

CT 撮影線量最適化技術の開発

Development of CT Exposure Optimization System

廣川 浩一 Koichi Hirokawa

宮崎 靖 Osamu Miyazaki

株式会社日立メディコ 技術研究所

マルチスライスCTは高速かつ汎用性の高い全身用画像診断機器として確固たる地位を築いているが、その一方でCT検査に伴うX線被曝をいかに低減するか、という点についての関心も高まっている。今回われわれは、CTにおける画質の確保とX線被曝抑制を両立させるCT撮影線量最適化技術を開発した。これは撮影計画に使用するスキャノグラムのデータから体軸方向の各位置における患者の断面サイズを推定し、各断面において指定した画質指標を達成するための管電流変調曲線を設定するものである。診断に必要な画質を確保するために必要十分なX線量を用いることで、画質不足に伴う無効被曝や過剰画質に伴う過剰被曝を防止することができる。本技術は、16スライスCTをはじめ今後開発されるCT装置に順次搭載される予定である。

This paper presents new technology for CT exposure optimization. In these days, multi detector-row CT are used for high throughput and very useful whole body medical imaging system. Therefore, it is very important to reduce dose from CT examinations. We have developed the CT exposure optimization system to reconcile image quality and dose reduction. In this system, a scanogram data is used to estimate the size of axial section of the patient. The suitable modulated condition of x-ray tube current is applied for the patient size and target image quality. We think that this system will contribute to prevent excessive dose with excessive image quality, or prevent invalid examinations with insufficient dose. This will be applied for CT systems that will be developed from now on.

Key Words: CT Auto Exposure Control, Dose, Image Quality, X-ray Tube Current Modulation

1. はじめに

マルチスライスCTは、検査可能部位の多様さや広範囲を精密にスキャン可能な高速性などの利点により、全身用画像診断装置として確固たる地位を築いている。しかしながら画像情報を得る手段としてX線を利用しているため、必要以上のX線被曝は厳に慎むべきであり、CT装置が普及するほどX

線被曝低減への取り組みが重視されることは言うまでもない。またX線被曝の影響に関する論文¹⁾²⁾が社会的な関心を呼んだことも事実である。

このような状況に対応する技術の一つとして、画像処理技術により被曝線量低減を実現する方法が存在する³⁾⁴⁾。画像

ノイズの標準偏差(画像SD値)と管電流・時間積(mAs値)との関係は

$$\text{画像SD値} \propto \frac{1}{\sqrt{\text{mAs値}}}$$

という関係にあるので、画像処理技術により画像SD値を低減できれば逆にmAs値(ひいては線量)を低減できる。例えば当社のAdaptive-Filterを用いれば、被曝線量を従来に比べ40%程度低減可能と考えられる⁵⁾。このAdaptive-Filterはすでに製品適用されており、今後開発されるCT装置においても必須の機能である。

一方、CT画像を作成する前段階の情報に基づいて画質と線量の制御を行う技術として、CT-AEC(CT Auto Exposure Control)が知られている⁶⁾。CT-AECには大別して以下の2種類がある。

- (1) 1方向のスカノグラムを用いて被検体のX線透過長を推定し、ユーザーが指定した画像ノイズ目標値を実現するための管電流パターンをスキャン開始前に決定するもの。
- (2) スカノグラムを使用せず、スキャン中の被検体計測データに基づいて管電流を変化させるもの。

われわれはすでに、ROBUSTO*(4スライス)に対して上記(2)に属する「Adaptive mA」という線量低減技術を適用している。これは画質を実質的に劣化させずに15%程度の線量低減を行うことが可能な技術である。しかし、

- (a) 画質目標値に従った線量最適化機能を持たない。
- (b) スキャン実行前に想定画質や想定被曝線量を知ることができない。
- (c) スキャン高速化に伴い、スキャン中の計測データに基づく管電流変調の遅れが無視できなくなる。

などの点から、今後高速化が進むマルチスライスCT装置に対して適用するには、相応の高機能化が必要であろうと考えられた。

以上の点から、今回われわれは上記(1)の系統に属するCT撮影線量最適化技術(画質と被曝線量とのバランスを最適化するための技術)を開発した。以下、本技術によるCT撮影線量最適化システムの概要について紹介する。

2. システム概要

撮影線量最適化は、次の2点を満たす適切なX線量を求め、それを実際のCTスキャン時に適用することで実現する。

- (a) 診断に必要な画質を確保する。
- (b) その上で極力X線量を低減する。

これらの要求事項を満たすため、撮影線量最適化システムは図1に示す流れで処理を行う。

ここで水近似3次元モデルの推定と画像SD値の推定が線量最適化にとって肝要な部分である。

2.1 水近似3次元モデルの推定

最適管電流の決定には、基準管電流でスキャンした場合の

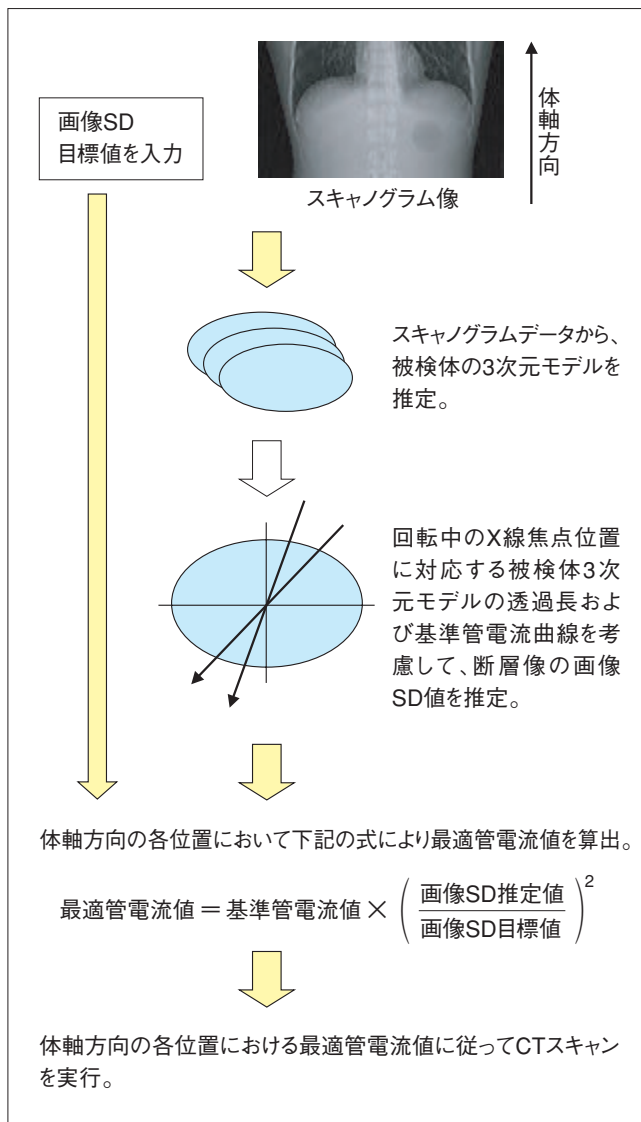


図1：CT撮影線量最適化システム

画像SD値を推定する必要がある。このため、被検体におけるX線減弱の度合いを推定する必要があり、本技術では被検体のX線減弱係数を水のそれに換算した水近似3次元モデルを用いる。図2に水近似3次元モデル推定方法の概略を示す。被検体のX線減弱係数を水のそれに換算した場合の透過長を、水近似透過長と呼ぶことにする。被検体の透過長と水近似透過長との関係は以下の式で表される。

$$l_w = l_r \times \mu_a / \mu_w$$

l_w ：水近似透過長、 l_r ：被検体の透過長
 μ_a ：透過経路に沿ったX線減弱係数平均値
 μ_w ：水のX線減弱係数

本技術では被検体の水近似3次元モデルをスカノグラム投影データから推定する。もちろん投影データをフィルタリング処理したスカノグラム画像(スキャン位置の計画作成に

使用)から推定することも可能であるが、今回開発した技術においては、以下の(1)(2)に示す理由によりスキヤノグラム投影データから水近似3次元モデルを推定している。

- (1) スキヤノグラム長によって画素サイズが異なるため、幅方向の精度がスキヤノグラム長に左右される。
- (2) スキヤノグラム画像を作成するためのフィルタリング処理の影響により、X線減弱推定の精度が劣ると考えられる。(図3に示す画素値のグラフと図2に示す投影値のグラフを比較されたい)

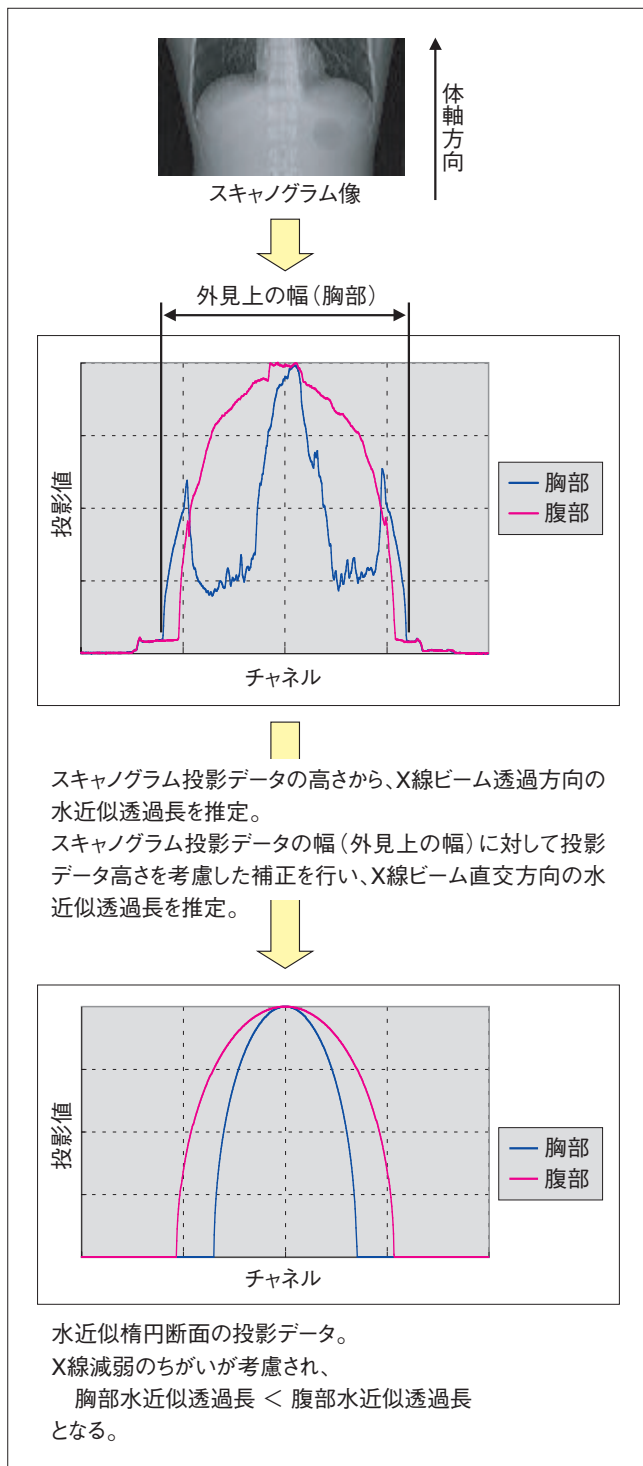


図2：楕円断面モデル推定方法

水近似3次元モデルの推定にあたりもう一つ注意すべき点は、スキヤノグラムでは特定方向からのみ撮影するという点である。かつて直交する2方向のスキヤノグラム撮影を行い被検体のサイズを推定する方法があったが、スキャン位置の計画には1方向のスキヤノグラム撮影で十分であり、また撮影線量最適化のためにスキヤノグラム撮影による被曝を増やすことは不合理との観点から、われわれは1方向のみのスキヤノグラムデータから被検体のモデルを推定することとした。この場合、図4に示すようにX線ビーム透過方向の水近似透過長は投影データの高さから推定することができるが、1方向のみのスキヤノグラムでは1方向からの投影データしか得られないため、X線ビーム直交方向の透過長推定には注意を要する。例えば、単純に投影データの幅をX線ビーム直交方向の透過長とすると、

胸部の透過長 > 腹部の透過長

となってしまう(図2)。しかし、肺の部分のX線減弱は水に比べてはるかに少ないので、X線減弱を水で近似した場合にはX線ビーム直交方向の透過長は

胸部の水近似透過長 < 腹部の水近似透過長

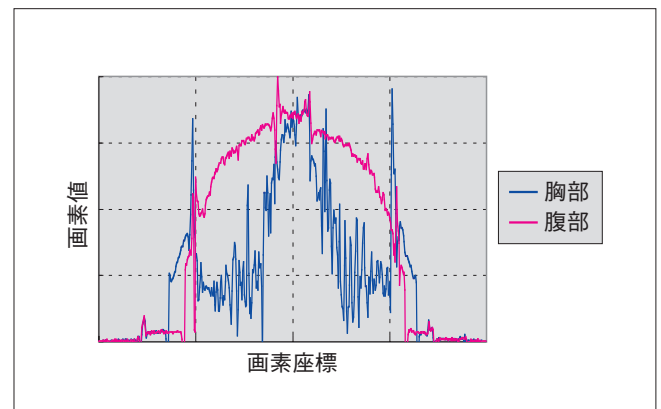


図3：スキヤノグラム画像のプロファイル

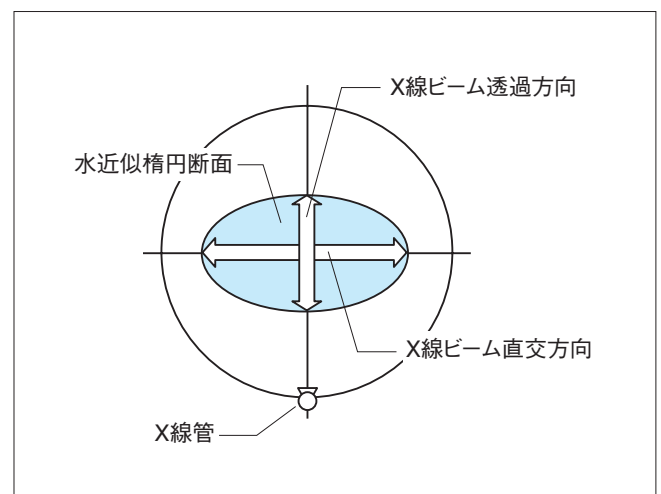


図4：X線ビーム透過方向・直行方向

となるはずである。そこで、投影値を考慮した補正を行うことにより、X線ビーム直交方向の水近似透過長を推定している。

2.2 画像SD値の推定

被検体の水近似3次元モデルに対して基準管電流でスキャンを行った場合の画像SD値を推定することにより、

$$\text{最適管電流値} = \text{基準管電流値} \times \left(\frac{\text{画像SD推定値}}{\text{画像SD目標値}} \right)^2$$

という式を用いて最適管電流を決定することができる。ここで、基準管電流値が一定でない場合も含めて画像SD値を推定できることが望ましい。これは、被検体断面の縦横の相違を考慮して、1回転中に透過長の短い方向で管電流を相対的に下げる(θ 変調と呼ばれる)ことで画質劣化を抑制しつつ線量を低減可能であることが、わかっているためである(図5)。また、体動によるアーチファクトを低減するなどの目的で投影データの各ビューに対して適当な重み(図6)を乗ずることがあるため、その影響も考慮する必要がある。そこで、加算平

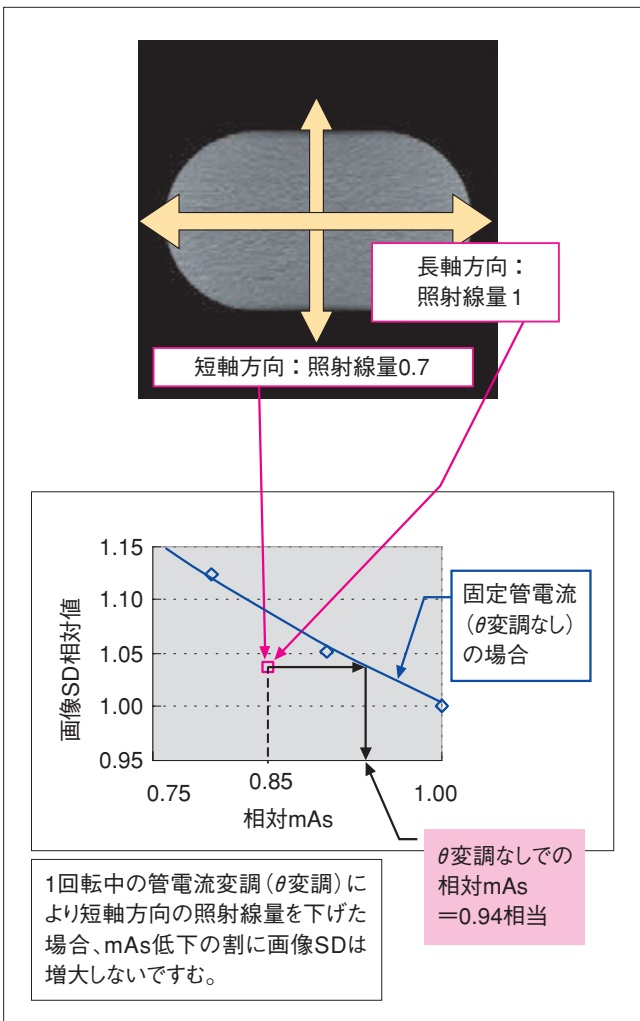


図5：短軸方向線量低減(θ 変調)の効果

均後のSD値の算出式

$$\sigma_a = \sqrt{\frac{1}{N} \times \sum \sigma^2}$$

σ_a は加算平均後のSD値、Nは加算データ数、 σ は加算平均前のSD値

に対して、1回転中の管電流変調や画像再構成時に各ビューに乗ずる重みの影響を考慮した変更を加えることにより、画像SD推定値を算出することとした。

図7に4スライスCT装置ROBUSTOと京都科学社製MHTファントム(330mm×220mm)を使用し、スキャノグラムデータからの画像SD推定値とスキャン画像の画像SD実測値との誤差を測定した例を示す。推定誤差の平均値は5%、実測SDの平均値と画像SD推定値との誤差は2%であった。

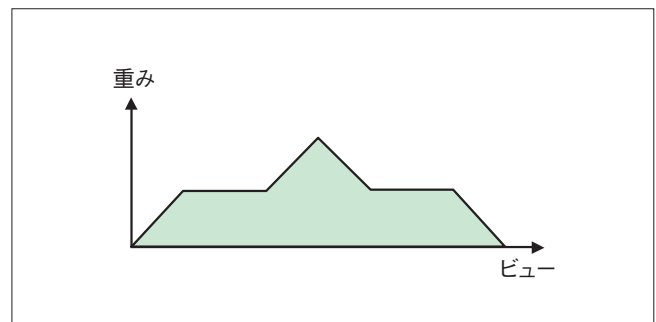


図6：投影データに乗ずる重みの例

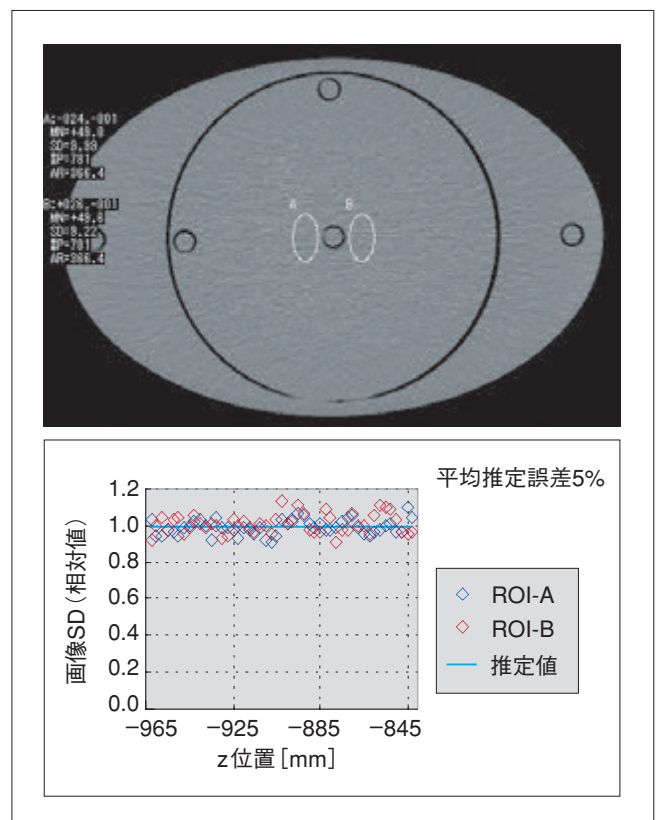


図7：画像SD推定結果

2.3 管電流変調

画像SD値を予め推定することにより、体軸方向の各位置において目標とする画質を達成するための管電流値が求まる。あとは算出された最適な管電流変調曲線に従って実際のスキャン中に管電流を変調させればよい。京都科学社製の人体ファントムを用いて画像SD値を一定に保つための管電流変調曲線をシミュレートした例を図8に示す。ここで「z変調のみ」は「各1回転中の管電流固定」の意味ではなく、体軸方向の位置に従って変調するが、被検体断面の縦横の相違を考慮していない変調方法とした。また、「z θ 変調」は被検体断面の縦横の相違をも考慮して管電流変調を行うことにより、「z変調のみ」に比べて画質劣化を抑制しつつ15%程度の線量低減を行うことが可能である。「z θ 変調のみ」でも撮影線量最適化としては十分有効であるが、2つの変調方法を検査の実情に応じて使い分けられるシステムがより望ましい。

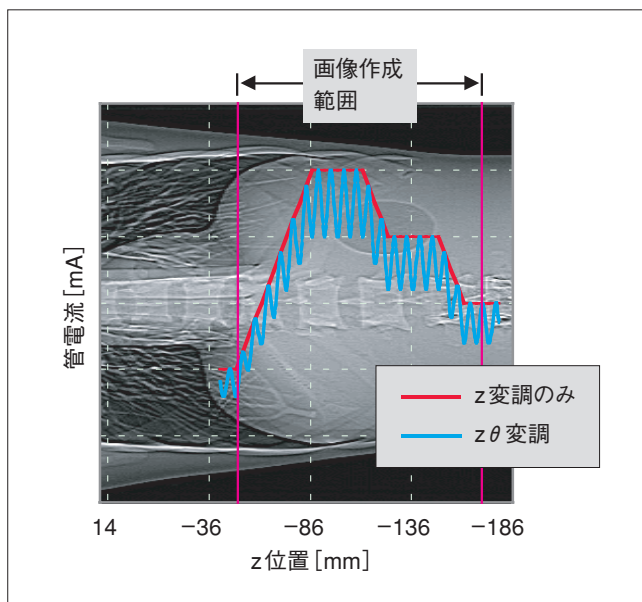


図8：管電流変調シミュレーション

3. まとめ

CT装置において目標とする画質を達成するために、最適な管電流変調を実現するためのCT撮影線量最適化技術を開発した。本技術は今後開発されるCT装置において順次適用され、画質確保と線量低減の両立に貢献すると考えている。また、今後もより高度な線量最適化技術の開発を進めて行く予定である。

※ ROBUSTOは株式会社日立メディコの登録商標です。

参考文献

1) Brenner, et al : Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. American Journal of

Roentgenology, 176 : 289-296, February 2001.

- 2) Gonzalez, et al : Risk of cancer from diagnostic X-rays : estimates for the UK and 14 other countries. The Lancet, Vol. 363, Jan. 2004.
- 3) Kalra, et al : Low-Dose CT of the Abdomen : Evaluation of Image Improvement with Use of Noise Reduction Filters-Pilot Study. Radiology, 228(1) : 251-256, Jul. 2003.
- 4) Kalra, et al : Can Noise Reduction Filters Improve Low-Radiation-Dose Chest CT Images? Pilot Study. Radiology 228(1) : 257-264, 2003.
- 5) Y. Funama, et al : Improvement of Low-Contrast Detectability in Low-Dose Hepatic Multidetector Computed Tomography Using a Novel Adaptive Filter. Investigative Radiology, 40(12), Dec. 2005.
- 6) Gies, Kalender, et al : Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. Medical Physics, 26(11) : 2235-2247, Nov. 1999.
- 7) 村松禎久, ほか : CT用自動露出機構(CT-AEC)の概念と評価. INNERVISION, 17・11 : 17-20, 2002.