

医療被ばく低減に向けて ～CT検査における対策～

弘前大学大学院 保健学研究科 小山内 暢* 齋藤 陽子 細川 洋一郎

はじめに

近年、国内外において、医療被ばくに対する関心が高まっており、特に検査1回あたりの被ばく線量の多いCT検査¹⁾による被ばくが大いに注目されている(表1参照)²⁾。また、全世界の放射線診断におけるCT検査の割合は5%であるにもかかわらず被ばく線量は34%を占めることも報告されている³⁾。医療被ばくの低減を図るためには、CT検査における被ばくを低減することが重要であると考えられる。

表1 各放射線診療の被ばく線量

((独)放射線医学総合研究所ホームページ²⁾より抜粋)

	胸部撮影	上部消化管検査	歯科撮影	CT撮影	核医学検査
実効線量	0.06mSv	3mSv程度	2-10 μ Sv程度	5-30mSv程度	0.5-15mSv程度

1973年にCT装置が実用化されて以来、ヘリカル装置の開発、検出器の多列化、さらには2管球装置の開発等、CT装置の発展はめざましく、CT検査は現代医療にとって欠かせないものとなっている。

放射線防護の観点から、安全側の立場に立ち、しきい値なし直線 (linear non-threshold: LNT) 仮説が採用されているため、できる限り被ばく線量を低減する必要がある。また、放射線科医、診療放射線技師をはじめとする放射線診療従事者が被ばく低減に真摯に取り組む姿勢が患者に安心感を与えられ、被ばく低減方法の検討には重要な意義がある。

本稿では、診断領域における医療被ばくの中でも被ばく線量が多いとされているCT検査を中心に、現在、実施・検討されている各種被ばく低減方法の概要や特徴を概説する。

CT検査における線量と画質

デジタル装置による放射線診断において、被ばく線量と画質は一般的にはトレードオフの関係にある。画質を向上させるには多くの光子を必要とするため被ばく線量が増加するし、被ばくを低減させようとすれば光子不足により画質が低下する。放射線診療従事者は両者のバランスを考慮しながら撮影条件を決定している。

CT検査における画質の指標の1つとしてノイズ

生するX線量は、管電流と管電圧の2乗とに比例し、被ばく線量およびノイズに影響を与える⁵⁾。

管電流を変化させた場合、発生X線量と検出器への入射X線量は比例関係にある。しかし、管電圧を変化させた場合は、X線のエネルギー変化によって透過性が変化すること、ならびに画像形成に寄与しない低エネルギーX線の除去を目的として管球に装着されている付加フィルタによるX線の吸収割合が低電圧で相対的に大きいことにより、検出器へ入射するX線量は発生X線量に比例しないことも考慮する必要がある。

CT検査における被ばく低減方法

CT検査における代表的な被ばく低減方法として、1. 管電流調整、2. 逐次近似画像再構成法、3. 低電圧撮影、4. 低線量撮影ならびに5. 体表遮蔽撮影について論じる。

1. 管電流調整

(1) AEC (自動露出機構) の利用

現在、被ばく線量の低減方法として日常的に行われているのが管電流調整である。大部分の装置には、CT用自動露出機構(CT-automatic exposure control: CT-AEC)が搭載されている。これは被写体のX線透過度に応じて管電流を調整する機構で、最初に撮影する位置決め用画像等のデータを用いて撮影スライス毎に管電流を調整するものである⁶⁾。固定管電流で撮影する場合、体厚によって過剰または不足のX線照射となりうるが、CT-AECを用いることにより適切なX線量で照射することができる。

2. 逐次近似画像再構成法

CT画像の再構成は、フィルタ補正逆投影(filtered back projection: FBP)法によって行われるのが主流である。しかしながら、FBP法では、X線量低下に伴ってノイズが増加する。この欠点を改善するために近年実用化され広く普及しつつあるのが逐次近似画像再構成法である¹⁰⁾。核医学装置などに使用されている再構成法をCT装置に応用したもので、元の投影データと再構成画像の投影データが一致するように再構成画像を反復して修正していく手法である。実際には、逐次近似画像再構成法と従来のFBP法を組み合わせることで画像再構成が行われており、FBP法に対する逐次近似画像再構成法の割合を変化させて最適な画像を得る。本法では低線量においてもノイズを抑制することが可能であり被ばくを低減できる。

3. 低電圧撮影

CT撮影は通常、固定管電圧(120kV)で行われる。管電圧を変更するとX線のエネルギーが変化し物質の減弱係数が変化する。減弱係数の変化は被写体の吸収の程度を半定量化しているCT値の変化を意味する。読影の際の判断指標としてCT値が用いられることもあり、慣例的に管電圧は変化させずにCT撮影が行われてきた。

近年、被ばく低減、コントラスト向上の観点から、管電圧を通常の120kVよりも低下させてCT撮影を行う低電圧撮影が注目されるようになった^{11~14)}。我々も冠動脈CTにおける低電圧撮影の基礎的検討を行い有用性が示唆された¹⁵⁾。

以下に低電圧撮影CTの特徴を、(1)有用性、(2)

$$\text{組織のCT値(HU)} = 1000 \times \frac{\mu_{\text{組織}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}}$$

低電圧撮影では、造影CT検査で用いられるヨード造影剤に含まれるヨードのK吸収端(約33keV)¹⁶⁾にX線の実効エネルギーが近づくため、造影剤のCT値が特に大きく上昇する。なお、実効エネルギーは装置によって多少異なるが、GE社製Light Speed VCTを例に挙げると、120kVで約55keV、100kVでは約50keV、80kVでは約45keVである¹⁷⁾。対して、筋肉等の軟部組織は、X線のエネルギー低下に伴う減弱係数の上昇程度がさほど大きくないためCT値も大きくは上昇しない(図1)。よって低電圧では造影剤と周辺組織とのコントラストが向上するため、低電圧撮影は造影CTで特に有用であると言える。我々の検討では、120kVと比較して100kV(同一管電流)では希釈造影剤を充填した模擬血管のCT値が1.18~1.37倍に上昇した(図2)。また、ノイズの増加は認められたがコントラストを表す指標であるコントラスト比(contrast-to-noise ratio: CNR)は同等であった。本検討では同一管電流で比較したが、CNRは管電流の増加に伴い上昇するため、管電流を増加させることによりCNRの向上が期待できる。

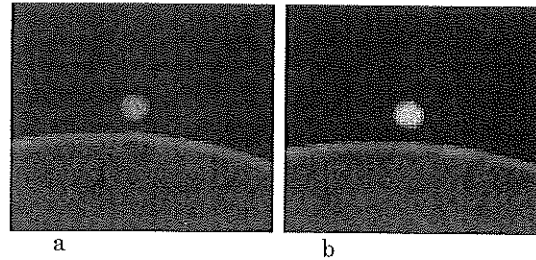
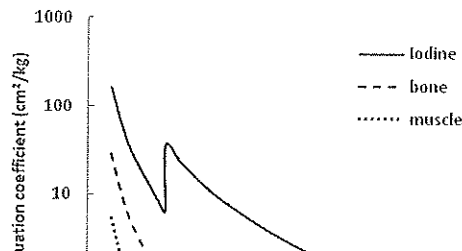


図2 模擬血管のCT画像

(a) 120kV, (b) 100kVで得られた画像。共に管電流は400mA。120kVに比べ100kVではCT値が上昇している(120kV:約400HU, 100kV:約530HU)。

(2) 問題点

低電圧撮影の短所として、ノイズの増加が挙げられる。前述のように、検出器への入射X線量の減少に伴いノイズが増加する。X線管球からの発生X線量は管電圧の2乗に比例するため、低電圧撮影では大幅に発生X線量が減少する。さらに、低電圧撮影ではX線のエネルギー低下に伴い透過性が低下するため、被写体での吸収が大きくなる。これらの理由によって、検出器へ到達するX線量が減少し、ノイズが大幅に増加する。

最近では、前述の逐次近似画像再構成法によってノイズ低減が可能であり、今後、ノイズ増加はさほど問題とならなくなると予想される。

(3) 臨床的有用性

低電圧撮影の臨床的有用性は、被ばく低減ならびに造影剤投与量の減量が可能である点にある。

前述のように、管電圧低下に伴いX線管球から発生するX線量は大幅に減少するため被ばく低減が可能である。我々の検討では、等電流における120kVと100kVの画質(CNR)は同等であり、100kV

一般的に、画質と被ばく線量はトレードオフの関係にあり、被ばく低減を優先させると画質は低下する。しかし、低電圧撮影CTではノイズは増加するもののコントラストが上昇するため、被ばく線量の減少と同時に画質向上の可能性があるという特徴があり、有用性は大きいと考えられる。

4. 低線量撮影

通常のCT撮影よりも管電流を大幅に減少させ、発生X線の絶対量を減少させて被ばく低減を図るものである。しかし、X線量の減少によりノイズが増加するため画質低下を伴う。よって、本法の導入は以下のようにある程度の画質低下が容認できる場合に限られる。

肺がんの早期発見を目的とした肺がんCT検診は、対象が健常人であり、被ばくを極力減らすべきである。また、検診は異常所見を検出すること、すなわち存在診断が目的であり、良悪性を判断するための質的診断は重要ではない。そのため検出能に影響を及ぼさない範囲で、画質よりも被ばく低減が優先されるべきであり、低線量撮影が行われている。肺がんCT検診は、通常の胸部CTに比べ数分の1程度の線量で撮影されている¹⁹⁾。

5. 体表遮蔽撮影

表在組織の被ばく低減方法として体表遮蔽が挙げられる。CT装置から発生するX線は連続エネルギーであり、画像形成にあまり寄与しない低エネルギー成分のX線によって乳腺、甲状腺や水晶体などの表在臓器は無用な被ばくをしている。この低エネルギーのX線を薄い金属板等で吸収させて被

した場合の比較を行い遮蔽撮影の有用性を報告している。高田らはピスマス以外の材質に関する検討も行っており、特に亜鉛が有用であると報告している²³⁾。本法では、遮蔽材からのアーチファクトが発生するため、表在組織が診断目的でない場合に有用である（例えば、肺がんCT検診では肺野が読影対象であるため表在組織である乳腺へのアーチファクトは検査の障害とならない）。我々も現在、肺がんCT検診において、診断能を低下させることなく乳腺の被ばく低減を可能にする最適な遮蔽材質・厚さ、撮影条件(管電圧・管電流)等の検討を行っており、これまでに、アーチファクトがさほど発生しない材質による実施可能性が示唆されている。

おわりに

診断領域における医療被ばくの中でも被ばく線量が多いとされているCT検査における代表的な被ばく低減方法を概説した。

低電圧撮影のように画質の低下なしに被ばく低減を実現できる方法もあるが、被ばく線量と画質は概してトレードオフの関係にある。診断目的部位の画質を維持しながら被ばく低減を図ることが可能な方法を検討し施行することが重要である。

文献

- 1) 鈴木昇一. 放射線診療における線量低減目標値-モダリティ別解説 X線CT. (社)日本放射線技師会 編. 放射線量適正化のための医療被曝ガイドライン. pp. 52-53, 文光堂, 東京, 2009.

- 4) Brooks RA, Di Chiro G. Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. *Med Phys*, 3(4): 237-240, 1976
- 5) 青柳泰司. 診断用X線管. 青柳泰司, 安部真治, 他 編. 改定 放射線機器工学(I). p25, 株式会社コロナ社, 東京, 1998.
- 6) 村松 禎久, 池田 秀, 大沢 一彰, 関根 了, 丹羽 伸行, 寺田 正巳, Nicholas Keat, 宮崎 茂. CT用自動露出機構(CT-AEC)の性能評価班 最終報告書. 日放技学誌, 63(5):534-545, 2009
- 7) 2004-2005年度合同研究班. 循環器診療における放射線被ばくに関するガイドライン. 循環器病の診断と治療に関するガイドライン. *Circulation Journal*, 70(suppl IV):1324-1325, 2006.
- 8) Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, Warren BH, Caldwell JH. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology*, 248(2): 431-437, 2008
- 9) Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, Flohr T, Suess C, Schoepf UJ, Reiser MF. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol*, 12(5): 1081-1086, 2002
- 10) Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative
- 12) Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, Ryu D, Morishita S, Sultana S, Sato N, Yamashita Y. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology*, 237(3): 945-951, 2005.
- 13) Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology*, 231(1): 169-174:2004
- 14) Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, Peters SA, Nicolas V. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100-or 120-kV protocol: prospective randomized study. *Radiology*, 245:577-583, 2007.
- 15) 小山内暢, 齋藤陽子, 太田晃二郎, 兜森敦, 大湯和彦, 佐藤幸夫. 冠状動脈CTにおける撮影条件に関する基礎的研究(第1報) - 正常モデルにおける検討 -. 弘前大保健紀, 9: 127-134, 2010
- 16) 社団法人日本アイソトープ協会 編. アイソトープ手帳. 第10版, p87, 丸善株式会社, 東京, 2001
- 17) 飯田 泰治, 能登 公也, 三井 涉, 高田 忠徳, 山本 友行, 松原 孝祐. 銅製パイプ型吸収体を用いた新しい実効エネルギー測定法. 日放技学誌, 67(9): 1183-1191, 2011.
- 18) The national institute of standards and technology (NIST). Tables of X-ray mass attenuation

<<http://www.jscts.org/pdf/guideline/gls2nd.pdf>> (最終アクセス2012年1月13日)

- 20) Fricke BL, Donnelly LF, Frush DP, Yoshizumi T, Varchena V, Poe SA, Lucaya J. In-plane bismuth breast shields for pediatric CT: effects on radiation dose and image quality using experimental and clinical data. *AJR Am J Roentgenol*, 180(2): 407-411, 2003
- 21) Mukundan S Jr, Wang PI, Frush DP, Yoshizumi T, Marcus J, Kloebler E, Moore M. MOSFET dosimetry for radiation dose assessment of bismuth shielding of the eye in children. *AJR Am J Roentgenol*, 188(6): 1648-1650, 2007
- 22) Hopper KD, King SH, Lobell ME, TenHave TR, Weaver JS. The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT-shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology*, 205(3): 853-858, 1997
- 23) 高田健太, 金子順一, 青木清. CT肺癌検診における各種放射線防護材を用いた乳房被曝線量低減. *日放技学誌*, 65(12): 1628-1637, 2009