

MDCTにおける 低線量化技術の現況と今後の展望

Current Overview and Future Trend of the Dose Reduction Techniques at MDCT

船間 芳憲¹⁾ Yoshinori Funama
宮崎 靖³⁾ Osamu Miyazaki
後藤 大雅³⁾ Taiga Goto

粟井 和夫²⁾ Kazuo Awai
菅谷 嘉晃³⁾ Yoshiaki Sugaya
山下 康行⁴⁾ Yasuyuki Yamashita

¹⁾熊本大学医学部 保健学科 放射線技術科学専攻
²⁾熊本大学大学院 医学薬学研究部 画像診断解析学
³⁾株式会社日立メディコ CTシステム本部
⁴⁾熊本大学大学院 医学薬学研究部 放射線診断学

MDCTにおける低線量化は、生物学的あるいは社会的問題として、CT開発者、放射線科医、診療放射線技師の皆が取り組まなければならない重要な課題である。本稿では、低管電流撮像やアダプティブフィルタテクニック、ノイズを指標としたAuto exposure control(AEC)テクニックを含む低線量化技術の現況について述べる。さらに現在、腹部領域において、われわれが日立メディコと共同研究を行っている新たな線量低減技術であるContrast-to-noise ratio(CNR)を指標としたAECテクニックについて紹介する。

Reduction of radiation dose is a major concern of the manufactures, radiologists, and technologists who tackle multidetector CT (MDCT). We will describe low-dose techniques including low-tube current setting, an adaptive noise reduction filter, and auto exposure control (AEC) based on image noise (standard deviation [S.D.] of the CT number). In addition, we will introduce new AEC technique based on contrast-to-noise ratio (CNR) which is now under development in collaboration with the Hitachi medical corporation and our research team.

Key Words: Auto Exposure Control (AEC), Contrast-to-noise Ratio (CNR), Noise, Low-dose, New Technology

1. はじめに

現在、MDCTにおける低線量化は、CTの開発技術者、放射線科医、診療放射線技師の間のみならず、患者においても重要な関心事となっている。2004年にBerrington¹⁾より報告された各国の発癌リスクに関する論文は、わが国においても社会的に強い影響を与えたのは周知のとおりである。また、同年にBrenner²⁾らによって報告された、全身CT(whole body CT)を撮像した場合の発癌リスクは交通事故により死亡するリスクよりも高いという主旨の論文は、われわれのような診療用画像を研究するものにとっても衝撃であった。これらの論文はモデルの考え方や計算方法などにおいて多少の議論はあるものの、CTの線量低減が必要なことは厳然たる事実である。

これまでの被曝線量低減の技術は、管電流を低減した低線量CT、ノイズを低減したアダプティブフィルタの使用などが主体であったが、最近では、従来の技術とともにAuto expo-

sure control(AEC)テクニックがCTにおける被曝線量低減として不可欠な技術となっている³⁾。AECについては、CTが導入されてから数年後の1981年にHaaga⁴⁾らが先駆的な仕事を既に発表しているが、一般的になったのは1999年にKalender⁵⁾⁶⁾らが発表した論文以降である。本稿では、被曝線量低減をテーマとしてAECテクニックを含む低線量化技術の現況を述べる。さらに、現在われわれが日立メディコと共同研究を行っている新たな線量低減技術であるContrast-to-noise ratio(CNR)を指標としたAECテクニックについて紹介する。

2. アダプティブノイズ低減フィルタ

一般に、線量とノイズは反比例関係にある。つまり線量が増加するとノイズは低下し、線量が低下するとノイズが増加

する。低線量化に伴うノイズの増加は、胸部などの高コントラスト領域では比較的影響が少ないが、腹部や頭部などの低コントラスト病変の検出を目的する領域では線量低減の程度に限界を生じてしまう。そこで、このような低コントラスト領域においては、線量低減に伴って増加するノイズをアダプティブフィルタによって修復することが行われている。われわれも日立メディコと共同でノイズ低減用のフィルタを研究しており、これは現在、臨床において広く普及しつつある⁷⁾。

アダプティブフィルタは名前のおり適応型のフィルタである。アダプティブフィルタは、ノイズ量や構造物のエッジを判断して作用するマトリクスサイズを自動的に変更し、さらに目的とする画像に応じてノイズ低減やエッジ増強の度合いを変更する。われわれが行った仮想肝臓ファントム(Computer simulated liver phantom: virtual liver phantom)による基礎的検討および臨床研究の結果では、アダプティブフィルタを使用することにより標準線量に比べて画質の低下を招くことなく50%程度線量低減が可能であることが明らかとなった⁷⁾⁸⁾。日立メディコ製のアダプティブフィルタは、現時点において、CT画像の特徴をいかした最も優れたフィルタのひとつと思われる。

3. 低管電圧技術

低管電圧の使用も、線量を低減する手法として有効である。低管電圧法の特徴は、標準管電圧(120kV)に比べて組織のコントラストが増加することである。欠点は、管電流固定で低管電圧にした場合、ビームハードニングによる影響と線量低下によるノイズ増加が強調されることである。そのため、低管電圧法においては、コントラスト増加とノイズ増加のバランスを考慮して線量低減の程度を決定する必要がある。われわれの研究では、90kVの撮像において低コントラスト分解能を損なうことなく120kVに比べて35%の線量低減が可能であった⁹⁾。さらに低管電圧技術では、造影剤のエンハンス効果も高くなることから造影剤量低減も可能である。われわれの研究では、肝臓を目的とした腹部CTを低管電圧で撮像し良好な結果を得ている¹⁰⁾。また、CTアンギオグラフィーに関しても、造影剤投与量を最大で60%まで低減可能である¹¹⁾。Signal¹²⁾らも、造影胸部CTに低管電圧80kVを使用し、造影剤投与量を50%以上低減可能と結論づけている。

4. AECテクニック

AECテクニックには、X-Y方向の管電流変調(Angular tube current modulation)、Z方向の管電流変調(Longitudinal tube current modulation)、および両者を組み合わせた管電流変調(Combined angular and longitudinal tube current modulation)がある¹³⁾¹⁴⁾。AECテクニックでは、最適な画質レベルを決定するためにノイズ(CT値のS.D.)を用いて管電流のレベルを決定する。X-Y方向の管電流変調は、スカウト像(スキヤノグラム)または実際のヘリカルスキャンにおいて1回転前の断面のX線減衰から次の断面の線量をリアルタイムに計算することにより行う。Z方向の管電流変調は、ス

カウト像(スキヤノ像)のX線減衰を利用して各断面での線量を計算することにより行う。Tack¹⁵⁾らは4列のMDCTを用いてX-Y方向の管電流変調を組み合わせる撮像した場合、胸部領域で16.9%、腹部領域で20%の線量低減が可能と報告している。われわれの研究ではCT値のS.D.を10HUに設定し、X-Y方向とZ方向を組み合わせる管電流変調を行った場合、固定管電流に比べて左心室中心レベルで39.5%、肝臓横隔膜直下レベルで17.7%、肝門部レベルで4.3%の線量低減が可能であった¹⁶⁾。

5. AECテクニックの問題点

McCullough¹³⁾らは、ノイズによる線量決定法の問題点として、比較的軽い体重の患者において必要以上に線量が多くなり、結果的に設定したノイズよりも低くなる傾向があることを指摘している。また、逆に比較的重い体重の体型では線量不足になり、設定したノイズよりも高くなる傾向がある、とも述べている。

さらに、このようなノイズを指標とした線量決定法では、病変部と実質とのコントラストによっては病変が描出困難な場合が生ずることがある。図1にノイズ(CT値の標準偏差:S.D.)を指標として作成したvirtual liver phantomの画像を示す⁸⁾。画像(a)は病変部と周囲の肝臓のコントラストを20HU、ノイズを20HUと設定した。画像(b)はコントラストを画像(a)の1/2の10HUとし、ノイズは画像(a)と同様20HUと設定してある。2つの画像を比較すると、病変部の検出能は画像(a)が(b)よりも優れているのが明瞭である。このように、ノイズを指標とした場合、病変部と周辺実質のコントラストは考慮されないことから、ノイズの設定値によっては画像の劣化により病変部の検出が困難となる。

以上のように、検査前にCT装置上で設定するノイズ値は、病変の検出能を左右するので留意が必要である。Karla¹⁷⁾らは腹部や骨盤CTにおける最適なノイズ値を検討し、ノイズ値を12.5HUに設定した場合の画像は診断上問題なく、ノイズ値を10.5HUに設定した場合と比較して19.6%の線量低減が可能であると述べている。

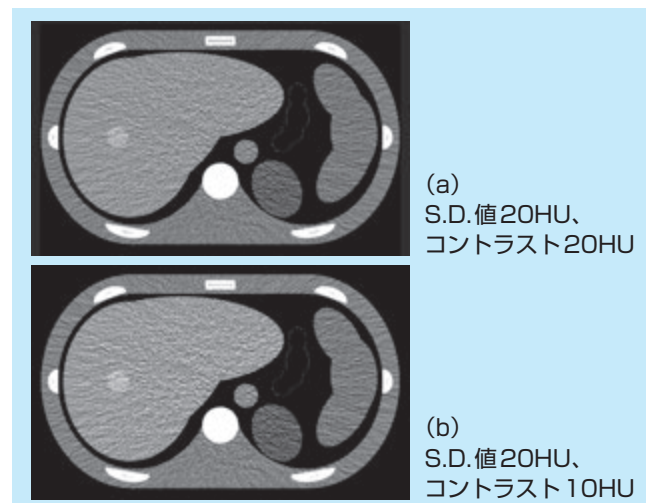


図1：ノイズ(CT値の標準偏差:S.D.)を指標として作成したvirtual liver phantomの画像

6. CNRを指標としたAEC テクニック

われわれと日立メディコは、以上述べたようなノイズを指標とした線量決定の問題点を解決するために、CNRを指標とした線量制御法を現在研究している。CNRとノイズを指標とした場合の違いは、(1)病変と周辺の組織のコントラスト、(2)病変のサイズ、(3)ウインドウレベル&ウインド幅などを考慮している点である。病変を検出するためのCNRがどの程度必要であるかは、シミュレーション画像を用いた放射線科医による読影実験を行って決定した。実際には、病変の各サイズにおける最小CNRは、病変検出における擬陽性率(false positive fraction: FPF)が0.05となるように決定した。図2は目的とする病変サイズとCNRとの関係を示す。例えば、病変と周辺実質のコントラストが20HUの場合、5mmの病変を検出するためのCNRは1.8である。これは、コントラストが15HUの場合CNRは2.1となる。CNRを指標としたAECでは、以上に述べた最小CNRを維持するように線量の制御を行う。

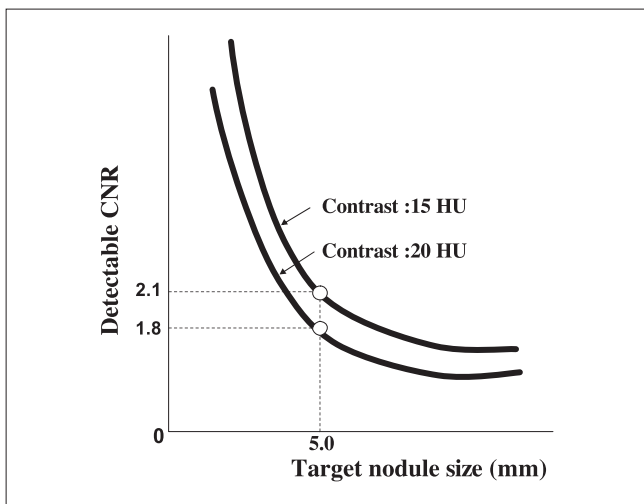


図2：目的とする病変サイズとCNRとの関係

7. 線量決定法

CNRを指標とした管電圧および管電流の決定方法を図3に示す。最初に各管電圧において指標となるCNR、目的とする病変サイズなどを考慮して管電流値を求め、各管電圧における線量を計算する。次に各管電圧における線量を比較し最

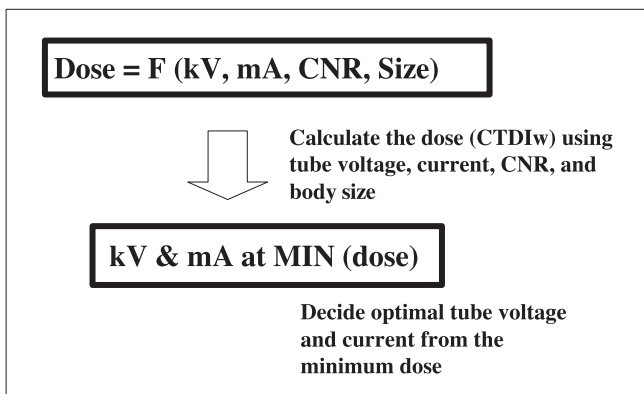


図3：CNRを指標とした管電圧および管電流の決定法

小となる線量のパラメータである管電圧および管電流を決定する。

図4にノイズを指標としたAECテクニックとCNRを指標としたAECテクニックの線量と体格との関係を示す。比較的体格が小さい場合、CNRを指標としたAECテクニックはノイズを指標とした場合よりも線量低減の方向へ働く。これは、ノイズを指標とした場合の欠点である比較的体重の軽い被検者への線量増加を防ぐものである。また、CNRを指標とした場合は、比較的重い体重の被検者では画質を維持するために、ノイズを指標とした場合よりも線量が高くなる傾向にある。

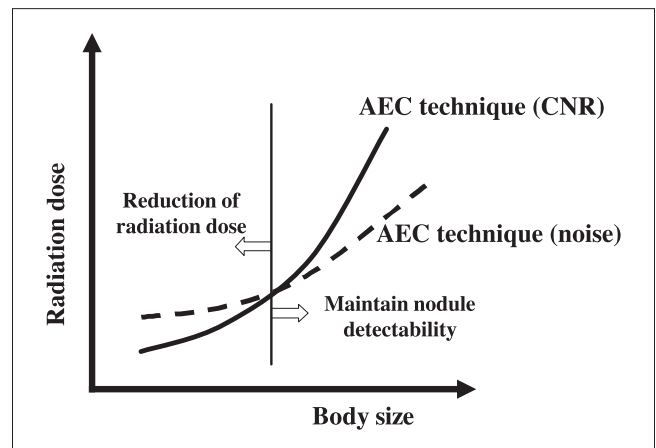


図4：ノイズを指標としたAECテクニックとCNRを指標としたAECテクニックの線量と体格との関係

8. コンピュータシミュレーション画像

病変サイズを5mmとした場合のCNRを指標として作成した画像と、ノイズを指標として作成した画像を図5、図6に提示する。画像は、前述した仮想肝臓ファントムを使用して作成した。図5の画像(a)は、ノイズを指標として作成したものであり、S.D.を10HU、コントラストを20HUに設定した。CT撮影条件は120kV、235mAsである。画像(b)は図2で決定したCNRをもとに作成した画像である。画像(a)と画像(b)を比

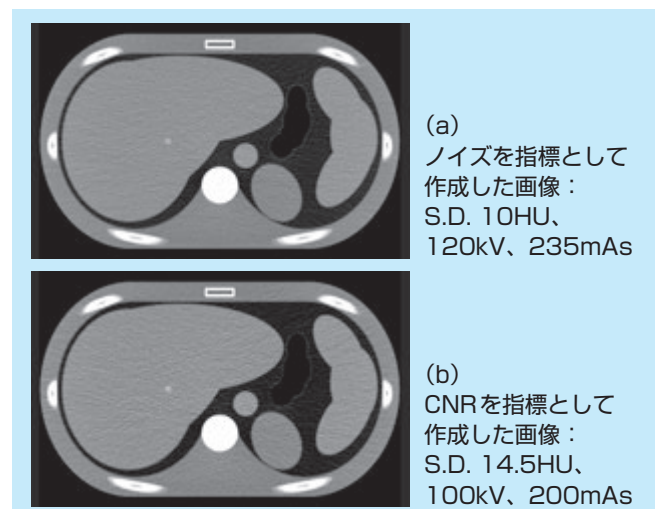


図5：ノイズを指標とした場合とCNRを指標とした場合でのAECテクニックの画像比較
コントラスト20HU、病変サイズ5mm

較するとCNRを指標とした場合の線量は、ノイズを指標とした場合の53%であった。画像(a)および画像(b)は、病変の検出に関しては同等でありCNRを指標とした場合の有用性が理解できるであろう。

図6は小さいサイズ210×120cmを模擬して両者の手法で比較を行ったものである。画像(a)はノイズを指標として作成したものであり、S.D.を10HU、コントラストを15HUに設定して、CT撮影条件は120kV、32mAsとした。画像(b)は図2で決定したCNRをもとに作成し、線量が最小となる90kVを使用した。画像(a)と画像(b)を比較するとCNRを指標とした場合の線量は、ノイズを指標とした場合の75%であったが病変の検出は同等であった。

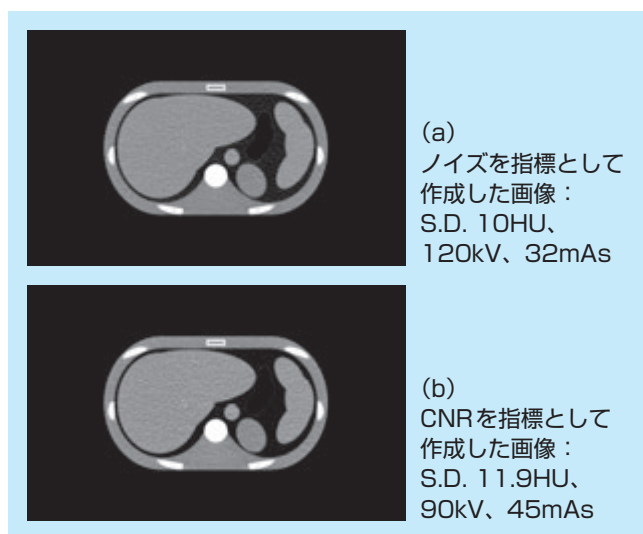


図6：ノイズを指標とした場合とCNRを指標とした場合でのAECテクニックの画像比較
コントラスト15HU、病変サイズ5mm

9. 結語

MDCTにおける被曝線量低減の現況と、われわれと日立メディコが新たに開発を進めているCNRを指標としたAECテクニックについて概説した。種々の被曝線量低減技術を組み合わせることで更なる線量低減が可能である。特に、今回提案したCNRを指標としたAECテクニックは、ノイズを指標としたAECテクニックよりも更に線量低減できる可能性があり、新たな線量低減技術として臨床応用が期待される。

参考文献

- 1) Berrington de Gonzalez A, et al. : Risk of cancer from diagnostic X-rays : estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 2004; 363 : 345-351.
- 2) Brenner DJ, et al. : Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. *Radiology* 2004; 232 : 735-738.
- 3) Kalra MK, et al. : Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004; 230 : 619-628.
- 4) Haaga JR, et al. : The effect of mAs variation upon

computed tomography image quality as evaluated by in vivo and in vitro studies. *Radiology* 1981; 138 : 449-454.

- 5) Kalender WA, et al. : Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. *Med Phys* 1999; 26 : 2248-2253.
- 6) Gies M, et al. : Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med Phys* 1999; 26 : 2235-2247.
- 7) Funama Y, et al. : Improvement of low-contrast detectability in low-dose hepatic multidetector computed tomography using a novel adaptive filter : evaluation with a computer-simulated liver including tumors. *Invest Radiol* 2006; 41 : 1-7.
- 8) Funama Y, et al. : A computer-simulated liver phantom (virtual liver phantom) for multidetector computed tomography evaluation. *Eur Radiol* 2006; 16 : 837-845.
- 9) Funama 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.
- 10) Nakayama 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.
- 11) Nakayama Y, et al. : Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187 : W490-497.
- 12) Sigal-Cinqualbre AB, et al. : Low-kilovoltage multidetector row chest CT in adults : feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 2004; 231 : 169-174.
- 13) McCollough CH, et al. : Jr. CT dose reduction and dose management tools : overview of available options. *Radiographics* 2006; 26 : 503-512.
- 14) Rizzo S, et al. : Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186 : 673-679.
- 15) Tack D, et al. : Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based online tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181 : 331-334.
- 16) Funama Y, et al. : Automatic tube current modulation technique for multidetector CT : Is it effective with 64-detector CT?. *Radiological physics and technology* 2008; 1 : 33-37.
- 17) Kalra MK, et al. : Sixteen-detector row CT of abdomen and pelvis : study for optimization of Z-axis modulation technique performed in 153 patients. *Radiology* 2004; 233 : 241-249.