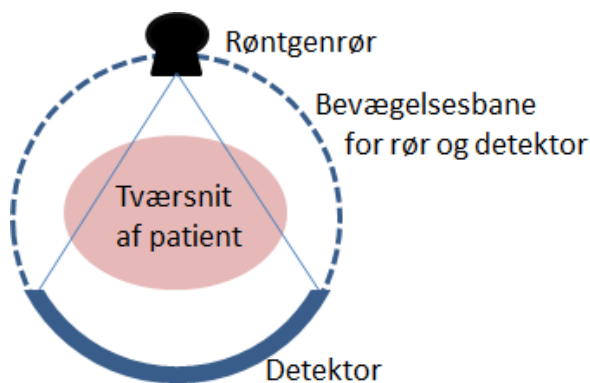


Dual-Energy CT i diagnostisk radiologi

Af Benedikte Klærke, Medicoteknik, Region Syddanmark

Med 850.000 skanninger hvert år i Danmark leverer CT-skannere livsvigtig information i forbindelse med diagnosticering og kontrol af patienter med en bred vifte af forskellige sygdomme. I de senere år er flere og flere specialfunktioner blevet implementeret, hvoraf én af dem er *Dual-Energy CT* (DECT). I forhold til en almindelig CT-skanning, kan man med DECT lave materialebestemmelse af kroppens forskellige væv, hvilket kan bruges til fx differentiering af plaktyper i kranspulsårerne.

CT (Computed Tomography)-billeder består af tværsnit af patientens anatomi. Radiologen, som stiller diagnoser ud fra røntgenbilleder, arbejder sig vej gennem en serie af CT-billeder i sin søgen på anormaliteter, der kan oversættes til en diagnose for patienten. Det særlige ved CT-billeder i forhold til almindelige røntgenbilleder er, at man kan skelne meget små forskelle i absorptionsegenskaber i anatomisk væv, hvilket anvendes til fx at se efter forandringer i lever og hjerne.



Figur 1. Skitse af princippet i en CT-scanner. Rør og detektor bevæger sig i en cirkulær bevægelse omkring patienten. Bevægelsen gentages ned langs patienten, hvorved en serie af billeder af patienten kan konstrueres.

En CT-scanner består basalt set af et røntgenrør, hvor elektroners bevægelsesenergi omdannes til røntgenstråling (kaldet bremsestråling) ved kollision med et metal, og en detektor, som opfanger den transmitterede røntgenstråling (se figur 1). Begge dele roterer omkring patienten, og CT-billederne beregnes ud fra kombineret af målingerne fra de forskellige vinkler. Detektoren er inddelt i mange små detektorelementer i både patientens længderetning og i tværsnitsplanet. Det gør det muligt at få CT-billeder inddelt i små pixels i tværsnittet og at optage flere tværsnit samtidigt.

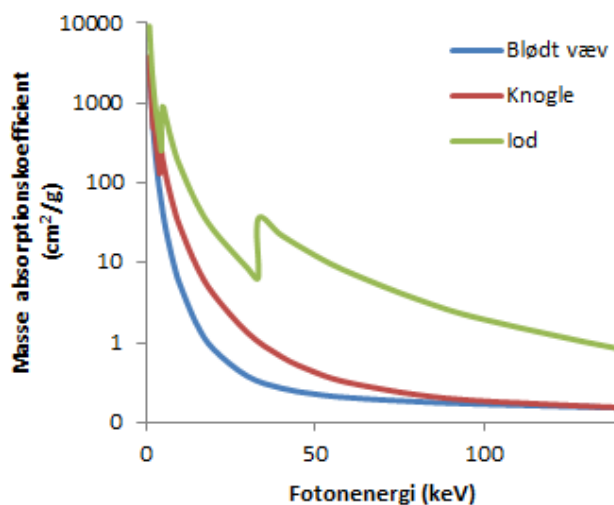
Røntgenstråling blev opdaget af Wilhelm Røntgen i november 1895 og allerede året efter blev røntgenstråling anvendt til medicinske formål. Fysikeren A.M. Cormack arbejdede mellem 1957 og 1963 med beskrivelsen af en matematisk metode til beregning af fordelingen af materialer med forskellige absorptionsegenskaber ud fra transmissionsmålinger, og i 1972 lykkedes det ingeniøren G.N. Hounsfield (som egentligt var ansat ved pladeselskabet EMI) at implementere Cormacks teori i praksis, og han kunne præsentere det første kliniske

3D røntgenbillede, bedre kendt som et CT-billede. De første CT-skannere var dedikerede hovedskannere og pga. den store datamængde brugte datidens computere 5 min. på at beregne et enkelt 80×80 pixels CT-billede. Sidenhen er udviklingen gået stærkt: I 2014 blev der i Danmark udført 850.000 CT-skanninger på 212 CT-skannere, hvor de mest almindelige typer er skanninger af hovedet, brystkassen og maveregionen. Billederne er typisk 512×512 pixels og en enkelt serie kan bestå af op til flere hundrede CT-billeder.

Principperne i Dual-Energy CT

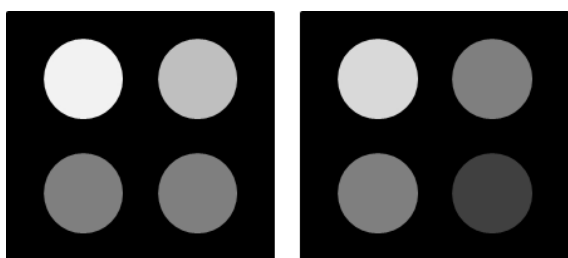
Allerede kort efter udviklingen af kliniske CT-skannere blev dual-energy CT (DECT)-skanninger udført. I DECT udføres i princippet to skanninger af samme anatomiske område, men med to forskellige røntgenspektre – deraf navnet. De to datasæt kombineres og kan give information om egenskaber ved de materialer, det bestrålede område indeholder. Det kan fx være information om elektron-tætheden i materialerne.

I det energiområde, der er relevant for diagnostisk brug (10-150 keV), er der to fysiske processer, der har indflydelse på et materiales absorptionsegenskaber: Comptonspredning og den fotoelektriske effekt. Især den fotoelektriske effekt er stærkt energiafhængig i dette energiområde, hvilket betyder, at absorptionskoefficienten viser store variationer som funktion af energien. Det er det forhold, der udnyttes i DECT.



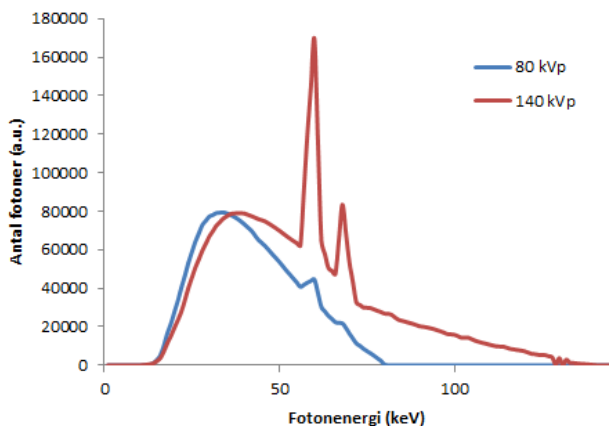
Figur 2. Masseabsorptionskoefficienter for to anatomiske vævstyper samt for kontrastmediet iod. De tre materialer varierer forskelligt som funktion af fotonenergien.

Absorptionskoefficienten er et slags fingeraftryk for materialerne og det er netop forskelle i gråtoneværdierne på CT-billeder forårsaget af forskelle i absorptionskoefficienterne, der gør radiologen i stand til at bruge billederne til diagnostik. Figur 2 viser eksempler på masseabsorptionskoefficienter for klinisk relevante materialer som blødt væv, knogle og iod. To CT-billeder af samme anatomi, men optaget med to forskellige røntgenspektre, vil se forskellige ud (se figur 3), fordi energifølgigheden af materialerne ikke er ens. Det betyder, at to materialer, som fremstår ens på et CT-billede, fremstår forskellige på et andet.



Figur 3. Principtegning af fire materialer skannet ved to forskellige energier fx E_{\max} på 80 keV (til venstre) og 140 keV (til højre). Det ses at ved 80 keV fremstår de to nederste materialer ens, mens de ved 140 keV fremstår forskelligt.

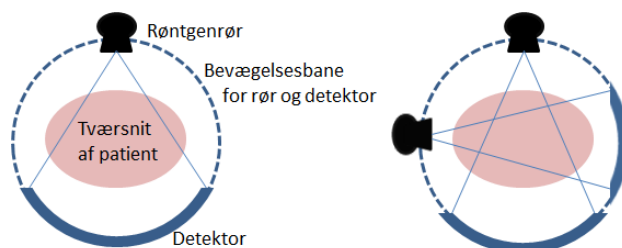
Strålingen fra røntgenrøret indeholder et bredt spektrum af fotonenergier. Røntgenspektrets form bestemmes af elektronernes maksimale bevægelsesenergi, og man bruger værdien for E_{\max} til at navngive røntgenspektre. Ligger de maksimale energier af de to røntgenspektre tæt på hinanden, vil man opnå en mindre nøjagtighed i bestemmelsen af materialeegenskaber, end hvis forskellen er stor. Det er derfor mest almindeligt at udnytte CT-skannerens mindste og højeste energi, 80 og 140 keV. Figur 4 viser et eksempel på to røntgenspektre ved hhv. E_{\max} på 80 keV og 140 keV, hvor det ses, at det spektrale indhold er meget forskelligt. Det er også muligt at skyde filtre ind i røntgenstrålingen, før den rammer patienten. De mest lavenergetiske røntgenfotoner vil dermed blive absorberet, og forskellen mellem det lavenergetiske og højenergetiske røntgenspektrum vil blive endnu større og nøjagtigheden af DECT-skanningen bedre.



Figur 4. Røntgenspektre anvendt ved DECT-skanninger. Af figuren ses det, at der er stor spektral forskel på røntgenspektret genereret med E_{\max} på 80 keV og det ved 140 keV.

Teknologiske løsninger

Der findes forskellige teknologiske løsninger til optagelse af DECT-billeder. De adresserer alle en vigtig problematik i forhold til patientbevægelse: De to datasæt skal ikke blot være optaget af det samme anatomiske område, men placeringen af de enkelte knogler, organer mm skal være nøjagtig ens i de to datasæt. Det kan ofte være svært at opnå, da patienten ikke altid ligger fuldstændigt stille bl.a. pga. vejrtrækning og hjertets bevægelse. Skanningen skal derfor udføres i løbet af relativt kort tid, hvilket betyder kort rotationstid. Figur 5 viser simplificerede skitser af de forskellige typer DECT-skannere.



Figur 5. Skitse af de forskellige designs for DECT-skannere. Til venstre er princippet i Single Source DECT illustreret og til højre ses princippet i Dual Source DECT.

Den mest simple måde at lave en DECT-skanning på er ved at lade røntgenrør og detektor rotere en enkelt gang omkring patienten og under rotationen optage data ved fx en høj energi og derefter gentage processen og optage data ved en lav energi. Denne type skannere betegnes "Single Source CT". De hurtigste skannere har en rotationstid på under 0,3 s. Det er dog en meget simplificeret metode, og mere avancerede skannere er blevet udviklet til at lave bedre DECT-skanninger.

En anden teknologisk tilgang har været udviklingen af et røntgenrør, der lynhurtigt kan skifte mellem at producere høj- og lavenergetiske røntgenspektre. Her laves rotationen i én glidende bevægelse og data til de to datasæt optages skiftevis. Det er nødvendigt at sætte rotationstiden ned for at kunne optage data nok samtidig med at kunne inkludere den tid, det tager at skifte mellem høj- og lavenergetisk røntgenstråling. Desuden skal detektoren være designet sådan, at data hurtigt kan overføres og derefter være klar til at modtage nye data til det andet datasæt. Der stilles altså store krav til både røntgenrøret og skannerens detektor. Desuden er det ikke muligt at modulere den dosis, patienten modtager, langs patientens krop – fx kræver det mindre stråling at få gode billeder i brystområdet end i bækkenområdet, da kroppen er mindre kompakt i det område.

Disse problematikker undgår man ved at designe en skanner, som består af to sæt rør og detektor, som er placeret 90 grader forskudt. Dette design giver nogle fordele, da man kan opnå en større spektral adskillelse af røntgenspektrene og desuden modulere dosis. Ulemperne er, at man pga. pladsmangel i CT-skanneren kun kan skanne et område med en diameter på 33 cm og at tidsforskellen i de to datasæt bliver større.

For nylig blev en skanner lanceret med ét røntgenrør og én detektor, hvor man med et enkelt

røntgenspektrum kan konstruere retrospektive DECT-billeder. Tricket er, at detektoren består af to lag ("Dual Layer"), som hver især opsamler data fra hhv. den høj- og lavenergetiske del af røntgenspektret. Fordelen er, at man kan konstruere billederne retrospektivt. Ønsker man ikke DECT-billederne, kan man blot konstruere almindelige CT-billeder fra samme skanning.

DECTs kliniske anvendelser

Der findes forskellige typer DECT-billeder, som anvendes til forskellige formål.

Den første type billede kaldes materiale forstærknings- og dæmpningsbillede og bygger på, at det er muligt at beskrive et materiales absorptionsegenskaber som en vægtet sum af to andre materialers (kaldet basismaterialer) absorptionskoefficienter. Det er vigtigt, at de to basismaterialer har væsentligt forskellige absorptionskoefficienter, hvilket i praksis betyder, at de har meget forskellige effektive atomnumre. Sådanne materialepar er typisk iod-calcium og iod-vand. Iod er et materiale, som kan sprøjtes ind i patientens blodårer og transporteres med blodet rundt i kroppen – man kalder derfor iod for et kontraststof, da det får blodårerne til at fremstå med en større kontrast til det omgivende væv. Calcium og vand er typiske bestanddele af den menneskelige krops anatomiske dele. Når den vægtede sum for alle materialer er blevet bestemt, fremstilles to billeder: Et, hvor indholdet af det ene materiale vises, og et andet, hvor indholdet af det andet materiale vises. For iod og vand som basismaterialer konstrueres et billede, hvor man ser vand og ikke iod, og et andet billede, hvor det modsatte gør sig gældende.

En anden type DECT-billeder er monoenergetiske billeder. Denne type billeder indeholder mindre forstyrrelser fra fx metal eller andre kompakte materialer. Som nævnt flere gange i denne artikel består røntgenspektret af mange fotonenergier pga. det brede bremsestrålingspektrum. Ved hjælp af de informationer, der bliver tilgængelige ved materialebestemmelsen i DECT, er det muligt at beregne billeder, der er pseudo monoenergetiske – altså CT-billeder, som de ville have set ud, hvis røntgenspektret bestod af fotoner med blot én enkelt energi. Det er i sådanne billeder, at det er muligt at undertrykke de forstyrrelser, som metal eller andre kompakte materialer kan forårsage, på almindelige CT-billeder.

DECT-billeder anvendes til forskellige kliniske formål. De tager alle enten udgangspunkt i basismaterialebillederne eller i de monoenergetiske billeder. Eksempler på kliniske anvendelsesområder er:

- Differentiering af plaktyper i hjertets kran-pulsårer
- Bestemmelse af elektrontæthed til brug ved beregning af behandlingsplaner i stråleterapien
- Karakterisering af nyresten

En anke mod DECT er en formodet forøgelse af patientdosis for at kunne holde støjen i billederne nede på et acceptabelt niveau. Alle de tre beskrevne teknologier vil give en øget patientdosis i forhold til single energy CT, hvis ikke skanningerne udføres med omtanke. Mange CT-skanninger består af flere skan-serier fx med og uden kontrastmedie. Ved at udnytte fordelene i DECT, fx materialeforstærkning og -dæmpning, kan man fjerne bestemte skan-serier og stadig opnå den nødvendige information for at kunne stille den rigtige diagnose for patienten. Det kræver altså noget særligt i forhold til at få overvejet og tilrettelagt DECT-skanninger således at patientdosis holdes nede samtidig med at den diagnostiske værdi af skanningen opretholdes.

Litteratur

- [1] Johnson, T.R.C. (2012), Dual-Energy CT: General Principles, *AJR*, **199**, S3-S8.
- [2] Kaza, R.K., Platt, J.F., Gohan, R.H., Caoli, E.M., Al-Hawary, M.M., Wasnik, A. (2012), Dual-energy CT with Single- and Dual-Source Scanners: Current Applications in Evaluating the Genitourinary Tract, *RG*, **32**, 353-369.



Benedikte Klærke er ansvarlig fysiker på Radiologisk afdeling, Odense Universitetshospital.