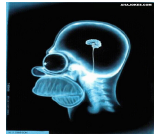


**A-kursus**

**CT teknik**



Region Syddanmark

Medicoteknik  
Region Syddanmark

asbjorn.seegert@rsyd.dk tlf: 7636 3010

## Agenda

- Hvorfor skal vi CT-skane
- Historik
- Hvad er en CT-skanning egentlig
- Billedrekonstruktion
- Vigtige forhold
  - CT-tal og windowsetting
  - Antal snit og snittykkelse
  - Axial eller spiral skanning?
- Dosisbesparende teknikker
- Eksempler på forskellige postprocessinger
- (Artefakter)
- (Hvor meget stråling giver en CT-skanning)

2

Region Syddanmark 01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Hvorfor skal vi CT-skane?

## Fordele ved CT-skanninger

- Billede-information i 3 dimensioner
  - Konventionel projektorntgen lider under at man projicerer 3D strukturer ned i et 2D plan
  - CT giver en præcis diagnostisk information om fordelingen af strukturer indeni kroppen
- Rigtig god lavkontrast
  - Selvom den rumlige opløsning er mindre i CT, så har CT en fantastisk god lavkontrast følsomhed, hvilket gør det muligt at skelne selv meget små ændringer i vævet.

4

Region Syddanmark 01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Ulempen ved CT-skanninger

- Patientdosis

## Andre nævneværdige faktorer

- CT-skanning tager længere tid end en konventionelt røntgenundersøgelse
- En CT-skanner koster kassen

5

Region Syddanmark 01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Historik

## Computerbaseret Tomografi

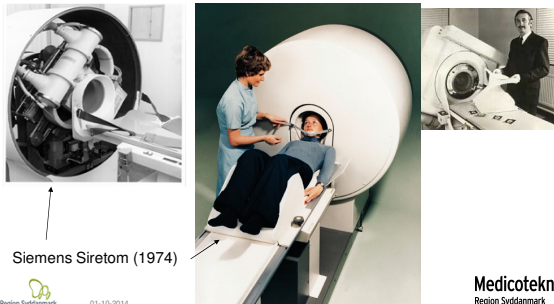
- *Tomografi* kommer af de to græske ord 'tomos' ~ snit og 'grafia' ~ beskrivelse
- Hvorfor tomografi? Jo, vi ser objektet fra alle sider (hele vejen rundt om objektet)
- *Computer* kommer af det latinske 'computare' ~ at regne
- I moderne CT foretager man typisk 10-15 millioner målinger/beregninger og ender op med 7-800 snitbilleder
- Grundlæggerne af CT:  
Alan M. Cormack og Geoffrey N. Hounsfield (Nobelprisen i medicin 1979)

## Den første CT-skanner

- CT-skanneren blev udviklet samtidig med computerens fremkomst i starten af 70-erne.
  - Den første skanner blev udviklet af G. N. Hounsfield (fik Nobel prisen i 1979)
  - De første skannere var meget mindre end i dag, og blev benyttet som rene hjerneskanere.
  - Det første kliniske CT-billede blev præsenteret i 1972.

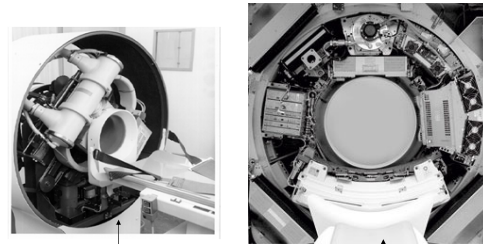


## Hounsfield og de første CT-skannere



Siemens Siretom (1974)

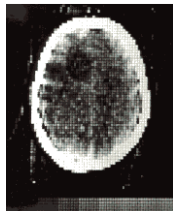
## Når vi åbner for "dyret".....



1974

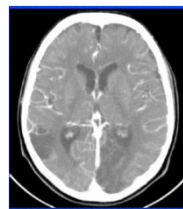
2003

## De første kliniske CT billeder



- antal snit : 1
- skantid : 7min
- billedmatrix : 80x80
- 8 gråtoner (3 bit)
- Opløsning : 0,4 lp/mm  
(opløse objekter ned til en størrelse på 1,25mm)
- Rekonstruktionen tog én nat.

## CT-skannere i dag



- antal snit : 64 og op til 320 per rotation
- skantid : få sekunder
- billedmatrix : 512x512 (1024x1024)
- Bitdybde : 8 - 12
- 256 gråtoner per billedepræsentation
- Opløsning : bedre end 1 lp/mm  
(opløse objekter ned til en størrelse på 0,5 mm)
- Næsten "Real time" rekonstruktion.

## Udviklingen på CT området

- 1972: Hounsfield præsenterer det første kliniske CT-billede.
- 1974: CT-skannere bliver kommercielt tilgængelige.
- 1976: 5 sekunder pr. rotation
- 1986: 3D rekonstruktion (MPR og SSD).
- 1988: Slip-Ring teknologien indføres i skannerne.
- 1989: Den første spiralskanner.
- 1997: Real time billedrekonstruktion (1 billede pr sekund).
- 1998: Den første multislice spiralskanner (4 slice).
- 2005: Vi snakker 64 slice og rotations tider på ca. 0,33sek som standard
- 2006: Den første CT-skanner med to rør og to detektorer.
- 2007: Første CT-skanner der dækker 16cm i en rotation (320 slice).
- 2010: Slicekrigen er slut – udviklingen går nu mere i retning af iterative rekonstruktioner og Dual Energy



01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Stigning i antal CT-skanninger over 30 år (USA)

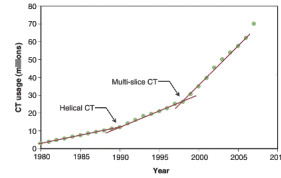


FIGURE 10-3 The excellent image quality and rapid acquisition time of CT has led to a dramatic increase in utilization rates in recent years. Major technological advances in CT including the introduction of helical (spiral) and multidetector array CT led to reductions in scan time, opening up CT for more clinical applications. Hence, the use of CT in the United States has grown steadily over the past three decades. (Courtesy SE McKenney.)

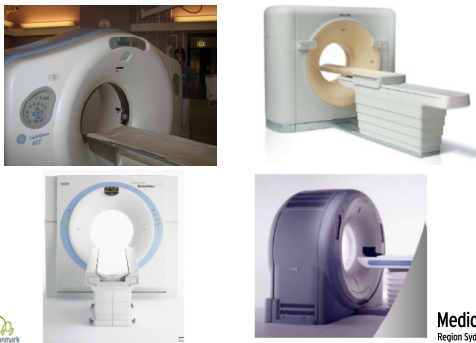
(The Essential Physics of Medical Imaging 3rd. Ed)



01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Den moderne CT-skanner



01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Forbedret billedkvalitet



01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Opbygningen af den moderne CT-skanner

## Systemets opbygning - Oversigt

- Gantry
- Leje
- Generator
- Betjeningskonsol
- Computer
- Arbejdsstation
- Evt. kontrastspøjte og EKG



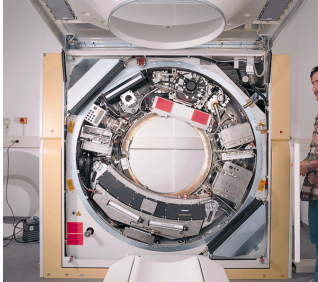
01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Systemets opbygning - Gantry

Åbent Gantry set forfra

- Røntgenrør
- Detektor
- Data Aquisitions System
- Kølesystem – vand eller luft

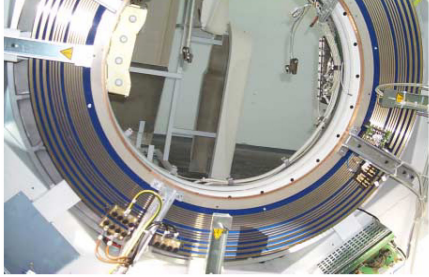


19

Region Syddanmark

## Systemets opbygning – Slipping teknologi

Åbent Gantry set bagfra

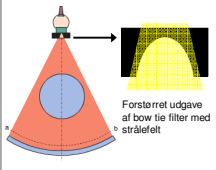


20

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Systemets opbygning - Røntgenrøret

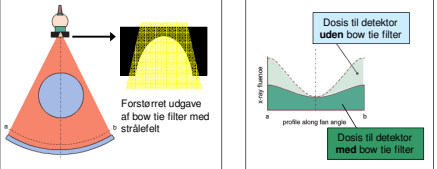
- Fungerer principielt som alle røntgenrør til optagelse af alm. Billeder
- Specielle features
  - Skal kunne modstå en meget høj varmebelastning
  - Skal kunne give lange eksponeringer
  - Designet skal kunne modstå store g-kræfter fra de hurtige rotationer
  - Indeholder et "bow tie" filter, som former/shaper røntgenfeltet til anatomisk område
    - Dosisbesparende
    - Gør data mere optimal for billedrekonstruktion



21

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Systemets opbygning – Bow tie filter

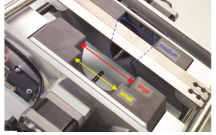


22

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Systemets opbygning – Data Acquisition System

- Opgave:
  - at transformere den absorberede stråling til et elektrisk signal, forstærke signalet og konvertere det fra analog til digital form.
- Komponenter:
  - Røntgenfølsomme detektor elementer
  - Forstærker, da det elektriske signal er meget svag
  - ADC (16 bits)



23

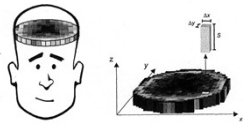
Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Hvad er en CT-skanning egentlig?



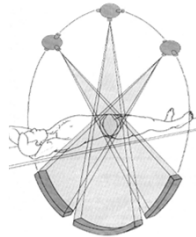
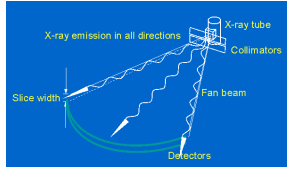
## Princippet i CT-skanning kort fortalt

- I en CT undersøgelse opdeles det skannede volumen (patient) i en stor gruppe af små voxels.
- Hver voxel svarer til et bestemt område i patienten.
- En CT-skanning/rekonstruktion består i, at bestemme svækkelsen af røntgenstrålen i hver voxel, og visualisere denne svækkelse på en brugbar måde.
- Et snit er en visualisering af et plan af voxels projekteret ned i 2 dimensioner.



Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Den principielle funktion af den moderne CT-skanner

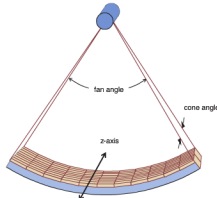



Anatomien projekteres fra forskellige vinkler (180° - 360°)

Kollimatoren åbning bestemmer hvor stort område af patienten der bestråles per rotation

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Den principielle funktion af den moderne CT-skanner




Detektorens "konfiguration" i skanretningen (z-retningen) bestemmer hvor tynde snit der kan rekonstrueres

(The Essential Physics of Medical Imaging 3rd. Ed)

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Hvordan laver vi en CT undersøgelse ?

- > Patient registrering (manuelt eller via RIS)
- > Positionering af patienten
- > Topogram/SurView/skanogram/Pilotskan
- > Skannet planlægges (spiral/axial)
- > Skannet udføres
- > Rekonstruktion fra optagede data
- > Postprocessing af billedet (MPR,SSD,VRT,MIP.....)
- > Undersøgelsen afsluttes og billederne lagres (i PACS eller printes ud)



Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Vejen fra skanner til færdigt billede

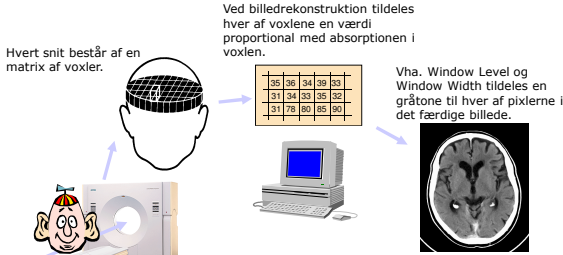
Hvert snit består af en matrix af voxler.

35	36	34	39	33
31	34	33	35	32
31	78	90	85	90

Ved billedrekonstruktion tildeles hver af voxlene en værdi proportional med absorptionen i voxelen.

Vha. Window Level og Window Width tildeles en gråtone til hver af pixelerne i det færdige billede.

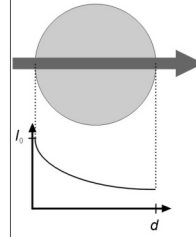
Dataene opsamlles af skannerens detektorer.



Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Den fysiske problemstilling beskrevet matematisk - 1

Case 1: homogeneous object, monochromatic radiation



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

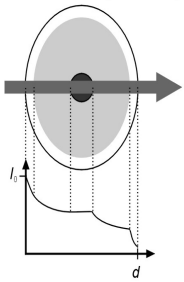
$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d$$

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

Den fysiske problemstilling beskrevet matematisk - 2

Case 2: inhomogeneous object, monochromatic radiation



$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot d_1 - \mu_2 \cdot d_2 - \mu_3 \cdot d_3 - \dots} = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) dx}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i d_i$$

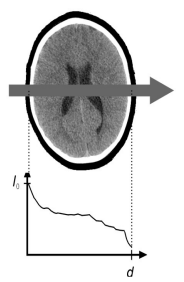
$$\mu_i = ?$$

31

Region Syddanmark

Den fysiske problemstilling beskrevet matematisk - 3

Case 3: inhomogeneous object, polychromatic radiation



$$I = \int_0^{E_{max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) dx} dE$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I}$$

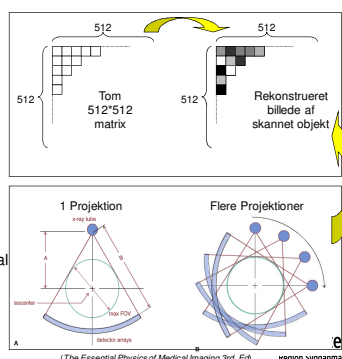
$$\mu(x, y) = ?$$

32

Medicoteknik 2000  
Region Syddanmark

Man kan også tænke på det som en slags kæmpe SUDOKU

- Det skannede "ukendte" objekt skal visualiseres digitalt i en 512\*512 matrix.
- Hver matrix-element (pixel/voxel) skal tildeles en værdi (gråtone), svarende til svækkelsen gennem pixlen/voxlen.
- Til rådighed har vi "rådata", som er det signal vores detektor optager ved de forskellige projektioner rundt om patienten.



Billedrekonstruktion

33

Region Syddanmark

Kort og Godt?

- en CT-skanning og rekonstruktion går ud på, at bestemme svækkelsen af røntgenstrålen svarende til det lille anatomiske område hver voxel udgør.
  - Gruppen af voxels danner et 3D billede af det skannede objekt (patient).

34

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Billedrekonstruktion?

35

- Skanning og optagelse af rådata
- Filtreret tilbageprojektion
- Iterativ rekonstruktion

36

Medicoteknik  
Region Syddanmark

• skanning og optagelse af rådata

37

Region Syddanmark 01-10-2014

### Dataopsamling 1

Objekt der skal skannes (hvis indre man selvfølgelig ikke kender på forhånd)

Objekt placeret i skanner

Røntgenrør

Leje

Detektor

Når røntgenstrålingen er tændt, vil "hver" røntgenstråle penetrere en bestemt del af objektet og ramme et udsnit af detektoren (detektorelement)

Der skannes en enkelt rotation (Forlad lokalet)

Medicoteknik Region Syddanmark

### Dataopsamling 2

A, B, C, D er fire forskellige projektioner (svarende til forskellige tidspunkter i rotationen). For hver projektion er intensiteten angivet af den røntgenstråling der rammer et udsnit (element) af detektoren. Intensiteten er lavest der hvor strålingen er blevet mest svækket gennem objektet

Region Syddanmark 01-10-2014

### Rådata 1

Vores rådata består af kendskab til den intensitet hver detektorudsnit (detektorelement) har modtaget i hver projektion. Med kendskab til vores rådata, skal vi nu forsøge at rekonstruere et billede af objektet.

Medicoteknik Region Syddanmark

### Rådata 2

Værdien på hvert detektorelement omregnes til dens reciproke værdi

A

$1/10 = 0,1$

Region Syddanmark 01-10-2014

• Rekonstruktion ved filtreret tilbageprojektion (FBP)

Medicoteknik Region Syddanmark

**Princippet i tilbageprojektion (altså uden filtrering) - 1**

**A** **B** **C** **D**

Tilbageprojektion betyder at værdien af hver detektorudsnit (detektorelement) føres tilbage til et område svarende til det bestrålede område af objekten. Dette gøres for alle projektioner.

Medicoteknik  
Region Syddanmark

**Princippet i tilbageprojektion (altså uden filtrering) - 2**

**A** **B** **C** **D**

Værdierne af alle tilbageprojektionerne "lægges" sammen, og man får en tal-matrix.

Medicoteknik  
Region Syddanmark

**Princippet i tilbageprojektion (altså uden filtrering) - 3**

0.4 =   
0.6 =   
0.8 =

Hver tal i matrixen "repræsenterer" en estimeret svækkelse af et område af objektet. Hvis vi farvekoder tallene i matrixen fås noget der minder om et billede af objektet.

Forestil dig så situationen med mange flere projektioner og mange detektorelementer (finere opdeling af detektor-buen). Så bliver resultatet noget der ligner:

OBS. I virkeligheden vil man aldrig foretage en rekonstruktion uden en "såkaldt" filtrering. Filtrering er en essentiell matematisk del af rekonstruktionen.

Medicoteknik  
Region Syddanmark

**Påsætning af filter**

Objekt der skal skannes og gengives ved rekonstruktion

Rekonstrueret billede uden filtrering

Rekonstrueret billede med filtrering

Filtreringen fjerner den "uskarphe" tilbageprojektionens medfører!

Medicoteknik  
Region Syddanmark

**Faktaboks**

- Den matematiske operation der udføres når man påfører filteret hedder "Foldning" (dansk) eller "Convolution" (engelsk)
- Dette matematiske filter i rekonstruktionen må ikke forveksles med den fysiske filtrering der sker af røntgenstrålen i røntgenrøret.

Medicoteknik  
Region Syddanmark

**Eksempel på forskellige filtre (kernel) - 1**

Originalprofil \* Faltungskern = gelformet Profil

Standard

glättend

kantforharpning

Blød (bløddele)

Hård (knoabler eller skarpe kontrast overgange)

Medicoteknik  
Region Syddanmark



Eksempel på forskellige filtre (kernel) - 2

Standard algoritme      Hård algoritme      Blød algoritme

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

Eksempel på forskellige filtre (kernel) - 3

Standard algoritme      Blød algoritme      Hård algoritme

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

Eksempel på forskellige filtre (kernel) - 4

Blød algoritme - støjundertrykkende

Region Syddanmark Medicoteknik Region Syddanmark

Eksempel på forskellige antal projektioner

120 projektioner      1024 projektioner

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

- Iterativ Rekonstruktion

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

Iterativ Rekonstruktion 1

Vores udgangspunkt for en iterativ rekonstruktion er at vi kender detektorsignalet i et antal projektioner.

Iterativ rekonstruktion går ud på at skabe et objekt der ved en simulering af røntgenstrålers penetrering gennem objektet præcis vil resultere i det samme detektorsignal som blev optaget ved den virkelige skanning

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

### Iterativ Rekonstruktion 2

**Trin 1**

Vores første gæt på hvordan objektet ser ud

Simulering af røntgenstrålen gennem vores gæt – såkaldt forward projektion.

**Trin 3**

Resultatet af sammenligningen (fra alle projektioner) bruges til at korrigere vores gæt på objektet. Korrektionen udføres på baggrund af en "model" (som typisk er en fabrikskhemmelighed)

**Trin 2**

Sammenligning af simuleret data og rådata

**Trin 4**

Med udgangspunkt i det nye gæt foretages en ny iteration (trin 1 – 4)

Medicoteknik Region Syddanmark

### Iterativ Rekonstruktion - iterationsloop nr. 2

**Trin 1**

Vores andet gæt på hvordan objektet ser ud

Simulering af røntgenstrålen gennem vores gæt – såkaldt forward projektion.

**Trin 3**

Resultatet af sammenligningen (fra alle projektioner) bruges til at korrigere vores gæt på objektet. Korrektionen udføres på baggrund af en "model" (som typisk er en fabrikskhemmelighed)

**Trin 2**

Sammenligning af simuleret data og rådata

**Trin 4**

Med udgangspunkt i det nye gæt foretages en ny iteration (trin 1 – 4)

Iterationen afsluttes når man i trin 2 opnår sammenlignelige resultater i forhold til et i forvejen defineret kriterium (konvergens).

Medicoteknik Region Syddanmark

### Iterativ Rekonstruktion 3

Eksempel på udviklingen i en iterativ proces

FIGURE 10-55 The logic behind iterative CT image reconstruction is illustrated in this figure. The reconstruction process begins with an initial estimate of what the object may "look like." This guess is used to compute forward projection data sets, which are then compared with the measured projection data sets. The difference between the mathematical projections and the physical measurements creates an error matrix for each projection. Each type of iterative algorithm for reconstruction uses the error matrix and then updates the next iteration of the image. The process continues for a number of iterations until the error matrix is minimized, and the CT image at that point should be a good estimate of the actual object that was scanned.

(The Essential Physics of Medical Imaging 3rd. Ed.)

Medicoteknik Region Syddanmark

### Det iterative princip – lidt mere teknisk

- Physics for diagnostic radiology third edition (P P Dendy, B Heaton) giver på figuren side 275 en glimrende gennemgang af princippet i iterativ billedrekonstruktion.

I de følgende dias har jeg forsøgt kort at gengive/gennemgå deres figur

Medicoteknik Region Syddanmark

### Det iterative princip – lidt mere teknisk

(i) Object: The object consists of nine elements with true attenuations as shown.

- Udgangspunktet er at vi kender detektorsignalet for en række projektioner.
- Projektion P<sub>1</sub> giver detektorsignal 15, 12 og 18.
- Projektion P<sub>2</sub> giver detektorsignal 12, 24 og 9.
- Projektion P<sub>3</sub> giver detektorsignal 9, 18 og 9.
- Projektion P<sub>4</sub> giver detektorsignal 8, 18 og 10.
- Vi skal nu forsøge at skabe/gætte et objekt, der giver samme detektorsignaler

Medicoteknik Region Syddanmark

### Det iterative princip – lidt mere teknisk

(ii) First estimate:

- Assume all pixels have contributed equally to P<sub>1</sub>
- Compare estimated P<sub>1</sub> projections with true P<sub>1</sub> projections. The approximate projection is 3 too high, etc.

A) Tilbageprojektion langs P<sub>1</sub>:

De optagede data fra projektion P<sub>1</sub> (15, 12 og 18) tilbageprojekteres til det pixelerede objekt. Værdien 12 bliver således tilbageprojekteret ud til de tre pixels, så værdien for hver af disse pixels bliver 4 (3\*4 = 12). Disse tilbageprojekterede værdier udgør udgangspunktet for den iterative proces.

– (obs de tilbageprojekterede værdier er i dette tilfælde detektorsignalet divideret med antal pixel, som signalet fordeles ud på)

B) Forward projektion langs P<sub>2</sub>:

Med start i udgangspunktet. Summen af pixelværdierne langs projektionen P<sub>2</sub> findes, og er 15 for alle tre rækker (5+4+6 = 15).

C) Gæt:

Vi gætter på, at projektionen P<sub>2</sub> har givet detektorsignal på 15, 15 og 15

D) Sammenligning:

Gættet på P<sub>2</sub> (15, 15 og 15) sammenlignes med hvad der i virkeligheden blev optaget af data (12, 24 og 9). Den øverste række i P<sub>2</sub>-projektion er 3 større end det virkelige datasæt (15 kontra 12), den mellemste række er 9 lavere end det virkelige datasæt (15 kontra 24), og den nederste række er 6 større end det virkelige datasæt (15 kontra 9).

Medicoteknik Region Syddanmark

## Det iterative princip – lidt mere teknisk

**E) Korrektion:**

Pixelværdier i øverste række reduceres alle med 1 – den totale reduktionen langs rækken bliver således 3 - og summen langs P<sub>2</sub> passer med virkelige detektorsignal på 12

Pixelværdier i mellemste række øges alle med 3 – den totale reduktionen langs rækken bliver således 9 – og summen langs P<sub>2</sub> passer med virkelige detektorsignal på 24

Pixelværdier i nederste række reduceres alle med 2 – den totale reduktionen langs rækken bliver således 6 – og summen langs P<sub>2</sub> passer med virkelige detektorsignal på 9

Når korrektionen er færdig, har vi dannet et nyt udgangspunkt

**B) Forfra (ny iteration)**

Med start i det nye udgangspunkt gentages processen fra B-E, men denne gang er det projektionen P<sub>3</sub> der indgår i sammenligningen

Vores gæt på detektorsignaler bliver 10, 15 og 12, mens det virkelige datasæt giver detektorsignaler på 9, 18 og 9.

61

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Det iterative princip – lidt mere teknisk

– Konvergens

Iterationerne fortsættes, indtil der opnås et objekt, som giver detektorsignaler meget lig de virkelige detektorsignaler for alle projektioner.

**Objekt fremkommet ved iterativ proces, hvor vi tog udgangspunkt i detektorsignalerne for de forskellige projektioner**

**Det fysiske (ukendte) objekt som gav de detektorsignaler, vi tog udgangspunkt i**

Det iterative fundne objekt, vil ca. give samme detektorsignaler som vi fik i virkeligheden, og vil derfor være et godt bud på, hvad der er skannet.

62

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Forskelle på filteret tilbageprojektion (FBP) og iterativ rekonstruktion

- Iterativ rekonstruktion udnytter de opsamlede data bedre og giver mulighed for at reducere dosis til patienten (i forhold til FBP)
- Iterativ rekonstruktion giver en billedkvalitet med et markant anderledes udtryk.
  - Man skal lære at kigge på og diagnosticere ud fra denne nye billedkvalitet
  - For at imødekomme dette vil det diagnostiske billede typisk bestå af en vægtning af iterativ rekonstruktion og FBP – f.eks. 30% iterativ og 70% FBP. Denne vægtning kan man typisk indstille på skanneren.
- Nogle iterative rekonstruktionsmodeller kræver så meget regnekraft, at iterationen i dag tager fra 15 min og op til flere timer.
  - Patientdosis vil så typisk være reduceret markant !
  - Ny arbejdsgang nødvendig

63

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Eksempel på billede rekonstrueret med FBP og iterativ rekonstruktion

FBP med diagnostisk kvalitet

FBP ved 60% lavere dosis

Iterativ rekonstruktion ved 60% lavere dosis

(Siemens Product Brochure Definition Flash)

64

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Eksempel på hvilken "anderledes" billedkvalitet iterativ rekonstruktion giver

FBP

Iterativ Rekonstruktion

(Taget fra [http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Computed\\_Tomography/Discovery\\_CT750\\_HD/Venofast/ab003414F355D458EA78F10A77A512334/](http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Computed_Tomography/Discovery_CT750_HD/Venofast/ab003414F355D458EA78F10A77A512334/))

65

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Navne på producenternes iterative "produkter"

- GE: ASIR og VEO
- Siemens: IRIS, SAFIRE
- Philips: IDose, IMR
- Toshiba: AIDR 3D


66


Medicoteknik  
Region Syddanmark


- CT-tal og window-setting
- Antal snit og snittykkelse
- Axial eller Spiral skanning?

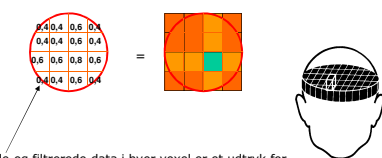
- CT-tal og window-setting

### CT-tal (Hounsfield unit) 1

0,4 = 

0,6 = 

0,8 = 



De tilbageprojekterede og filtrerede data i hver voxel er et udtryk for absorptionskoefficienten  $\mu$  af materialet/vævet i den voxel.

Absorptionskoefficienten for en voxel udtrykker, hvor stor svækkelse (absorption) der har været af røntgenstrålingen i materialet/vævet svarende til voxel.

I det færdige diagnostiske billede er absorptionskoefficienter omregnet til Hounsfield skalaen

$$CT - tal = \frac{\mu_{materiale} - \mu_{vand}}{\mu_{vand}} \times 1000$$

### CT-tal (Hounsfield unit)

$$CT - tal = \frac{\mu_{materiale} - \mu_{vand}}{\mu_{vand}} \times 1000$$

Fra skannerens rekonstruktion af de optagede data fås  $\mu_{materiale}$  for hver voxel

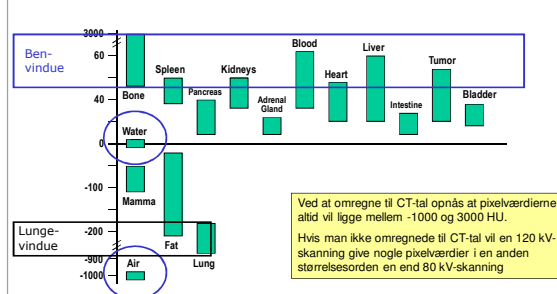
$\mu_{vand}$  "slås" op i en tabel, afhænger af benyttede kV (rørspænding)

CT-tal tildeles enheden HU (Hounsfield unit)

**Bemærk at CT tallet for vand = 0 HU**

**Bemærk at CT tallet for luft = -1000 HU**

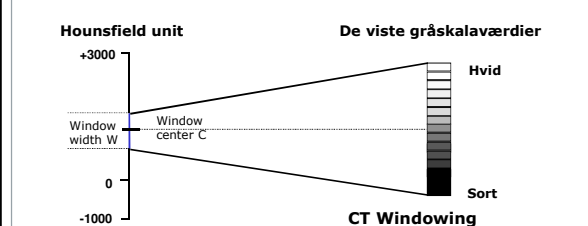
### Hounsfield skalaen (CT-tal) 3



Ved at omregne til CT-tal opnås at pixelværdierne altid vil ligge mellem -1000 og 3000 HU.

Hvis man ikke omregnede til CT-tal vil en 120 kV-skanning give nogle pixelværdier i en anden størrelsesorden end 80 kV-skanning

### CT Window level

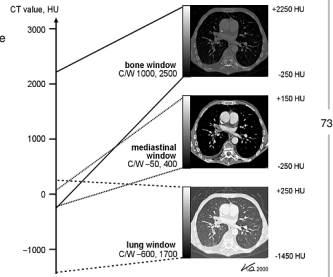


Window width (W): Bredden af det densitetsområde der repræsenteres med gråskalaen.

Window center (C): Centrum til det valgte densitetsområde.

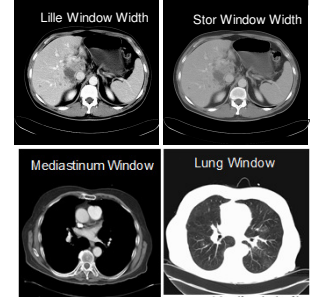
## Betydningen af CT windowing - 1

- CT-skalaen er defineret med værdier fra -1024 til +3072.
- Det menneskelige øje kan i bedste fald skille 30-40 gråtoner.
  - Vi sætter derfor Window Level (WL) og Window Width (WW) så man bedst mulig viser det diagnostisk interessante i billedet.
    - En lille WW giver bedre kontrast i billedet, men kan føre til at man mister information.



## Betydningen af CT windowing - 2

- Billederne til højre er parvist identiske, bortset fra indstillingerne af WL og WW.
  - Den korrekte indstilling afhænger af hvad man ønsker at se!



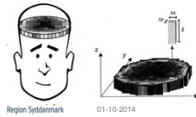
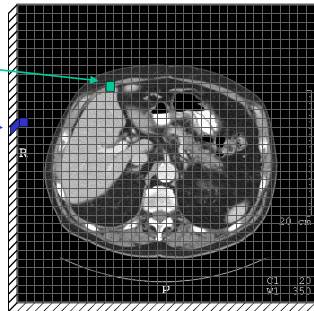
## CT-tal (Hounsfield unit)

Typisk 512x512 eller 1024 x1024.

Ét billedelement = 1 pixel

Rumligt element = voxel

Voxel højden angiver billedets snittykkelse.

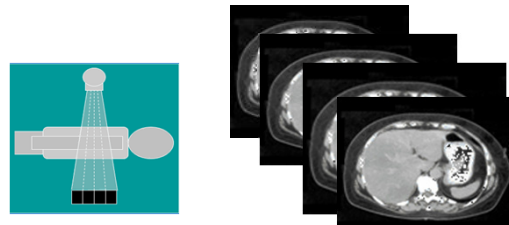


## Oversigt over de enkelte trin i dataopsamling, rekonstruktionen og endelig tilblivelse af det diagnostiske billede

- 1) Patienten skannes og data opsamles
- 2) Billedrekonstruktion
  - Filtreret tilbageprojektion eller iterativ rekonstruktion (eller en blanding)
  - giver en værdi til hver voxel, der repræsenterer absorptionen (absorptionskoefficienten) af vævet/materialet fra pågældende voxel.
  - Ved filtreret tilbageprojektion findes forskellige filtre til "filtreringen". Valg af filter har markant indflydelse på den endelige billedkvalitet.
- 3) Udregning af CT-tallet
  - Fra den givne absorptionskoefficient til hver voxels udregnes et CT-tal.
- 4) Det diagnostiske billede
  - CT-tal svarende til det diagnostisk interessante væv (f.eks. Knogle eller lunge) udvælges. Denne selektion af CT-tal bestemmes af "window-indstillinger".
  - De udvalgte CT-tal tildeles hver sin gråtone.

- Antal snit og snittykkelse

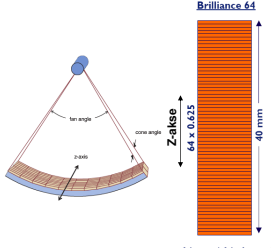
## Hvad betyder 4 snit ?



Vi laver 4 billeder pr. rotation

## Muligheder fra en standard 64 slice skanner

- En standard 64 slice skanner giver som udgangspunkt mulighed for, at rekonstruere 64 snit per rotation.
  - Snittykkelse vil svare til tykkelsen af hver detektorrække, typisk 0,625 mm
  - I **visningen** kan man vælge at lægge flere snit sammen, således at tykkere snit vises, f.eks. 2,5 - 5,0mm snit
    - Man siger at man "skanner tyndt og viser tykt"

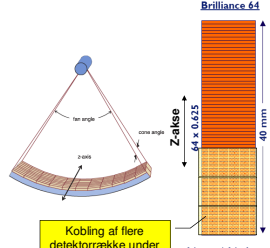


64 row / 64-channel  
 (The Essential Physics of Medical Imaging 3rd. Ed.)  
 Medicoteknik  
 Region Syddanmark

79

## Muligheder fra en standard 64 slice skanner

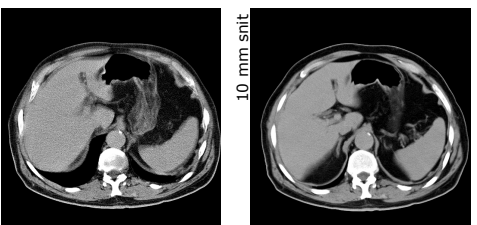
- Under dannelse af rådata kan man vælge at koble flere detektorrække sammen. Kobling af f.eks. 8 detektorrækker vil resultere i 8 snit af 5,0 mm tykkelse.
  - Gøres dette på rådataniveau (altså under dataopsamling), kan man aldrig rekonstruere tyndere snit
    - I dette tilfælde vil man både "skanne tykt og vise tykt"
    - Ved at "skanne tykt" reduceres den datamængde som billedserien udgør.



64 row / 64-channel  
 (The Essential Physics of Medical Imaging 3rd. Ed.)  
 Medicoteknik  
 Region Syddanmark

80

## Tykke snit for god lavkontrastopløsning



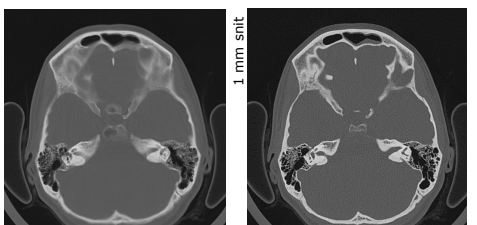
- En større snittykkelse forbedrer lavkontrastopløsningsevnen og mindsker støjen i billedet.
- Fører samtidig til en udviskning af små strukturer – noget som går ud over den rumlige opløsning.

3 mm snit  
 10 mm snit

Medicoteknik  
 Region Syddanmark

81

## Tynde snit for god rumlig opløsning



- Tynde snit forbedrer opløsningsevnen for små detaljer i strukturer af ben.
- Fører samtidig til mere støj i billedet – noget som går ud over lavkontrastopløsningen.

5 mm snit  
 1 mm snit

Medicoteknik  
 Region Syddanmark

82


- Axial eller spiral skanning

Medicoteknik  
 Region Syddanmark


83

## Axial eller spiral

- Axial skan : rtg, lejebevægelse, rtg,.... (step and shoot)



- Spiral skan : rtg. og lejebevægelse hele tiden




Medicoteknik  
 Region Syddanmark

84

## Axial eller spiral? (1)

- I axial kan man kun rekonstruere snit svarende til de placeringer de pågældende detektorrækker har i forhold til patienten under CT-skannerens rotation.
  - Placeringen af de enkelte kan ikke ændres efter skanningen er udført



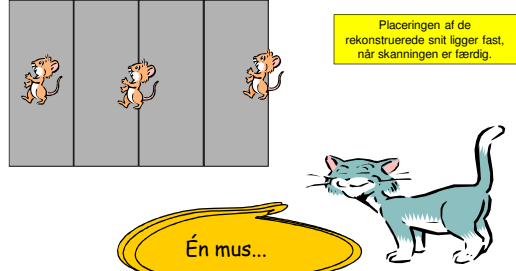
A. coritguous axial imaging

85

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Problemet med axial

Men der er jo faktisk 3 mus.....



Placeringen af de rekonstruerede snit ligger fast, når skanningen er færdig.

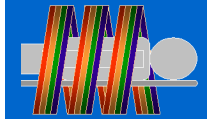

Én mus...

86

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Løsningen er : Spiral skan

- Ved spiralskanning benyttes en kontinuerlig dataopsamling.
  - Benyttter z-interpolation for rekonstruktion i snit.
  - Kan rekonstruere billederne i en vilkårlig position.

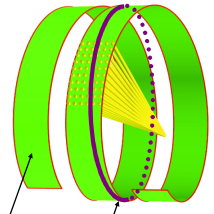



87

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## spiralskanning

- I spiral kan man rekonstruere snit i en vilkårlig placering af det skannede volumen.
  - Placeringen af de enkelte snit kan vælges frit efter skanningen er udført
  - Rekonstruktionen foretages på baggrund z-interpolation af de detekterede signaler der ligger tættest på den valgte snit-placering



Røntgenrørets spiralbane

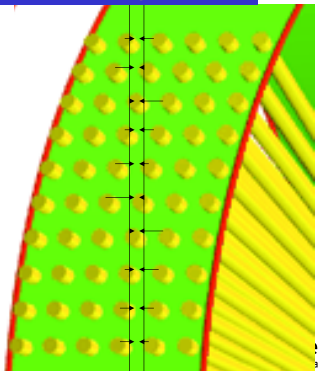
Axialt snit i vilkårlig placering

88

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## spiralskanning

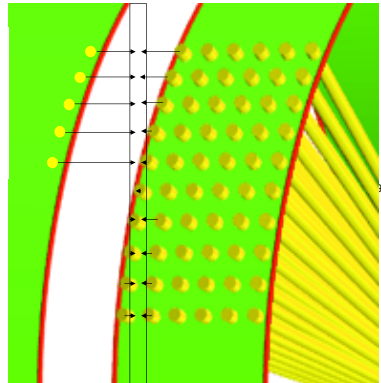
- Princippet i z-interpolation



89

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

- Princippet i z-interpolation
- Der benyttes også datapunkter fra forrige (eller næstkommende) rotation



90

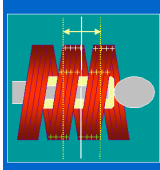
Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Pitch

**Definition:**  $F/(n \cdot T)$

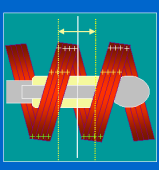
F: Lejets forflytning (i mm) under en rotation

$n \cdot T$ : Strålefeltets udnyttede brede (i mm)  
(n = antal detektorrækker)  
(T = bredden af en detektorrække)



**Lav pitch**

Høj opløsning  
Høj dosis  
Længere skantid



**Høj pitch**

Mindre opløsning  
Mindre dosis  
Mindre skantid

91

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Pitch

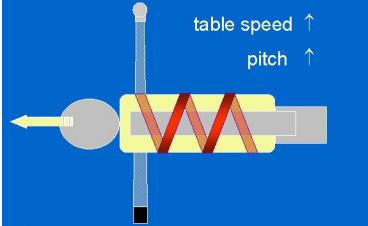


table speed ↑  
pitch ↑

92

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## • Dosisbesparende teknikker

93

Medicoteknik  
Region Syddanmark

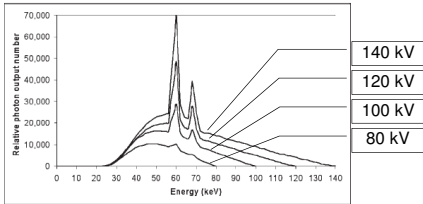
## Dosis og støj - protokoloptimering

- Støjindholdet i billedet vokser når dosis til patienten reduceres
- Man optimerer typisk en CT-scanningsprotokol efter hvilket støjindhold der kan tolereres i forhold til de diagnostiske krav

94

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## CT: Jo lavere kV jo lavere dosis



95

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Rørstrømmen (mA) og mAs per rotation

- Rørstrømmen mA er proportional med den øjeblikkelige strålmængde/dosis, der kommer fra røret.
- mAs per rotation er mA gange røntgenrørets rotationstid (i sek).
  - mAs per rotation er proportional med den strålmængde/dosis, der kommer fra røret under en rotation.
- Reduktion i mA eller mAs per rotation vil reducere dosis til patienten

96

Medicoteknik  
Region Syddanmark



## Reduktion og af mA og mAs/rotation

- ALARA princippet opfordrer til at man sætter mA eller mAs/rotation så lavt som diagnostisk muligt.
- Hvordan gøres dette under f.eks. en fuldkropsskanning uden at overeksponere eller underekspone anatomiske områder med forskellig tykkelse og absorption?
- SVAR: Dosismodulering.



01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Dosismodulering i skanplan (rundt om patient)

- Jo tykkere et objekt der bestråles, jo mere svækker objektet strålingen.
- Menneskekroppen har ikke samme tykkelse lateralt som AP/PA.
- Strålingsmængden kan med fordel reduceres AP/PA i forhold til lateralt osv.

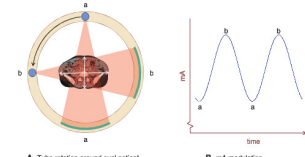


FIGURE 10-44 Tube rotation around oval patient. A: As the x-ray tube and detector array rotate around the patient, the x-ray path length is determined either by attenuation measurements or from the CT radiograph, or both. The tube current (mA) is modulated to optimize the use of radiation in the patient. The mA is increased when the beam is projected through thicker regions, and is decreased as the x-ray beam traverses thinner projections through the patient. B: For an ellipsoidal body part such as in the pelvis, the mA modulation scheme is approximately sinusoidal as the gantry rotates around the patient. (The Essential Physics of Medical Imaging 3rd. Ed)



01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Dosismodulering i skanretning (langs patienten også kaldet z-retning)

- Menneskekroppen varierer meget i tykkelse, komposition og densitet fra kranium til fod
- Strålingsmængden kan med fordel reduceres hvor kroppen ikke er så tyk eller dens

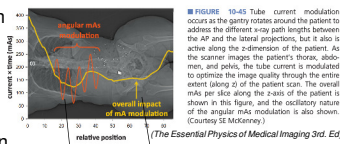


FIGURE 10-45 Tube current modulation occurs as the gantry rotates around the patient to address the different x-ray path lengths between the AP and the lateral projections, but it also is active along the z-dimension of the patient. As the scanner images the patient's thorax, abdomen, and pelvis, the tube current is modulated to optimize the image quality through the entire extent (along z) of the patient scan. The overall mA per slice along the z-axis of the patient is shown in this figure, and the oscillatory nature of the angular mA modulation is also shown. (Courtesy SE Medtronic)

Den gule kurve viser hvordan strålingsmængden ændres på langs af patient (i skanretning)

Den orange kurve viser hvordan strålingsmængden ændres rundt om patienten (i skanplan)



01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## Dosismodulering i praksis

- Dosismoduleringsteknik er forskellig fra skannerproducent til skannerproducent
- GE, Toshiba, Philips og Siemens kører med hver deres unikke bud på hvordan dosismodulering foretages
  - Nogen bestemmer niveauerne for mA eller mAs per rotation på baggrund af et eller to oversigtsbilleder
  - Nogen bestemmer niveauerne for mA eller mAs per rotation på baggrund af hvad signalet var i samme projektion ved forrige rotation
- Det betyder at man skal have detaljekendskab til den enkelte skanner for at kunne udnytte dosismoduleringen optimalt



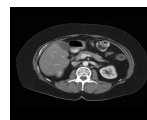
01-10-2014

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## •Eksempler på forskellige postprocessinger

## 3D billedrekonstruktion - MPR

- Den mest almindelige form for 3D billedrekonstruktion kaldes MPR.
  - Multi Planar Reformation
- Dette giver tre tværsnit:
  - Axial
  - Coronal
  - Saggital
- Skrå og kurvede snit er også en mulighed



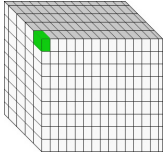
01-10-2014

MPR anvendes ved : overalt

Medicoteknik  
Region Syddanmark

## 3D – rekonstruktion/billedvisning

- Forestil dig dit objekt som en gruppe af voxels
- Hver voxel er i rekonstruktionen tildelt et CT-tal
- I 3D billedvisning visualiseres disse CT-tal i forskellig farvesætning, gennemsigtighed, vinkel og lyssetning

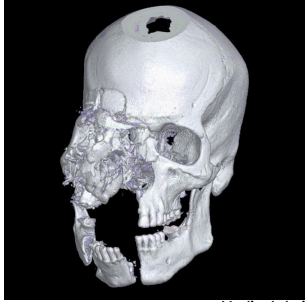


103

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## SSD – Shaded Surface Display

- Man vælger sig et bestemt område af HU-værdierne (CT-tal) der skal vises.
- Billedet bliver derefter genereret ud fra en tænkt betragningsvinkel og lyssetning.
- Illusionen om 3D kommer af at partier "nærmere" i billedet er farvet lysere.
- Anvendes ved bløddeler og knogler. Diagnostisk værdi er typisk ikke så høj.




104

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## VRT - Volume Rendering Technique

De forskellige HU-værdier tildeles en bestemt farve og gennemsigtighed

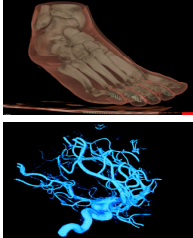
Som for SSD kommer illusionen om 3D ved, at områderne nærmest i billedet får lysere farver



105

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Billedeksempler VRT - I

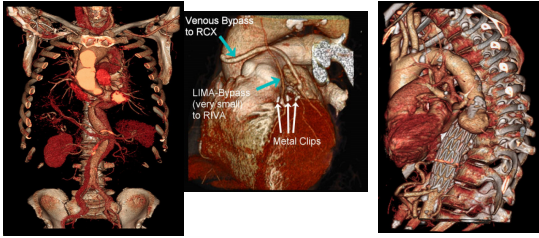


- Billedet af foden viser at man kan benytte sig af delvis gennemsigtighed for at vise både knogler og bløddæv.
- Det nederste billede er af blodårer i hjernen.
  - Vælger her at se på de HU-værdier der svarer til kontraststoffet benyttet i blodbanen, og lader alle andre være 100% gennemsigtig.
    - Dette svarer til SSD.
  - Her er farven valgt til at være blå – i stedet for det "naturlige" rød.

106

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Billedeksempler VRT - II

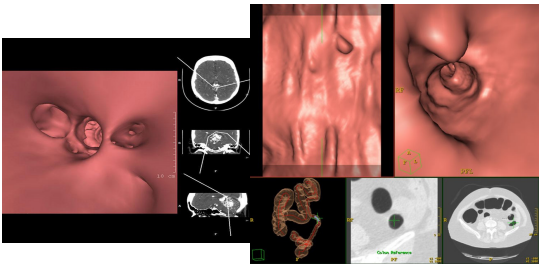


107

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

**Anvendes overalt**

## Virtuel endoskopi

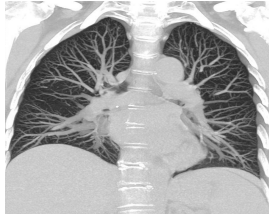


108

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## MIP – Maksimum Intensity Projection

- MIP ser ned gennem hele "stabelen" af billeder, og viser den pixelværdi der har den højeste værdi.



MIP anvendes ved : Arterier

109

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## •Artefakter

110

## Artefakter i CT

- Forstyrrelser i billedet som kan være patient, operatør eller maskinrelaterede
  - Patient bevægelse
  - Metal artefakter
  - Beam hardening artefakts
  - Partial volume artefakts
  - Udstyrsrelaterede artefakter

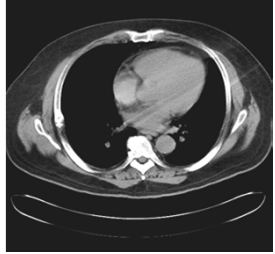
(Dias lånt af Jesper Thygesen)

111

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Artefakter i CT

- Patient bevægelse
  - Frivillig bevægelse
    - Respiration
    - Synke bevægelser
  - Ufrivillig bevægelse
    - Hjertet



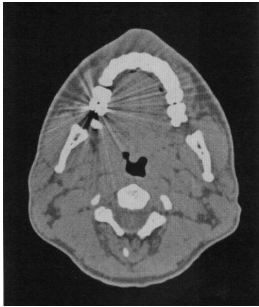
(Dias lånt af Jesper Thygesen)

112

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Artefakter i CT

- Metal artefakter
- (Metal artefakt er et eksempel på beamhardening artefakt)



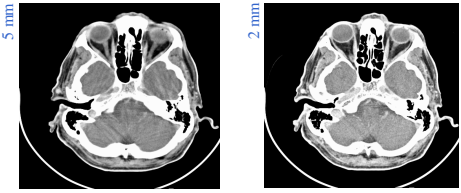
(Dias lånt af Jesper Thygesen)

113

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Artefakter i CT

- Partial volume artefakter
  - Opstår når strålen voxlen dækker flere typer væv. F.eks. Knogle og blødt væv



(Dias lånt af Jesper Thygesen)

114

Region Syddanmark 01-10-2014 Medicoteknik Region Syddanmark

## Artefakter i CT

- Udstyrsrelaterede artefakter
  - Eks. Defekt detektor

Region Syddanmark 01-10-2014

## • Hvor meget stråling giver en CT-skanning

## DLP – ”Dosis Længde Produkt”

- DLP er en størrelse der angiver, hvor stor strålingsmængde en skanner giver under en CT-skanning.
- DLP måles i et såkaldt CTDI-fantom, der groft sagt simulerer patientlignende forhold.
- DLP (IEC-krav) skal angives for hver skanning
  - kan typisk findes på skankonsollen inden undersøgelsen afsluttes
  - Gengives også typisk i en dosisrapport, som ”måske” også sendes til PACS

Region Syddanmark 01-10-2014

## DLP og effektiv dosis

- Effektiv dosis er et risikotal der kvantificerer risikoen fra en bestråling (mere om det senere på ugen)
- Effektiv dosis kan estimeres fra DLP
  - $\text{Effektiv Dosis} = \text{DLP} \cdot \text{konversionsfaktor}$
- Konversionsfaktor afhænger
  - Strålekvalitet
  - Geometriske forhold
  - Anatomiske område
- Dog findes lister med udregnede konversionsfaktorer

Liste med konversionsfaktorer beregnet/bestemt ud fra standard undersøgelser.		
Hoved (almindelig)	0,0023	mSv per mGy·cm
Ansigt og halsene	0,0023	mSv per mGy·cm
Varrethel (tranna)	0,0054	mSv per mGy·cm
Thorax	0,017	mSv per mGy·cm
HERCT af thorax	0,017	mSv per mGy·cm
Abdomen (almindelig)	0,015	mSv per mGy·cm
Lever og milt	0,015	mSv per mGy·cm
Bækken (almindelig)	0,019	mSv per mGy·cm
Bækken (knægle)	0,019	mSv per mGy·cm

Region Syddanmark 01-10-2014

## Effektiv dosis for forskellige røntgenundersøgelser

Undersøgelse	Effektiv dosis	Risiko
CT Thorax + Abdomen	15-20 mSv	1 af 1.000
CT øvre abdomen	10 mSv	1 af 2.000
Colon	6 mSv	1 af 3.000
Bækken	2 mSv	1 af 10.000
Columna thoracalis	0,6 mSv	1 af 30.000
Mammografi	0,3 mSv	1 af 70.000
Columna cervicalis	0,2 mSv	1 af 100.000
Thorax	0,1 mSv	1 af 200.000
Albue, crus, ankel	0,002 mSv	1 af 10.000.000
Hånd, Fingre	0,0002 mSv	1 af 100.000.000

- Listen er af ældre dato!
- Fortæller dog udmærket forholdet mellem forskellige røntgenundersøgelser.
- CT-skanning er den mest dosistunge røntgenundersøgelse!

Region Syddanmark 01-10-2014