

256列 dual energy CTにおける仮想単色 X線等価画像を用いた 造影剤減量の検討

多根総合病院 医療技術部 放射線診断部門

補 永 直 宏 黒 田 一 行 山 田 竜 也 清 板 翼
赤 崎 勉 夏 日 俊 二 濱 澤 良 将 松 尾 良 一

要 旨

Single energy の CT (SECT) では装置固有の実効エネルギーによって CT 値が決まるが, dual energy CT (DECT) では異なる 2 つの X 線エネルギーで撮影し, エネルギーの異なる仮想単色 X 線等価画像 (virtual monochromatic spectral image) の生成により, CT 値を変化させることができるため, 造影剤量の低減が可能と言われる. 今回は当院で稼働中の DECT を用いて造影剤の減量について検討した. 同一濃度のシリンジにおいて DECT の 40 keV は, SECT と比較して約 3.9 倍の CT 値を示した. 一方, ばらつき (標準偏差, SD 値) は DECT の 70 keV 未満では SECT (SD 値 8.3) よりも大きくなった. 今回実験に用いたファントム系では単位時間当たりの造影剤量は 48%, 総造影剤量は 36% の減量が可能であった.

Key words : Dual energy CT ; VMI ; 造影剤減量

はじめに

造影 CT 検査では組織間のコントラスト向上を目的に, 非イオン性ヨード造影剤 (以下, 造影剤) が使用され, 単純 CT に比べ多くの診断情報が得やすくなる. 一方で造影剤使用によりアナフィラキシーショック等の副作用のリスクは避けては通れない. その副作用としては, 造影剤腎症¹⁾ 造影剤漏えい^{1,2)}, 熱感, 発疹, 過敏症³⁾ などがある. また腎機能が悪くても行うことのある検査であり, その場合, これはより少ない造影剤量で行う必要がある¹⁾.

しかし, 画像診断において造影剤による濃染を示す CT 値と造影剤の投与量とは深い関係があり, CT 検査で用いられる 120 kVp の管電圧を用いた場合は造影剤の減量に伴い CT 値 (組織間のコントラスト) は低下する^{4,5)}. 当院の dual energy CT⁶⁾ 装置 (以下, DECT) は, 2 つの X 線 エネルギー を Fast kV switching 方式にて撮影し, エネルギーの異なる仮想単色 X 線等価画像 (Virtual Monochromatic Spectral

Image 以下, VMI)⁷⁾ の生成が可能である. この VMI は, 40 keV から 140 keV まで 1 keV 毎変化させた画像が生成可能である. この VMI を利用することによって通常よりも少ない造影剤量で同等のコントラストを得た画像を得ることができると予測される. そこで今回, 実際に当院の DECT を用いて造影剤減量について検討した.

方 法

使用装置は, GE 社製の Revolution CT (以下, CT 装置) を使用した. ファントムは, 一般的な腹部の大きさを想定し single energy CT の管電圧 120 kVp の CT (以下, SECT) 撮影において, Hounsfield Unit 値 (HU 値) (以下, CT 値) が約 10 HU 毎に約 40 HU から 360 HU となる異なる濃度の造影剤が封入された直径約 16 mm シリンジをゼラチンで覆ったポリエチレン製の直径約 32 cm の容器を作成した (図 1).

撮影方法は当院の SECT で使用する腹部撮影の CT dose index (CTDI) と同等となる条件とした.



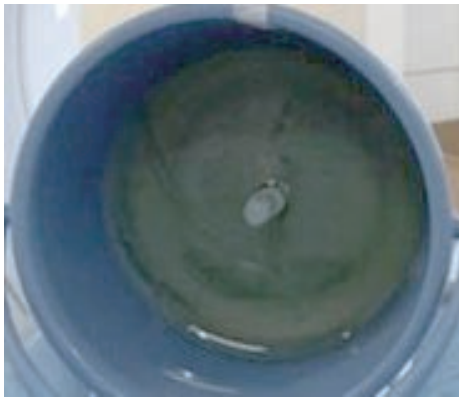


図1 ファントム (電子版カラー掲載)

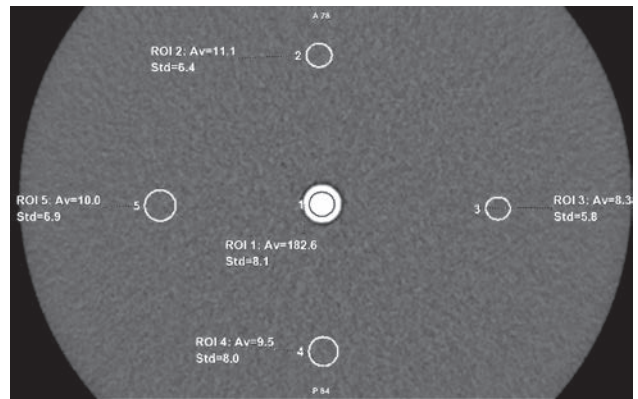


図2 ROIの配置位置

DECTの撮影条件は80-140 kVp, 200 mAの固定電流, 0.5 sec/rotとした。SECTの撮影条件は120 kVp, 140 mAの固定電流, 0.5 sec/rotとした。画像再構成条件は臨床で用いている腹部検査同様, 再構成スライス厚を5 mm, 再構成関数Standardとした。撮影回数はSECTとDECTでそれぞれ5回とし, 平均をとった。

DECTによるファントム撮影データより, 40 keVから140 keVまで1 keVごとのVMIを作成し, シリンジ内および周辺4か所に10 mm×10 mmサイズのROIを配置した(図2)。

それぞれのCT値とバックグラウンド(BG)ノイズの標準偏差(SD)値を測定した。またSECTにおいてもシリンジごとにCT値とノイズのSD値の測定を行った。測定結果より低コントラストの評価をするのに客観的かつ定量的な指標であるコントラストとノイズの関係を表すcontrast noise ratio (以下, CNR) (式1)を算出し, 評価した。

式1: $CNR = |Contrast| / Noise$

Contrast: ROI内の造影剤のCT値-BGのCT値

Noise: ROI内のBGノイズのSD値

造影剤量を算出する方法は, DECTのVMIより得たCNRとSECTでのCNRが同等となる2つの造影剤濃度のシリンジを特定し, それぞれのシリンジのCT値から式2を用いてヨード量に変換し, SECTのヨード量に対してDECTでの造影剤減量率を求めた⁸⁾。

式2: 最大CT値: $y = 0.17x + 93.21$

(y: CT値, x: 単位時間当たりのヨード量
(単位: mgI/s))

平衡相CT値: $y = 4.258x - 10.03$

(y: CT値, x: 総ヨード量 (単位: gI))

最大CT値はダイナミックCTでの動脈観察の指標となり, 注入速度が関わる。平衡相CT値は臓器実質や病変の観察に関係してくる指標で, 総注入量が変わってくる⁹⁾。今回の検討ではCT値が200 HU以上のものは最大CT値の検討に, 200 HU以下のものは平衡相CT値の検討に用いた。

結 果

DECTのVMIによるCT値の変化とSECTのCT値の関係をグラフに示す(図3a)。VMIのエネルギー毎のCT値変化は, 希釈濃度に関わらず40 keVで最大値を示した。同一濃度のシリンジにおいてDECTの40 keVは, SECTと比較して約3.9倍のCT値を示した。またSECTと同様のCT値を示すDECTのVMIの範囲は, 71 keVから79 keVであることから71 keV以下のエネルギーを使用することでSECTと同等またはそれ以上のコントラストを得ることが可能である。

DECTのVMIによるSD値の変化とSECTのSD値の関係をグラフに示す(図3b)。SECTとDECTのVMIのSD値の変化はエネルギーと負の相関がみられた。SECTでのSD値: 8.3以下となるVMIのエネルギーはDECTの70 keV以上となった。

DECTのVMIによるCNRの変化とSECTのCNRの関係をグラフに示す(図4a)。SECTで最大のCNRを示すのは360 HUのシリンジで43となり, 最も低濃度で同等のCNRを示すDECTのVMIは231.1 HUのシリンジで, エネルギーは50 keV以下の場合となった。SECTとDECTの50 keVのCNRの関係を表1に示す。

またDECTの40 keVで最小のCNR: 9.1と交点をもつ最小のSECTは84.7 HUのシリンジとなった。この際に最も低濃度で同等のCNRを示すDECTのVMIは50.2 HUのシリンジで, エネルギーは45 keV

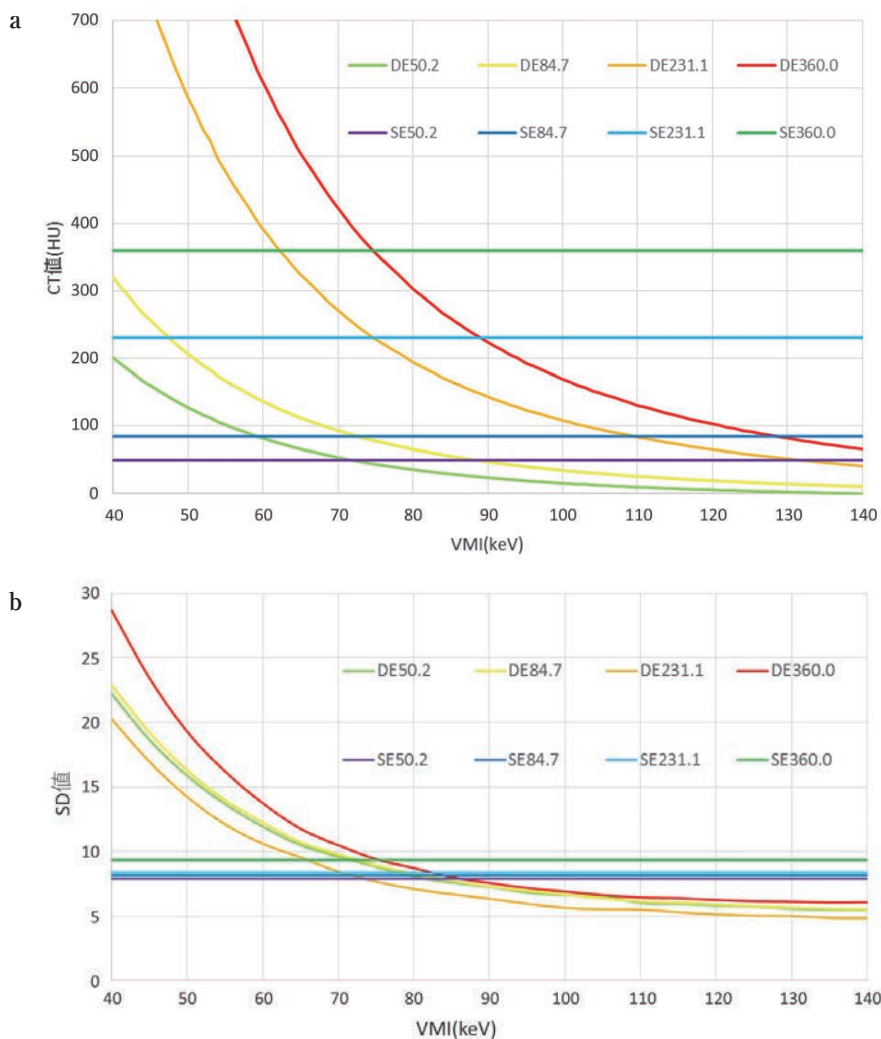


図3 SECTとDECTにおけるエネルギーとCT値(a), SD値(b)の関係<電子版カラー掲載>

表1 SECTとDECT 50keVのCNRの関係

シリンジ	SECT	DECT 50 keV
231.1 HU	27.15	43.22
298.4 HU	35.15	52.41
360.0 HU	43.06	65.96

表2 SECTとDECT 45keVのCNRの関係

シリンジ	SECT	DECT 45 keV
50.2 HU	5.04	9.14
64.4 HU	6.96	11.37
84.7 HU	9.13	15.27

以下の場合となった。SECTとDECTの45 keVのCNRの関係を表2に示す。

上記の結果を(式2)に代入すると単位時間当たりヨード量はDECTで811.12 mgI/s, SECTで1569.35 mgI/sとなり, 最大48%減量が可能となる。また総ヨード量はDECTで14.16 gI, SECTで22.25 gIとなり, 最大36%減量が可能となる。

以上のことから, 標準体型における腹部CTにおいて, DECTを使用しVMIのエネルギーを45 keVにすることにより, 造影剤量を36%低減が可能となる。

考 察

2014年に赤崎らが報告したGE社製のDiscovery

CT 750HD (以下HDCT)では単位時間当たりの造影剤量は31%, 総造影剤量は12%の減量が可能としていた⁹⁾が, 今回の結果ではRevolution CTにおいては単位時間当たりの造影剤量は48%, 総造影剤量は36%の減量が可能という結果になり, さらなる造影剤低減が示唆された。最大の要因は2014年のHDCTのCNR(図4b)⁹⁾と比較した場合のDECTの低エネルギー帯のノイズ低減である¹⁰⁾と考える。HDCTの検討ではエネルギーを70 keV以下に下げてもCNRはプラトーに達してそれ以上は改善しないが, 今回のDECTにおいてはエネルギーとCNRの負の相関が40 keVまで維持され, 最もCNRが高いのは40 keVとなった。

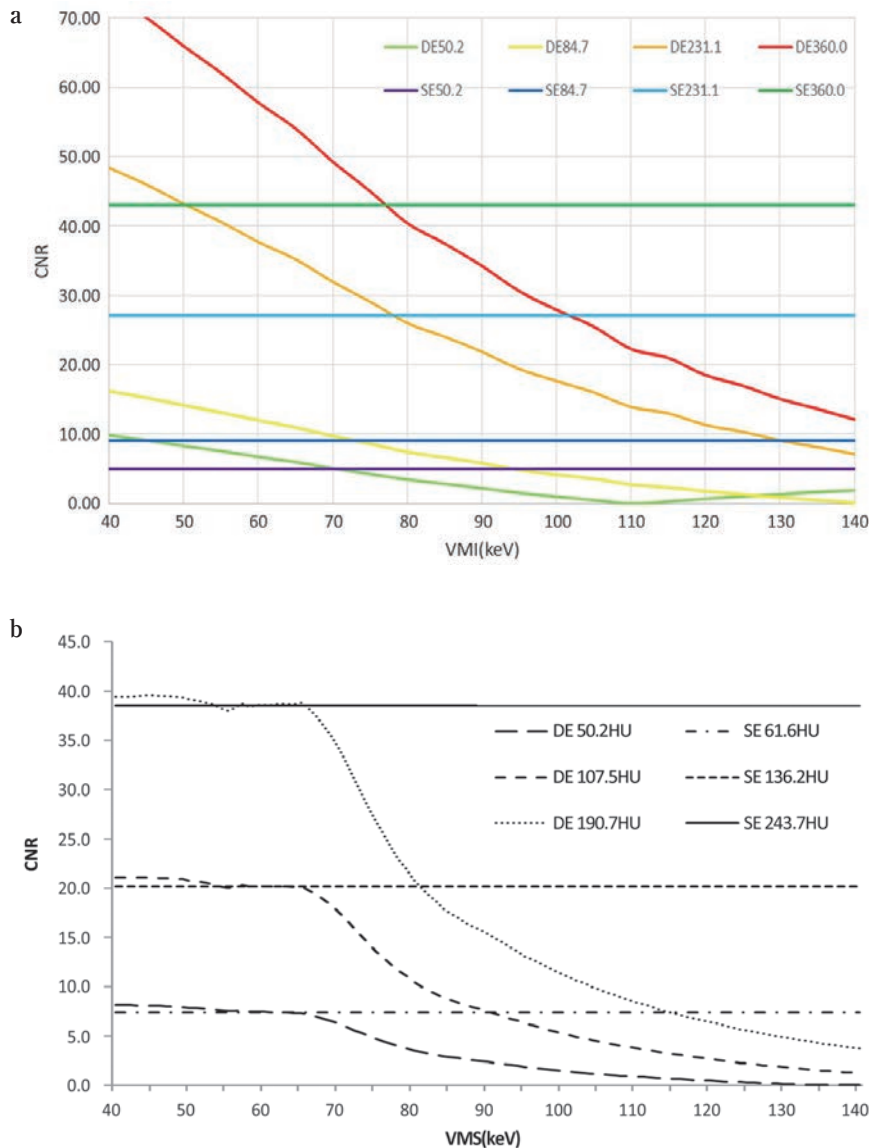


図4 SECTとDECTにおけるエネルギーとCNRの関係

a : Revolution CT (GE社, 本研究) 〈電子版カラー掲載〉

b : Discovery CT (GE社, 当院での2014年研究データ, 文献⁹⁾の図5より転載)

今回の結果より70 keVのVMIはSECTと比較してSD値, CT値ともにほぼ同等の値を示すことからSECTの代用とすることの正当性も証明された。

また, 造影剤量を減量してもDECTを利用することで造影剤量を減量しないときと同等のCNRをベースとした画質を得ることができる。

なお今回の検討は標準体型の腹部を想定したCNRの検討であり, 体格差, 線量差, エネルギー変化における画質の検討も必要と考える。

DECTのVMI40 keVを使用するとSECTと比べ約3.9倍のCT値となったことから, 低エネルギー帯のノイズ低減が可能になると70%程度まで減量することができるかと考察される。

文 献

- 1) 猪阪善隆, 林 宏光, 青沼和隆, 他: 腎障害患者におけるヨード造影剤使用に関するガイドライン 2018. 日腎会誌, 61 (7): 933-1081, 2019
- 2) 西 恭兵, 西田暁史, 福井健一郎, 他: 造影CT検査における急速静注が即時性副作用および血管外漏出の発生頻度に与える影響について 1375例の前向き調査. 日放線技師会誌, 54 (9): 1204-1207, 2007
- 3) 富士製薬工業株式会社: オイパロミン シリンジ 添付文書, 第19版, 2014年8月改訂
- 4) 室賀浩二, 八町 淳: マルチスライスCTにおける造影技術. INNERVISION, 22 (8付録):

- 8-13, 2007
- 5) 藤村貴順, 佐藤光博, 厚谷祥一, 他: CT 造影検査における造影剤使用量適正化の試み, *アールティ*, 22: 27-32, 2004
 - 6) Gemstone Spectral Imaging CLINICAL VALUE, GE Healthcare CT publication, June 2011
 - 7) 上野恵子, 陳 克敏, 劉 愛連, 他: スペクトラル CT 基本原理と臨床応用, 学研メディカル秀潤社, 東京, 55-56, 2013
 - 8) 八町 淳, 寺澤和晶, 林 信成: CT 造影技術, *メディカルアイ*, 東京, 10-17, 2013
 - 9) 赤崎 勉, 脇田季胤, 北 卓, 他: デュアルエネルギー CT (スペクトラル CT) による造影剤減量の実験的検討. *多根病医誌*, 3 (1): 13-17, 2014
 - 10) Slavic S, Madhav P, Liu E, et al: GSI Xtream on Revolution CT-White Paper, GE Healthcare, 3-8, October 2017

Editorial Comment

CT 画像は X 線減弱係数を CT 値に変換し作成し、減弱係数は生体因子（電子密度、密度、原子番号）と X 線エネルギー（電圧）で表される。電圧を変えると、減弱係数（CT 値）は組織固有の変化を示し、このシフトが組織の判別に利用される。すでに臨床各分野で実用化が進み、Dual energy CT として使用されている。ヨード造影剤は検討の進んだ領域で、骨、石灰化と分離して表示され、生体内ヨード分布の表示、除去も可

能である。本論文はヨード造影剤の CT 値が低電圧で強く上昇する性質を利用し、生体組織の CT 値を変動させない電圧領域で造影剤コントラストを評価し、造影剤量の減量可能域を求めた論文である。日常臨床における有用性は高く、適応範囲の拡大が期待される。

放射線治療科
中島俊文

Dual energy CT (DECT) は、コンピュータ演算速度の飛躍的な向上の恩恵を受けて近年目覚ましく進歩している領域の一つである。各社がそれぞれ独自の技術で開発していることも興味深い。Siemens 社（ドイツ）は出力エネルギーの異なる 2 つの管球を同時回転させて撮像する dual source DECT、Philips 社（オランダ）は管球ではなくパネルを 2 層にして 2 種類のエネルギーに相当する情報を抽出する detector based spectral CT、本論文で検討されている GE 社（米国）は電圧を高速で切り替えることにより 1 つの管球で 2 種類のエネルギーを生み出す single source DECT である。それぞれの方法に長所と短所があり^{1,2)}、装置も安価ではないので、それらある程度理解した上で導入、臨床応用することが望ましい。Detector のサイズ（一度の管球回転で撮像できる範囲）も各社で異なり、例えば、GE 社製の 256 列で 320 列（キヤノンメディカル社の single energy CT）には及ばないが、頭部全体をカバーすることができ、寝台を動かさずに撮像できる（DECT 以外の灌流 CT などで長所となる）。

Dual energy (GE 社製では 80 & 140 keV) の raw data から計算される仮想単色 X 線等価画像 virtual monochromatic (VMC) images (本論文では VMI) は、低 X 線エネルギー領域では CT 値は大きくなるが、水、骨 (hydroxyapatite)、ヨード (iodine)、カルシウムなど様々な物質によって異なる挙動を示す特性を利用している (material-specific attenuation profile と呼ばれ、蒸留水の CT 値はゼロ)^{1,2)}。臓器の CT 値はそれを構成する元素 (elements) の構成によって決まり、忘れていた高校の化学 (元素の周期表) を思い出す必要があるが、CT 値には原子番号 (atomic number) が関連する。一般臓器を構成する元素 (以下、括弧内は原子番号) は、水素 (1)、炭素 (6)、酸素 (8)、窒素 (7) と小さな原子番号であるが、病的状態で沈着するカルシウム (20)、trace elements として出血後のヘモジデリンに含まれる鉄 (26)、Wilson 病で沈着する銅 (29) は少し原子番号が大きくなり、造影剤として用いられるヨード (53)、バリウム (56)、ガドリニウム (64) はさらに大きな番号である¹⁾。本論文で検討された造影剤量の低減は、原子番号の大きなヨード (53) は低エネルギー領域では一般臓器の構成元素よりも CT 値が大きくなり、コントラスト比が大きくなることを利用したものである。技術の進歩が造影剤量の低減に寄与している。将来的には、後述する仮想非造影イメージ virtual noncontrast (VNC) images を用いれば、造影前の撮像が不要となり、被曝線量の低減にも繋がるかもしれない。また、本論文の図 3a, 4a を見れば、70 keV の仮想画像が従来 CT (single energy 120 keV) の等価画像であることも理解できる。

DECT はより正確な診断にも寄与している。Material-

specific attenuation profile を利用してカルシウムやヨードを抽出した material-specific images が作成できるようになった。例えば、中枢神経領域では急性期の主幹動脈閉塞に対して血栓回収術を行うと、しばしば術後 CT で頭蓋内に高吸収域を認め、出血なのか造影剤の漏出なのか迷うことがある。この場合、術後 CT を DECT で撮像すれば、ヨード・マップ (iodine map) を作成でき、造影剤漏出であればヨード濃度も測定できる³⁾。一方、撮像画像から iodine map を引き算することにより造影剤の影響を除いた仮想非造影イメージ virtual noncontrast (VNC) images を作成して、造影剤の影響を排除した本当の頭蓋内出血の程度を評価できる。頭頸部の CT 血管造影でもカルシウムを抽出することにより、石灰化の除去に有用との報告がある。整形外科領域では、骨梁のカルシウムを除去 (virtual non-calcium imaging) を適用すると診断しにくい不全骨折 (occult fracture) や骨挫傷 (bone bruises)、椎体圧迫骨折の骨髄浮腫 (bone marrow edema) を描出できる⁴⁾。

また、beam-hardening artifact も低減できるとされ、金属インプラントの術後評価の有用性が報告されている⁴⁾。これに通常の金属アーチファクト除去アルゴリズム (metal artifact reduction, MAR) を組み合わせると相乗効果を期待したが、脳動脈瘤コイル塞栓術後の症例に適用するとコイル塊と母血管の間に隙間ができてしまい、実用的ではなかった。このような制限もあるが、新病院移転時の初代 DECT と比較して 9 年後に更新された本機の実用性 (本稿で示されたノイズ低減など) は高まっており、今後さらに発展していくと思う。

脳神経外科
小川竜介

文献：

- 1) Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, et al : Material separation using dual-energy CT : Current and emerging applications. Radiographics, 36 (4) : 1087-1105, 2016
- 2) Yu L, Leng S, McCollough CH : Dual-energy CT-based monochromatic imaging. AJR Am J Roentgenol, 199 (5 Suppl) : S9-15, 2012
- 3) Bonatti M, Lombardo F, Zamboni GA, et al : Iodine extravasation quantification on dual-energy CT of the brain performed after mechanical thrombectomy for acute ischemic stroke can predict hemorrhagic complications. AJNR Am J Neuroradiol, 39 (3) : 441-447, 2018
- 4) Goo HW, Goo JM : Dual-energy CT : New horizon in medical imaging. Korean J Radiol, 18 (4) : 555-569, 2017