

デジタル時代の画質と線量：低線量 CT と画質

熊本大学大学院生命科学研究部・医用理工学
船間芳憲

はじめに

X線CTは、空間分解能の高さ・臨床における汎用性から現代の画像診断を支えているといっても過言ではない。しかし、CTはX線を取り扱うことによる被曝線量の問題があり、X線量を如何に低減するかが重要である。一般的に、X線量とCTの画質はトレードオフの関係にあり、画質はX線量の低減ともなって、ノイズやアーチファクトなどが増加する(1)。CTにおける被曝線量低減は、ALARA(as low as reasonably achievable)の原則に示されているごとく、診断に必要な画質を担保した上でX線量を可能な限り低減する、つまりX線量を如何に最適化するかが重要である。Sodickson(2)らは22年間で31463人のCTを受診した患者のコホート調査を行っている。その報告でCT検査が5回を超える場合が33%の10383人、38回を超える場合が1%の315人であり、中には120回を超えるケースもあったと報告している。繰り返しCT検査を行う上でも可能な限りX線量を低減し撮像をおこなう低線量CTは必要不可欠となっている。“低線量CT”というキーワードは現在だけの問題ではなく、例えば1981年には骨ミネラルCT(QCT)での低線量CT(3)、1984年には骨盤計測に関する低線量CT(4)、1990年には肺野の低線量CTなど(5)、さまざまな領域で報告がおこなわれている。低線量CTへの取り組みは、いつの時代も議論の対象となっている。

今回は、低線量で増加する画像ノイズ、X線量低減の有効策である低管電圧CTと逐次近似画像再構成法について概説する。

画像ノイズ (image noise)

画像ノイズの表現方法として最もシンプルな定義は均一な水などの物質をスキャンし、関心領域 (ROI) を設定し、CT値 (HU) の標準偏差として表示するものである。このノイズは一般的にさまざまなスキャンパラメータの影響を受ける。代表的なものとしては1) 管電圧 (kV)、2) 管電流・時間値 (mAs)、3) 再構成スライス厚、4) 再構成関数 (カーネル)、5) ヘリカルピッチ、6) ヘリカル補間アルゴリズム などである(6)。例えば、スキャンの際に他のパラメータが一定であり、管電流・時間値のみが変化する場合、画像ノイズと管電流・

時間値は以下のような関係がある(6)。

$$\text{Noise} \propto \frac{1}{\sqrt{\text{mAs}}} \quad (1)$$

すなわち、管電流・時間値とノイズは反比例の関係にあり、管電流・時間値が2倍増加するとノイズは29%低減し、逆に管電流・時間値が1/2に低下すると41%増加する。Fig. 1は65 mAsと32 mAsでスキヤンしたCatphan画像を示す。画像ノイズを測定すると65mAsでは12.23 HU、32 mAsでは17.54 HUとなる。画像ノイズの増加量は1.43倍となり理論値の1.414倍とほぼ同じである。

次に、再構成スライス厚のみが変化した場合、画像ノイズと再構成スライス厚は以下のような関係がある(6)。

$$\text{Noise} \propto \frac{1}{\sqrt{\text{Slice thickness}}} \quad (2)$$

再構成スライス厚が変化した場合も mAs と同様に再構成スライス厚が1/2薄くなると、画像ノイズ値は1.41倍増加する。Fig. 2は再構成スライス厚を5.0 mmと0.625 mmでの画像ノイズの比較を示す。画像ノイズの測定値は5.0 mmの場合が17.57 HUであり0.625 mmの場合が46.27 HUであった。画像ノイズの増加量は2.64倍となり、理想的な場合の2.83倍とほぼ同じである。CTの撮像においては薄いスライス厚や管電流・時間値を増加させることもあり、ノイズとの関係を把握することは画質を決定するためにも重要である。

低管電圧 CT (low tube voltage CT)

低管電圧 CTとは通常管電圧120 kVに比べて低い管電圧を設定しCTスキヤンをおこなうことである。低管電圧を使用することでヨードのエンハンス効果は水などと比べて増加する(7)。これはヨードの線減弱係数(μ)が水などと比較して増加するためである。ヨードの原子番号は(Z=53)であり水の実効原子番号(Z=7.42)と比較すると非常に高くCT画像を形成する上で光電効果が支配的である。光電効果は入射物質の原子番号が高いほど、X線光子エネルギーが低いほど光電効果の確率は高くなる。そのために、管電圧を低く設定することで光電効果の寄与する割合が増加する。一方、水の場合は原子番号が低いためにCTで使用する管電圧領域ではコンプトン効果が支配的である。このような減弱係数の差がCT値へ影響を与えることになる(8)。また、CT値の定義式は

$$\text{CT number [HU]} = \frac{\mu - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \times 1000 \quad (3)$$

であり、CT 値はわずかな減弱係数の違いをスケールアップさせる。上記理由によって、水の減弱係数に対して組織の減弱係数から水の減弱係数を引いた値が 0.05 となるだけで CT 値に換算すると 50 HU も変化することになる。Fig. 3 は造影剤を用いない CT において低管電圧（90 kV）と標準管電圧（120 kV）での、各生体内の CT 値を比較したものである(9)。このグラフを見ると筋肉や肝臓、腎臓、膵臓などの軟部組織は、水と同様にコンプトン効果が支配的である。そのために、管電圧を低く設定しても CT 値は肝臓で 1.9 HU、腎臓で 2.0 HU、腎臓で 0.5 HU、筋肉で 2.5 HU と、ほぼ同等か若干の増加を認めるのみである。しかし骨の場合は低管電圧を使用することで標準管電圧に比べて CT 値が 54.7HU と増加している。次に、造影剤を使用した場合、ヨードのエンハンス効果は早期の動脈相で大動脈が 133.3 HU、膵臓で 35.9 HU、脾臓で 32.1 HU と報告されている。このエンハンス効果は造影剤の投与方法などでも変化するが、造影剤を用いることで造影前に比べると有意に CT 値が増加していることが伺える。

低管電圧を使用した場合、標準管電圧と低管電圧では生体内での中心、および表面での X 線量が異なってくる(10)。Fig. 4 および Fig.5 のグラフはファントム中心および周辺の X 線量を測定したものである。まず Fig. 4 はファントム中心での X 線量を示している。例えば 300 mAs で比較すると標準管電圧と低管電圧では標準管電圧の方が 2.3 倍、X 線量が増加している。Fig. 5 でも同様に中心線量ほど高くはないが 300mAs で 1.86 倍、X 線量が増加している。次に、中心線量が同じ管電流・時間値を見ると、例えば 120 kV が 200 mAs のとき 9.53 mGy であり、90 kV が 450mAs で 9.49 mGy となる。これら 120 kV-200 mAs、90 kV-450 mAs で Fig. 5 の周辺での X 線量を比較すると、120 kV-200 mAs で 18.17 mGy、90 kV-450 mAs で 22.03 mGy となり 90 kV の方が中心線量一定の場合、周辺線量は増加する。以上のことをまとめると一般的に両者の実効エネルギーの差で比率は異なるが (1)管電流・時間値 (mAs) が一定で管電圧を標準管電圧から低管電圧へ単純に変更すると X 線量低減となる。(2)中心の X 線量を標準管電圧と低管電圧で揃えた場合、低管電圧では周辺の X 線量が増加傾向となる。

臨床の低管電圧 CT では X 線量の低減効果と画質のバランス、体格

などの患者因子などから管電流・時間値を決定している。CTのスキヤンパラメータを決定する際、管電圧のみの低減ではX線量の低減効果が大きいために、低管電圧を使用した場合には管電流を増加して調整をおこなう。Fig. 6は横軸に患者体重、縦軸に管電流・時間値をとり、管電圧を80 kVから140 kVでの管電流・時間値の変化を示したグラフである(11)。グラフは70 kgの患者で120 kV、200 mAsでの検出器へのエネルギーフルエンスが一定になるスキヤン条件を提示している。例えば比較的体重の軽い50 kgでは420 mAs@80 kV、190 mAs@100 kV、91 mAs@120 kV、57 mAs@140 kVとなり、管電流・時間値は最大でも80 kVの420mAs程度でスキヤンが可能である。一方、比較的体重の重い100 kgの場合は3600 mAs@80 kV、1400 mAs@100 kV、620 mAs@120 kV、370 mAs@140 kVとなり、80 kVでのスキヤンは3600 mAsもの高管電流・時間値が必要となり、スキヤンは実際不可能である。つまり高体重の患者では画質を補うための管電流・時間値の上限値を考慮して設定する必要がある。Marin (12)らは腹部の臨床研究において標準管電圧と低管電圧の検討をおこなっている。この場合の患者体重は平均で87kg (42-125kg)であり、著者らは、低管電圧CTは腫瘍と肝臓のCNR (contrast-to-noise ratio)を大幅に改善し有効な手段であると述べているが、高体重の患者に対して画質が乏しくなることも指摘している。Schindera (13)らも肝腫瘍の検出を目的としてファントムを用いて、管電圧を80, 100, 120, 140 kVと変化させ検討をおこない、体重と撮像条件の問題を同様に指摘している。国内では一般的に平均体重が60 kg前後と欧米と比べると軽いために、ほとんどの患者で適応可能である。Nakaura(14)らの腹部の臨床研究の検討では、患者体重の集団が平均53.6 kg (39kg-70kg)であり、低管電圧を使用し標準管電圧に比べて線量低減ならびに画質改善が得られると報告している。Nakayama(9)らの報告でも患者平均体重は約58 kgとし、一部の高体重の患者を除き低管電圧CTは有効な手段であると結論づけている。

特にノイズの増加が懸念される心臓などの部位や高体重の患者には中間的な100 kVの使用もX線量低減ならびに画質改善から有効と考える(15-17)。Fig. 7は心臓CTにおける平均実効線量を各スキヤンテクニックで表示したものである(18)。中間的な管電圧100 kVを使用したプロスペクティブECGゲート法で1.5 mSv、100 kVを使用したハイピッチモードで1.0 mSvとなっており、管電流変調を用いないレト

ロスプレクティブ ECG ゲート法の 15 mSv と比較して画質を維持した状態で被曝低減が可能となっている。

低管電圧 CT では標準管電圧の 120kV でも各装置メーカーで実効エネルギーが異なることに注意しなければならない。日本工業規格 (JIS) では管電圧はピーク値を kV で表示すると定義しており、実効値ではない。例えば GE 社の Light Speed VCT だと 80 kV で 43.7 keV に対して 120 kV または 140 kV の範囲は 56.8keV から 61.5keV などと報告されている (13)。A 社の 100 kV と B 社の 120 kV の実効エネルギーを比較するとほぼ同じや、C 社の 120 kV と D 社の 140 kV が同じなど想定される話である。そのために標準管電圧の実効エネルギーが相対的に低い場合から低管電圧 CT へ変更するとノイズの増加が顕著となり画質の劣化を招き、画質改善へ寄与しない可能性もある。

逐次近似画像再構成法 (iterative reconstruction)

X 線量を低減するための技術としては、上述した低管電圧撮像や 3 次元方向の管電流変調技術 (自動 X 線曝射制御)、量子ノイズ低減フィルタ、検出器・回路系の改良、ヘリカルスキャン端の無効 X 線の遮蔽、テーブル移動による関心領域のセンタリングなどが挙げられる。最近 X 線量を低減するための技術として、特に注目されているのが逐次近似画像再構成法である (19-21)。現在検討が進められている逐次近似画像再構成法は統計学的 (statistical) なアプローチであり、解を一度に求めるものではなく、繰り返し手法で求めるものである。一方、現在主流のフィルタ補正逆投影法は解析的 (analytical) なアプローチである。これは、投影データ (raw data) 上で逆投影処理時のボケを補正した後、一度に逆投影処理で解である再構成画像を求めるものである。Table 1 に逐次近似画像再構成法と現在使用されているフィルタ補正逆投影法 (FBP) の利点・欠点を記す。まず、現在主流のフィルタ補正逆投影法は逐次近似画像再構成法と比べて特別な装置を必要とせず画像再構成が可能であり、再構成時間も短い。一方で、フィルタ補正逆投影法で作成される再構成画像上のノイズは投影データ上のノイズに比例するために X 線量の低下に伴い画像ノイズが増加する。このフィルタ補正逆投影法での欠点を補うために、統計学的な逐次近似再構成法が開発されている。実は逐次近似再構成法はフィルタ補正逆投影法に置き換わる初期の CT 装置に代数的再構成法 (ART) として導入もされていた。そのような理由から、論文などではサブタイトルに old

idea and new technology などと書かれたものもある(19)。

画像ノイズ低減に関して、例えばシーメンス社の逐次近似法 (SAFIRE: sinogram-affirmed iterative reconstruction) では心臓 CT での検討がおこなわれ、フィルタ補正逆投影法に比べて 50%、X 線量を低減したとしても診断能を損なうことなく画像ノイズを低減できると述べてある(22)。われわれはフィリップス社の逐次近似法 (iDose⁴) と低管電圧を組み合わせて心臓 CT での適応を検討している(20)。目的は低管電圧 CT によるコントラスト改善とそれに伴って増加する画像ノイズを低減することである。標準管電圧に対して低管電圧を使用し X 線の低減率を 61.8%低減した画像と 76.2%低減した画像を表示した (Fig. 8)。まずフィルタ補正逆投影法では X 線量の低下に伴いノイズ、アーチファクトともに増加し中心の模擬腫瘍が検出困難となっている。一方、iDose を用いた場合では X 線量の低下に伴って生じるノイズおよびアーチファクトを抑えることが可能となっている。そのために模擬腫瘍の検出能も X 線量を 76.2%低減した場合でも可能となっている。Fig. 9 に実際の臨床画像を示す。画像は低管電圧 CT でのフィルタ補正逆投影法と iDose との比較であり、両者とも X 線量を 120 kV で撮像される条件の 65%低減している。FBP ではノイズおよびアーチファクトの影響により画質の劣化が著しい。しかし iDose を用いることで画質の改善が実現できている。

逐次近似画像再構成法の欠点は現時点ではコンピュータのパワーが足りず画像再構成時間が長くなることである。そのために、CT で用いられているほとんどの逐次近似画像再構成法は、核医学検査で用いられる逐次近似法とは異なる手法であることに注意しなければならない。CT ではレイ数や画素数などが核医学の場合よりも、かなり膨大となり、同様な計算を行った場合では画像再構成の計算時間が相当掛かるためである。CT で用いられる画像再構成手法はフィルタ補正逆投影法をベースとして、投影データ上で統計学的な確率を考慮してポアソン分布に起因するノイズ (ポアソンノイズ) を繰り返し低減するものである。これは画像再構成時間を可能な限り短縮させる狙いもある。シーメンス社の逐次近似法 SAFIRE は計算時間が約 20 枚/秒で、フィルタ補正逆投影法は 40 枚/秒の半分程度であると述べてある(22)。また、フィリップス社の iDose を用いた場合では約 20 枚/秒であり、1851 枚の画像再構成に 93 秒、667 枚の画像再構成に 35 秒掛かると報告されている(23)。

各社、逐次近似画像再構成法の開発は目覚ましいものであり、もし、コンピュータパワーなどの技術的制限が解除された場合は新たな画像再構成法による大幅な X 線量低減が期待できるであろう。

おわりに

低線量 CT と画質に関して画像ノイズの問題、低管電圧 CT、逐次近似画像再構成法について概説した。低線量 CT は X 線量低減の目的は当然であるが、前提として診断能の維持が挙げられる。今回取り上げた低管電圧 CT や逐次近似画像再構成法などの技術を活用し、X 線量と画質のバランスを図りながら低線量 CT を執り行うことが重要である。

参考文献

1. Poletti PA, Platon A, Rutschmann OT, Schmidlin FR, Iselin CE, Becker CD. Low-dose versus standard-dose CT protocol in patients with clinically suspected renal colic. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188:927-933.
2. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* 2009; 251:175-184.
3. Cann CE. Low-dose CT scanning for quantitative spinal mineral analysis. *Radiology* 1981; 140:813-815.
4. Suramo I, Torniainen P, Jouppila P, Kirkinen P, Lahde S. A low-dose CT-pelvimetry. *Br J Radiol* 1984; 57:35-37.
5. Naidich DP, Marshall CH, Gribbin C, Arams RS, McCauley DI. Low-dose CT of the lungs: preliminary observations. *Radiology* 1990; 175:729-731.
6. Brooks RA, Di Chiro G. Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. *Med Phys* 1976; 3:237-240.
7. Yu L, Bruesewitz MR, Thomas KB, Fletcher JG, Kofler JM, McCollough CH. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics*; 31:835-848.
8. Waaijer A, Prokop M, Velthuis BK, Bakker CJ, de Kort GA, van Leeuwen MS. Circle of Willis at CT angiography: dose reduction and image quality--reducing tube voltage and increasing tube current settings. *Radiology* 2007; 242:832-839.
9. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* 2005; 237:945-951.
10. Funama Y, Awai K, Nakayama Y, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. *Radiology* 2005; 237:905-910.
11. Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 2000;

- 217:430-435.
12. Marin D, Nelson RC, Samei E, et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection--initial clinical experience. *Radiology* 2009; 251:771-779.
 13. Schindera ST, Nelson RC, Mukundan S, Jr., et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multi-detector row CT for enhanced detection--phantom study. *Radiology* 2008; 246:125-132.
 14. Nakaura T, Awai K, Oda S, et al. Low-kilovoltage, high-tube-current MDCT of liver in thin adults: pilot study evaluating radiation dose, image quality, and display settings. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 196:1332-1338.
 15. Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Eur Radiol* 2008; 18:1809-1817.
 16. Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA* 2009; 301:500-507.
 17. Napoli A, Catalano C, Francone M, et al. Imaging coronary and extracoronary atherosclerosis: feasibility and impact of whole-body computed tomography angiography. *Eur Radiol* 2009; 19:1704-1714.
 18. Alkadhi H, Leschka S. Radiation dose of cardiac computed tomography - what has been achieved and what needs to be done. *Eur Radiol* 2011; 21:505-509.
 19. Fleischmann D, Boas FE. Computed tomography--old ideas and new technology. *Eur Radiol* 2011; 21:510-517.
 20. Funama Y, Taguchi K, Utsunomiya D, et al. Combination of a Low-Tube-Voltage Technique With Hybrid Iterative Reconstruction (iDose) Algorithm at Coronary Computed Tomographic Angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2011; 35:480-485.
 21. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194:191-199.
 22. Moscariello A, Takx R, Schoepf U, et al. Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose

reduction using a novel iterative image reconstruction
technique—comparison with traditional filtered back projection.
European Radiology:2011 (in press).

23. Palacio M. Reducing radiation dose. Applied radiology 2010; 39:4-7.

Figure legends

Figure 1: Catphan phantom images acquired on the same scanner with all technical factors the same expect the tube current-time product (mAs) value: (a) 65 mAs (b) 32 mAs of 50% reduction. When the mAs setting is reduced by a factor of 2, the image noise ideally increases by a factor of 1.414 (41%).

Figure 2: Catphan phantom images acquired on the same scanner with all technical factors the same expect different slice thickness (mm) : (a) 5.0 mm (b) 0.625 mm. When the slice thickness is reduced by a factor of 8, the image noise ideally increases by a factor of 2.828.

Figure 3: Mean CT numbers of tissues at 90 and 120 kV
Change in CT number from 120 to 90 kV was 1.9, 2.0, 0.5, 2.5, and 54.7 HU corresponding to liver, kidney, pancreas, muscle, and vertebra, respectively.

Figure 4: Radiation Dose in the Center of the Phantom (mGy):
Comparison of low tube voltage at 90 kV and standard tube voltage at 120 kV

Figure 5: Radiation Dose in the Periphery of the Phantom (mGy):
Comparison of low tube voltage at 90 kV and standard tube voltage at 120 kV

Figure 6: Tube current time-product values as a function of patient weight and X-ray tube potential

Figure 7: Bar graph illustrating the average effective radiation doses of cardiac CT applying the various radiation dose reducing algorithms

Figure 8: Comparison of image artifact and nodule detectability between FBP and iDose algorithm obtained at 80 kV

Figure 9: Cardiac CT with FBP and iDose algorithm at 80 kV: 65% dose

reduction compared to radiation dose acquired at 120 kV

The left image is ECG gated cardiac image using 80 kV technique and a standard FBP algorithm with a coronary standard (CB) kernel. The center of the imaging window was set at 75% of the R-R interval. The right image is a reconstructed image with the iDose algorithm and the CB kernel.

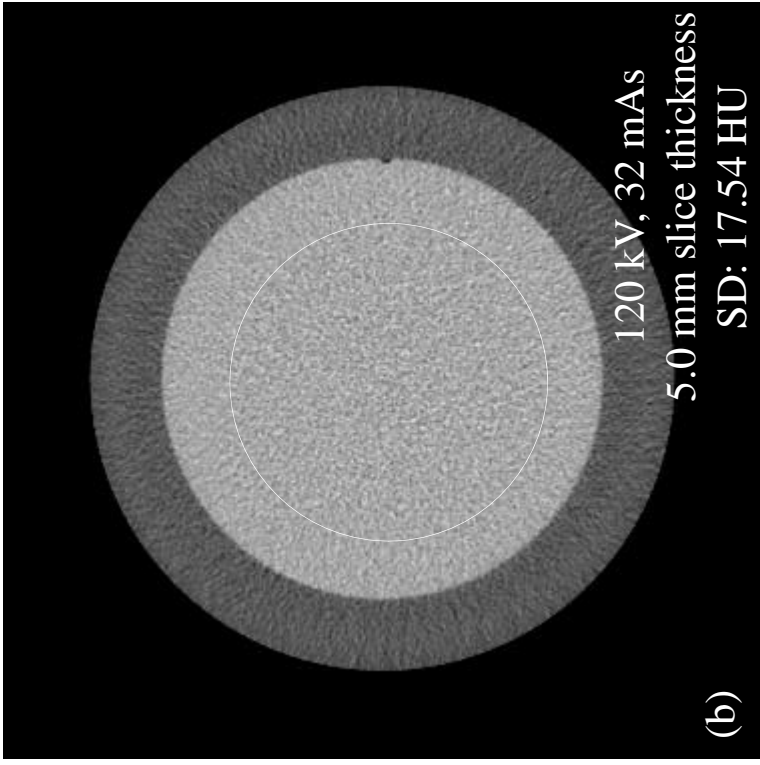
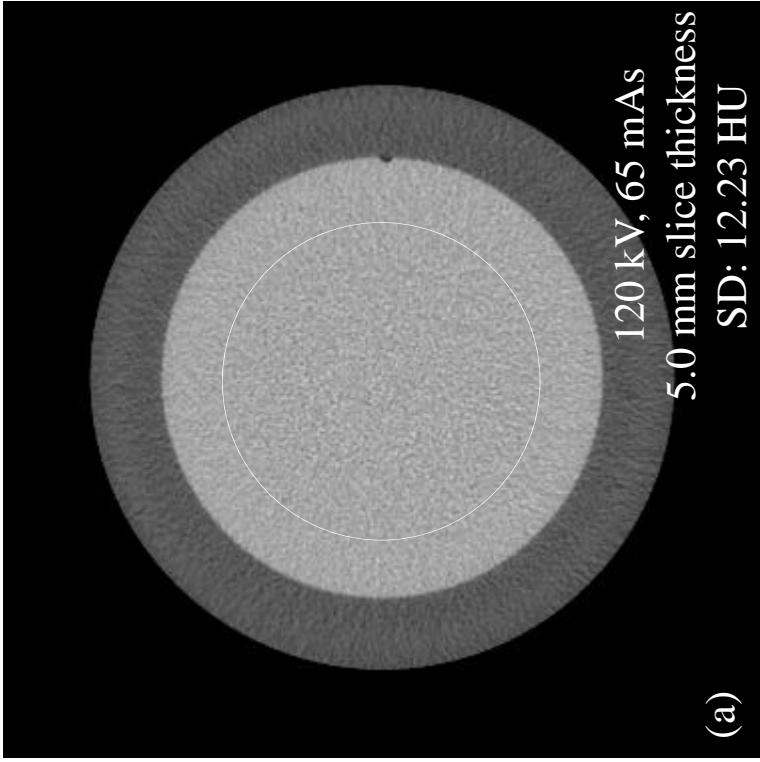


Fig. 1

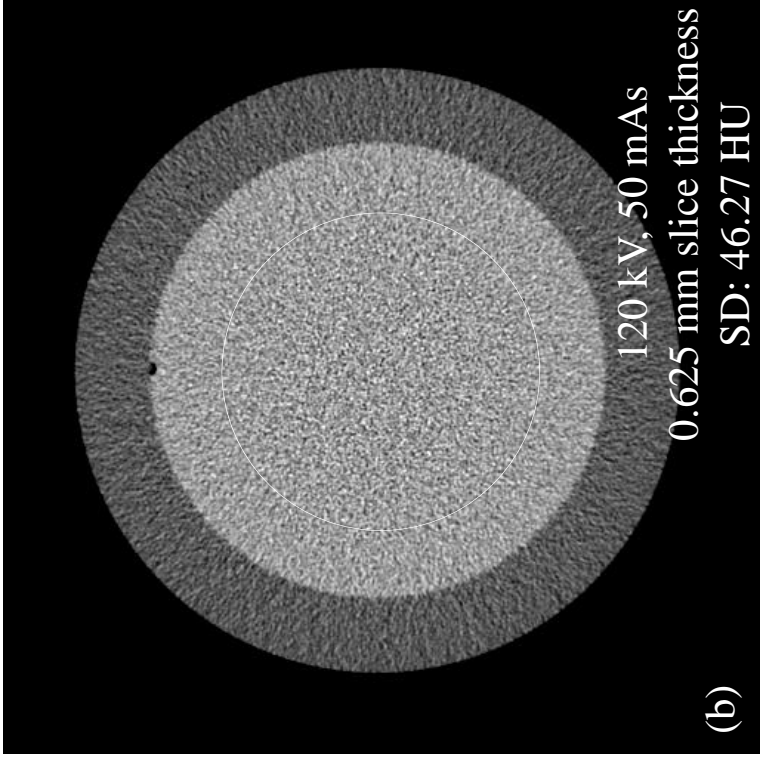
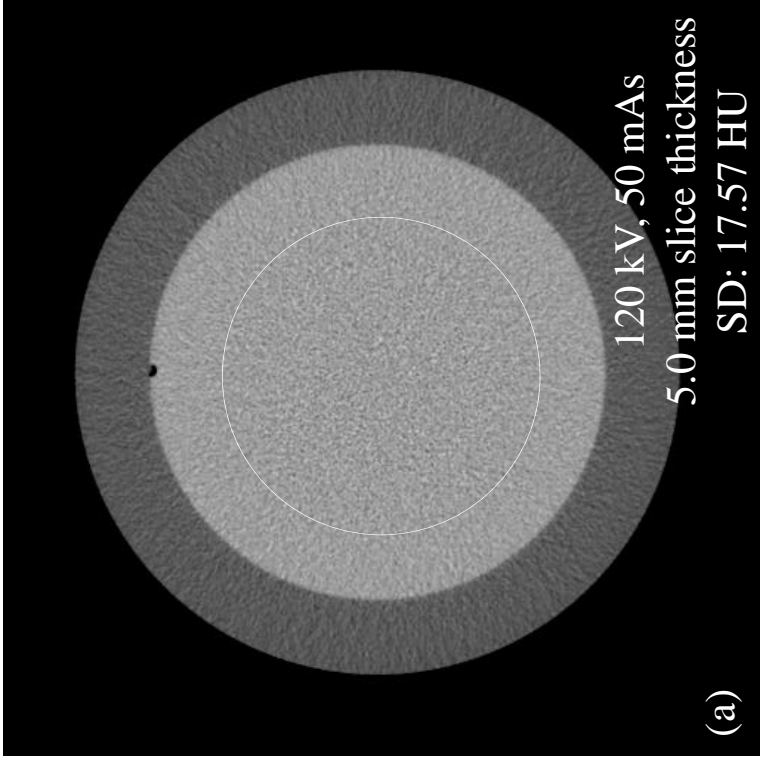
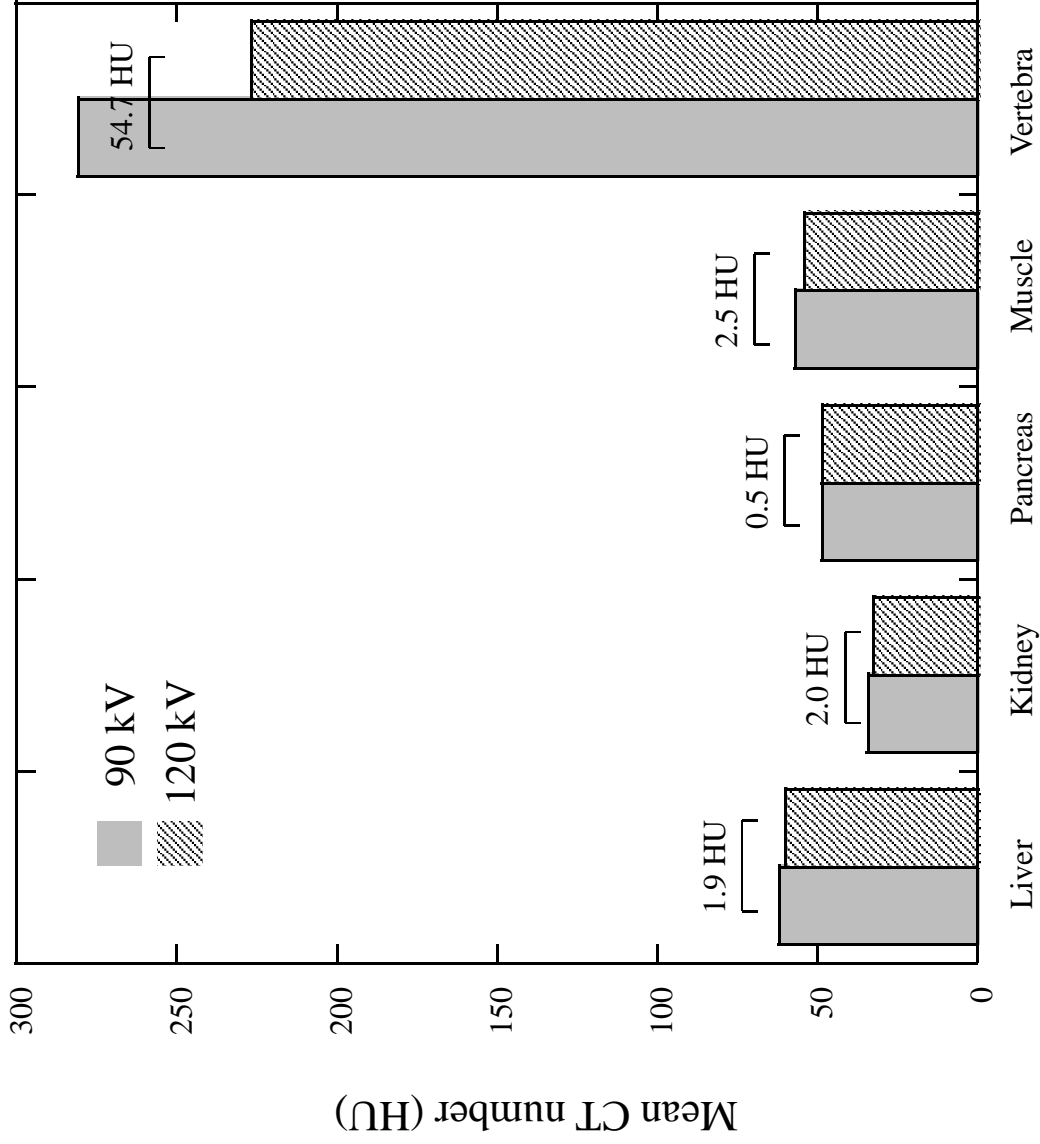
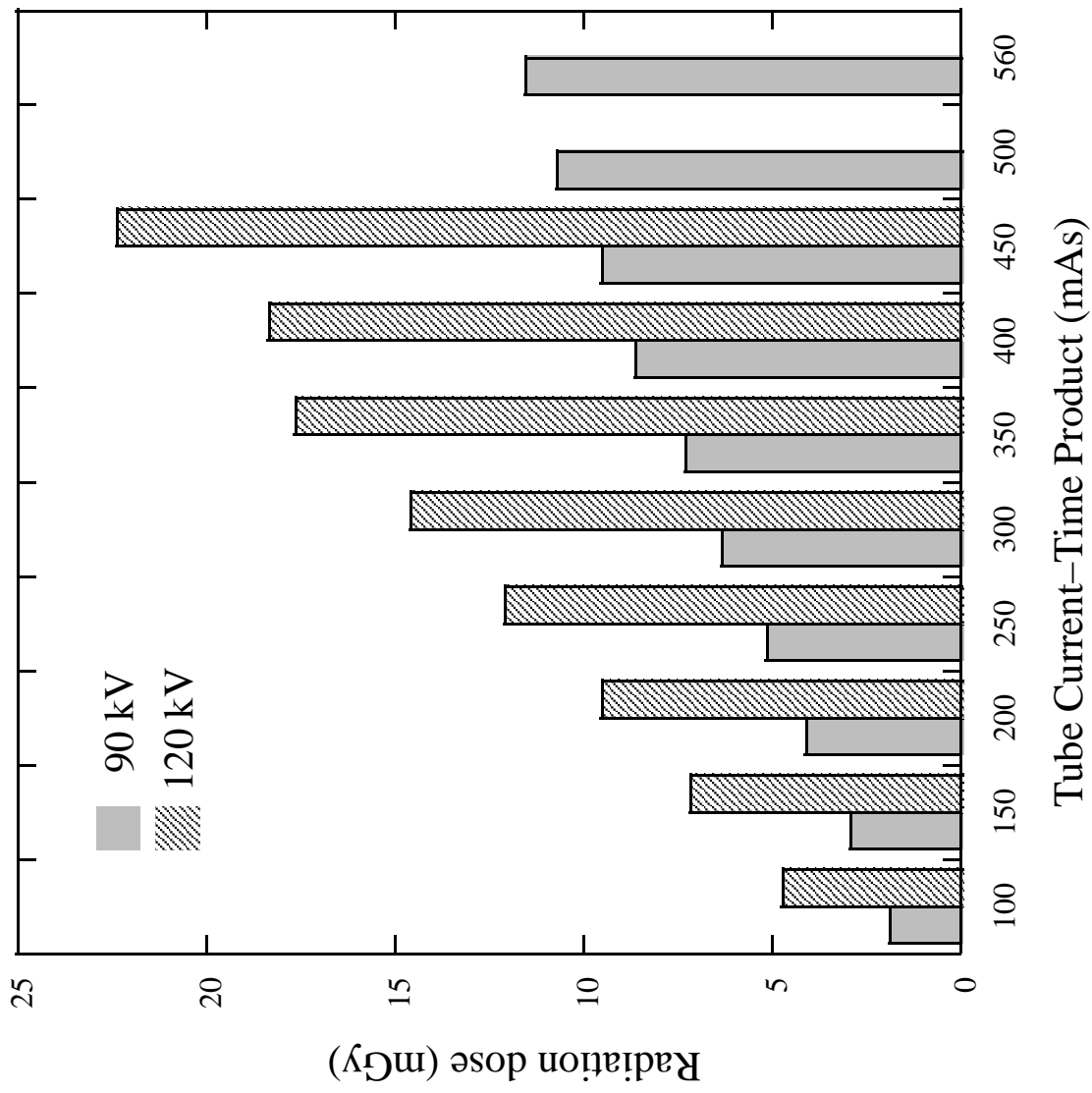


Fig. 2



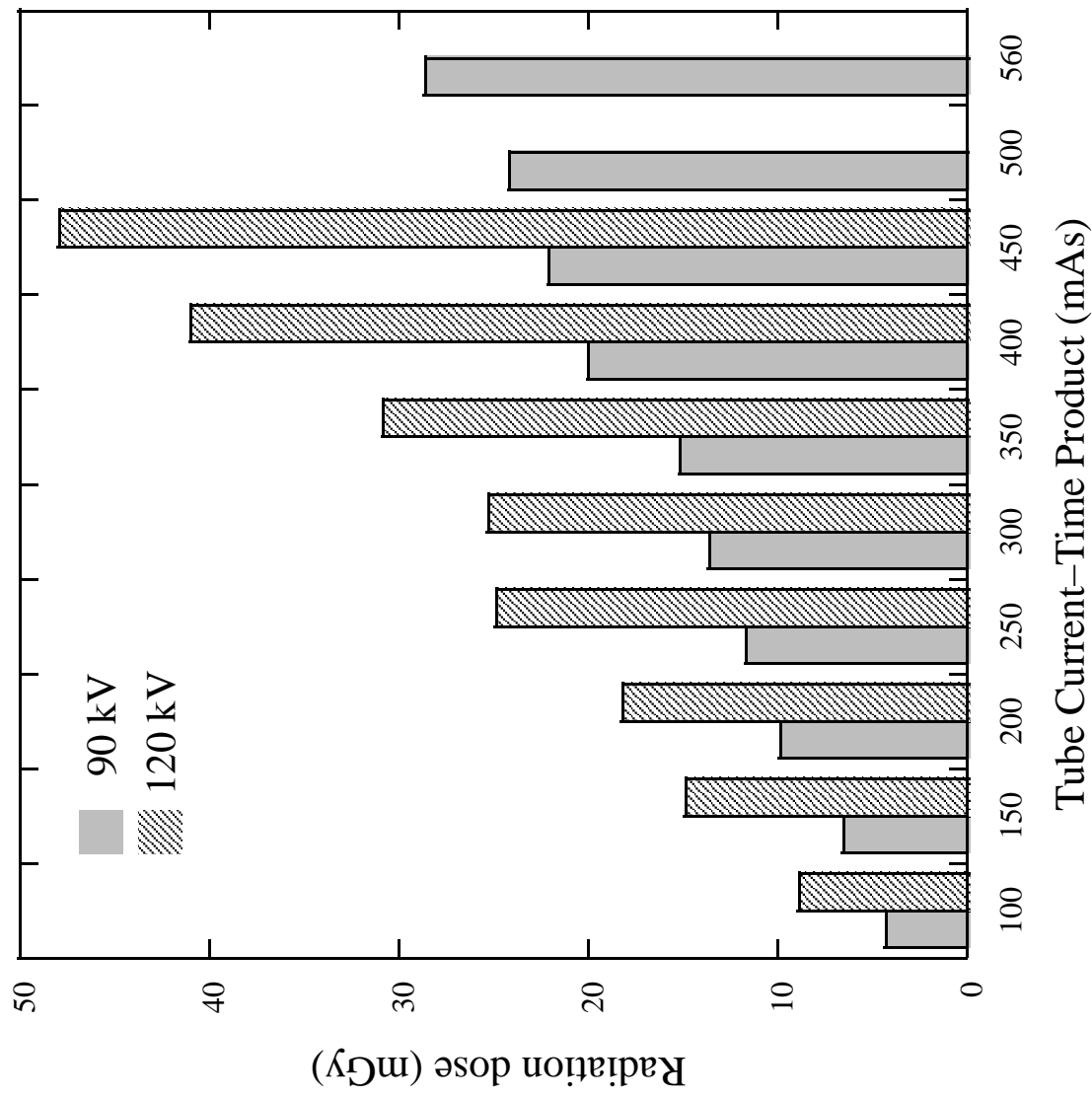
Modified from original version published in Radiology; Nakayama Y; 2005; 237; 945-951.

Fig. 3



Modified from original version published in Radiology; Funama Y; 2005; 237; 905-910.

Fig. 4



Modified from original version published in Radiology; Funama Y; 2005; 237; 905-910.

Fig. 5

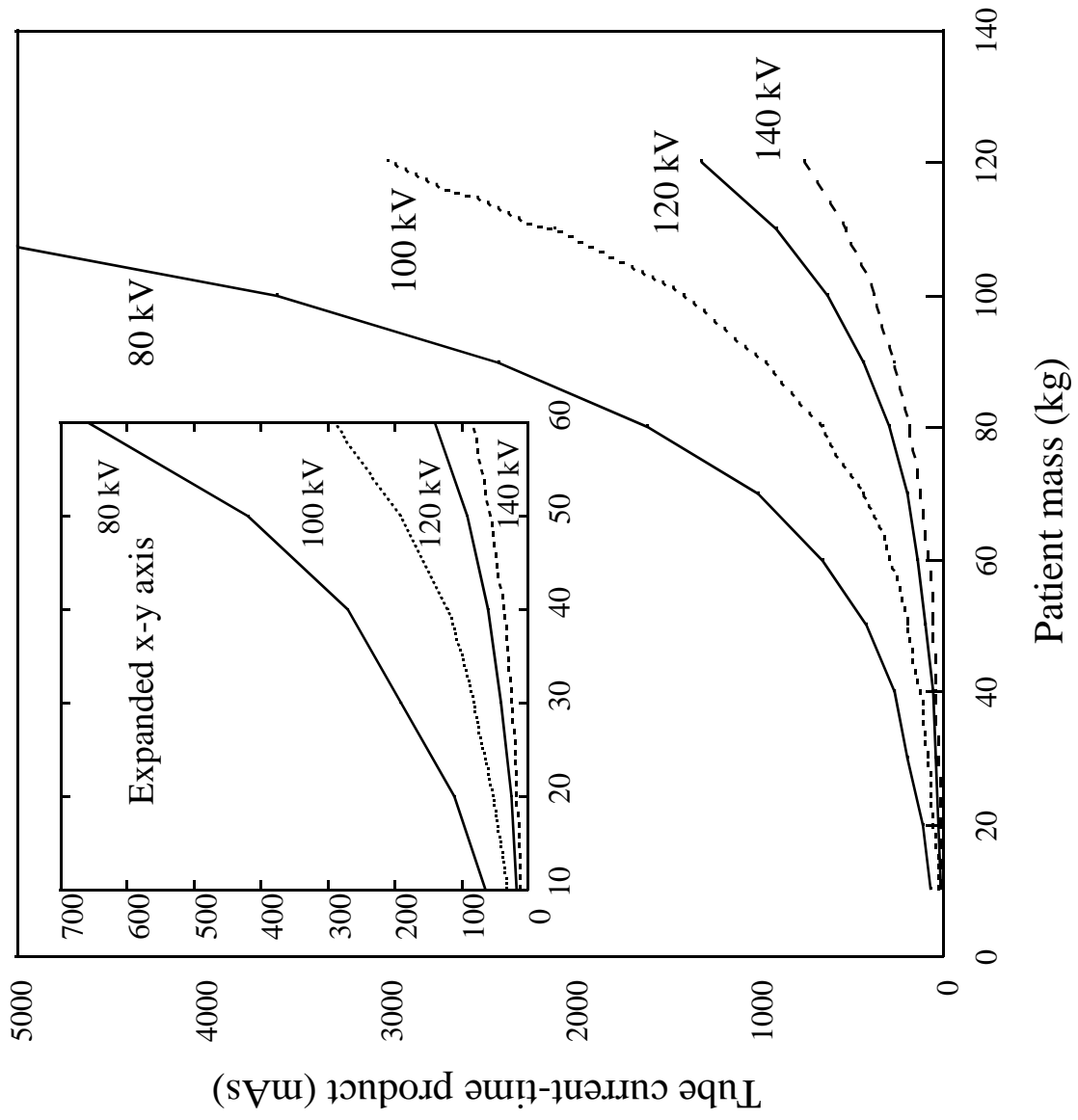
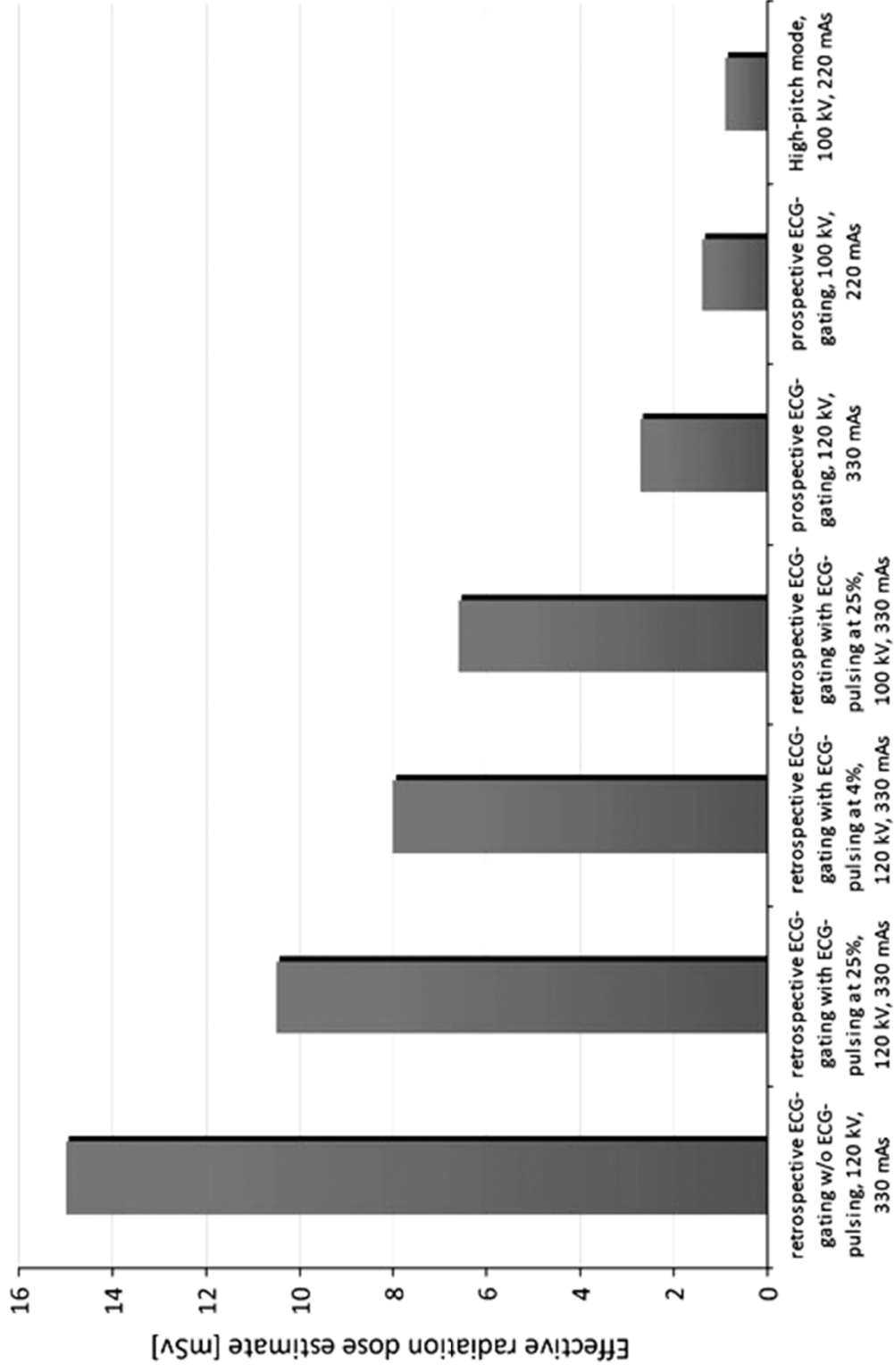
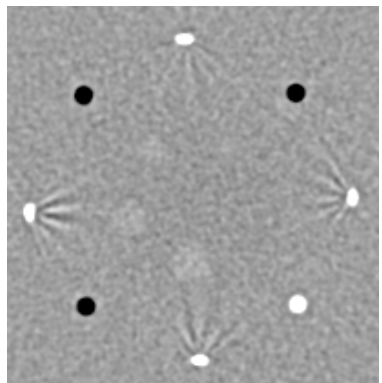
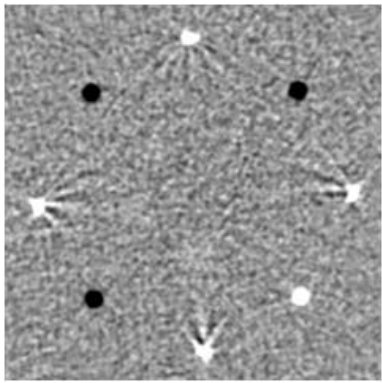
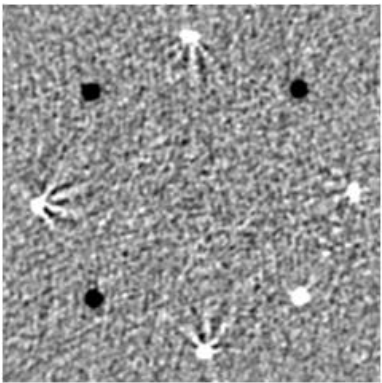


Fig. 6 Modified from original version published in Radiology; Huda W; 2000; 217; 430-435.

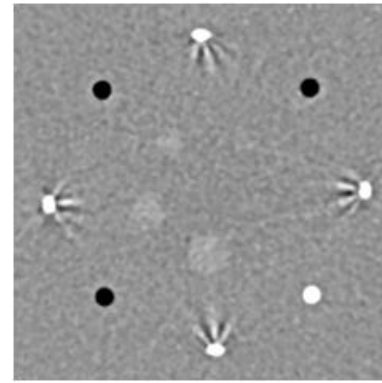
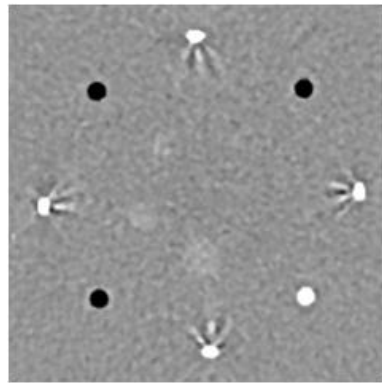


Alkadhi H et al.; Eur Radiol 2011; 21:505-509.

Fig. 7



FBP



iDose

Effective mAs	120 kV 900 eff. mAs	80 kV 1120 eff. mAs	80 kV 700 eff. mAs
Dose reduction rate per the radiation dose at 120 kV (%)		61.8%	76.2%

Modified from original version published in JCAT; Funama Y; 2011; 35; 480-485.

Fig. 8



Fig. 9

Table 1 Pros and cons of filtered back projection (FBP) and iterative reconstruction (IR) technology

	フィルタ補正逆投影法	逐次近似法
利点	再構成時間が短い 特別な装置を必要としない	画像ノイズの低減が可能 スキャン時の線量を低減可能 コーンビームアーチファクトを低減可能 散乱線の影響や検出器の特性などを考慮し画質改善可
欠点	画像ノイズが多い コーンビームアーチファクトを生じやすい ストリークアーチファクトやビームハードニングの問題	計算速度の速いコンピュータ処理装置が必要