Computer Tomografi - "The one and only"

Rune Sylvarnes

Innledning

- CT=Computer tomograf
  (Snittbilder også med MR og SPECT/PET)
- Hoveddeler
  - Røntgenrør (og generator)
  - Detektorer
  - Operatørkonsoll
  - Datamaskiner for prosessering og lagring
  - Skjerm og kamera

Skjematisk CT

MÅL: å bestemme den lineære attenuasjonskoeffisienten i hver voksel

Noen ord og uttrykk

- Piksel (Pixel) =bildeelement
- Voksel (Voxel) = vevselement

Matriser

- **Rådatamatrise** = alle oppsamlede data (ant. projeksjoner x ant. detektorer)
- **Rekonstruksjonsmatrise** (Bildedata)= absorpsjonsdata for hver voksel (256x256 eller 320x320 eller 512x512)
- **Bildematrise**(visningsmatrise)= matrise på skjerm (512x512 eller 1024x1024 (evt. 256x256))

Historikk

- 1917 (Radon):
  Et 2D eller 3D objekt kan reproduseres av uendelig mange projeksjoner
- 1972 (Hounsfield):
  Første CT brukt klinisk
- 1989 : Første spiral-CT presentert

1. og 2. generasjon

- Få detektorer (1-30)
- Transversal og rotasjonsbevegelse
- Fra ca. 5 min til 10 sekund pr. skan
- Tynn stråle(knippe)

Pencil-beam - fan-beam

- kortere tid => mer effektiv
- mer støy fra spredt stråling

3. generasjon

- Fra 1974
- Både røntgenrør og detektorer roterer
- Opp til 1000 detektorer
- Under et sekund pr. snitt
  (0,75-1 sekund for 360° skan
  0,5-0,6 sek for 225°-240° skan)
- Tynt stråleknippe

4. generasjon

- Fra 1976
- Stasjonær sirkel av detektorer rundt hele pasienten, kan være nærmere 5000 stk.
- Røntgenrør roterer rundt pasienten, enten innenfor eller utenfor detektorring.
- Samme hastighet som 3. Generasjon
- “inverse fan”

Ulemper/fordeler 3.-4.gen.

- 3. Generasjon
  - ☹Kan lage ringartefakter
  - ☺Bedre kollimering av spredt stråling
- 4. Generasjon
  - ☹Avstand rør-pasient mindre enn avstand detektor pasient
  - ☺Mindre bevegelige deler

5. generasjon

- Introdusert i 1983
- Røntgenrør erstattet av targetring rundt pasienten. Elektronkanon er fokusert mot targetringen der røntgenstrålen dannes
- Rundt pasient både targetring og detektorring, begge fast plassert
- Ingen mekanisk bevegelse
- 50-100 ms pr. skan
- Går også under navn “Ultrafast CT” eller EBCT (Electron Beam Computed Tomography). Av noen kalt spesiell 4. generasjons CT.

Spiral CT (=volum CT = helical CT)

- Pasienten beveges kontinuerlig
- Rør og detektorer roterer kontinuerlig.
- Røntgenstrålene sendes kontinuerlig og beskriver en heliks (spiral) rundt pasienten.
- Raskere skan (setter større krav til røntgenrør)
- Nytt begrep: PITCH
  Bordbevegelse i løpet av 360º rør-omdreining i forhold til snittykkelsen

Eks:
Pitch 2:1 og snittykkelse 2 mm betyr at bordet beveges 4 mm for hver omdreining

Fordeler med Spiral

- Mindre bevegelsesartefakter
- Kan utnytte kontrastmidler bedre
- Muliggjør 3D angiografi
- Muliggjør bilderekonstruksjon med overlapp uten overlappende snitt
- Mindre mekanisk slitasje (start - stopp)

Kollimering - filtrering

- I CT benyttes en sterkt kollimert og filtert røntgenstråle
- Kollimering både på rør-side og detektorside for å avgrense stråle til tynn projeksjon.
- Bow-tie filter benyttes for å fjerne lav-energetisk stråling og for å lage mer homogent strålefelt

Tekniske løsninger - Røntgenrør

- Sterk filtrering av røntgenstrålen krever rør som tåler større belastning
- Utvikling fra store til små fokus (idag ned til 0.5 mm)
- Metall-keramiske rør i stedet for glassrør
- Spesielle løsninger
  - ➤Flying Spot
  - ➤Flytende metall erstatter kulelager
  - ➤Nye kulelager (“roller bearrings” - ikke stål)
- Kollimering både ved rør og detektorer

Metall-kjeramisk røntgenrør

- Jordet metallkappe
- Keramisk elektrisk isolering av anode og katode fra metallkappen

⇨Dette gir bl. a.:

- mindre ekstrafokalstråling
- lengre levetid
- tåler høyere påkjenning

Tekniske løsninger - Røntgenrør

- Typiske tall for belasting av rør
  NN
- Varmekapasitet anode: 3.5-6,2 MHU (3.5)
- Varmekap. rørkappe: 3,7-9,7 MHU (3,7)
- Avkjølingsrate (maks): 730-1200 kHU / min (820)
- Avkjølingsrate (kont): 300-570 kHU / min (300)

Tekniske løsninger - Detektorer

- Scintillasjonsdetektorer med fotomultiplikator-rør
- Scintillasjonsdetektorer med lysfølsomme faststoff- eller kjeramiske detektorer
- Xe-gass ionisasjonskammer
- Vi ønsker effektiv detektor. Det betyr:
  - ➤Høy absorbsjoneffektivitet.
    Scintillasjonsdetektorene ca. 99%,
    Xe-gass detektorene ca. 60-85 %
  - ➤Høy geometrisk effektivitet
    Scintillasjonsdetektorene ca. 80-85 %,
    Xe-gass detektorene ? %
  - ➤Kort samplingstid (liten dødtid)

Kollimering - 4. generasjon

■Kollimeringsproblem også med scintillasjonsdetektoren, men kan:
- ➤sentrere mot sentrum eller
- ➤la være å kollimere ved detektorene (i xy-plan) og i stedet måle spredt stråling og korrigere for dette.

Hvordan bedre oppløsningen?

1. Metode: Quarter offset technique

Forskyver sentrum for rotasjon med 1/4 detektorbredde ⇨ Totalt 1/2 detektorbreddesforskyvning

Hvordan bedre oppløsningen

2. metode: Flying focus

Røret benytter to adskilte fokus ⇨ de to strålene vil passere pasienten gjennom to ulike stråleganger

Fordel: Kort tid mellom overlappende stråleganger ⇨ mindre risiko for bevegelsesartefakt

Kan også styre fokusplassering for å bedre sampling av signal

Quarter offset <-> flying focus

■Ved konvensjonell CT fungerer begge

Ved spiral-CT vil bare flying focus gi den ønskede effekt fordi quarter offset forutsetter samme snittplan for alle 360° projeksjoner

CT - TWIN

■3.generasjons CT med to sett detektorer

Bilderekonstruksjon

Har mange projeksjoner og skal danne bilde.

Mål: Finne den lineære attenuasjonskoeffisienten i hver vevsbit

Bilderekonstruksjon i xy-plan

Ser først på konvensjonell teknikk og glemmer spiral. Ulike algoritmer (matematisk metode) benyttes:

■Iterative metoder (historisk/langsom)

■Tilbakeprojeksjon (for enkel)

■Filtrert tilbakeprojeksjon (brukes i dag)
- ➤Fouriertransformasjon
- ➤Romlig tilbaketransformasjon

Bilderekonstruksjon - Iterative metoder

Bilderekonstruksjon - Tilbakeprojeksjon

■Kalles også “Summerings-metoden”

Stjerne-artefakter

■Tilbakeprojeksjon fungerer dårlig uten bruk av filter. Kan få stjerneartefakter og uskarpe bilder

⇨Ulike filter brukes for å minske artefaktene

Filtrering kan gjøres i vanlige koordinater og i Fourier-rommet

Tilbakeprojeksjon med filter

Eksempel både på filter som kan benyttes og overgang fra analog til digitalt signal (ADC)

Hva med lengderetningen?

Hittil har vi sett på rekonstruksjon i et plan. Hva skjer når vi har heliske serier?

- Quater offset teknikken fungerer ikke etter hensikten
- Vi får bedre datagrunnlag for å lage tettere snitt
- Vi må INTERPOLERE for hvert eneste rekonstruerte snitt (og ekstrapolere i endesnittene)

Interpolasjon ved Spiral-CT

Må interpolere data fordi projeksjonsdata ikke er fra samme snitt.

Tre hovedtyper interpolasjon:

■360º lineær interpolasjon
- ➤Benytter projeksjonsdata 360° fra ønsket posisjon (totalt fra 720° rotasjon)

■180º lineær interpolasjon
- ➤Benytter projeksjonsdata fra 180° fra ønsket posisjon (totalt fra 360° rotasjon)

■Ikke-lineær interpolasjon

➤Ikke lengre rette linjer ved interpolering

■Et av bildekvalitetsmålene vi har i z-retning er snittsensitivitetsprofilen (SSP).

■Bredden på SSP vil være avhengig både av Pitch og interpolasjonsalgoritme

Snitt-sensitivitetsprofilen

= mål av relativ respons til CT-systemet som funksjon av posisjon langs en linje vinkelrett snittplanet (langs z-planet).

Sensitivitetsprofilen er derfor et mål på CT'ens evne til å avbilde et objekt innenfor snittet.

Snittykkelse er definert som FWHM (Full Width Half Maximum) av snitt-sensitivitetsprofilen

Hvorfor spiral?

Dersom SSP blir bredere med spiral, hvorfor bruker vi det?

Ukjent anatomi => tilfeldig plassering av snitt, men med spiral kan vi rekonstruere snitt der vi ønsker det.

Vi får en mye bedre "sampling" i z-retning.

Bildevisning - CT-tall

■Gråtoner (på skjerm) oppgis i hele tall

⇨Må omregne fra μ til såkalt CT-tall

Window width og window level SFOV og DFOV

■SFOV= Scan Field of View angir den sirkel hvor rekonstruksjon er mulig

■DFOV= Display Field of View angir det området som er valgt å rekonstruere

Tom og virkelig forstørrelse

■Eksempel på tom forstørrelse og virkelig forstørrelse

Bildekvalitet

I tillegg til SSP i z-retning måles bildekvaliteten med parametre som:

➤(Høykontrast/Romlig) oppløsning
➤Lavkontrast (-oppløsning)
➤Modulasjonstransferfunksjonen (MTF)
➤Støy
➤Romlig uniformitet

Alt må vurderes ut fra dose (overflate/senter)

Dessverre finnes det mange ulike fantom som gjør det vanskelig å sammenligne

Romlig oppløsning

■Angir evne til å skille to små strukturer med høy relativ kontrast, dvs. hvor liten detalj som kan gjengis

Oppgis typisk i linjepar/cm, f.eks. 20 lp/cm som tilsvarer at hver pixel er 0,25 mm høy og bred.

Oppgis ved gitt punkt (i %) på MTF.

■Romlig oppløsning bedres av:

➤Mindre detektorer
➤Flere detektorer
➤Mindre fokus
➤Større avstand fokus - isosenter
➤Mindre avstand fokus - detektor
➤Flere projeksjoner
➤Mindre FOV (SFOV)
➤Mindre snittykkelse
➤Riktig rekonstruksjonsalgoritme

Lavkontrast

Angir evnen til å skille en detalj fra de omkringliggende strukturer når forskjellen i den lineære attenuasjonen er liten. Dette begrenses vanligvis av støyen i bildet.

■Angis vanligvis i % ved gitt fantom, snittykkelse, objektstørrelse, kV, mAs og dose

Modulasjonstransferfunksjonen

■En kurve som beskriver et avbildningssystems evne til å reprodusere eller laste informasjon.

MTF = 1,0 er perfekt gjengivelse

MTF = 0 betyr at all informasjon er tapt

■Fantom med linjepar. Lik kontrast i fantomet, ulik i bildet.

■MTF

Støy

■Den del av signalet som ikke inneholder reel informasjon (f.eks. spredt stråling)

Viktigste kilde: **Kvantestøy**

= statistiske variasjoner i antall fotoner detektert pr. enhet (antall utstendte fotoner er endelig; de kan vekselvirket på veien eller ikke)
=> tilfeldighetene rår
- Måles som standardavviket relativt vann
- Støyen synker med
  - ➤økende mAs - produktet
  - ➤økende snittykkelsen
  - ➤mindre strålesvekkelse i pasienten (tynnere)
  - ➤Økende spenningen over røret
  - ➤Rett rekonstruksjonalgoritme

Romlig uniformitet

Hvor homogent bildet er, dvs. vev med en lineær attenuasjonkoeffisient skal avbildes med samme HU uansett hvor i bildet det ligger.

Hvor mye betyr SFOV?

- Hva om noe av pasienten faller utenfor scan field of view (SFOV)?
  - ➤Forventer artefakter

  Forsøk: Vannfantom med og uten "armer"
  120 kV, 80 mA, 10 mm snitt, ca. 22 cm fantomdiameter, 3 sek (?).
  Variert SFOV og DFOV, samt "armer" (brusflasker med vann)
  Ser også på romlig uniformitet

Rekonsntruksjon - kommentar

- Tidsbruk ved rekonstruksjon er viktig!
- Rekonstruksjon i forbindelse med opptak er raskere enn rekonstruksjon i ettertid
- Postprosessering - tilleggsmuligheter for manipulering av et bilde <u>etter</u> rekonstruksjon

Real-time bildedannelse

- Ny projeksjon tas opp mens de forrige projeksjonene prosesseres (3. generasjon)

Rekonstruksjon - utgangspunkt

På en moderne CT:
- nesten 1000 projeksjoner pr. rotasjon
- nesten 1000 detektorer
- => Nesten 1 000 000 måledata som skal bearbeides

I dag benyttes stort sett filtrert tilbake-projeksjon. To av de vanligste filterne:
- ➤Shepp og Logan
- ➤Ramachandran og Lakshminarayanan

Demonstrasjon

- IDL - Interactive Data Language
- Demonstrasjonsprogram fra internet
  - ➤ftp://ftp.Germany.EU.net/shop/CREASO/idl_4.0.1/windows/
- Antar altså projeksjoner i samme snitt (dersom spiralopptak er z-interpolasjon utført)

Hva så med våre valgte rekonstruksjonsalgoritmer?

- Standard
- Bone
- Soft
- Detail

TEST med Fantombilder:
120 kV, 200 mA, SFOV=DFOV=25 cm
Kontrast: Målt støy (SD) innen en sirkel
Oppløsning: Vurdert linjepar/cm

Analog overføring vs. digital

- Analogt signal overføres til digitalt og gjenskapes analogt

Reformatering

- Med spiral-CT får vi bildedata fra et helt volum, ikke bare bestemte snitt. Da kan vi reformater og rekonstruere andre bilder:

⇨Bedre 3D bilder
⇨Rekonstruksjon i flere plan, MPR ("multi-planar reformation")
⇨Ray sum: Konstruert røntgenbilde
Kan f.eks. generere bilde for hver 10° grad eller rekonstruere i skråplan

MPR

Rekonstruksjon i andre plan enn skanplan f.eks. at snittykkelse i aksialt snitt blir pikselhøyde i MPR

(vevsbiten kan avbildes som en piksel på ulike måter)
⇨Følsomt for bevegelser
⇨Som annen reformatering: Tynnere snitt gir bedre datagrunnlag

Ray sum

- Følger strålegang gjennom pasient, rekonstruerer et bilde tilsvarende et røntgenbilde

Rekonstruksjon - 3D

- MIP: Maximum intensity projektion
  - ➤Fordel: Slipper å sette segmenteringsparametre
- Surface rendering (shaded surface display)
  - ➤Rask, men følsom for segmentering
- Volume rendering
  - ➤Krever kraftig datamaskin

Best inntrykk av 3D fås interaktivt!

OBS! Ved 3D visning er segmenteringen vesentlig for verdien av bildeinformasjon

MIP

- Beregner voksel med høyeste intensitet i linje fra betrakters øye gjennom volum
- Gjentar beregning for alle linjer fra "øye" gjennom volum
- Pikslene viser intensitet i de vokslene som hadde høyest intensitet
- Fordel: rask
- Ulempe: mangler dybde, kun en voksel avbildes

Surface rendering

- Angir terskelverdier for piksel som angir om voksel skal være innenfor eller utenfor et objekt.
- Voksler innenfor grenseverdiene beskriver overflaten til objektet
- Datamaskin avbilder overflaten og bildet utgjøres kun av overflaten
- Fordel: Rask, klare grenser
- Ulempe: Følsomt for segmentering

Volum rendering

- Summerer bidrag fra alle voksler i linje fra betrakters øye gjennom volum
- Kan kombineres med overflatevisning
- Kan variere gjennomsiktighetsgraden, farger etc.
- Fordel: God 3D avbilding
- Ulempe: Krever krafig datamaskin

Segmentering

- Valg av terskelverdier er ofte krevende
- Ulike segmenteringsteknikker finnes f.eks.
  - ➤kantdeteksjon
  - ➤texture
  - ➤terskel
  - ➤klassifisering
  - ➤vanlige geometriske figurer
- Ingen fungerer alltid

Artefakter (kan inndeles ulikt)

- Bevegelse
- Store tetthetsforskjeller ("stjerneartefakter")
- Beam-hardning
  - ➤Røntgenstråle filtreres gjennom vev og μ er sterkt energiavhengig
- Partial volum
  - ➤Beregnet μ er middelverdi for hele voksel
  - ⇨Kan gi "utspurt" grenseflate
- Tekniske feil
- Ringartefakter (3. generasjon)
  - ➤Bortfall av en detektor i alle projeksjoner
- Strekartefakt:
  - ➤Bortfall av et detektorsignal eller hel projeksjon
- Elektriske eller mekaniske feil (ustabil, defekt, manglende/feil kalibrering)

Framtidsvyer

- Historisk:
  - ➤Kortere skantid, større volum
  - ➤Fra snitt- til også volumavbilding
- Dagens utviklingstrekk
  - ➤CT-gjennomlysning
  - ➤Automatisk tilpasset mA til pasient
  - ➤Bedre rekonstruksjonalgoritmer (ikke-lineære), særlig for å unngå artefakter
  - ➤Transportable CT-er
  - ➤Flere skannere...

CT-gjennomlysning

- Særlig aktuelt for biopsi
- Ikke "real-time" i ordets rette forstand, bruker tid på projeksjonsopptak og rekonstruksjon
- Lav mA, men må brukes varsomt :
- DOSER?

Automatisk variasjon av mA

- Tar to oversiktsbilder av pasient, ovenfra og fra siden. Utfra dette beregnes tykkelse / vevsmengde
- mA varieres i de ulike projeksjoner ut fra beregning av "hva som trengs"
- Påstått effekt: ca. 20% dosereduksjon

Bedre rekonstruksjonsalgoritmer

- Ved dannelse av MPR: Benytte Pseudosnitt:
- Bedre kontrastoppløsning vinkelrett MPR-bildet ved å midle over flere snitt

"En ideell CT"

- > 30 cm skan
- z-oppløsning tilnærmet like god som xy-oppløsning: <u>ISOTROP OPPLØSNING</u>

I dag:

- ➤xy-oppløsning opp til 20 lp / mm (0,25mm), men i praksis 0,5-1,0mm.

=> z-oppløsning ca. 1 mm

I dag: 1 mm snitt i 40 sek, 0,75 el. 1 sek pr 360° rotasjon => 40-53 mm

Problemer

- Teknisk:
  - ➤Røntgenrør. Benytter sterkt kollimert røntgenstråle => enda mindre effektiv!
- Høye doser
- Mange snitt

Et effektivt røntgenrør?

- Ca. 1% av effekten i et røntgenrør går til utsendelse røntgenfotoner, resten i varme
- For et mer effektivt røntgenrør er det foreslått:
  - ➤Minsk selvabsorbsjonen ved å forkorte avstanden fra vekselvirkning i anoden til utsendt røntgenfoton

Flere detektorer

- Kan også tenkes å øke antall detektorer. Har i dag CT TWIN, men kan få et helt sett med detektorer
- Vil kreve nye og mer komplekse interpolasjonsalgoritmer fordi strålen vil divergere også i z-retning
- Divergensproblem
- Alle projeksjoner vil ikke lengre være vinkelrett på z-aksen!

Oppsummering

Referanser

- Bo H. Jørgensen, *CT-teknik, Indføring i CT-teknikkens grundprincipper*, (Utopia) 1993
- Brushberg JT et al., *The essential physics of medical imaging*, (Williams & Wilkins) 1994
- Curry TS et al, *Christensen's physics of diagnostic radiology*, (Lea & Febiger) 1990
- Gould RG et al, *A categorical Course in Physics: Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment*, (RSNA) 1996
- Krestel E, *Imaging systems for medical diagnostics*, (Siemens) 1990
- Vogl TJ et al, *Computed Tomography*, (Springer) 1995
- Diverse artikler
- Brosjyrer fra Elscint, GE, Philips, Picker, Siemens, Toshiba