

## Statusartikel

Ugeskr Læger 2021;183:V12200904

# Dual-energy CT

Jack Junchi Xu<sup>1</sup>, Kristoffer Lindskov Hansen<sup>1</sup>, Lars Lönn<sup>1</sup>, Timothy Resch<sup>2</sup> & Peter Sommer Ulriksen<sup>1</sup>

1) Afdeling for Røntgen og Skanning, Københavns Universitetshospital – Rigshospitalet, 2) Karkirurgisk Klinik, Københavns Universitetshospital – Rigshospitalet

Ugeskr Læger 2021;183:V12200904

### HOVEDBUDSKABER

- Dual-energy CT (DECT) er en relativt ny CT-teknik, som kan adskille vævstyper baseret på atomsammensætning.
- DECT kan anvendes i vurderingen af mange organsystemer og giver mulighed for at adskille og kvantificere jodkontrast, knogle, fedt og bløddelsvæv.
- DECT kan forbedre billeddiagnostik, så visse supplerende undersøgelser kan undgås.

Dual-energy CT (DECT) også kendt som spektral CT er en nyere CT-teknik, som i tiltagende grad bliver benyttet til billeddiagnostik på danske hospitaler. Konceptet DECT blev første gang præsenteret i 1973 [1], men der gik dog mere end 30 år, før den første DECT-skanner kom på markedet. I dag findes der DECT-applikationer til mange organsystemer, og der er publiceret meget forskning om brugen af DECT [2-4].

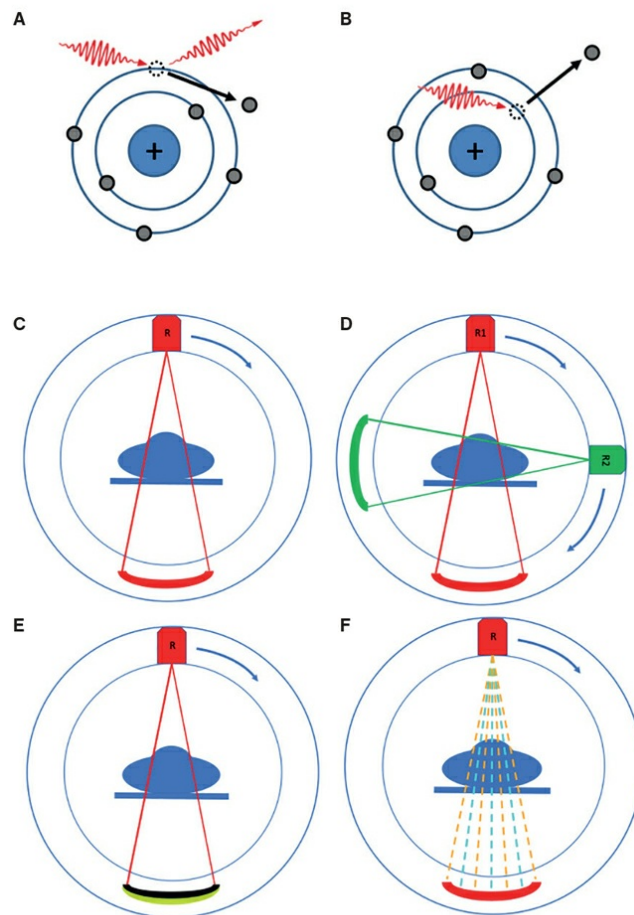
Fordelen ved DECT er en supplerende mulighed for at differentiere væv baseret på den gennemsnitlige atomvægt [5]. Formålet med denne artikel er at skitsere DECT teknikken og at give et indblik i den kliniske anvendelighed af udvalgte DECT-applikationer.

### FORSKELLEN MELLEM DUAL-ENERGY CT OG KONVENTIONEL CT

CT er en røntgenbaseret teknik, hvor et røntgenrør og en detektorplade roterer om patienten, og de opfangede signaler i detektorpladen omdannes til CT-billeder vha. computeralgoritmer [6]. Røntgenstråler udsendes som et spektrum af fotoner med forskellige energier. En del af disse fotoner dæmpes eller absorberes helt ved interaktionen med elektronerne i patientens væv, mens de resterende fotoner passerer vævet og opfanges af detektoren.

Signalintensiteten i hver pixel i CT-billedet er defineret ved Hounsfield units (HU) og afspejler dæmpningen også kaldet attenuationen i vævet. HU afhænger af to faktorer: elektrondensiteten og vævets gennemsnitlige atomnummer. Højere elektrondensitet og atomnummer resulterer i øget attenuation, hvorfor f.eks. knogler (bestående af bl.a. koncentreret calciumatomer) fremstår intenst hvide på røntgen- og CT-billeder.

**FIGUR 1** A og B viser forskellen på comptonspredning og fotoelektrisk effekt, mens C-F repræsenterer den konventionelle CT-teknik samt de tre primære dual-energy CT (DECT)-metoder. I A og B er fotoner vist med røde bølgede pile, mens elektroner er vist som de små grå kugler. Ved comptoneffekt (A) bliver energien fra den indkomne foton delt mellem elektronen og den spredte foton, mens energien ved fotoelektrisk effekt (B) bliver absorberet af en elektron, som løsriver sig fra k-skallen (inderste skal). C viser den konventionelle CT-skanner med et røntgenrør (R) og én detektorplade, som roterer om patienten. DECT (D) med to adskilte røntgenrør, der udsender hhv. høj- og lavenergetiske røntgenspektre. Detector-based spectral CT (E) med adskillelse af høj- og lavenergetiske fotoner på detektorniveau, vist ved to forskellige farver i detektorpladen. Fast kV-switching (F) hvor ét røntgenrør skifter mellem hhv. høj- og lavenergispektre, er angivet med orange og blåstiplede linjer.



Attenuationen, som er et produkt af vekselvirkningen mellem fotoner og væv, bygger på to fysiske principper: fotoelektrisk effekt og comptonspredning (Figur 1). Ved den fotoelektriske effekt absorberes fotonenergien fuldstændigt af en tætbundet elektron i den inderste elektronskal, mens fotonenergien i comptonspredningen bliver dæmpet og delt mellem en løst bundet elektron og en spredt foton. Den fotoelektriske effekt dominerer ved lave fotonenergier især i væv med højt gennemsnitligt atomnummer som f.eks. jodkontrast og calcium, mens comptonspredning gør sig mest gældende ved høje fotonenergier og i væv med højere elektrondensitet. I modsætning til konventionel CT, hvor der anvendes ét røntgenspektrum, bruges der ved DECT data fra to røntgenspektre med lav- og højenergifotoner [5]. Med DECT-data kan man således matematisk bestemme, hvilken del af attenuationen der kan tilskrives elektrondensiteten, samt det gennemsnitlige atomnummer,

hvorved vævsidentifikation muliggøres.

DECT kan opnås på flere måder. Tre udbredte teknikker er hhv. dual-source med to adskilte røntgenrør, fast kV-switching med ét røntgenrør, som skifter mellem høj- og lav-kV-fotoner, og detector-based spectral CT med adskillelse af fotonstyrker på detektorniveau [5] (Figur 1).

#### DUAL-ENERGY CT-REKONSTRUKTIONER

Helt overordnet kan DECT levere to typer af billedrekonstruktioner ud over den konventionelle CT-billedserie. Den første type rekonstruktion kaldes virtual monoenergetic (VM). VM-billedserier ligner vanlige anatomiske CT-billeder og kan virtuelt rekonstrueres til billeder optaget ved en specifik fotonenergi. Fordelen ved rekonstruerede lavenergibilleder er, at små kontrastforskelle fremhæves, hvilket øger synligheden af en række patologiske tilstande [7], mens rekonstruerede højenergibilleder kan benyttes til reduktion af artefakter [8].

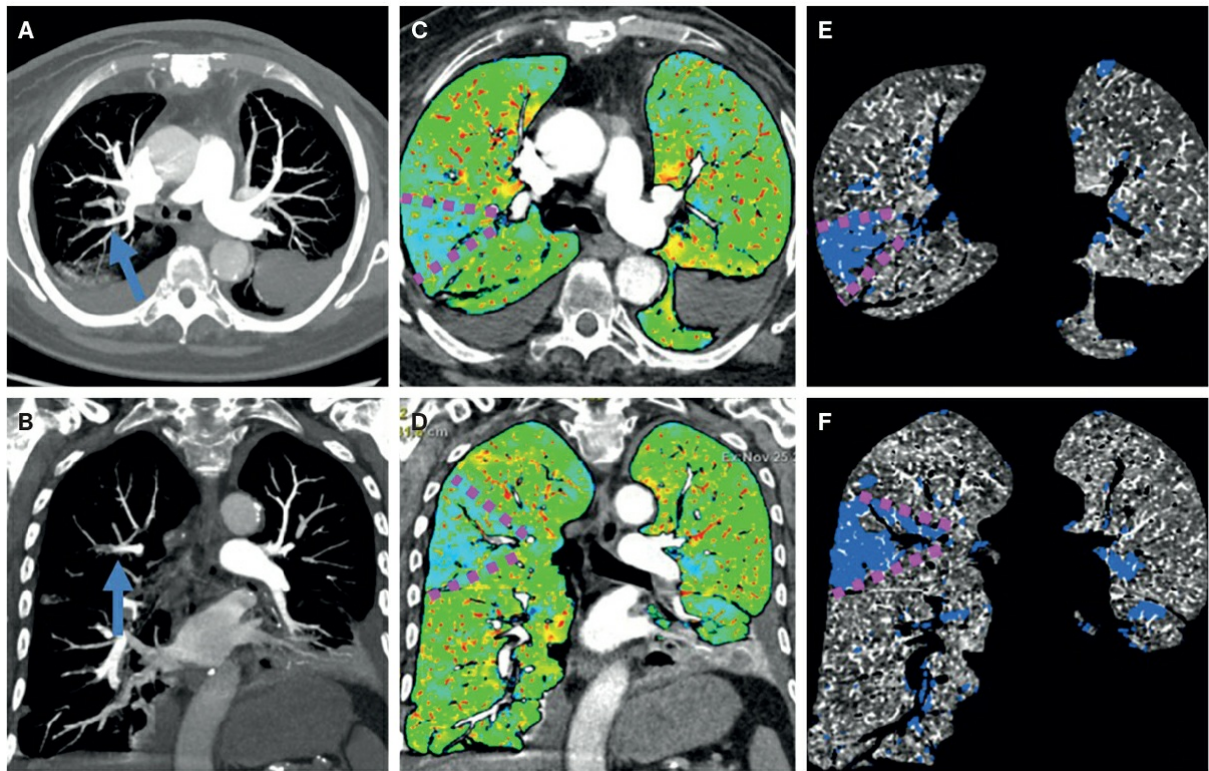
Den anden gruppe rekonstruktioner er materialespecifikke, dvs. at man adskiller materialer/væv på baggrund af atomsammensætningen. Derved kan der laves rekonstruktioner, som selekterer og fremhæver jodkontrasten (jodmapping) eller modsat undertrykker jodkontrasten, så man får en virtuel tomskanning (VNC). Herudover muliggør DECT fremhævelse eller suppression af en række materialer/væv såsom calcium, fedt og vand [9]. Supplerende til disse materialespecifikke rekonstruktioner muliggør DECT desuden kvantificering af materialerne som jodindhold/jodkoncentration (IC) eller fedtindhold [10, 11].

#### Thorax

Klinisk anvendes DECT i det pulmonale kredsløb i diagnosticeringen af lungeemboli (LE). Ved brug af jodmapping kan man supplerende til den konventionelle CT-angiografi visualisere eventuelle perfusionsdefekter i lungeparenkymet og dermed den direkte hæmodynamiske effekt af embolien (Figur 2). Teknikken bliver i tiltagende grad anvendt i klinikken og er mest gavnlig ved okklusiv LE på segmentalt og subsegmentalt niveau. I et større retrospektivt studie med 1.144 LE-skanninger blev der konstateret LE på 147 skanninger med konventionel CT. Ved gennemgang med jodmapping blev yderligere 11 LE detekteret svarende til 1,0% [2].

DECT har vist potentiale i vurderingen af den myokardiale perfusion og er undersøgt primært vha. jodmapping, men også vha. jodkvantificering. Mindre studier har vist, at IC har potentiale til at differentiere mellem normal, iskæmisk og infarceret hjertevæv, når hvile- og stressperfusion sammenholdes [12]. Inden for cancerdiagnostikken har DECT vist lovende resultater i differentieringen mellem benigne og maligne solitære lungenoduli ved brug af IC og spektralkurver [13].

**FIGUR 2** Dual-energy CT-billeder af en patient, hvor der er mistanke om lungeemboli (LE). **A** og **B** viser konventionelle CT-billeder med såkaldt maksimumintensitetsprojektion i hhv. aksialt og koronalt snit. LE i højresidig segmentarterie blev i første omgang overset på et konventionelt CT-billede (blå pil), men tydeligt visualiseret vha. jodperfusionsmap **C** og **D**. Her ses et trekantet lyseblåt område repræsenterende perfusionsdefekten (stiplede lilla linjer). **E** og **F** viser perfusionsdefekten tydeligere markeret med blå (stiplede lilla linjer).

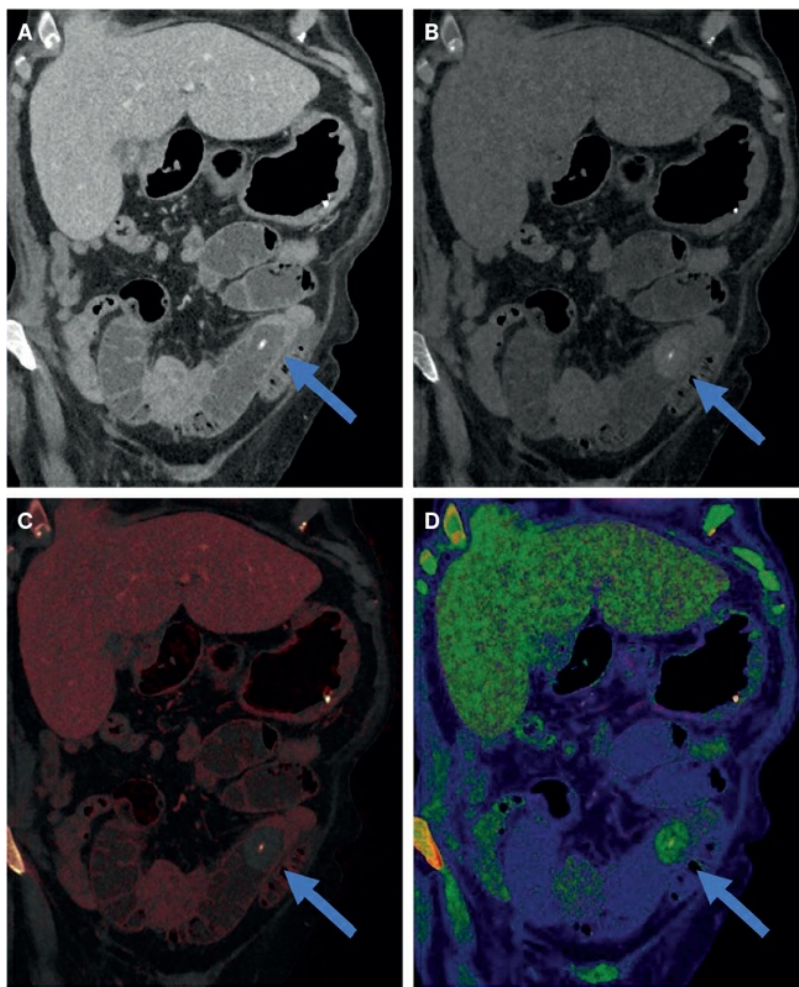


### Abdomen

DECT anvendes klinisk til karakteriseringen af bifund såsom binyre- og nyretumorer. En metaanalyse fra 2017 viste, at vurdering af binyretumorer med VNC er sammenlignelig med regulær tomskanning [3], og i en metaanalyse fra 2018 fandt man en kumulativ sensitivitet på 99% i karakteriseringen af incidentielle nyremasser vha. jodkvantificering [14]. DECT kan således være med til at reducere skanningsfaser og behovet for followupskanninger. I et nyligt publiceret studie med 3.221 abdominale DECT'er og konventionelle CT'er fandt man en signifikant reduktion af billeddiagnostisk followup i gruppen, som blev undersøgt med DECT ( $p = 0,01$ ) uden forskel i outcome blandt de to grupper [15].

I den akutte diagnostik kan DECT bidrage i diagnosticeringen af akut tarmiskæmi ved brug af VM-rekonstruktioner og jodmaps, som kan fremhæve hypoperfunderede tarmsegmenter [16]. DECT er ligeledes pålidelig i differentieringen mellem urat- og nonuratsten i urinvejene [17], og visse CT-negative galdesten kan visualiseres med DECT (Figur 3) [18].

**FIGUR 3** Dual-energy CT udført med intravenøs kontrast hos en patient pga. tiltagende abdominalsmerter, manglende afføring og mistanke om ileus. (A-D) er koronale rekonstruktioner af abdomen. I A ses et konventionelt CT-billede af abdomen i venøs fase med dilaterede tyndtarme og overgangszone (blå pil). I B ses den virtuelle tomskanning en let hyperdens struktur med en central forkalkning i tarmlumen oralt for overgangszonen (blå pil). C og D er hhv. virtuel tomskanning med overlejrende jodmap og rekonstruktion, hvor elektrondensiteten er farvekodet. Begge afslører en obstruerende galdesten (blå pil), hvilket er foreneligt med galdestensileus.



I cancerdiagnostikken har DECT også vist potentiale. For ventrikelcancer kan IC-målinger i det perigastriske fedt i visse tilfælde bruges til detektering af indvækst i serosa (T4- vs. non-T4-tumor) [19], og jodkvantificering kan muligvis også bidrage i monitoreringen af behandlingseffekten af kemo- og radioterapi i forskellige typer mave-tarm-cancer [20].

#### Neuroradiologi

Inden for neuroradiologi bruges DECT primært til vurdering af de vaskulære forhold i hjernen. Dette anvendes bl.a. klinisk ved differentiering af jodkontrast fra intrakranielle blødninger. Her giver DECT mulighed for at skelne mellem kontrastekstravasation som følge af brud på blod-hjerne-barrieren og fokale eller større

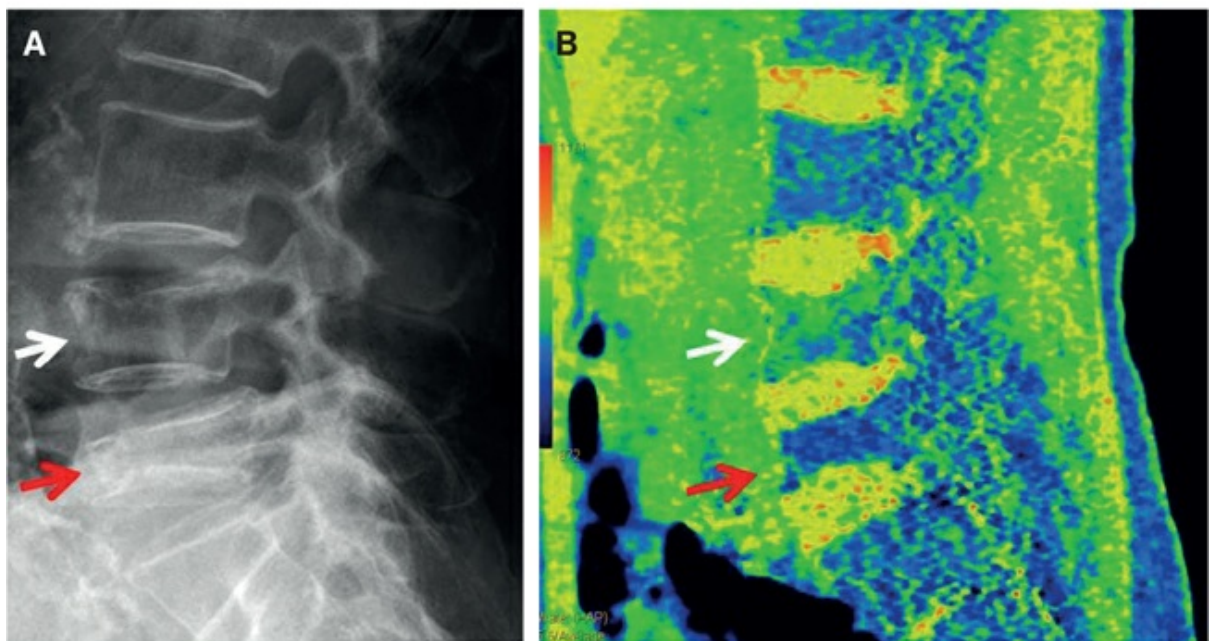
blødninger [21]. Med materialespecifik rekonstruktion kan man fjerne kranie og cervikalknogler, hvilket har vist sig at kunne forbedre detekteringen af små intrakranielle blødninger [4].

#### Det muskuloskeletale system

Med DECT kan man supprimere kalken i knogler og dermed bedre visualisere knoglemarven og patologiske forandringer her. Teknikken har vist potentiale i vurderingen af knoglemarvsmalignitet som f.eks. myelomatose [22] og kan anvendes i vurderingen af knoglemarvsødem (Figur 4) ved frakturer i columna, hofter og håndled [23-25]. I et studie om kompressionsfrakturer i de torakolumbale vertebrae rapporterede man om en reducere af viderehenviste patienter til MR-skanning på 36-87% på baggrund af DECT-rekonstruktionerne [25].

DECT har også været undersøgt i diagnosticeringen af urinsyreigt, hvor man ved brug af materialespecifikke rekonstruktioner kan detektere tilstedeværelsen af uratkrystaller med høj sensitivitet (90%) [26]. DECT kan således være et diagnostisk alternativ ved undersøgelse af led, som ikke er let tilgængelige for punktur - f.eks. i columna eller ved sparsom ledvæske [27].

**FIGUR 4** Kompressionsfrakturer lumbalt. **A.** Konventionelt røntgenbillede af columna lumbalis i lateral projektion. Der ses højdereduktion i L4 og L5 (hvid og rød pil). **B.** viser dual-energy CT med rekonstruktion, som fremhæver vand og undertrykker knogle. Der ses forskel på en ældre kompressionsfraktur i L5 (rød pil) og en frisk kompressionsfraktur i L4 (hvid pil), hvor der ses knoglemarvsødem. I denne rekonstruktion angiver det grønne signal i knoglemarven tilstedeværelsen af knoglemarvsødem, mens det blå signal viser normalt knoglemarv.



## DISKUSSION

Evidensgrundlaget for de beskrevne applikationer varierer i nogen grad. En række applikationer bliver i stigende grad anvendt i klinikken, mens andre kun er undersøgt på dyremodeller eller i små retrospektive studier. VM-rekonstruktioner er velundersøgte og konceptuelt den enkleste rekonstruktion at fortolke. VM kan bruges på tværs af organsystemer, hvor lavenergibilleder fremhæver jodkontrast, og højenergibilleder reducerer metalartefakter [28]. Af de materialespecifikke rekonstruktioner er jodmapping og den virtuelle tomskanning mest undersøgt med applikationer til flere organsystemer [2,3].

Som andre billedskabende modaliteter har de forskellige DECT-teknikker begrænsninger og svagheder. Begrænset penetration af de lavenergetiske fotoner skaber støj og nedsat billedkvalitet ved skanning af større/overvægtige patienter [29]. På trods af at man på de fleste danske hospitaler efterhånden har mulighed for at skanne med DECT, er der en række udfordringer i form af manglende kendskab til teknikken og fortolkningen af DECT-rekonstruktioner samt nye arbejdsgange. DECT-rekonstruktioner og kvantitative mål som f.eks. IC-måling skal som udgangspunkt foretages i et separat softwareprogram, som er forskelligt fra producent til producent. Herefter kan billeder/billedserier sendes til Picture Archiving Communication System (PACS), som er billedarkivet, der normalt benyttes til evaluering af radiologiske undersøgelser. Alternativt kan udvalgte rekonstruktioner sendes direkte til PACS, hvilket allerede praktiseres på en række danske hospitaler. Dette gør DECT-data hurtigere tilgængelige dog med den ulempe, at man er begrænset til de udvalgte rekonstruktioner, og at man ikke kan foretage kvantificering som f.eks. IC-måling. Den ekstra tid, der er forbundet med evalueringen af DECT-billeder, sammenholdt med den tid, der bruges ved konventionelle CT-billeder er gjort op i et større dansk studie publiceret i 2020 [30]. Her fandt man en diskret øget fortolkningstid for spektraldata på gennemsnitlig 82 s. i vurderingen af 503 kræftpakkeskanninger. Studiet viste samtidig, at DECT øgede radiologernes sikkerhed i at nå frem til den rigtige diagnose samt reducerede behovet for opfølgende udredning.

Der er fortsat behov for DECT-valideringsstudier, der inkluderer større patientpopulationer, understøtte publicerede præliminære studier. Mulighederne ved DECT er dog betydelige, og tendensen peger mod, at det bliver en integreret del af den fremtidige CT-diagnostik. Set i lyset af, at flere studier har vist, at man kan udføre DECT med strålingsdoser, der svarer til doserne ved konventionel CT uden reduktion af billedkvaliteten [29], vil de spektrale data kunne blive et supplement til den konventionelle CT-diagnostik.

## KONKLUSION

DECT kan supplere konventionel CT med forbedret vævskarakterisering uden ekstra strålingsdosis. VM-rekonstruktioner kan forstærke kontraststoffer og reducere artefakter fra metalproteser, og med materialespecifikke rekonstruktioner kan man bl.a. danne virtuelle tomskanninger, jodmaps, samt kvantificere indholdet af f.eks. jod og fedt. DECT har en række begrænsninger, men den største udfordring er nye arbejdsgange samt kendskabet til denne alsidige teknologi.

**Korrespondance** *Jack Junchi Xu*. E-mail: jack.junchi.xu@regionh.dk

**Antaget** 24. marts 2021

**Publiceret på ugeskriftet.dk** 7. juni 2021

**Interessekonflikter** Der er anført potentielle interessekonflikter. Forfatterens ICMJE-formularer er tilgængelige sammen med artiklen på ugeskriftet.dk

**Taksigelser** *Martin Lundsgaard Hansen*, Afdeling for Røntgen og Skanning, Københavns Universitetshospital – Rigshospitalet, takkes

for gennemgang af artiklen med fokus på neurologiske applikationer. *Sofie Lindskov Hansen*, Klinik for Klinisk Fysiologi, Nuklearmedicin og PET, Københavns Universitetshospital – Rigshospitalet, takkes for gennemgang af artiklen med fokus på CT-teknik

Referencer findes i artiklen publiceret på ugeskriftet.dk

Artikelreference Ugeskr Læger 2021;183:V12200904

## SUMMARY

### Dual-energy CT

Jack Junchi Xu, Kristoffer Lindskov Hansen, Lars Lönn, Timothy Resch & Peter Sommer Ulriksen

Ugeskr Læger 2021;183:V12200904

Dual-energy CT (DECT) is an emerging imaging technique and has become increasingly available in Danish hospitals in recent years. DECT utilizes data acquired from high and low kV photons. This allows for the separation of materials based on their atomic buildup, which can be visualised and quantified during post-processing. DECT entails a broad range of clinical applications across multiple organ systems and can support diagnostic decision-making as described in this review. DECT is not yet widely utilised mainly due to limited knowledge combined with a new workflow for the radiologist.

## REFERENCER

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): part 1. *Br J Radiol* 1973;46:1016-22.
2. Weidman EK, Plodkowski AJ, Halpenny DF et al. Dual-energy CT angiography for detection of pulmonary emboli: Incremental benefit of iodine maps. *Radiology* 2018;289:546-53.
3. Connolly MJ, McInnes MDF, El-Khodary M et al. Diagnostic accuracy of virtual non-contrast enhanced dual-energy CT for diagnosis of adrenal adenoma: a systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol* 2017;27:4324-35.
4. Naruto N, Tannai H, Nishikawa K et al. Dual-energy bone removal computed tomography (BRCT): preliminary report of efficacy of acute intracranial hemorrhage detection. *Emerg Radiol* 2018;25:29-33.
5. McCollough CH, Leng S, Yu L et al. Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology* 2015;276:637-53.
6. Goldman, LW. Principles of CT and CT technology. *J Nucl Med Technol* 2007;35:115-28.
7. Albrecht MH, Vogl TJ, Martin SS et al. Review of clinical applications for virtual monoenergetic dual-energy CT. *Radiology* 2019;293:260-71.
8. Yoo HJ, Hong SH, Chung BM et al. Metal artifact reduction in virtual monoenergetic spectral dual-energy CT of Patients with metallic orthopedic implants in the distal radius. *Am J Roentgenol* 2018;211:1083-91.
9. Liang J, Fang Y, Jiang Y et al. Diagnostic accuracy of dual-energy CT virtual non-calcium images with different related contrast material values for the detection of bone marrow edema in knee. *Eur J Radiol* 2020;133:109385.
10. Hyodo T, Yada N, Hori M et al. Multimaterial decomposition algorithm for the quantification of liver fat content by using fast-kilovolt-peak switching dual-energy CT: clinical evaluation. *Radiology* 2017;283:108-18.
11. Xu JJ, Taudorf M, Ulriksen PS et al. Gastrointestinal applications of iodine quantification using dual-energy CT: a systematic review. *Diagnostics* 2020;10:814.
12. van Assen, M, Lavra F, Schoepf UJ et al. Iodine quantification based on rest / stress perfusion dual energy CT to differentiate ischemic, infarcted and normal myocardium. *Eur J Radiol* 2019;112:136-43.
13. Zhang Y, Cheng J, Hua X et al. Can spectral CT imaging improve the differentiation between malignant and benign solitary pulmonary nodules? *PLoS One* 2016;11:1-12.
14. Bellin, D, Panvini N, Laghi A et al. Systematic review and meta-analysis investigating the diagnostic yield of dual-energy CT for renal mass assessment. *Am J Roentgenol* 2019;212:1044-53.
15. Atwi NE, Sabottke CF, Pitre DM et al. Follow-up recommendation rates associated with spectral detector dual-energy CT of the abdomen and pelvis: a retrospective comparison to single-energy CT. *J Am Coll Radiol* 2020;17:940-50.



16. Lourenco PDM, Rawski R, Mohammed MF et al. Dual-energy CT iodine mapping and 40-keV monoenergetic applications in the diagnosis of acute bowel ischemia. *AJR Am J Roentgenol* 2018;211:564-70.
17. McGrath TA, Frank RA, Schieda N et al. Diagnostic accuracy of dual-energy computed tomography (DECT) to differentiate uric acid from non-uric acid calculi: systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol* 2020;30:2791-801.
18. Uyeda JW, Richardson IJ, Sodickson AD. Making the invisible visible: improving conspicuity of noncalcified gallstones using dual-energy CT. *Abdom Radiol (NY)* 2017;42:2933-9.
19. Xie Z-Y, Chai R-M, Ding G-C et al. T and N staging of gastric cancer using dual-source computed tomography. *Gastroenterol Res Pract* 2018;2018:5015202.
20. Tang L, Li Z-Y, L, Z-W et al. Evaluating the response of gastric carcinomas to neoadjuvant chemotherapy using iodine concentration on spectral CT: a comparison with pathological regression. *Clin Radiol* 2015;70:1198-204.
21. Tijssen MPM, Hofman PAM, Stadler AAR et al. The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke. *Eur Radiol* 2014;24:834-40.
22. Kosmala A, Weng AM, Heidemeier A et al. Multiple myeloma and dual-energy CT: Diagnostic accuracy of virtual noncalcium technique for detection of bone marrow infiltration of the spine and pelvis. *Radiology* 2018;286:205-13.
23. Müller FC, Gosvig KK, Børgesen H et al. Dual-energy CT for suspected radiographically negative wrist fractures: a prospective diagnostic test accuracy study. *Radiology* 2020;296:596-602.
24. Reddy T, McLaughlin PD, Mallinson PI et al. Detection of occult, undisplaced hip fractures with a dual-energy CT algorithm targeted to detection of bone marrow edema. *Emerg Radiol* 2015;22:25-9.
25. Kaup M, Wichmann JL, Scholtz J-E et al. Dual-energy CT-based display of bone marrow edema in osteoporotic vertebral compression fractures: impact on diagnostic accuracy of radiologists with varying levels of experience in correlation to MR imaging. *Radiology* 2016;280:510-9.
26. Bongartz T, Glazebrook KN, Kavros SJ et al. Dual-energy CT for the diagnosis of gout: an accuracy and diagnostic yield study. *Ann Rheum Dis* 2015;74:1072-7.
27. Jayakumar D, Sehra ST, Anand S et al. Role of dual energy computed tomography imaging in the diagnosis of gout. *Cureus* 2017;9:e985.
28. Albrecht MH, Vogl TJ, Martin SS et al. Review of clinical applications for virtual monoenergetic dual-energy CT. *Radiology* 2019;293:260-71.
29. Wortman JR, Sodickson AD. Pearls, pitfalls, and problems in dual-energy computed tomography imaging of the body. *Radiol Clin North Am* 2018;56:625-40.
30. Andersen MB, Ebbesen D, Thygesen J et al. Impact of spectral body imaging in patients suspected for occult cancer: a prospective study of 503 patients. *Eur Radiol* 2020;30:5539-50.