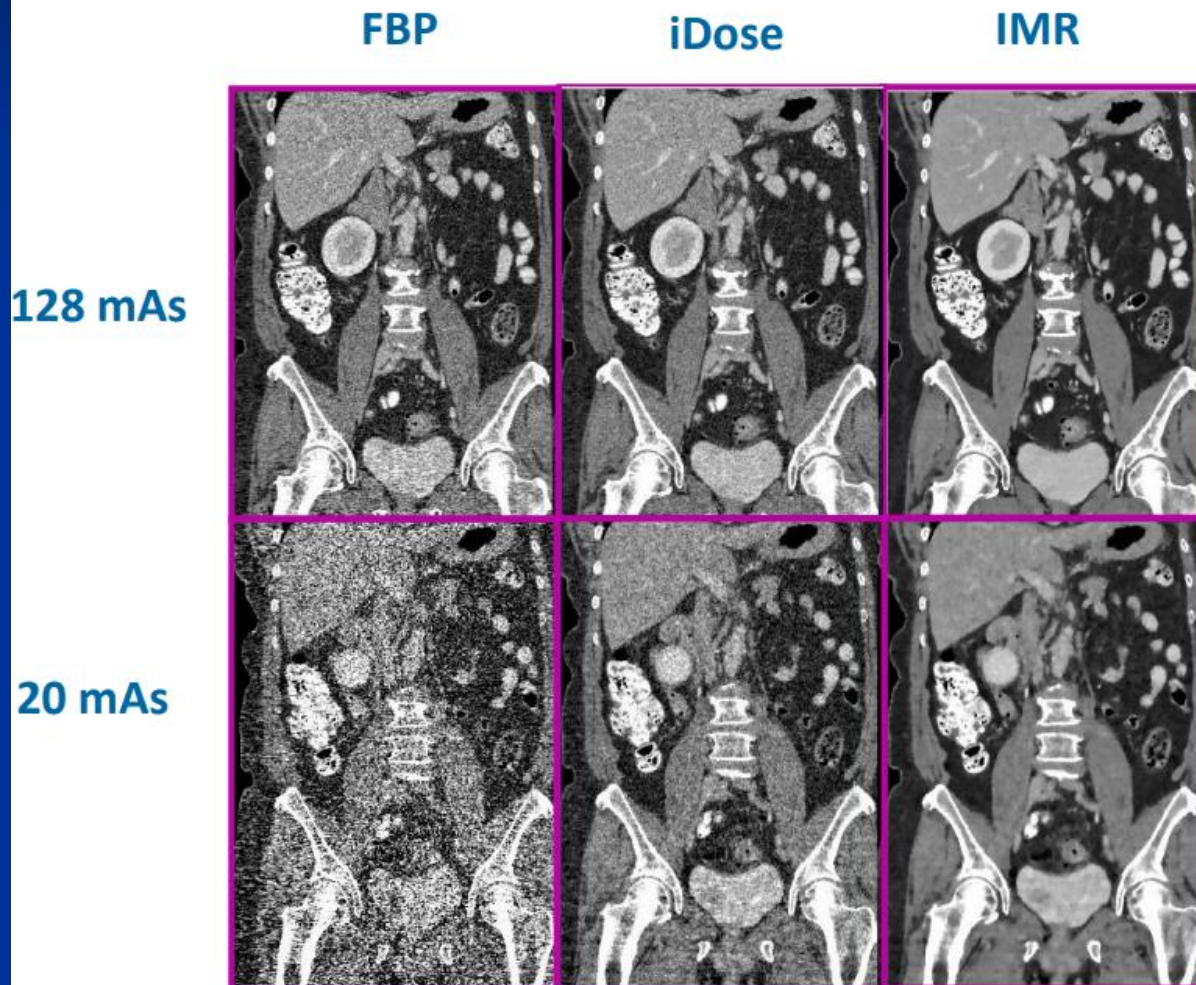
nejprve se získá výchozí odhad buď FBP nebo se použije prázdné pole. Z tohoto odhadu jsou vypočítány jednotlivé projekce v jednotlivých směrech. Ty jsou porovnány s naměřenými projekcemi. Porovnáním získané korekční faktory jsou aplikovány na projekce výchozího odhadu a z těch je zpětnou projekcí rekonstruován nový obraz objektu

Iterativní rekonstrukce

Iterative reconstruction

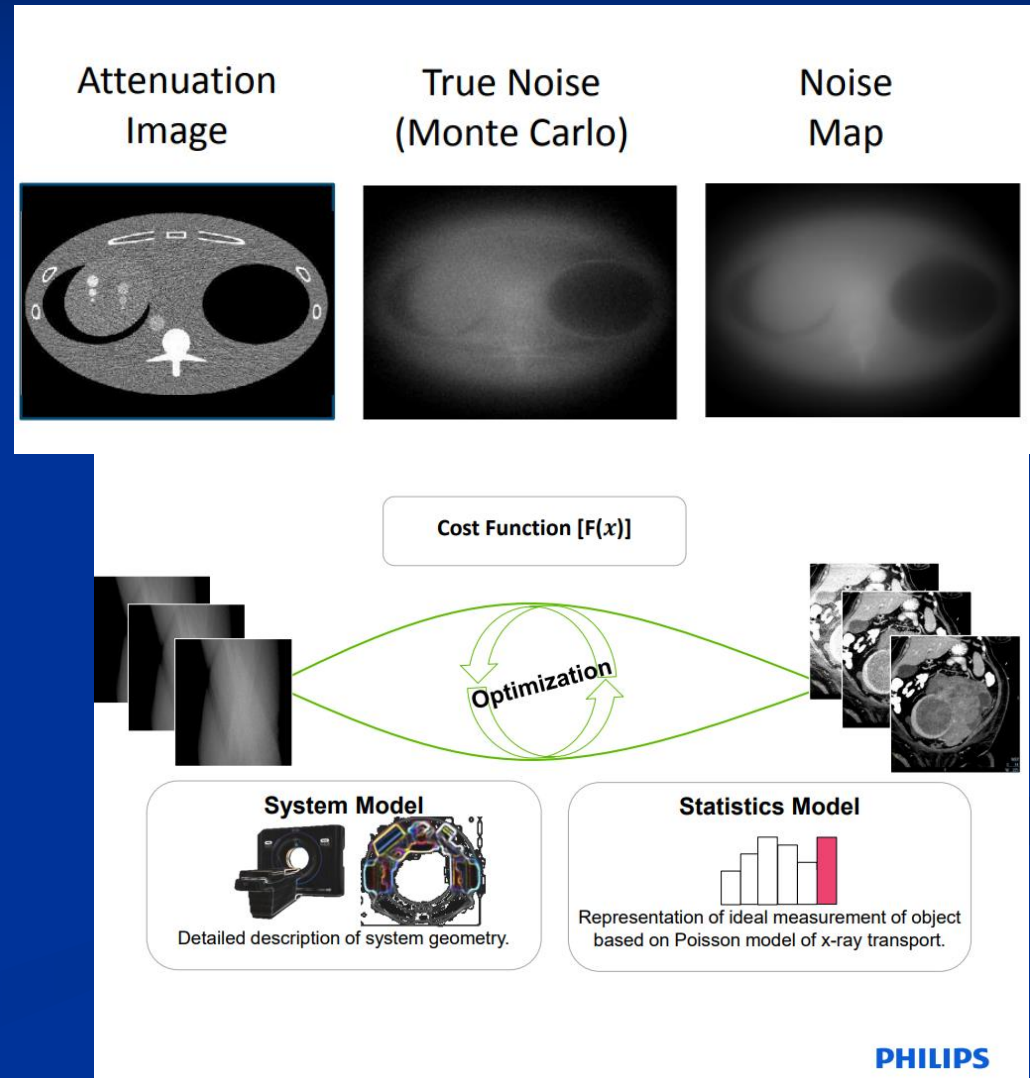


FBP – iDose (iterace)- IMR



Iterative model reconstruction - IMR

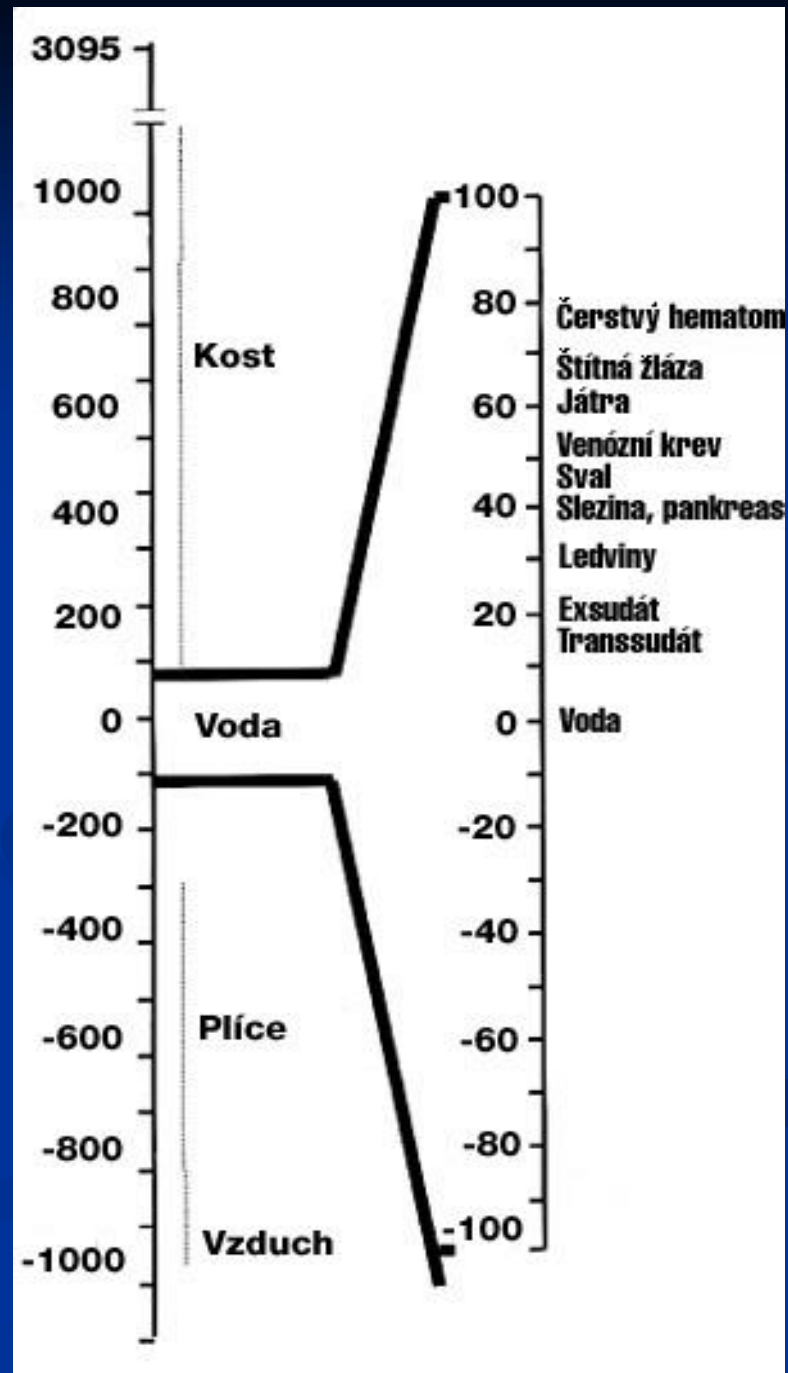
- komplexní proces
- mnohočetné iterace vícečetných modelů
- modelují se optika a geometrie přístroje
- statistiky systému k hodnocení šumu
- možnost využití anatomických modelů, knihnic obrazů a umělé inteligence
- redukce šumů, snížení dávky, pokles artefaktů



- Na Hounsfieldově stupnici byly definovány dva fixní body:
 - -1000 HU odpovídá absorpci vzduchu,
 - 0 HU absorpci vody.
- Rozložení denzit biologických tkání je značně nerovnoměrné. Většina měkkých tkání vykazuje denzity v relativně velmi úzkém rozmezí, výjimkou je pouze tuková tkáň se zápornými hodnotami cca -100 HU.
- Denzity kosti přesahují $+100-300$ HU

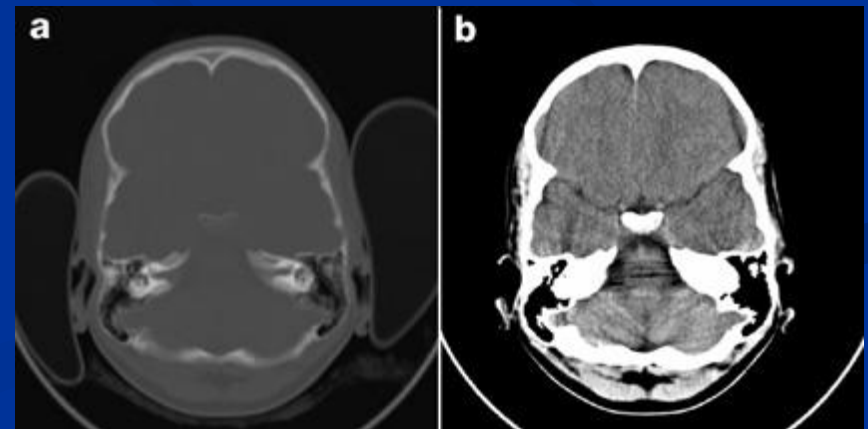
Rozložení tkáňových denzit na Hounsfieldově škále.

Absorpční koeficienty velké většiny biologických tkání leží v relativně úzkém rozmezí přibližně od -100 HU do $+100$ HU (zvětšená stupnice vpravo).



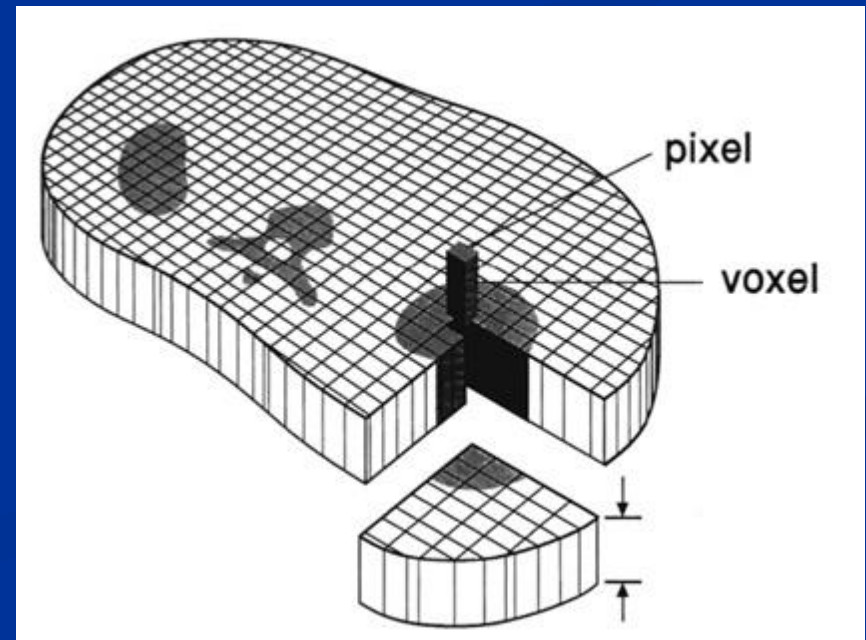
- Lidské oko není schopno běžně rozlišit více než 20 – 30 odstínů šedi, kdežto CT dává možnost rozlišení denzit v rozsahu 4000 HU. Proto nepracujeme s celou šíří Hounsfieldovy stupnice, neboť velké rozmezí denzit by se nám „slilo“ do jednoho odstínu šedi.
- Rozsah stupňů šedi se proto přizpůsobuje (zuzuje) tzv. **CT oknem**. Podle tkání, které se mají zobrazit, se nastavuje střed okna (**window center**). Okolo této úrovně se ještě nastaví šířka okna (**window width**), tedy rozmezí struktur, které mají být zobrazeny v jednotlivých odstínech šedi.
- Struktury s denzitou nad horní hranicí CT okna se zobrazí výhradně bíle, pod dolní hranicí naopak pouze černě.
- Střed okna volíme tak, aby odpovídal absorpční hodnotě oblasti, která je středem zájmu našeho vyšetření. Šířku okna nastavujeme podle předpokládané maximální a minimální denzity tkání ve vyšetřované oblasti. Čím užší okno, tím jemnější rozdíl v denzitě tkání zobrazíme, ale zároveň je obraz zrnitější.

Nastavení maximální šířky okna na 4096 HU u vyšetření mozku (a). V takto širokém okně lze prakticky rozlišit pouze čtyři odlišné stupně denzity: vzduch, tuk, měkké tkáně (včetně mozku a mozkomíšního moku) a kost. Naproti tomu v úzkém okně (šířka 120 HU, střed 35 HU) je rozlišení měkkých tkání nesrovnatelně lepší (b), ovšem za cenu ztráty kontrastního rozlišení v tkáních s denzitou zasahující mimo nastavené okno (např. v kosti).

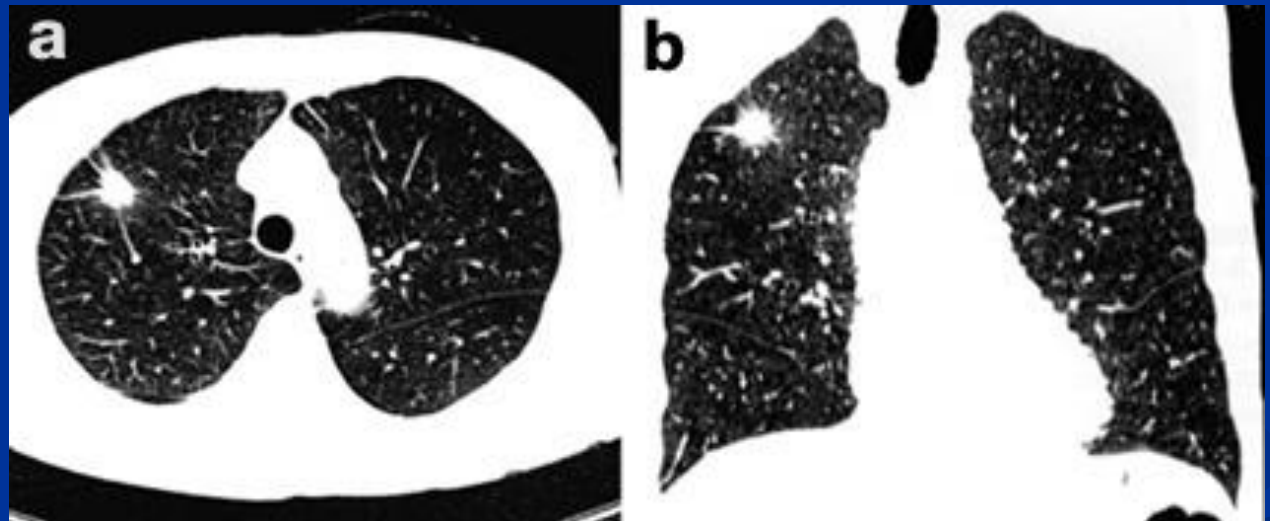


- Protože však ve skutečnosti nevyšetřujeme plochu, ale objem, nelze opomenout skutečnost, že každý dvourozměrný bod matice CT obrazu reprezentuje ve skutečnosti úhrnnou absorpci malého trojrozměrného objektu ve tvaru kvádru - **voxelu** (z angl. volume matrix element), jehož tloušťka je dána tloušťkou vrstvy, tedy kolimací.

Výsledná denzita (stupeň šedi) každého pixelu představuje ve skutečnosti úhrnnou **průměrnou** denzitu trojrozměrného objektu - voxelu, jehož tloušťka se rovná tloušťce vrstvy (šipky).



- Technologie multidetektorového CT tak představuje významný posun k možnosti izotropního geometrického rozlišení ve všech třech rovinách, tedy např. k tvorbě diagnosticky rovnocenných multiplanárních (koronárních a sagitálních) obrazových rekonstrukcí



Původní axiální 1mm vrstva (a) a korunární rekonstrukce s téměř identickým geometrickým rozlišením (b) z vyšetření hrudníku multidetektorovým CT přístrojem

Divertikulitida sigmoidea, sigmoideovesikální píštěl

- Divertikulitida, perikolický absces
- fokální ztlustění stěny m.m.
- plyn v m.m.



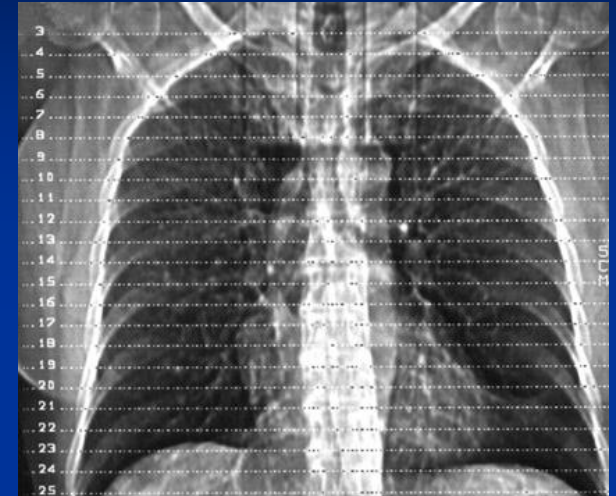
Postup CT vyšetření

1. určení rozsahu oblasti zájmu a nastavení orientace roviny vrstev
2. nastavení skenovacích (akvizičních) parametrů
3. nastavení obrazových (rekonstrukčních) parametrů
4. následné zpracování obrazu (postprocessing) a zhotovení definitivní obrazové dokumentace

Postup CT vyšetření

1. určení rozsahu oblasti zájmu a nastavení orientace roviny vrstev

- zhotovení tzv. **topogramu** = přehledný sumační rtg snímek. Neslouží pro stanovení diagnózy, ale k výběru oblasti zájmu a nastavení orientace vrstev. Roviny získaných vrstev jsou následně znázorňovány přímo do topogramu a jsou číslovány dle pořadí. Základní vyšetřovací rovinou je rovina transverzální (axiální), její sklon můžeme modifikovat naklopením gantry



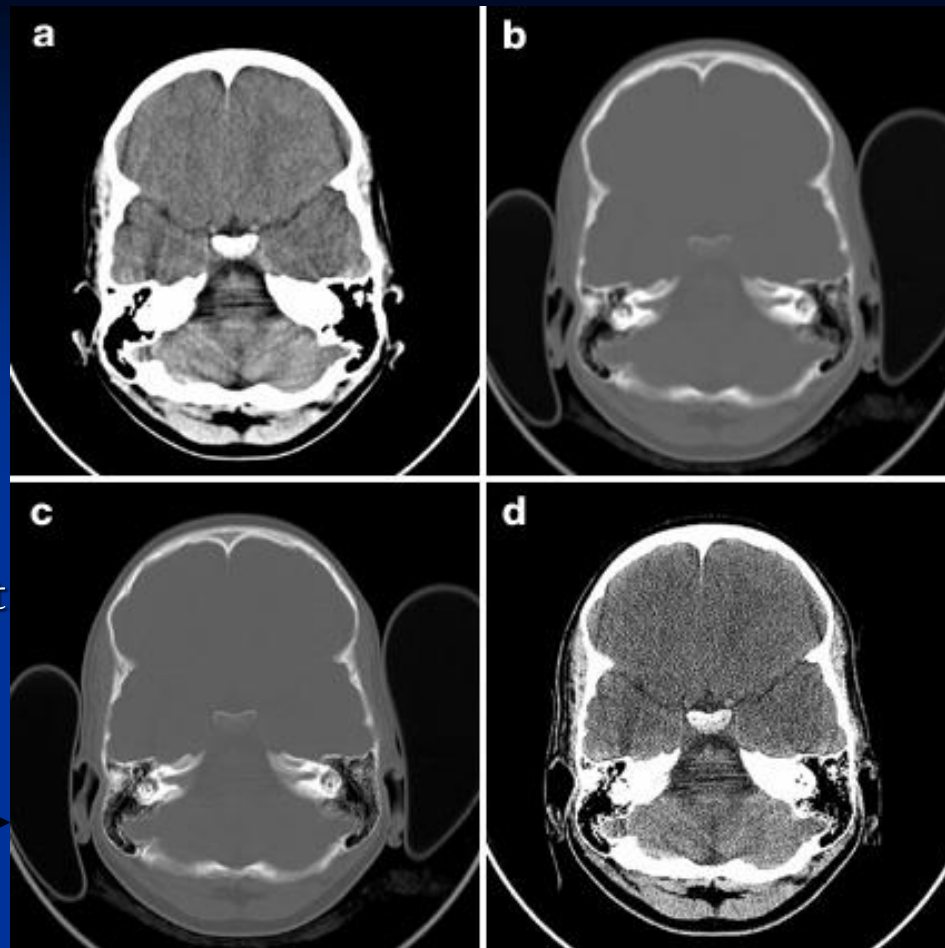
2. nastavení **skenovacích (akvizičních)** parametrů

3. nastavení **obrazových (rekonstrukčních)** parametrů

- Skenovací a obrazové parametry je třeba důsledně rozlišovat, neboť se možnosti jejich vlivu na výsledný CT obraz mohou velmi výrazně lišit.
- Zcela zásadní rozdíl však spočívá v tom, že skenovací parametry musíme vhodně nastavit před zahájením vlastního skenování, retrospektivně je totiž již nelze měnit. Skenovací parametry mají přímý vliv na výslednou podobu hrubých dat. (např. šířka vrstvy=kolimace, posun stolu apod.)
- Rekonstrukční parametry zpravidla stanovujeme již před zahájením skenování, na rozdíl od skenovacích však máme možnost je měnit i po skončení skenování. (např. velikost zobrazovaného pole, výpočetní algoritmus apod.)

- Volbou vhodného výpočetního algoritmu (kernel) pro zpracování naměřených hrubých dat významně ovlivňujeme kvalitu konečného zobrazení tkání. Chceme-li obraz „vyhladit“, a tudíž snížit množství viditelného šumu pro lepší rozlišení měkkých tkání, volíme měkký („soft“) rekonstrukční algoritmus. Ten zajistí optimální tkáňový kontrast, takže ve výsledném obraze bude možné rozlišit od sebe dvě struktury, jejichž denzity se liší pouze minimálně (a,b)

- Naopak volba rekonstrukčního algoritmu s vysokým geometrickým rozlišením (high resolution), vede ke zvýraznění tkáňových rozhraní, zvýšení ostrosti, a tím i možnosti zobrazení velmi drobných struktur, avšak za cenu zvýraznění kvantového šumu a tím i zhoršení měkkotkáňového kontrastu (c,d)

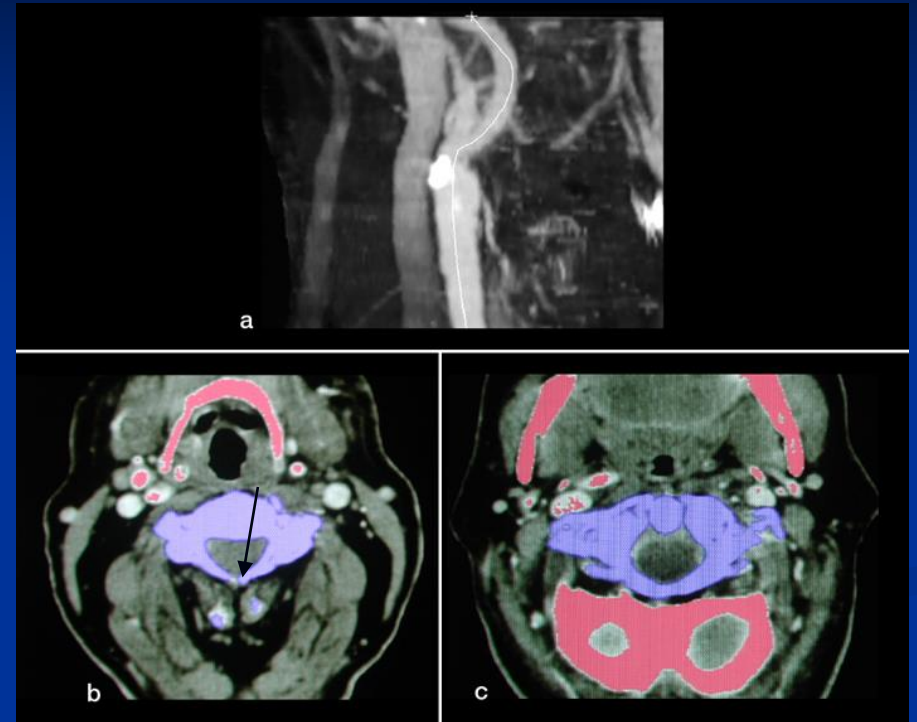


- Používá se především pro zobrazování kostí a v kombinaci s tenkými (1 - 2mm) vrstvami je rovněž základem techniky High Resolution Computed Tomography – HRCT používané u vyšetření plicního parenchymu

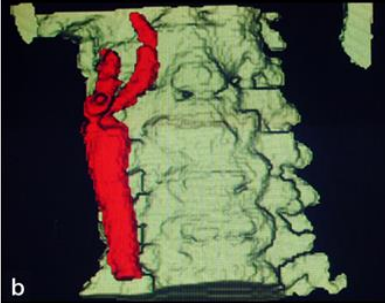
4. následné zpracování obrazu (postprocessing) a zhotovení definitivní obrazové dokumentace

může posloužit k upřesnění
diagnostické informace

- volba vhodné filtrace
- zvětšení obrazu
- měření vzdáleností a měření denzity,
- zhotovení 2D nebo 3D rekonstrukcí
- rekonstrukce MIP, SSD, VRT, CT angio...



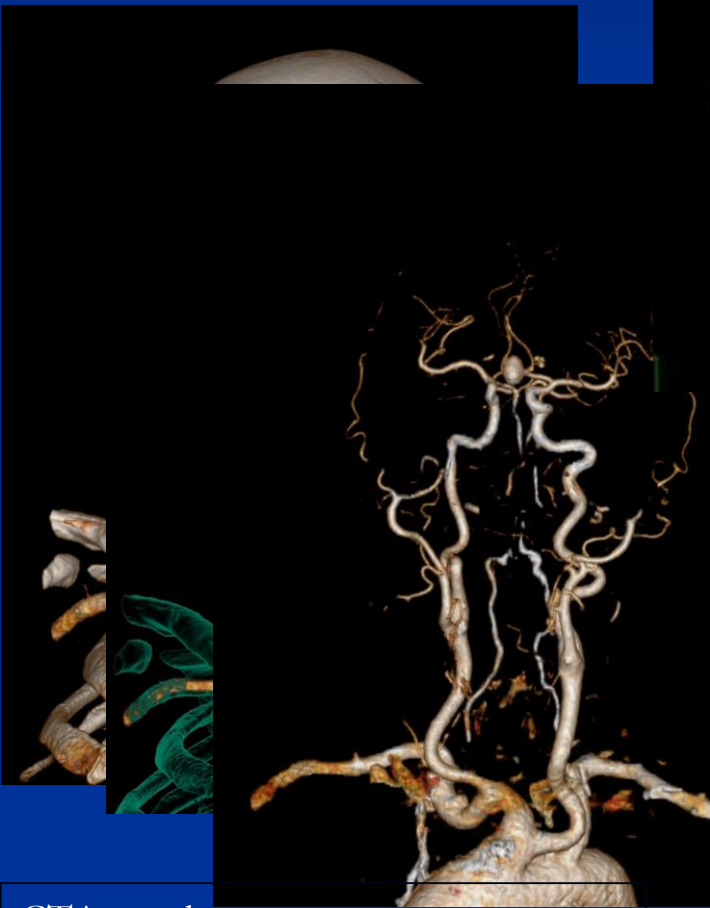
CTA krku. MIP ACC, ACI a ACE vpravo.
Obr. b) a c) - definování kosti určené
k subtrakci při tvorbě MIP.



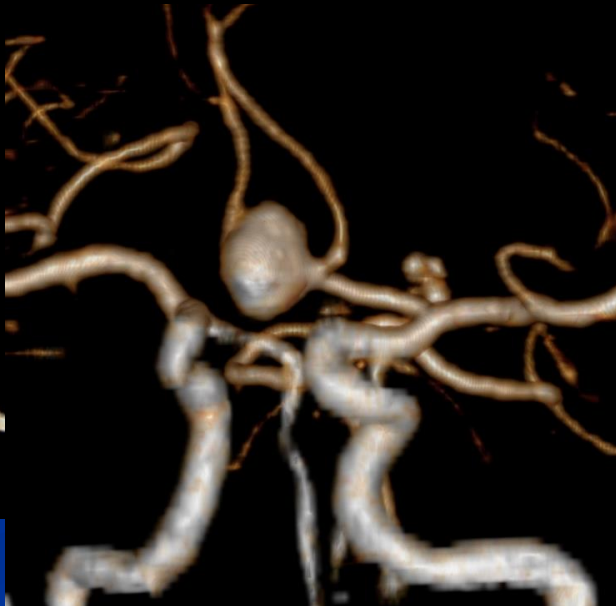
CTA krku. SSD. ACC, ACI a ACE vpravo – vlevo ACC uzavřena



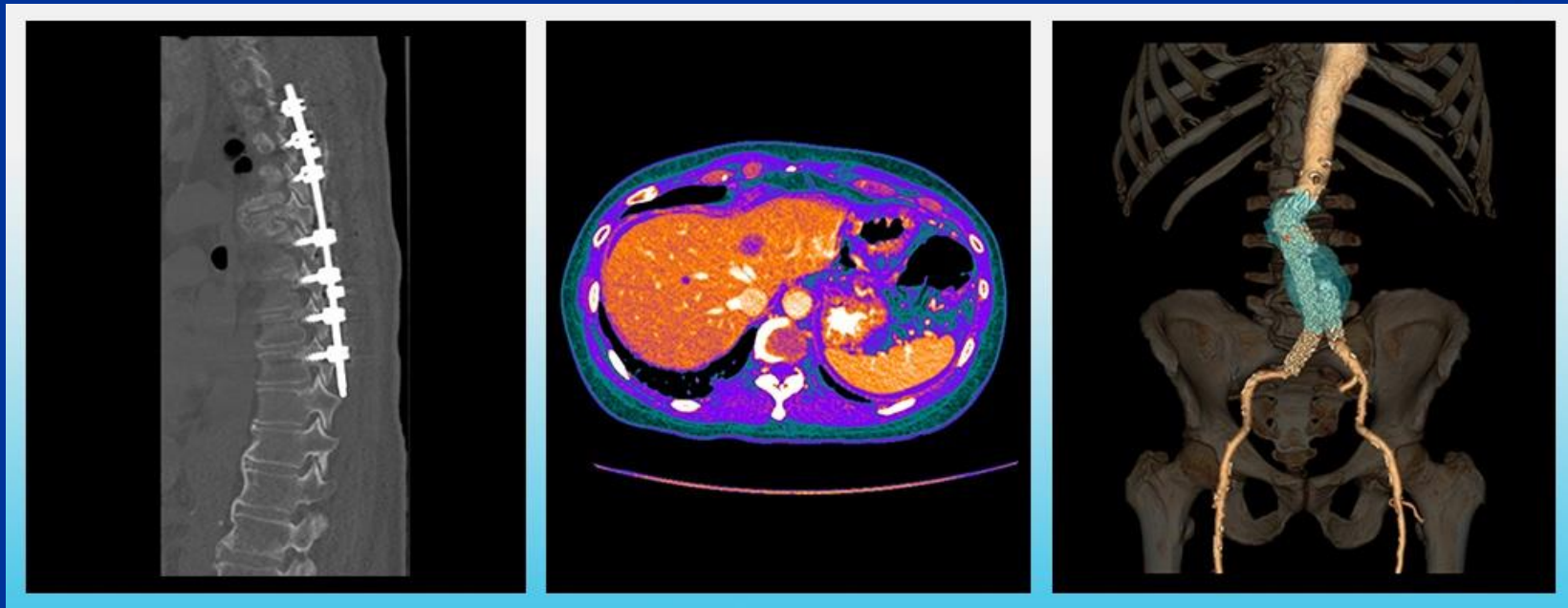
CTA aorty: Tortuozita celé aorty – aneurysma serpentinum



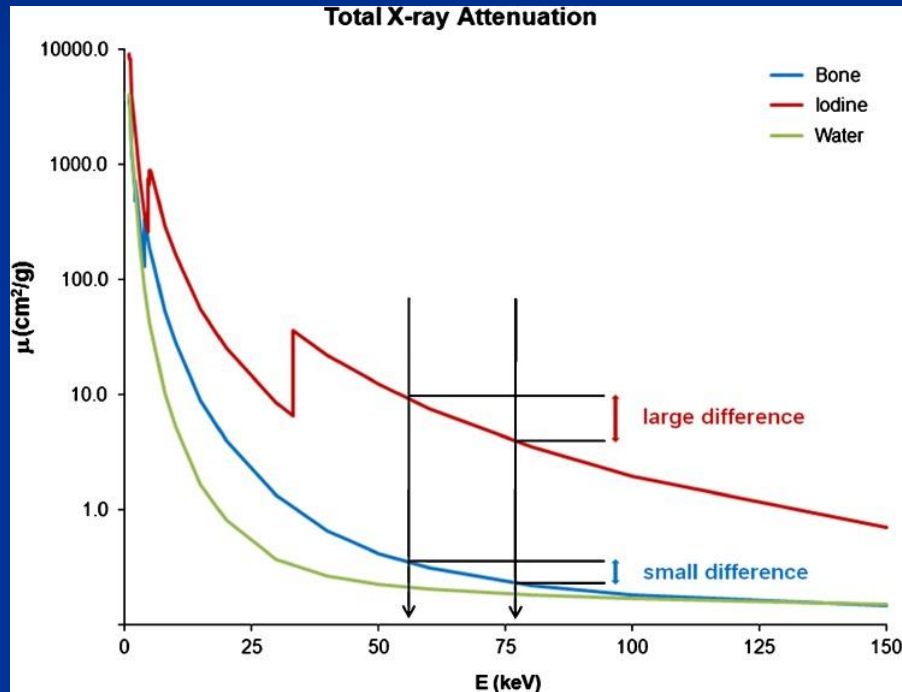
CTA mozku – aneurysma přední komunikanty



Dual-energy CT

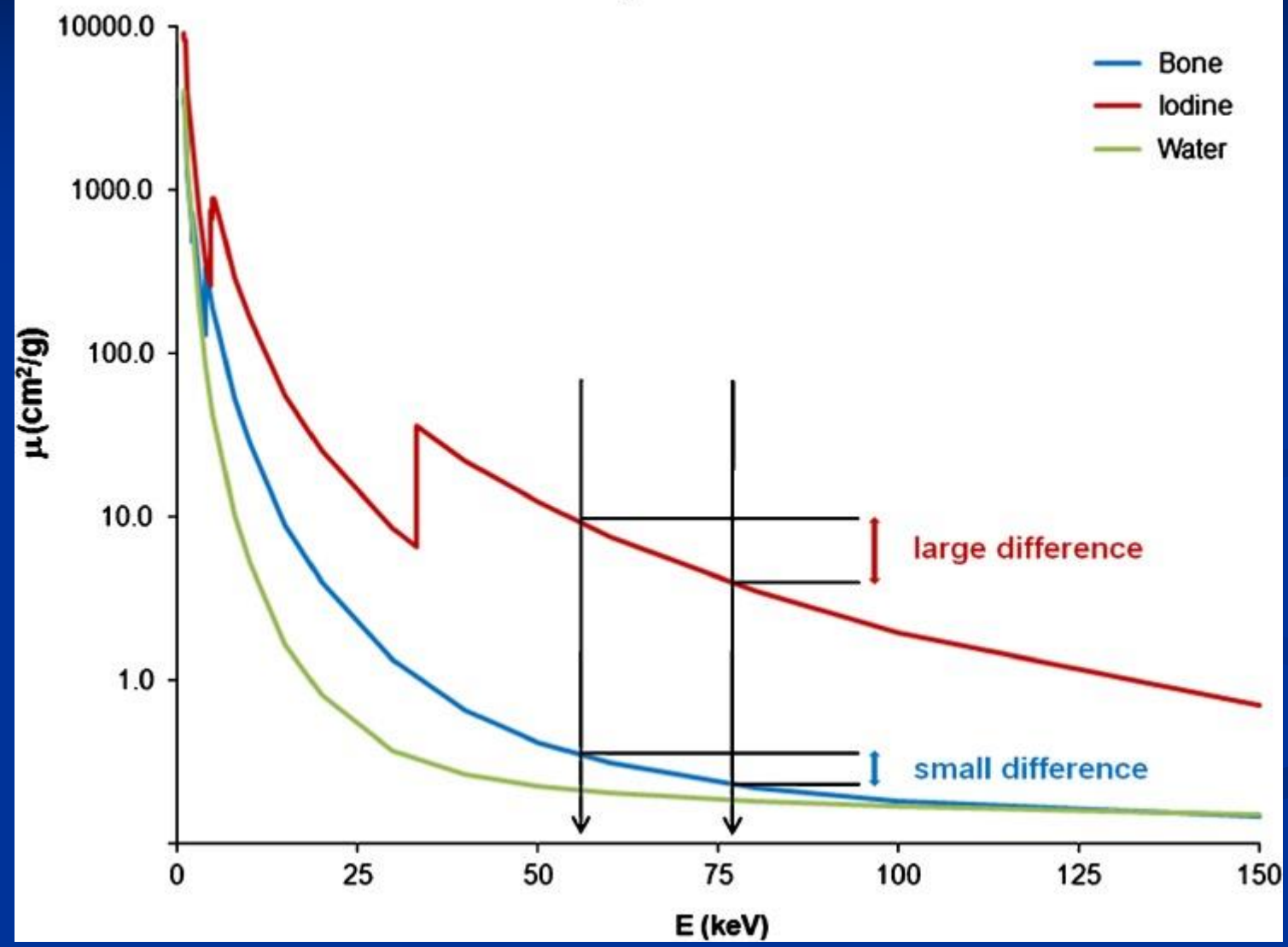


DECT



- Použitím dvou energií, nejčastěji nízké (80-100 kV) a vysoké energie (120-140 kV), pro zobrazení objektu na CT lze získat součinitele zeslabení, a tím i informaci o materiálovém rozložení zobrazovaného objektu, je možné provést tzv. dekompozici.

Total X-ray Attenuation

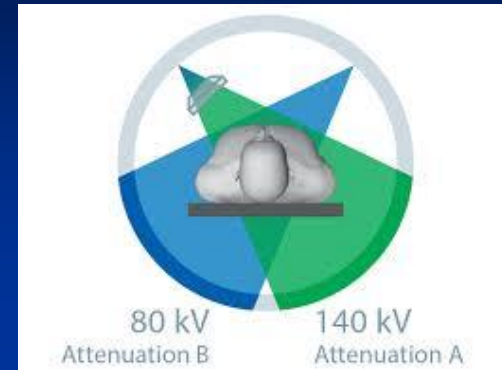


DECT, DSCT

- **DECT (dual energy CT)** - skenování dvojí energií
 - **DSCT (dual source CT)** - CT se dvěma zdroji – rentgenkami (SIEMENS)
 - **Spectral CT** - dvě vrstvy detektorů - měkké a tvrdé záření (Philips)
 - **Fast kV switching** - přepínání kV v průběhu rotace (GE)
 - **Photon counting CT** - 4 energetické úrovně photonů - (Siemens)

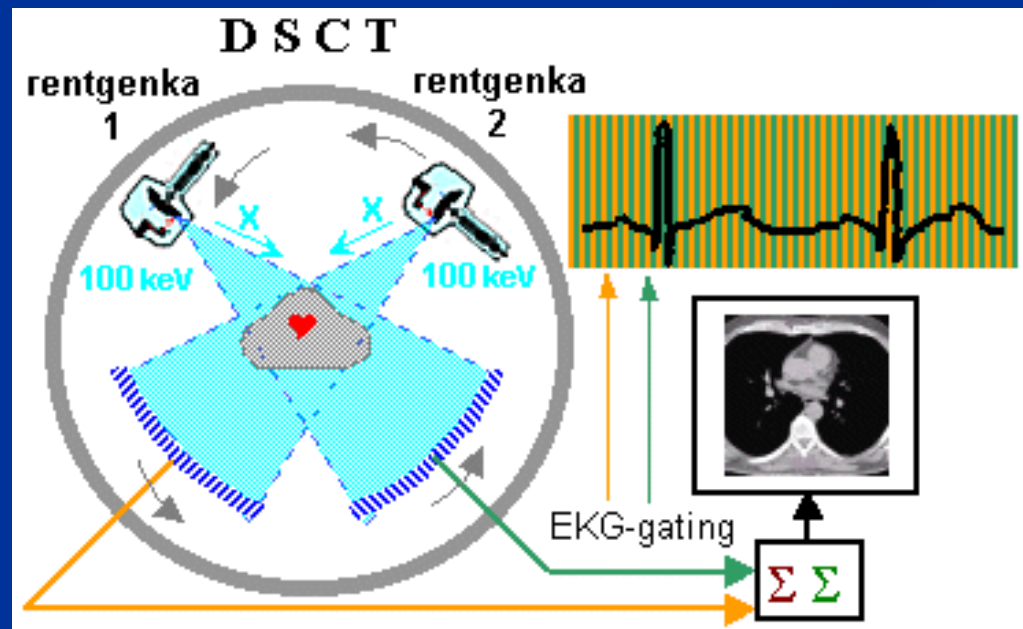
Dual Source CT

- V jediné gantry:
 - Dva systémy rentgenka – detektory
 - Úhel 90 nebo méně stupňů
- Současná akvizice dat oběma systémy
 - Komplementace dat z obou systémů
- Může pracovat **ve dvou základních režimech**, poskytujících dvě výhody:



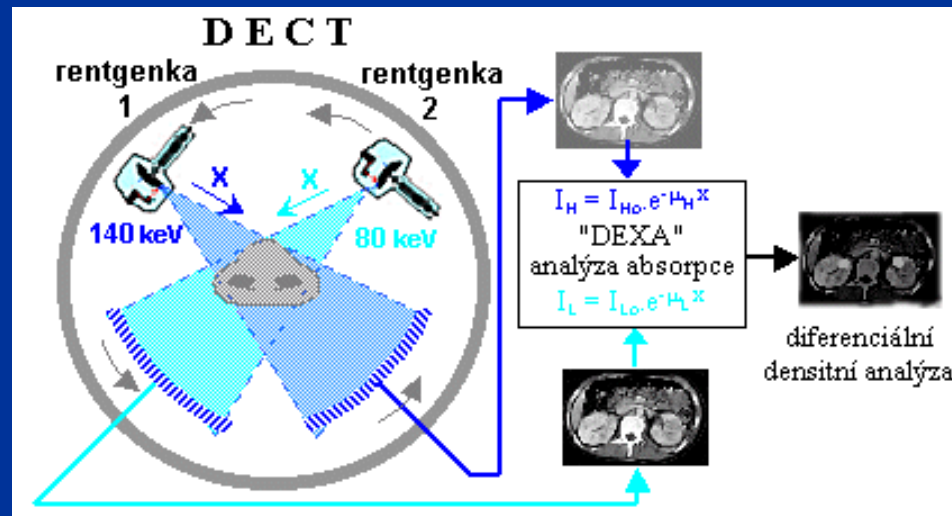
DSCT

- 1/ Obě rentgenky pracují při **stejném napětí** - "zdvojený systém" - **zvýšení rychlosti** a zkrácení akvizičního času se snížením časového rozlišení na cca 80ms. To má význam zvláště u CT srdce (s vyšší tepovou frekvencí).



DSCT- DECT

- 2/ Obě rentgenky pracují při **různém anodovém napětí** (např. 140kV a 80kV) - možnost snímání s **dvojí energií**: každá z obou rentgenek vytváří X-záření o rozdílné energii.

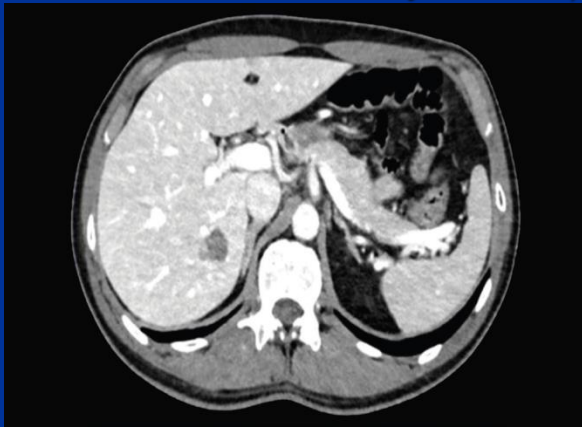


Philips IQon – spectral CT

- Před vyšetřením není třeba vybírat speciální spektrální protokol
- Spektrální data
 - CT obrazu jsou rekonstruovány s využitím informací podílu fotoelektr. jevu a Comptonova rozptylu a zahrnuta do SBI (Spectral Based Image)
 - Výsledky lze zobrazit podobně jako norm. CT ve stupních šedi nebo barevné mapě. Intenzita pixelu může odpovídat
 - HU
 - koncentracím daného materiálu (mg/ml)
 - efektivnímu atomovému číslu (Z_{eff})

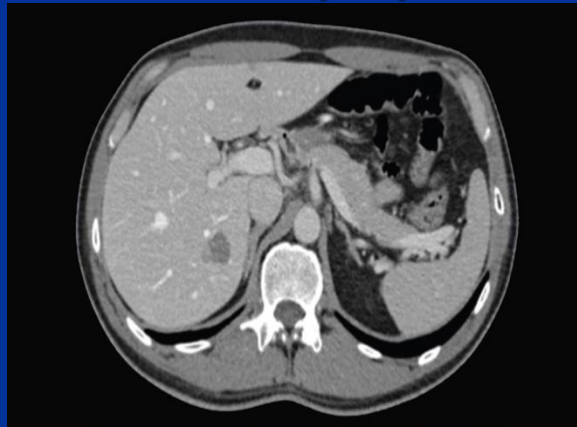
MonoE „X“

- Každá série obrázků je na energetické úrovni reprezentována hodnotou keV v rozmezí 40-200 keV. Pixely v těchto obrázcích představují hodnoty HU.
- Hodnoty HU jsou ovlivněny výběrem energ. hodnoty!!!



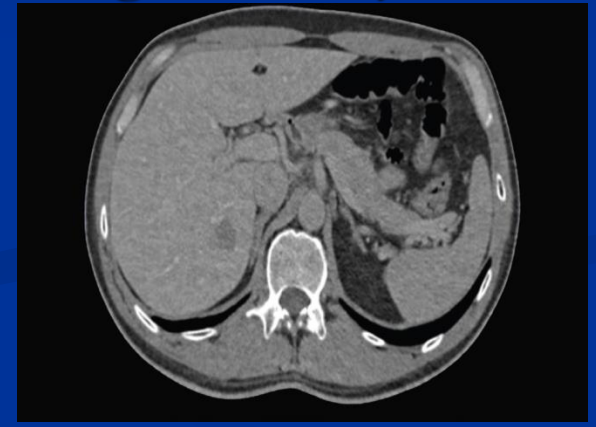
(40 keV)

Výrazný podíl jódu



(75keV)

Zachování hodnot HU,
omezení artefaktů



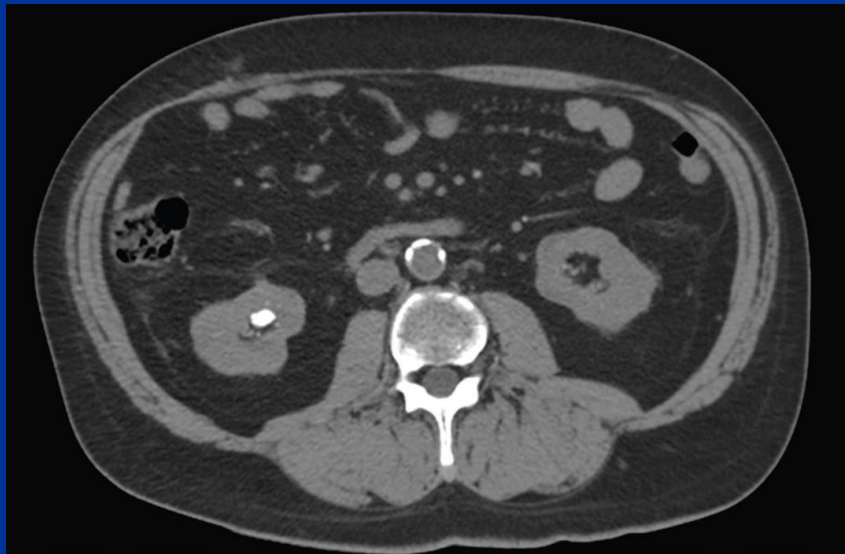
(120keV)

Výrazná redukce artefaktů

- př. IQon - **MonoE75 (120 kV)** = nastaveno je 75 keV, HU jsou téměř stejné jako u konvenčního CT při 120 kV

VNC (Virtual non-contrast) HU*

- Z postkontrastního dual-energy vyšetření je **postprocessingem** odstraněna informace odpovídající přítomnému jódu
- Všechny tkáně (s výjimkou tkání s jódem) mají původní hodnoty HU, místa kde byl jód mají hodnotu HU nahrazenou vypočtenou hodnotou po odečtení jódu

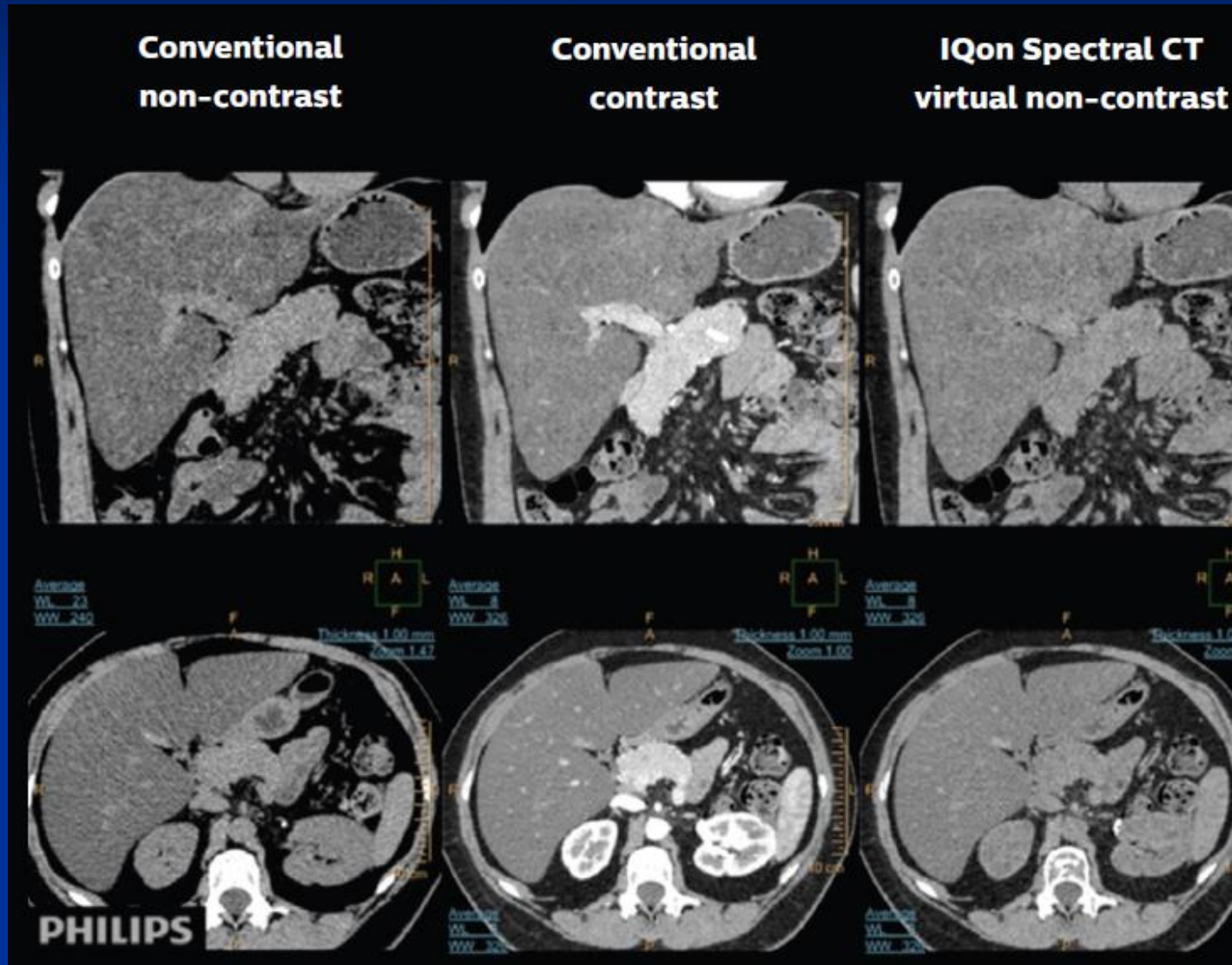


Romman Z. Using spectral results in CT imaging. Philips White Paper. 2015

- Pozn. HU* nebo mg/cc* znační měření na obrázku s pozměněným zobrazením tkání

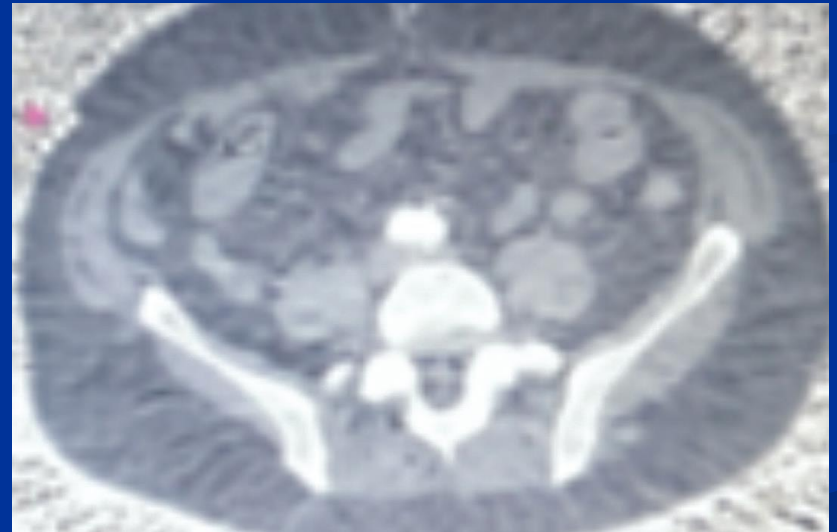
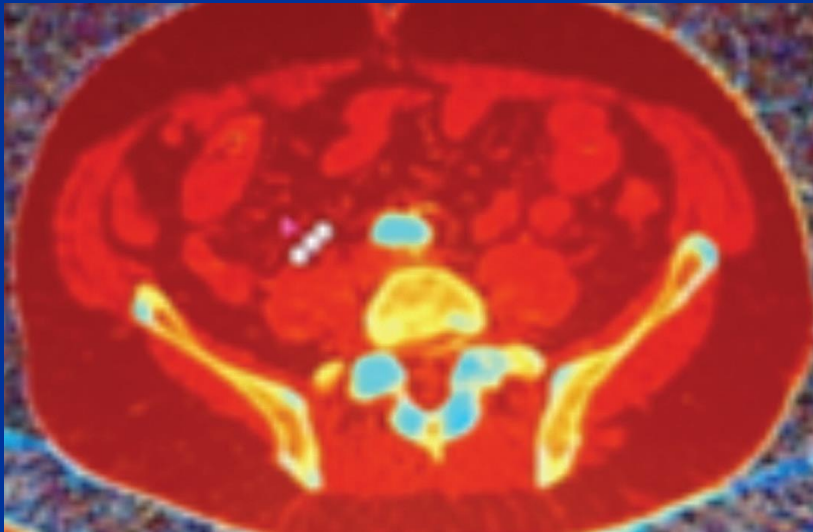
VNC

- Srovnání nativ vs. VNC



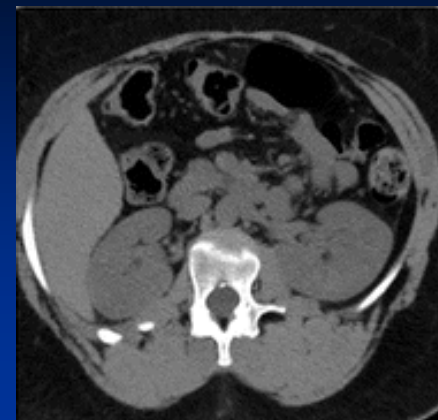
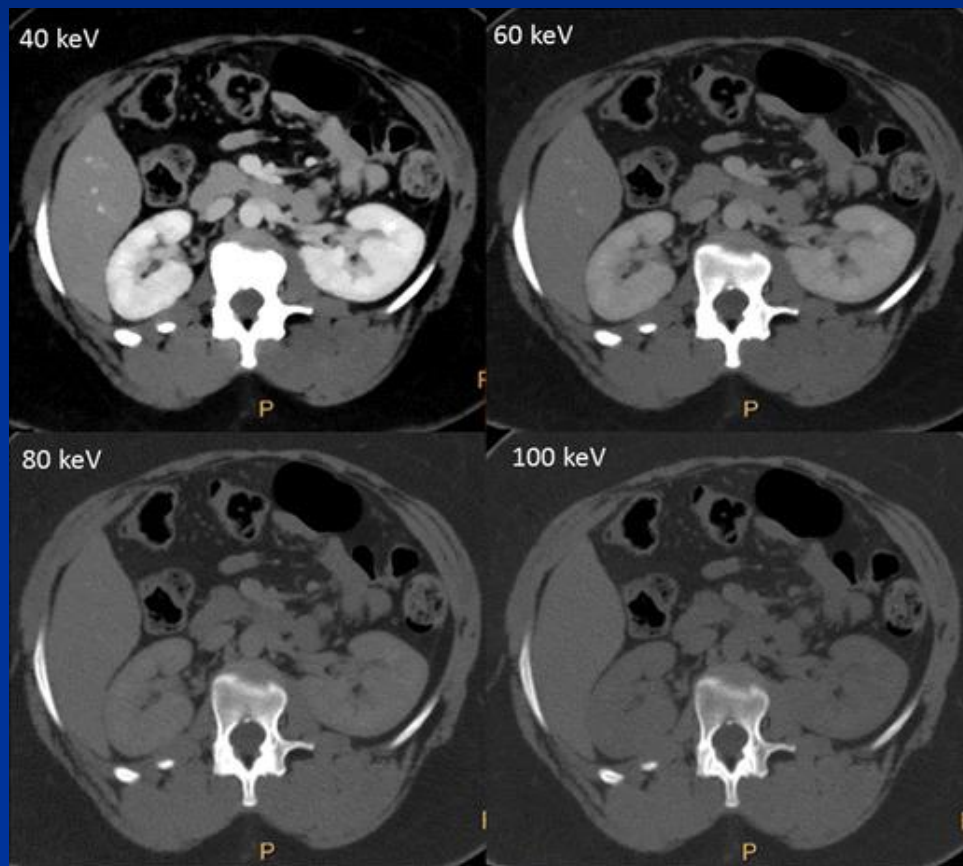
Effective Z

- Hodnoty pixelů představují efektivní atomové číslo zobrazené tkáně.
- Color/Grayscale
- Dynamický rozsah je mezi 0 a 30.
- Tyto obrazy poskytují schopnost odlišit různé tkáně na základě této hodnoty (např. charakteristika konkrementů)



DECT

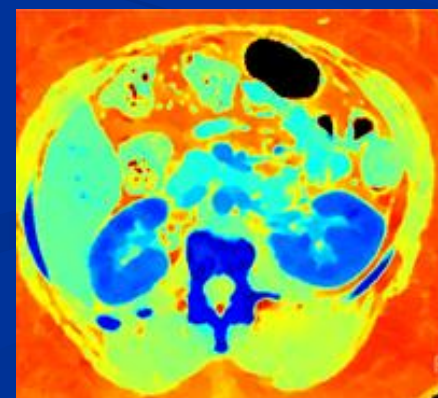
MonoE



Virtual
non-
contrast



Iodine only



Effective Z

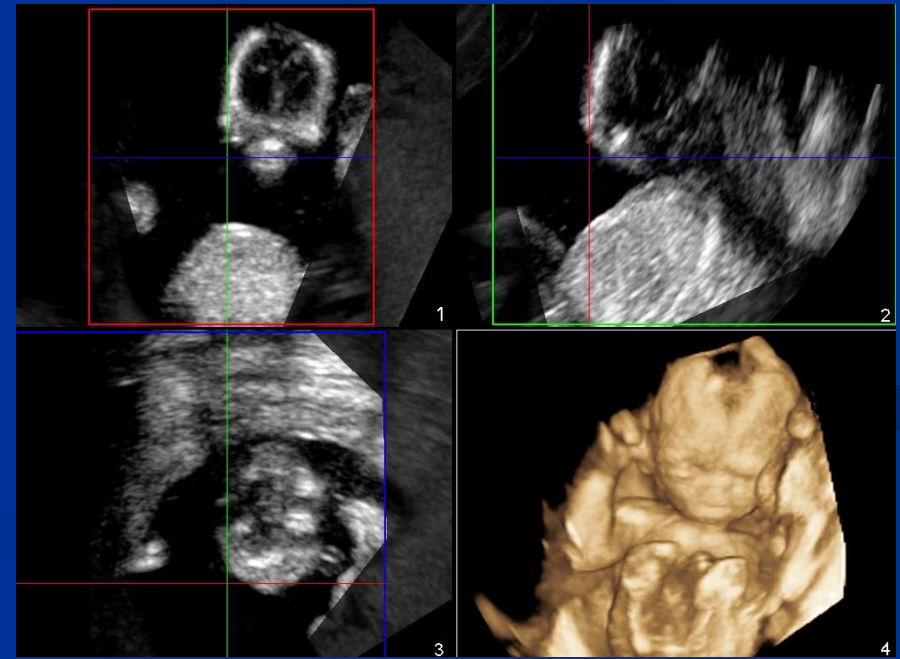
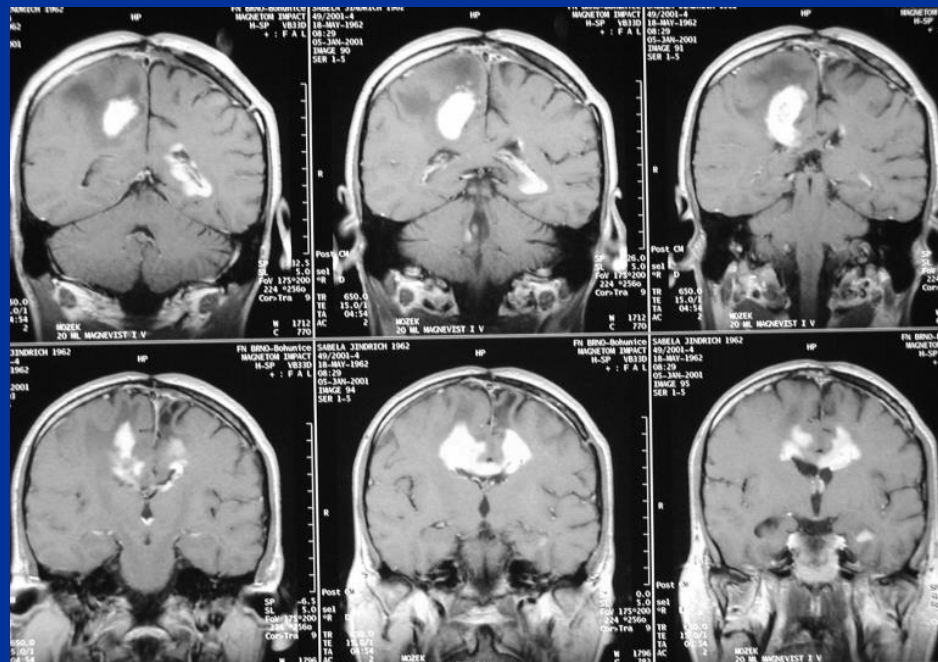
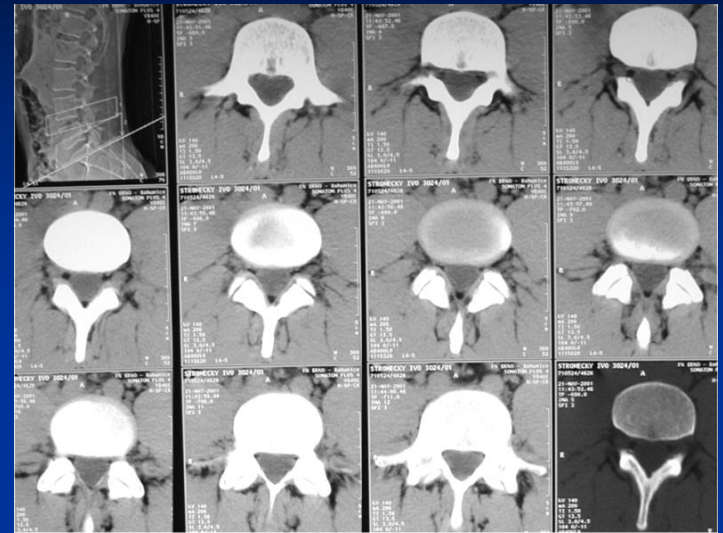
Klinické aplikace DECT

- umožňuje diferenciaci různých materiálů a tkání na základě jejich absorpčních koeficientů vztažených k různým energiím záření – **stanovení materiálové denzity** (např. odlišení tuku, kalcia, iodu, vody, kovu) = **umožní rozlišovat různé druhy tkáně**
- přímou subtrakci kostních struktur
- odlišení aterosklerotického plátu ve věnčité srdeční tepně od kontrastní látky
- charakterizaci (chemickou analýzu) ledvinových kamenů
- zobrazení chrupavky a šlach
- usazování krystalků urátu sodného v kloubech (dna)
- hodnocení perfúzních defektů plic
- kvantifikovat distribuci kontrastní látky v myokardu - hodnocení perfúze srdečního svalů a další

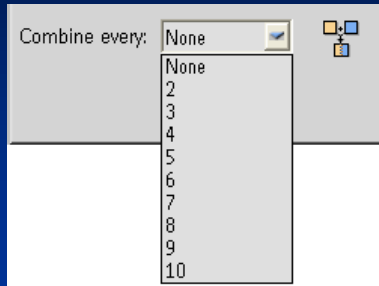
- rentgenový snímek 1898
- tomografie 1918
- CT vyšetření 1967
- MR vyšetření 1976
- 3D rekonstrukce 1984
- virtuální endoskopie 1992

Možné zdroje 3D obrazů

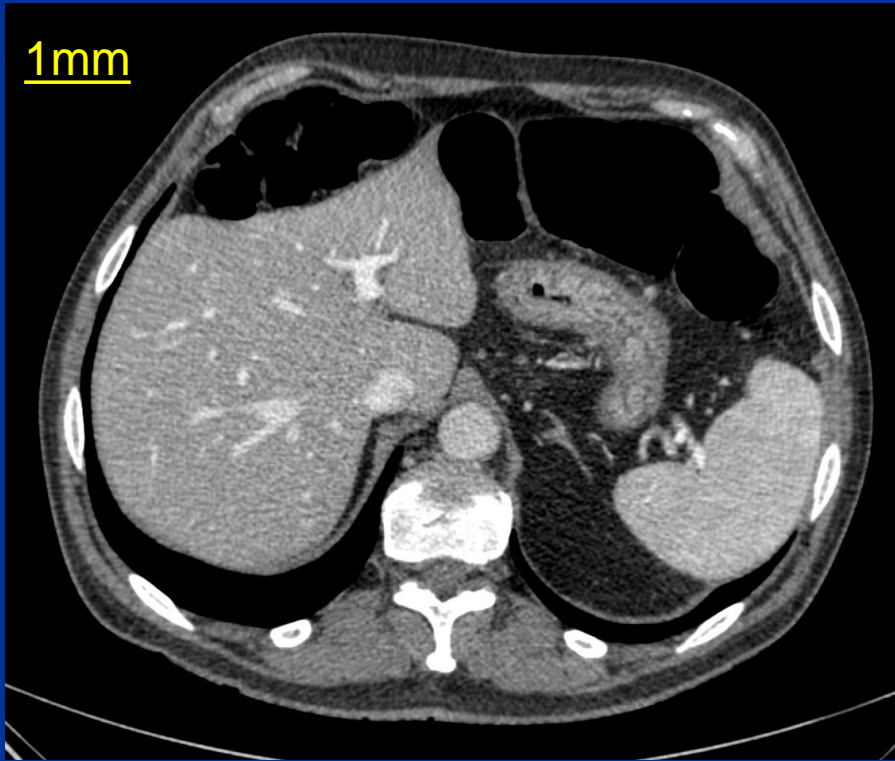
- CT
- MR
- UZ
- nukl. medicína



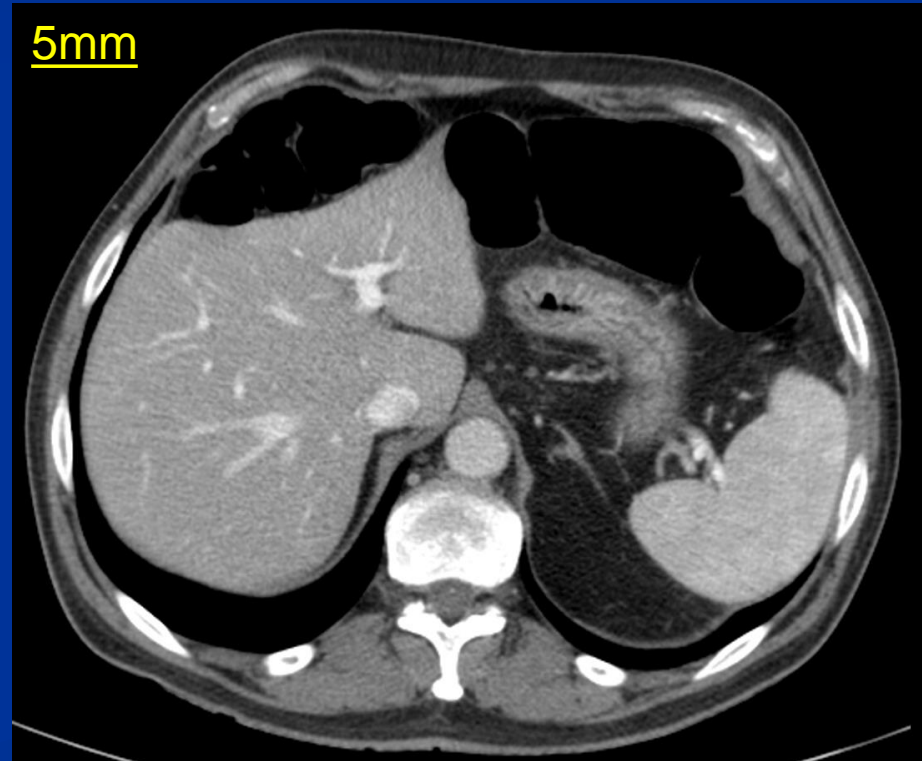
2D



1mm



5mm



Typy rekonstrukcí

- MPR - Multiplanar Reconstruction/Reformation
- MIP - Maximum Intensity Projection
- VRT - Volume Rendering Technique
- SSD - Shaded Surface Display
- virtuální endoskopie

MPR

PHILIPS Portal Client [logged in as 'foukal']

Directory Review Analysis Film Report

2D Slab Volume Endo

Thickness: 5,0 mm Paddle wheel

Render Average

Rotation center Show crosshair

Series Batch Cine Clip

From: To:

Thickness: 5,0 X Increment: 0
No. Images: 0

Mini Image Reference

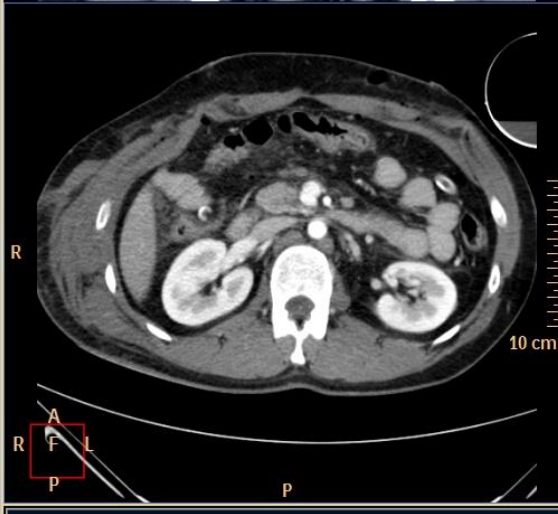
Parameter Frame

Navigation icons: Home, Back, Forward, Search, Rotate, etc.

Measurement tools: Line, Circle, Arrow, etc.

Window: Default

Exit Reset all

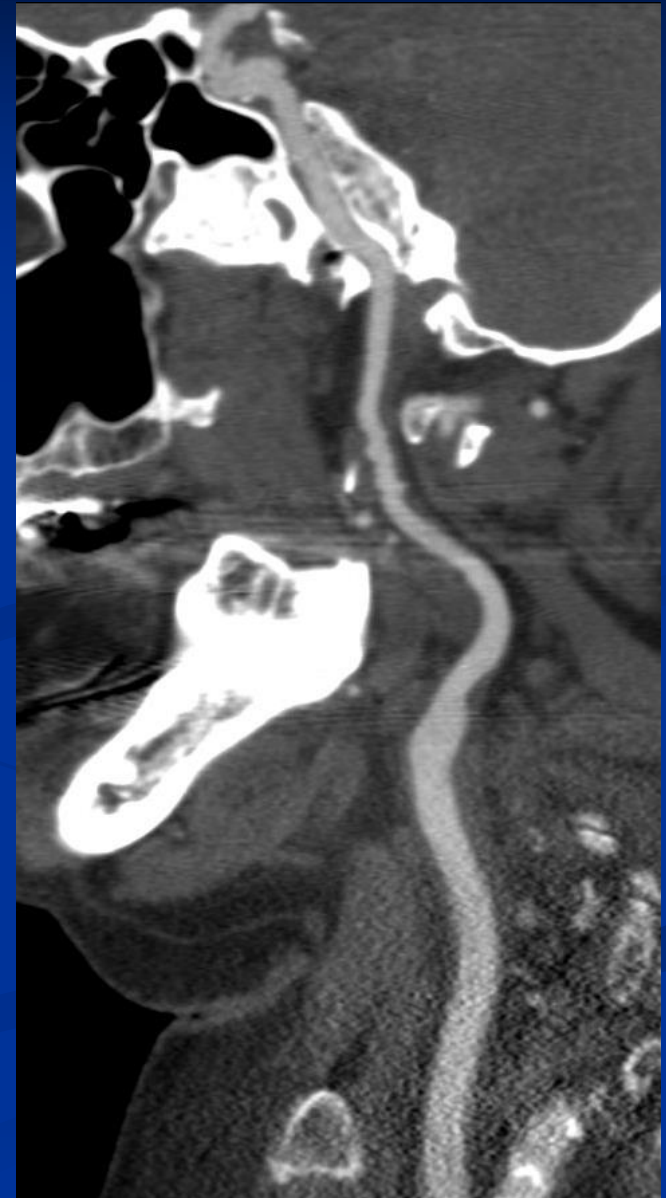
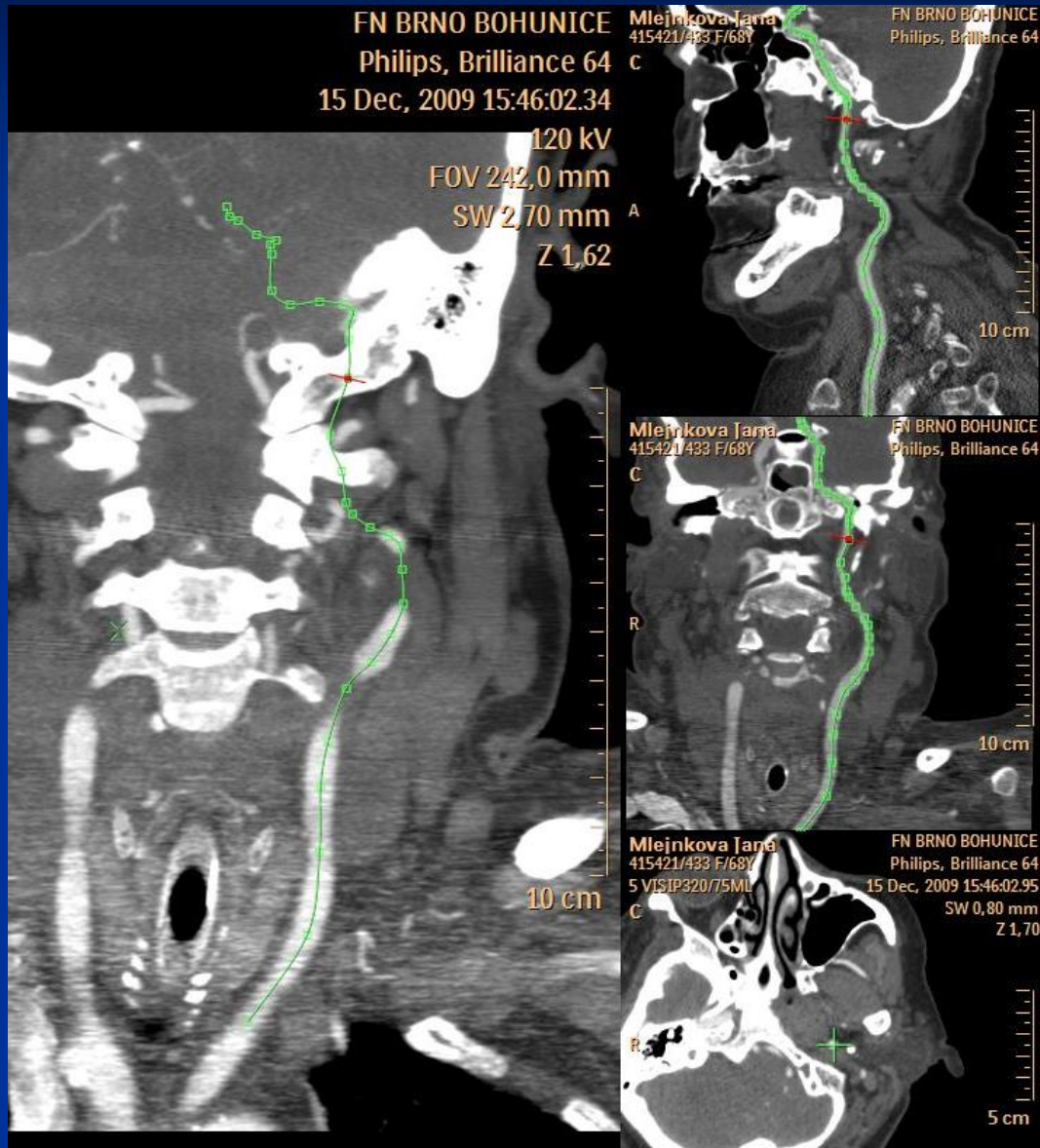


MPR Control Panel

Thickness: 5,0 mm Paddle wheel

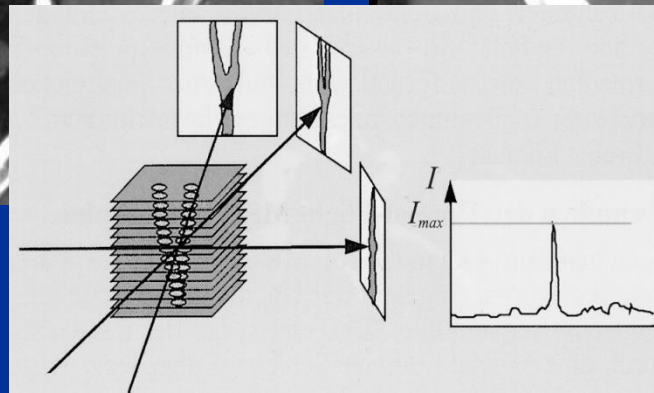
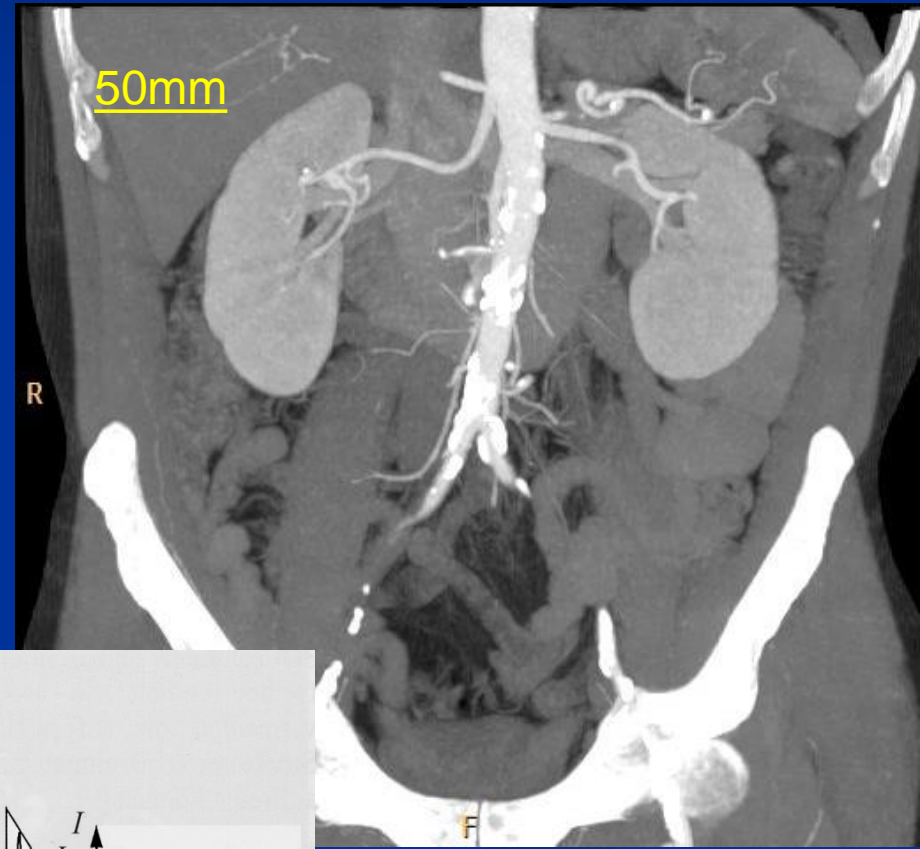
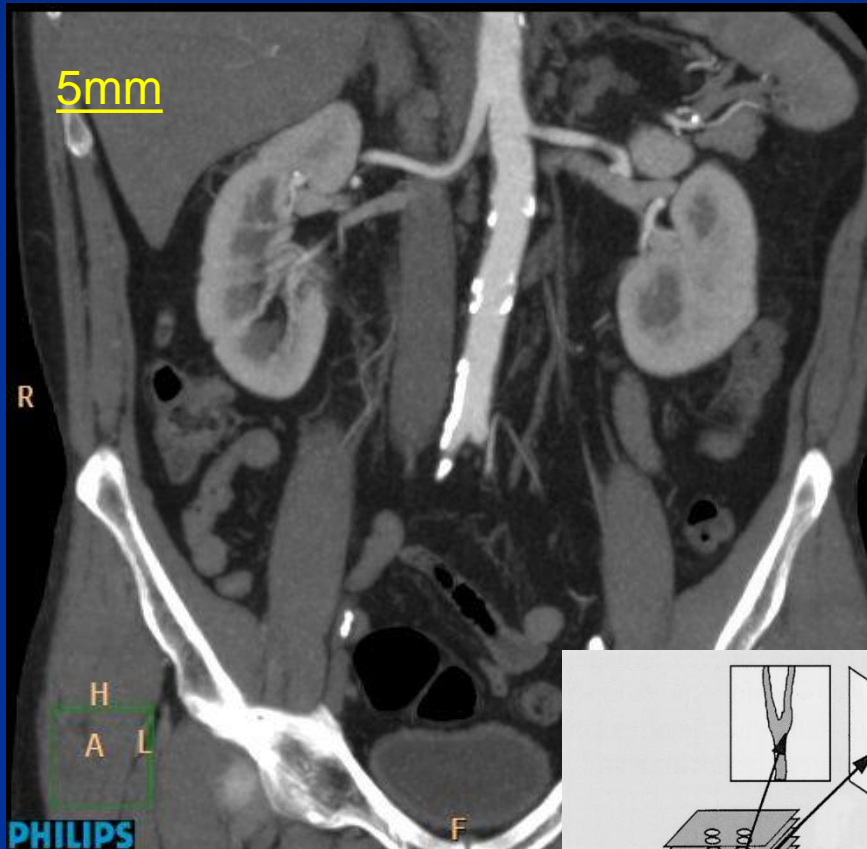
Render Average

curved MPR



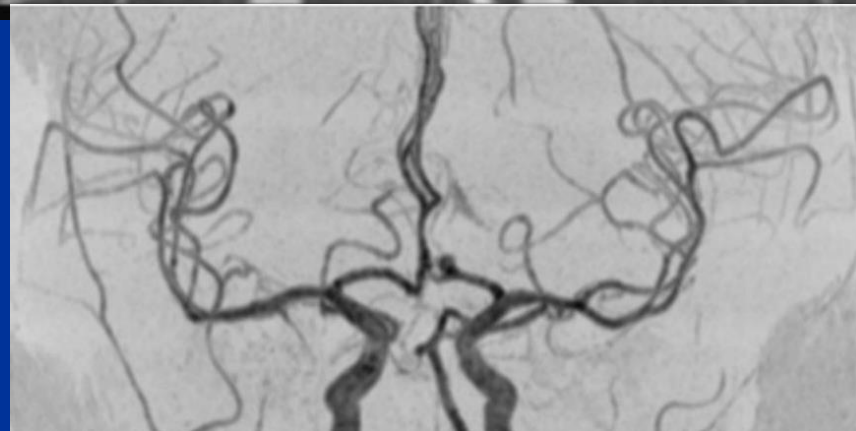
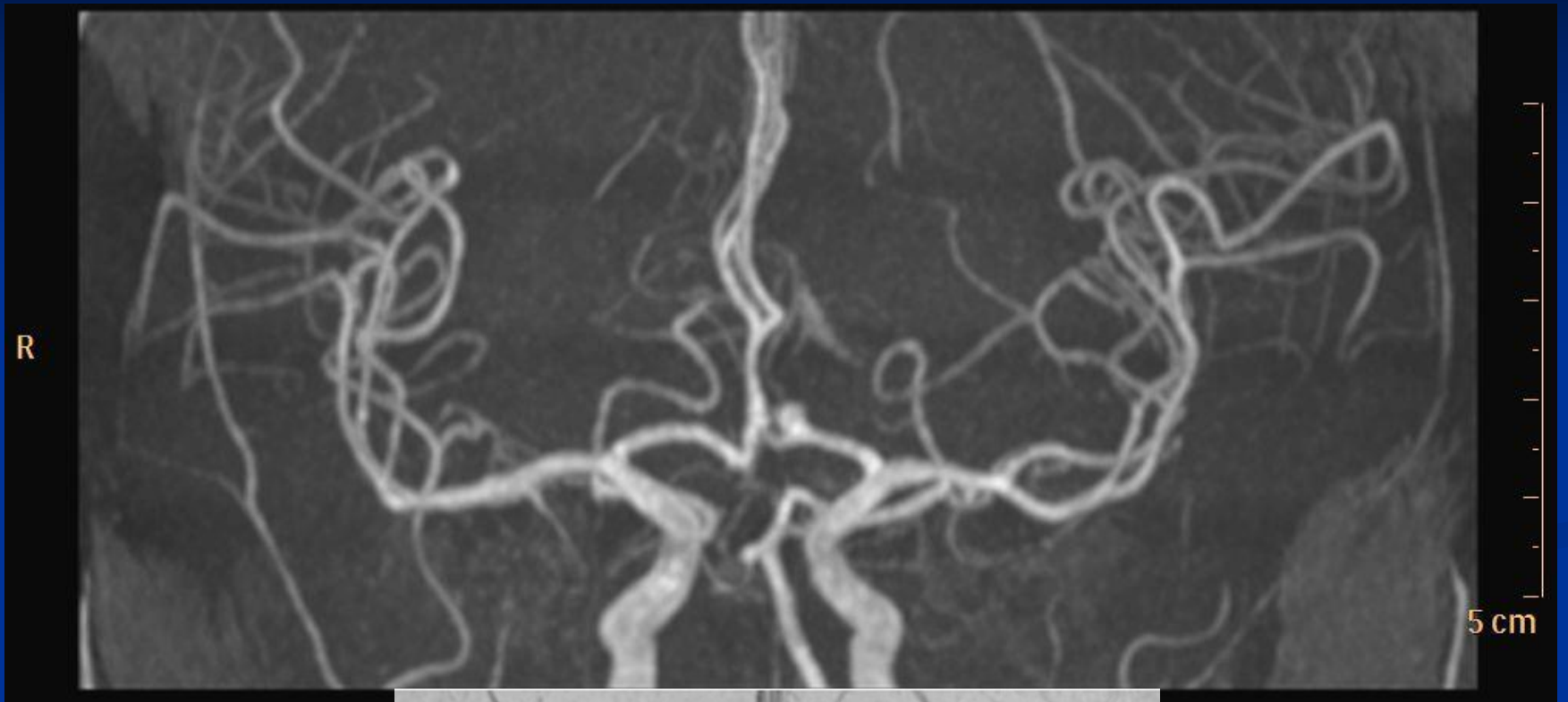
MIP

MIP displays the highest intensity (maximum intensity Hounsfield unit) voxel along a particular projection through the volume dataset. This creates a 2D image of the brightest voxels.



využití – cévy, kosti

MIP

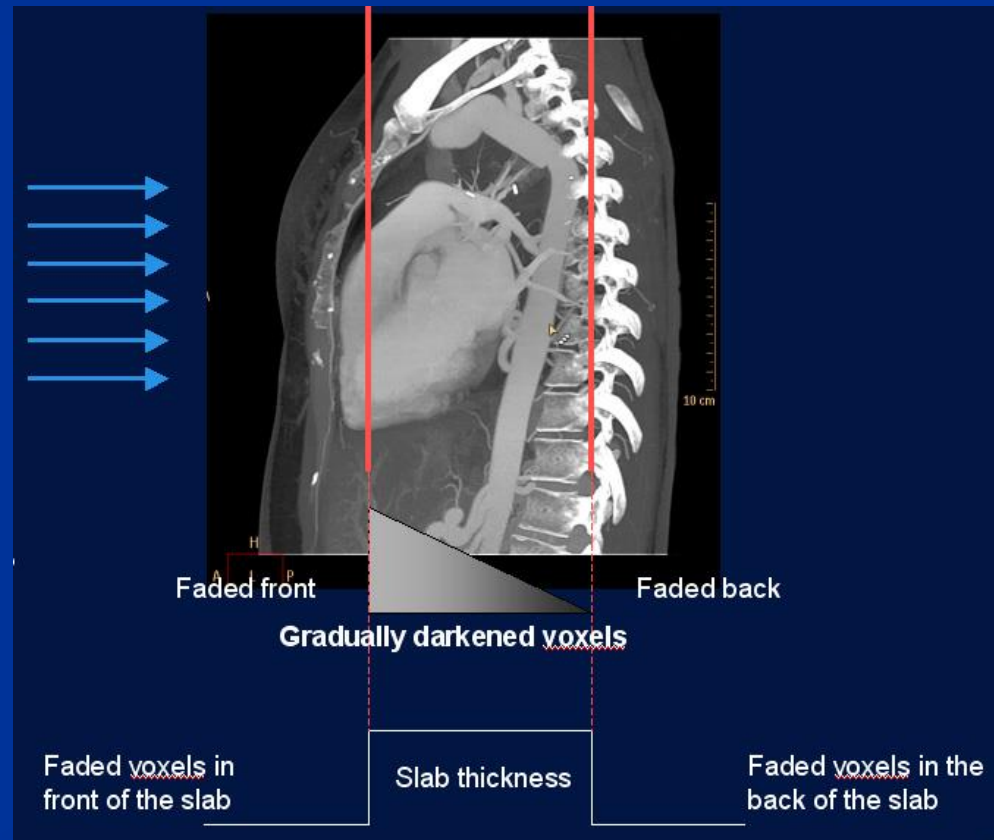
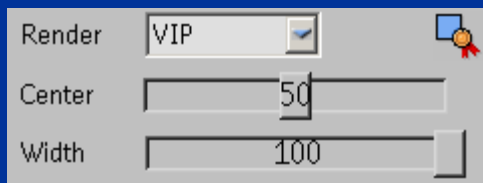


MinIP



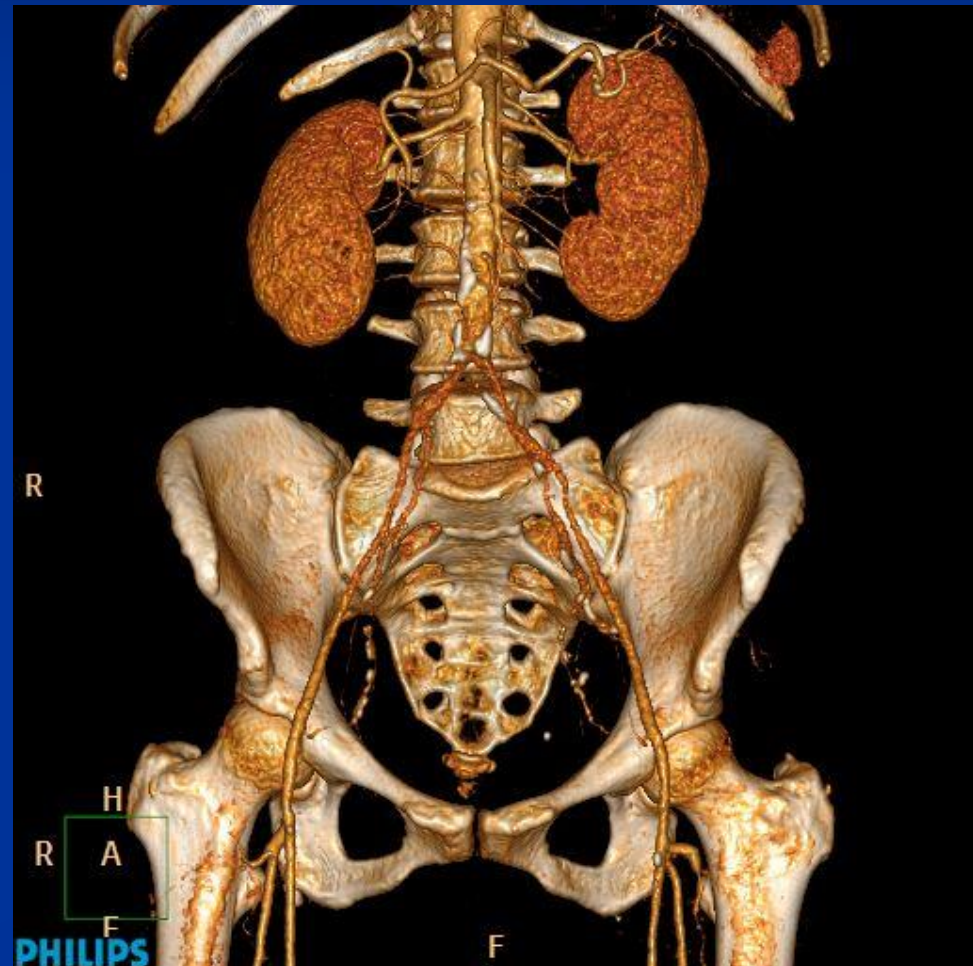
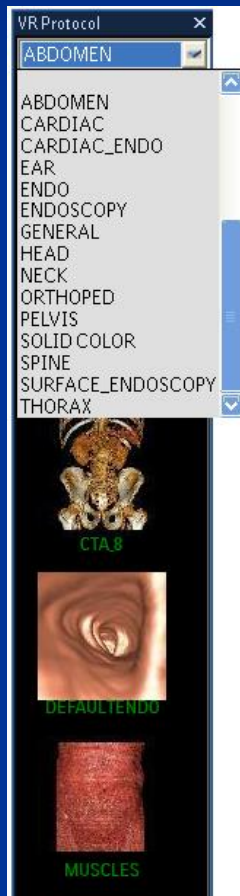
VIP

Volume Intensity Projection, like MIP, displays the highest intensity voxel along a projection through the volume dataset. Unlike MIP, VIP assigns the highest intensity, or greatest brightness value, to voxels closest to the eyepoint, while those further away are faded, according to their distance from the eye-point.



VRT

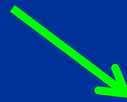
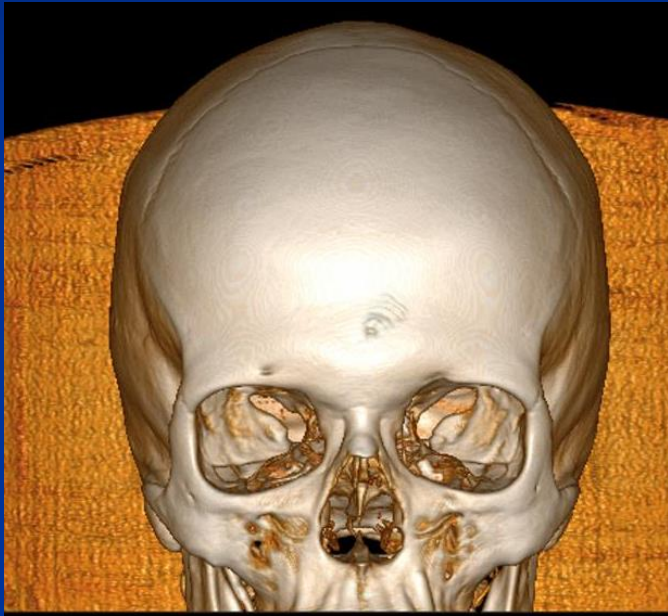
Volume rendering assigns **opacity** and **color** to every voxel according to rendering protocols for vasculature, soft tissue, and bone.
Selected structures can be rendered opaque, translucent, or Invisible.



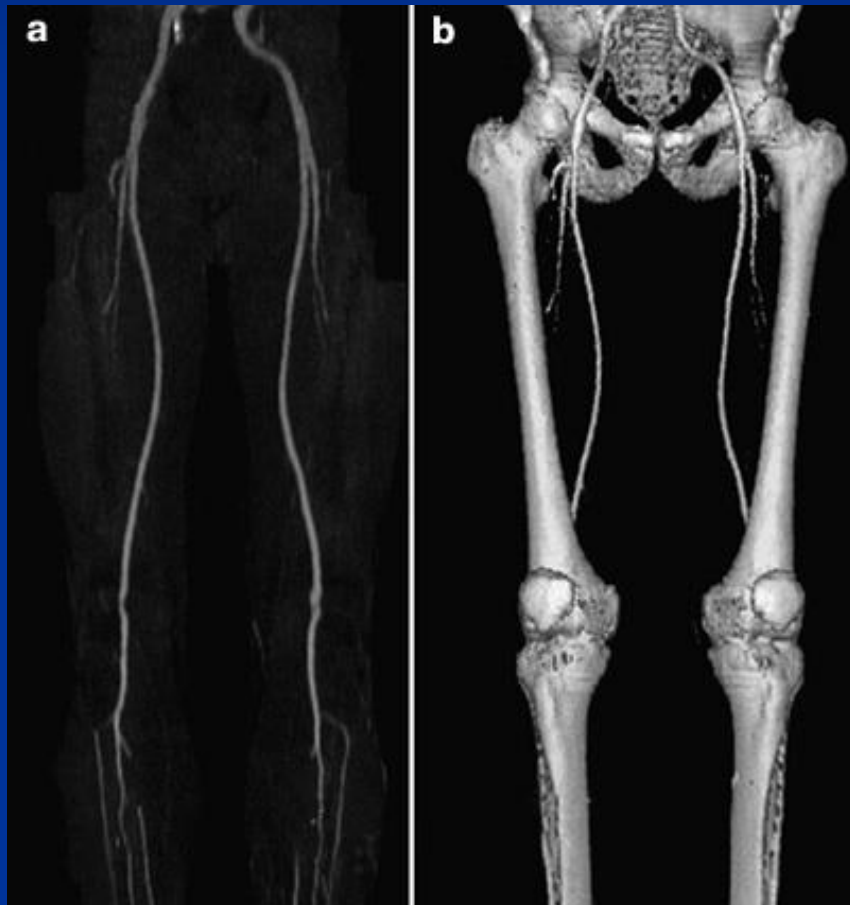
využití – cévy, kosti

VRT

Extrakce kosti

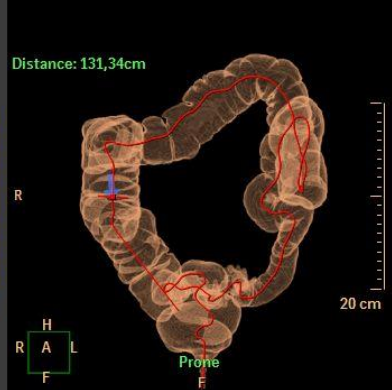
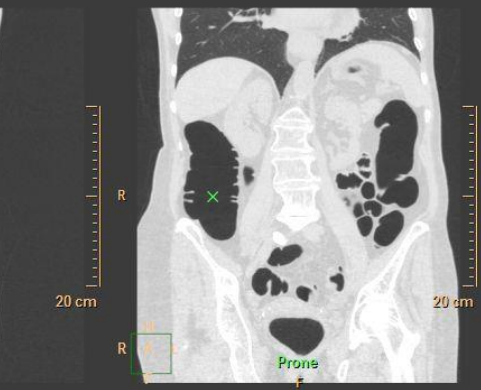
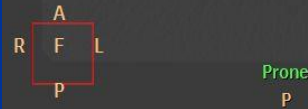
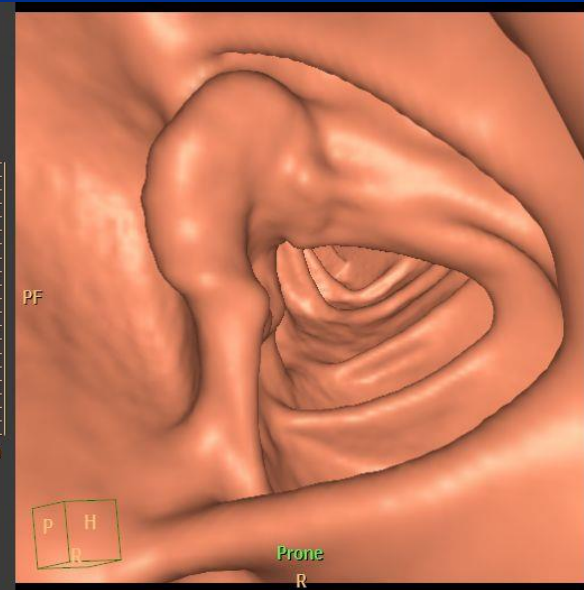
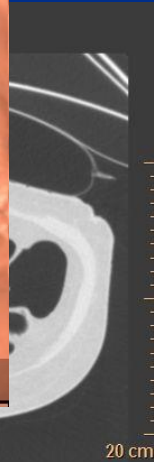
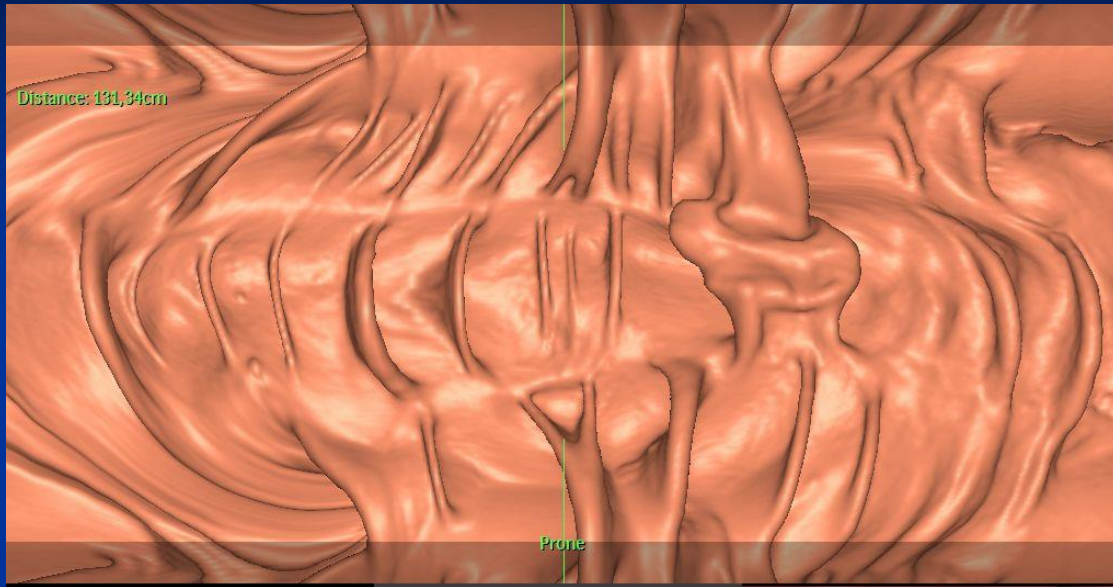


Porovnání rekonstrukčního algoritmu MIP (a, vlevo) a SSD = povrchové stínování, základ virtuálních endoskopií (b, vpravo) z končetinové CT angiografie (multidetektorové spirální CT)

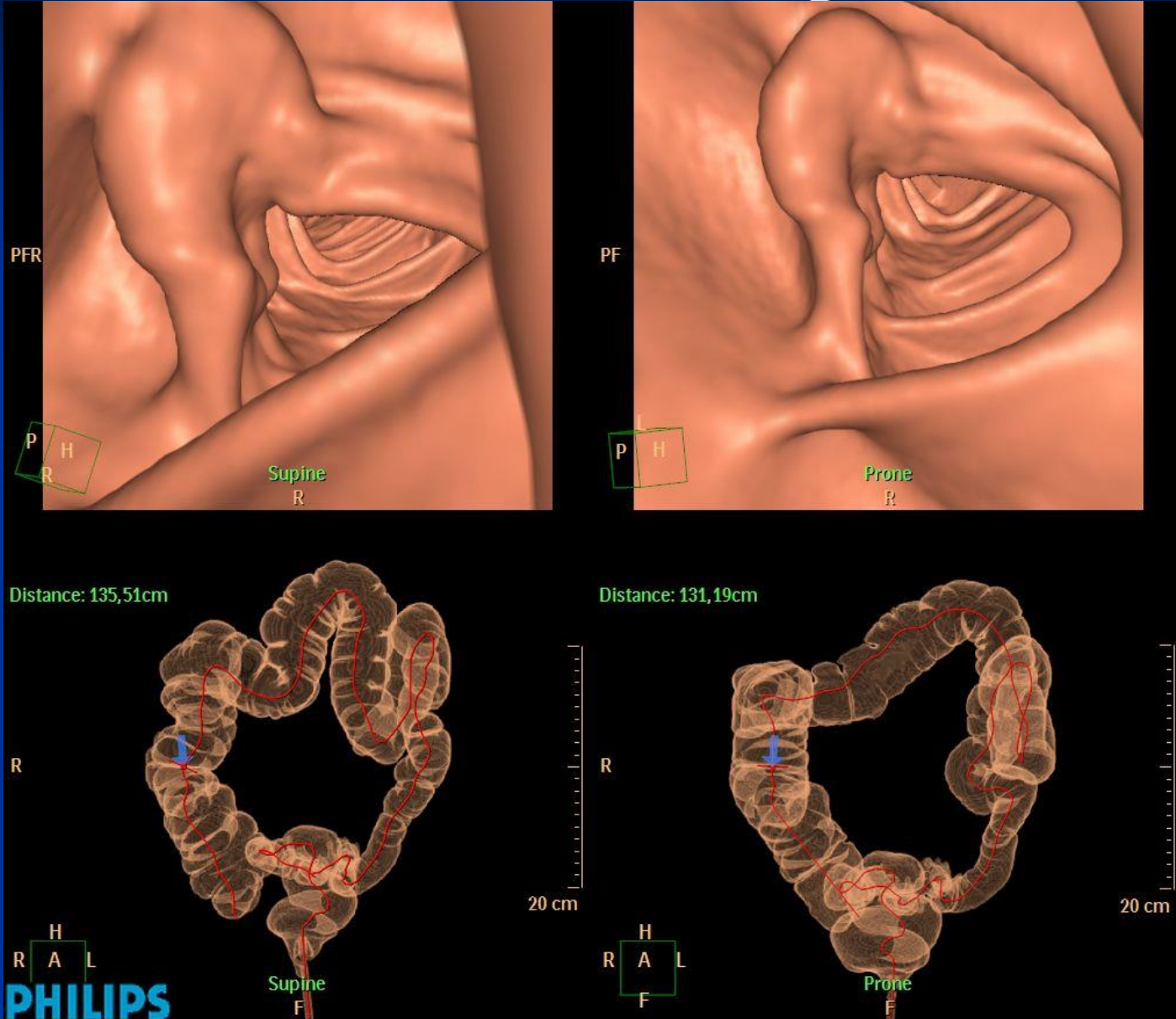


Rekonstrukce obrazových dat ze spirální akvizice pomocí tzv. volume rendering technique (VRT) jednotlivým voxelům přiděluje různé stupně sytosti od téměř úplné transparency až po naprostou neprůhlednost .

Virt. endoskopie



Virt. endoskopie



Vessel analysis

PHILIPS Portal Client [logged in as 'foukal']

Directory Review Analysis Film Report Help

Advanced Vessel Analysis

Measurements

Thickness: 2,6 mm

Render: Average

Show Center Line
 Show Contours

Vessel |


L.Carotid

Edit:

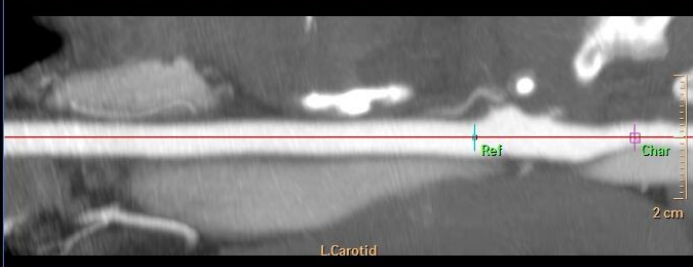
Titles on / off

Window: Modified

Exit Reset all




A



L.Carotid

L.Carotid			
	Reference	Characteristic	% Diff
Effective Diameter (mm)	5,9	4,9	16,8
Lumen Area (mm ²)	26,9	18,6	30,7
Position (mm)	76,1	102	0

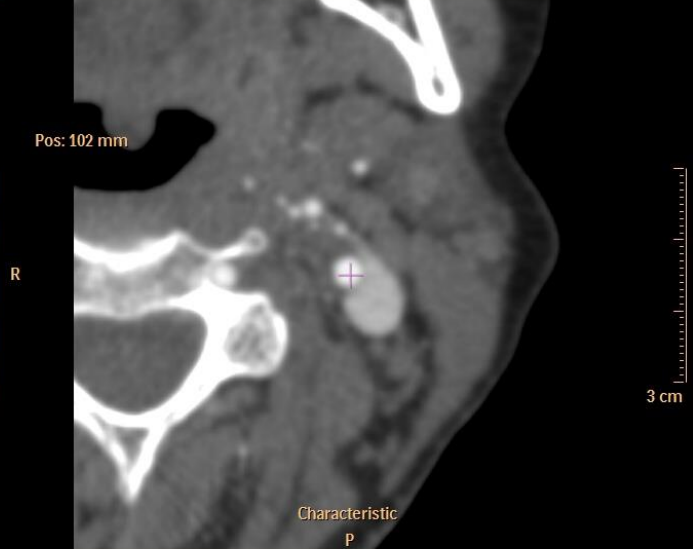
Distance: 25,9 mm



R

Pos: 76,1 mm

Reference
P

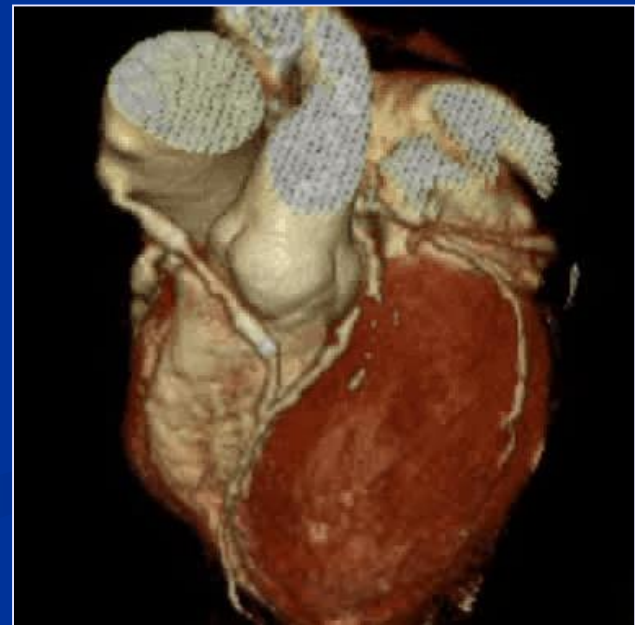
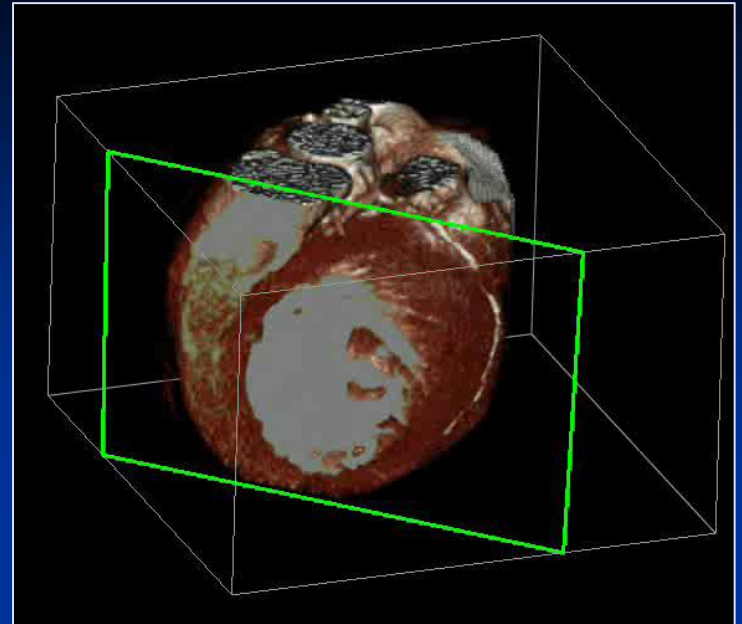


R

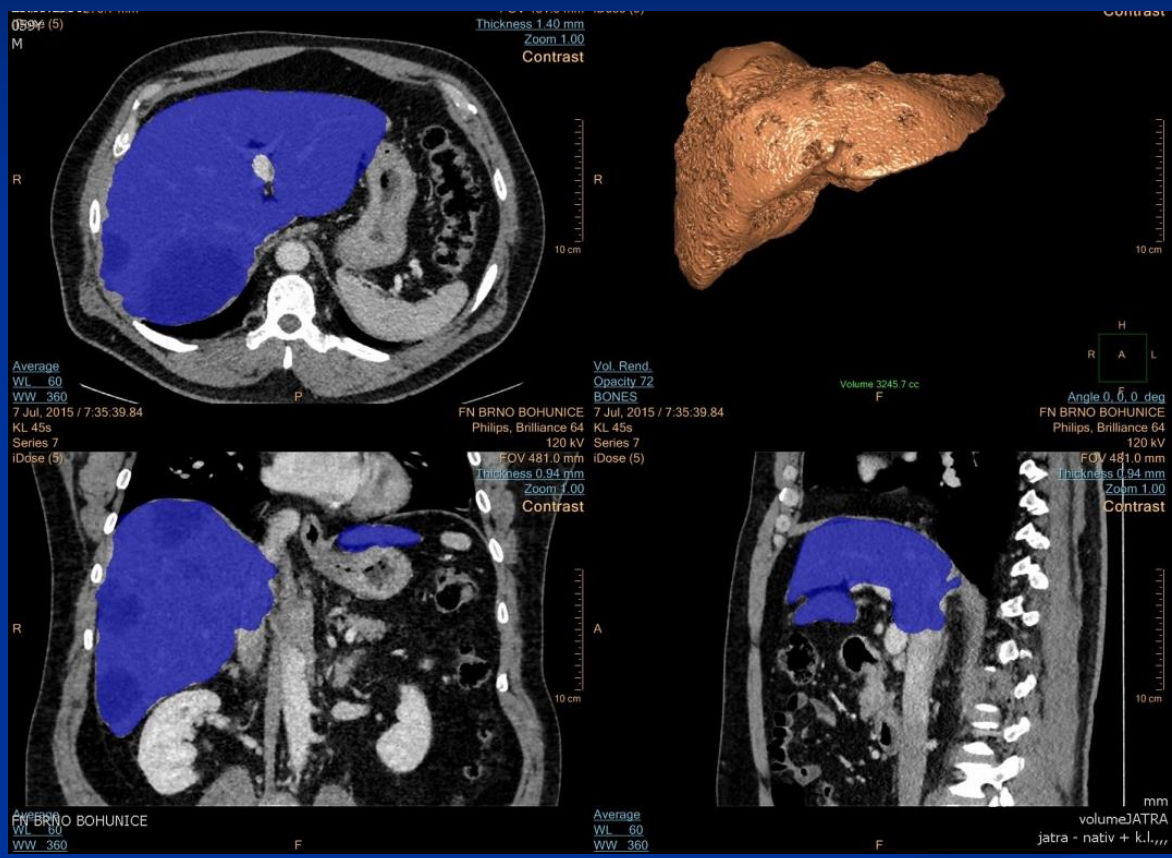
Pos: 102 mm

Characteristic
P

CT zobrazení srdce



Volumetrické hodnocení



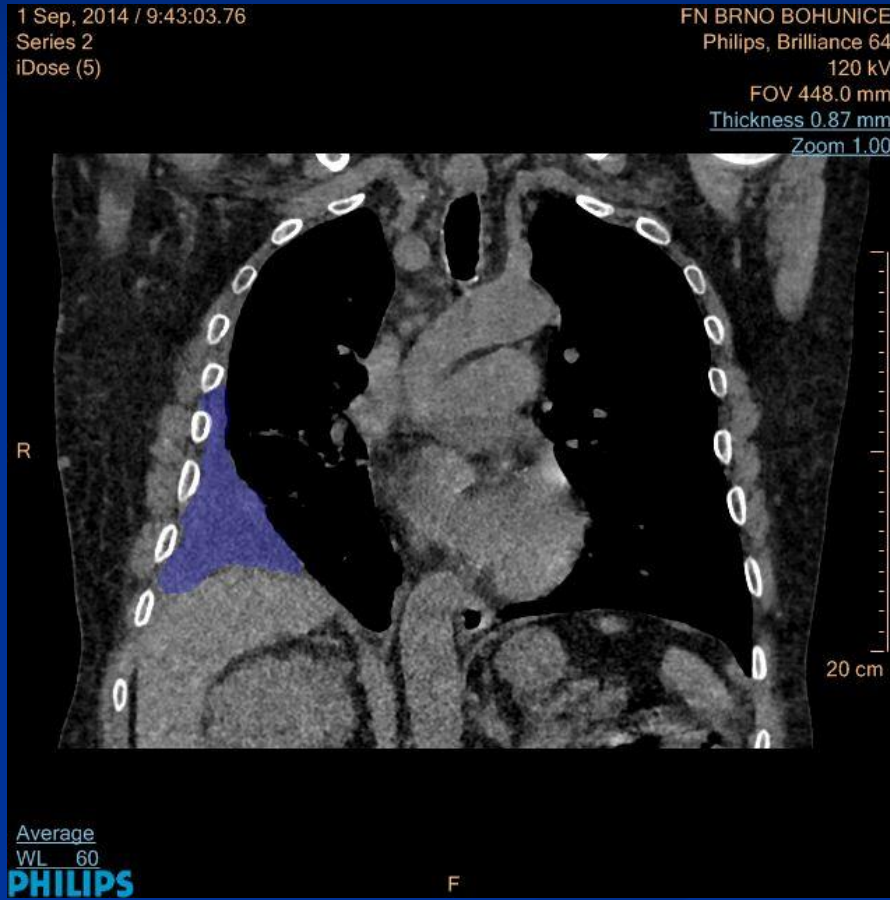
Philips Intellispace Portal

Siemens Volume, GE Healthcare Volume Viewer a jiné..

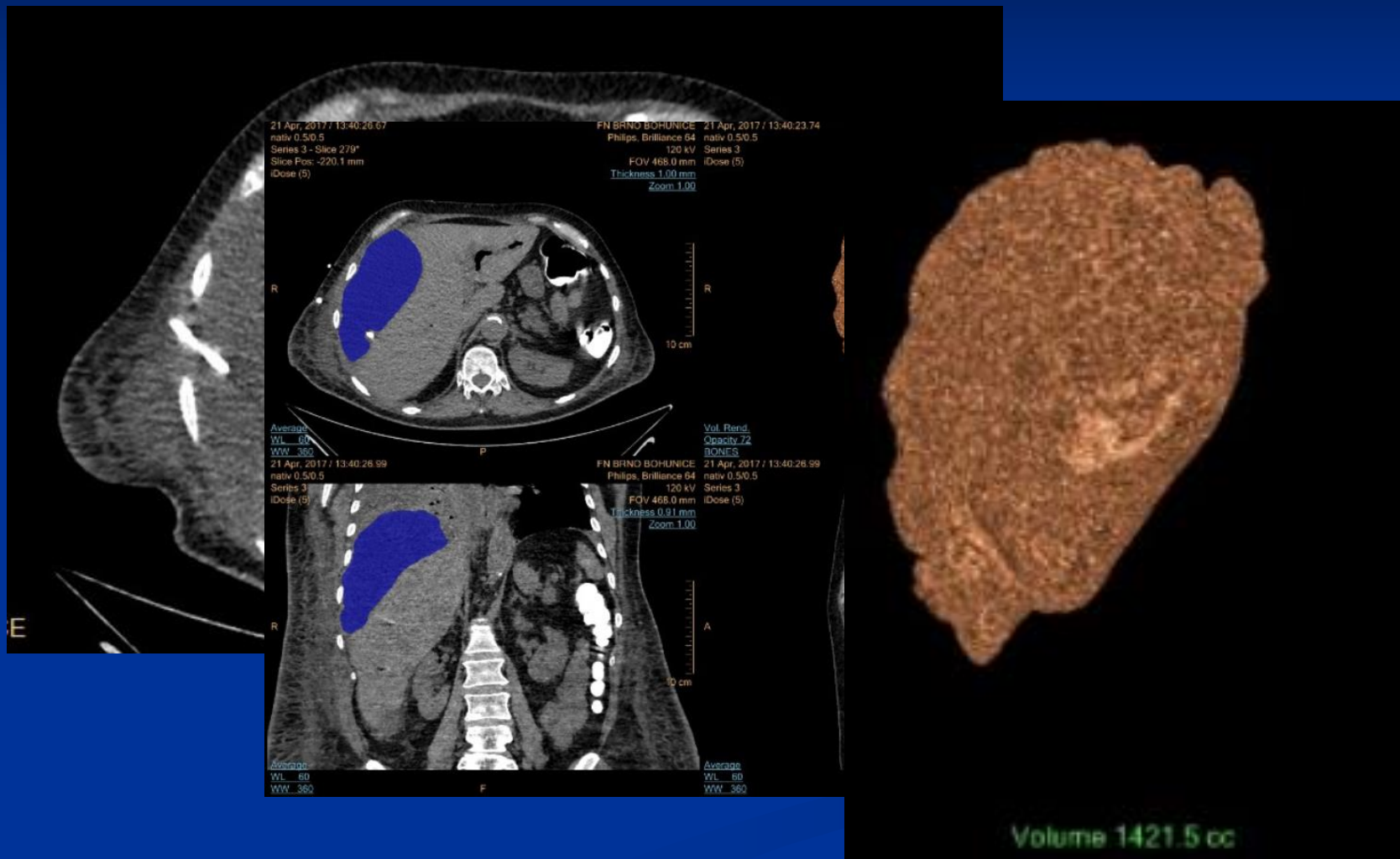
The screenshot displays the Philips Intellispace Portal software interface, which is used for medical image analysis. The interface is organized into several key sections:

- Navigation and Settings:** At the top, there are tabs for "Directory", "Review", "Analysis", "Film", "Report", and "Help". Below these, fields for "ID:", "Date of Birth (Age):", and "Sex:" are visible.
- Toolbars:** On the left side, there are multiple toolbars. The top toolbar includes icons for "2D", "Slab", "Volume" (highlighted with a red circle), and "Endo". Below it, there are icons for "Compare" and other analysis tools. A red arrow labeled "KALKULAČKA" points to a calculator icon in the "Edit" toolbar.
- Clipping and Segmentation:** A section titled "Clip & 3D Segmentation" is present. It includes options for "Clipping plane/box:", "Remove above threshold/residuals:" (with input fields for "350 val." and "20 cc"), and "Smart segmentation:" (highlighted with a red arrow).
- Parameters:** A "Parameters" window is open, showing sliders for "Adaptiveness:" (set to 0.70) and "Smoothness:" (set to 0.30), along with a "Back to Default" button and a checked "Only Tissue" option.
- Main Viewport:** The central area displays three views of a CT scan. The top view is an axial slice showing a cross-section of the abdomen with a blue highlighted region. To its right is a 3D reconstruction of the highlighted tissue, labeled "3D REKONSTRUKCE OZNAČENÉ TKÁŇE" in red. Below the axial view are two coronal views, one showing the kidneys and the other showing the liver, both with the blue highlighted region. Scale bars of "10 cm" are visible in each view.

Objem fluidthoraxu

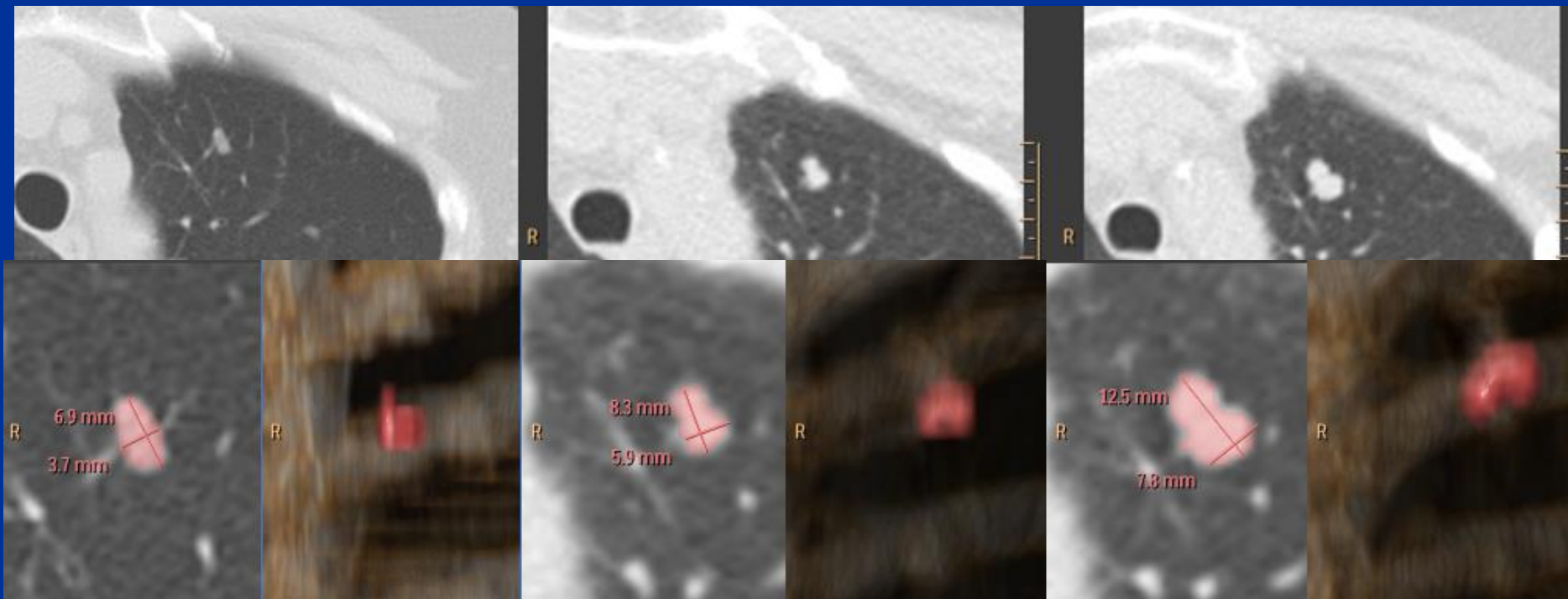


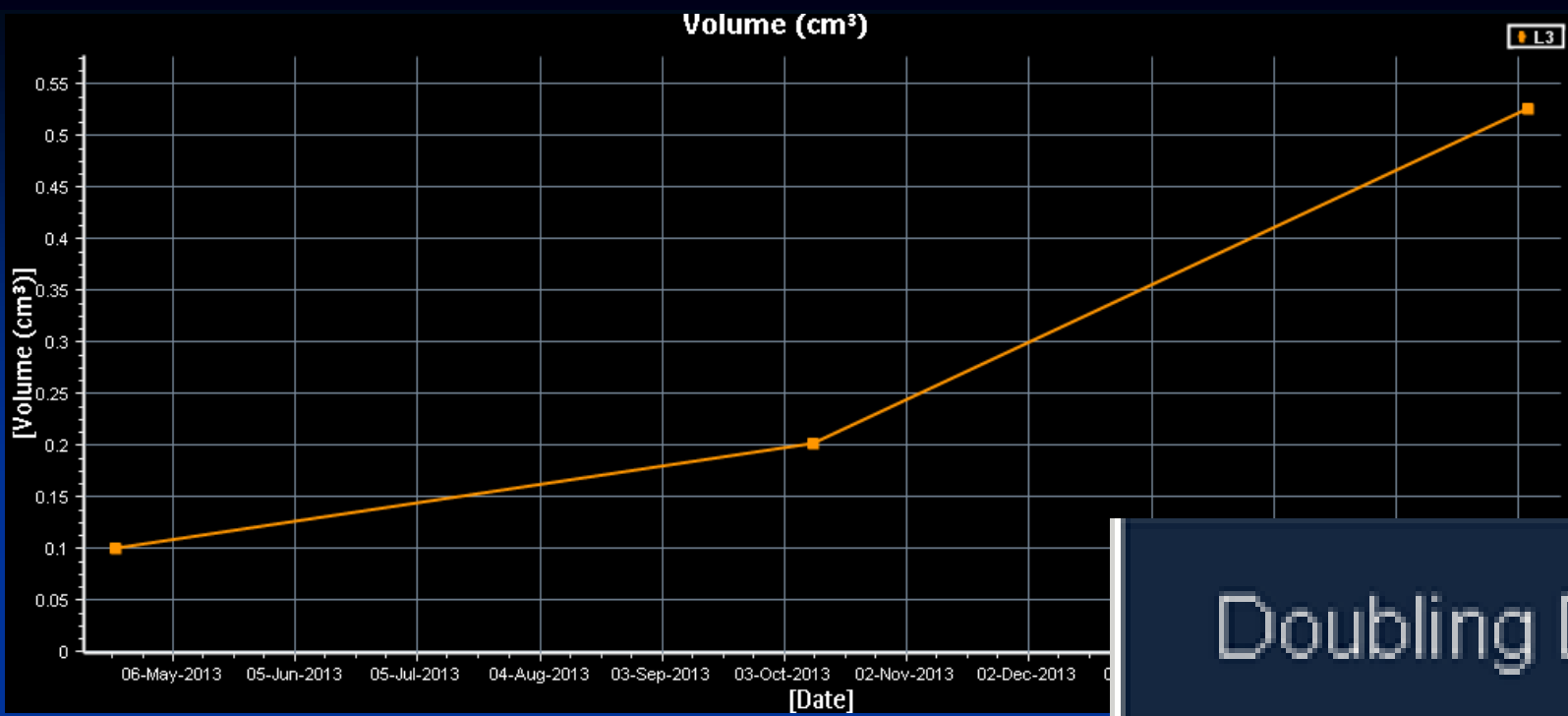
Drenáž biliomu



Doubling time

- Stanovení doubling time může též pomoci při odlišování **benigních lézí od maligních**





Doubling Days

135

131

Lesion Name	Study Date	Long Axis (mm)	Short Axis (mm)	Long Axis
L1	22 Apr 2013...	6.9	3.7	2
	10 Oct 2013	8.3	5.9	
	03 Apr 2014	12.5	7.8	9

■ Cut off: Doubling time = 400 d

Heuvelmans MA, et al. Optimisation of volume-doubling time cutoff for fast growing lung nodules in CT lung cancer screening reduces false-positive referrals. Eur Radiol. 2013 Jul;23(7):1836-45.

Hodnocení odpovědi na léčbu

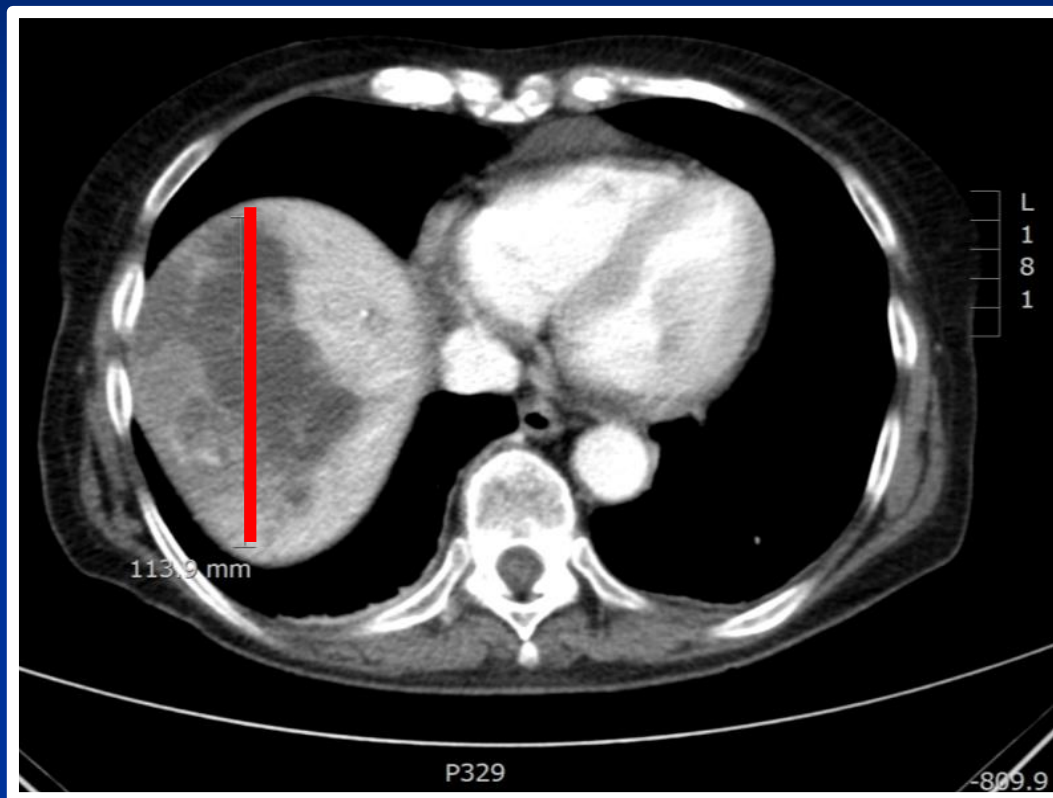
Před terapií:

Rozměr léze 99 mm

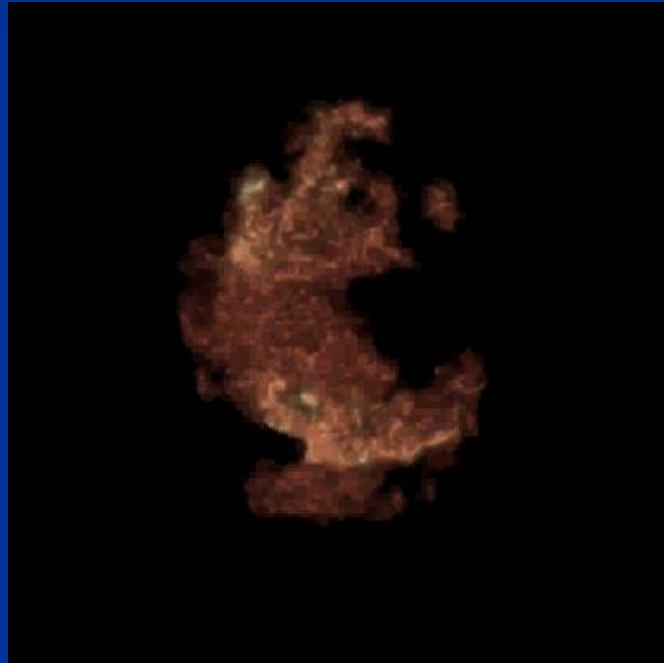
Volumetrie: 386,3
cm³

Po terapii:

114 mm
(115%)



Volumetrie: 80,9 cm
- 79% Partial Response



PACS

- *Picture Archiving and Communication System*
- ukládání, přenos, zobrazení a manipulace s digitálními daty

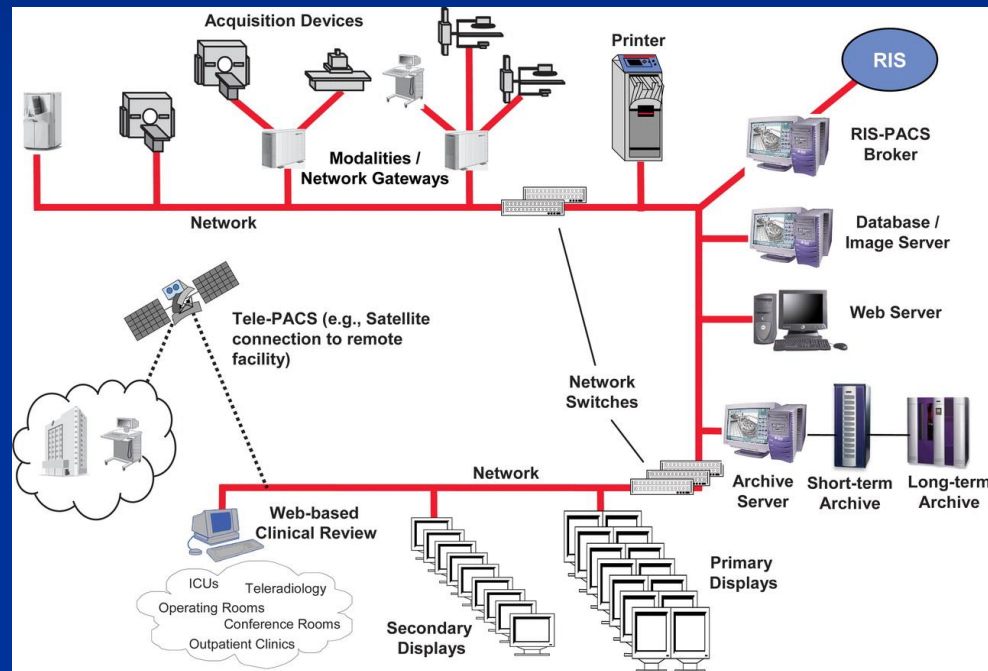
základní funkce PACS

- získání obrázku
- odeslání na zabezpečený server PACS
- archivace zašifrovaných dat
- při požadavku – dešifrování a odeslání do prohlížeče
- pro účely vzdělávání anonymizace

hlavní součásti PACS

- základní součást - zdroje dat
modality
- vlastní software
- archiv
- vyhodnocovací stanice

- všechny digitální modality jsou zapojené do PACS
- data z přístrojů bez digitálního DICOM musí být nejdříve zdigitalizována pomocí skeneru

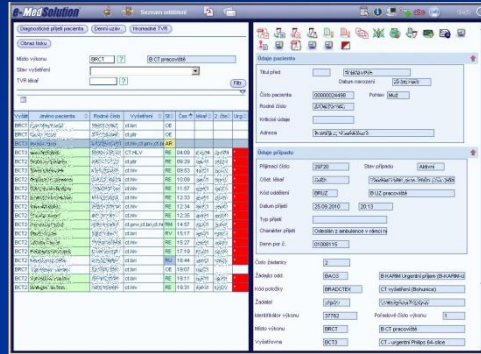


naše pracoviště

HIS (AMIS)

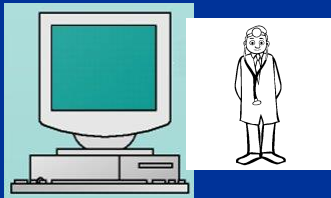


RIS (eMed)



HL7

DICOM

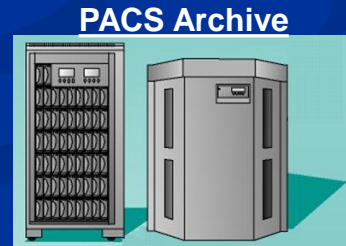


DICOM

DICOM

DICOM

DICOM



DICOM

- *Digital Imaging and Communications in Medicine*
- standard pro výměnu dat mezi systémy PACS
- obsáhlý soubor standardů pro zacházení, ukládání, tisk a přenos v medicínském zobrazování

- obsahuje standardizované a volné kolonky údajů a obrazová data
- obsahuje např. definici souborového formátu a síťový komunikační protokol, hlavičku s údaji o pacientovi,...

DICOM file format

- Hlavička

[Group.Element]	Title	Value
[0002-0000]	File Meta Elements Group Length	170
[0002-0001]	File Meta Information Version	1
[0002-0002]	Media Storage SOP Class UID	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.1
[0002-0003]	Media Storage SOP Instance UID	1.3.6.1.4.1.20468.2.26.0.3.665.4
[0002-0010]	Transfer Syntax UID	1.2.840.10008.1.2
[0002-0012]	Implementation Class UID	1.3.6.1.4.1.20468.0.1.1.6.0.1
[0002-0013]	Implementation Version Name	TMDTK160
[0008-0005]	Specific Character Set	ISO_IR 192
[0008-0008]	Image Type	ORIGINAL\PRIMARY
[0008-0016]	SOP Class UID	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.1
[0008-0018]	SOP Instance UID	1.3.6.1.4.1.20468.2.26.0.3.665.4
[0008-0020]	Study Date	20060509
[0008-0021]	Series Date	20060509
[0008-0022]	Acquisition Date	20060509
[0008-0023]	Image Date	20060509
[0008-002A]	Inconnu	20060509142650.000000
[0008-0030]	Study Time	000000.000
[0008-0031]	Series Time	000000.000
[0008-0032]	Acquisition Time	000000.000
[0008-0033]	Image Time	000000.000
[0008-0040]	Data Set Type	0
[0008-0041]	Data Set Subtype	IMA NONE
[0008-0050]	Accession Number	00665
[0008-0060]	Modality	DX
[0008-0068]	Presentation Intent Type	FOR PRESENTATION
[0008-0070]	Manufacturer	"GE Healthcare"
[0008-0080]	Institution Name	FN Brno
[0008-0081]	Institution Address	Not Initialized Not Initialized Brno Not Initialized Not Initialized
[0008-0090]	Referring Physician's Name	MUDr. Petr Nadenicek, Ph.D.
[0008-0100]	Code Value	[Variant]
[0008-0102]	Coding Scheme Designator	SNM3
[0008-0104]	Code Meaning	[Variant]
[0008-1010]	Station Name	CS1013R\X07
[0008-1030]	Study Description	@[Dw:0001][Dw:0071][Dw:0072]@
[0008-103E]	Series Description	Hip-joint
[0008-1040]	Institutional Department Name	Radiology
[0008-1050]	Performing Physician's Name	
[0008-1090]	Manufacturer's Model Name	"Thunder Platform"
[0008-1110]	Referenced Study Sequence	
[0008-1120]	Referenced Patient Sequence	
[0008-1150]	Referenced SOP Class UID	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.1
[0008-1155]	Referenced SOP Instance UID	1.3.6.1.4.1.20468.2.26.0.3.665.5
[0008-2112]	Source Image Sequence	
[0008-2218]	Anatomic Region Sequence	
[0009-0010]	Inconnu	SPI RELEASE 1
[0009-1015]	Inconnu	0425050T712006051114123534
[0010-0010]	Patient's Name	A00401
[0010-0020]	Patient ID	00401
[0010-0030]	Patient's Birth Date	19290101
[0010-0040]	Patient's Sex	F
[0010-1030]	Patient's Weight	

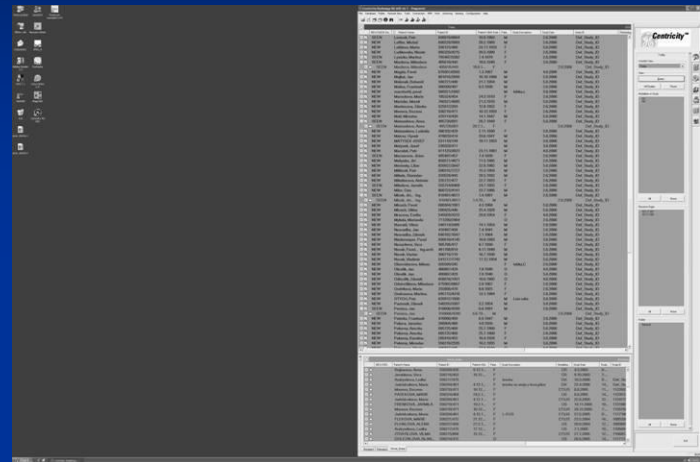
- Obrazová data

- Hrubá data
- JPEG komprese
 - Ztrátová
 - Bezeztrátová
- RLE – bezeztrátová komprese



DICOM software (např. MagicView)

- software pro tisk, organizaci, prohlížení, export a práci s obrázky v DICOM formátu



vyhodnocovací stanice

- diagnostické
 - normální PC
 - speciální medicínské monitory (DICOM kalibrovatelnost)
 - software
- pracovní



archivace dat

- server
 - lokální
 - vzdálený
- požadavky
 - maximální bezpečnost
 - přístupová rychlost
 - rozšiřovatelnost



Děkuji za pozornost