

効果が得られたので100人も150人も撮影する必要がないと考える。

今回の検討では代入した値が一部推測値であり、コストの算出法も検討の余地が残ると思われるが、現実に近いモデルではないだろうか。

5. 最後に

今回は、当施設の会員制肺癌検診のシステムおよび発見肺癌について述べた。そして撮影経験から検診専用CTに望まれる操作性を考え、最後に費用効果比について若干の検討を試みた。

胸部直接X線写真に比べヘリカルCTは腫瘍の検出能力に優れていることが分かり、それを使用した肺癌検診では救命可能な早期の肺癌をより多く発見できる可能性を示している。現時点より小さな腫瘍を検出するには、撮影条件のピッチを狭め線量を上げることが早道だが、集団が対象の検診では癌の発見率の向上を目的としつつも、被曝コスト等で不利益が生じない方法を選択しなければならないと考える。現在の撮影条

件について医師からは、リスクベネフィットも含めトータルバランスが取れているシステムであるといわれている。

謝 辞

本報告に際し、ご指導ご協力をいただいた胸部CT検診研究会ならびに「東京から肺がんをなくす会」の諸先生方に深謝申し上げます。

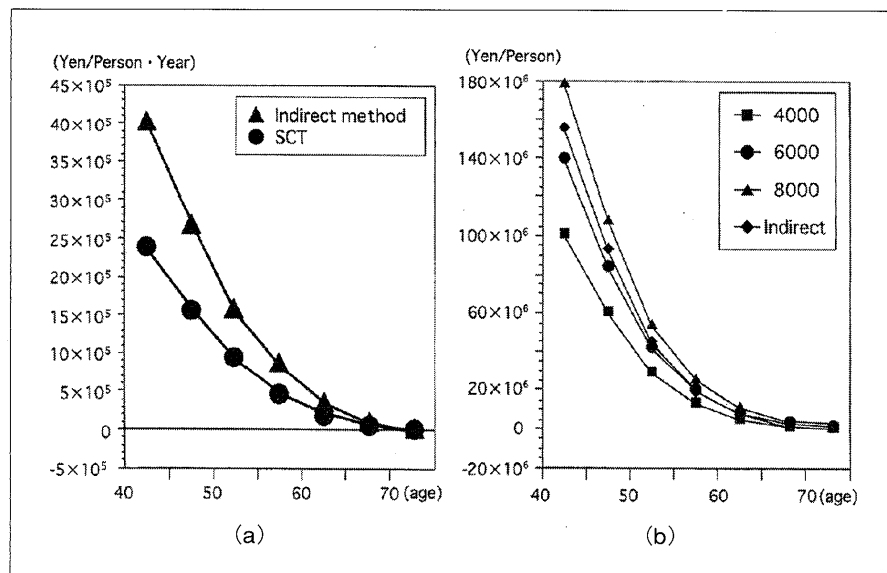


Fig. 6 費用効果からみた肺癌検診の比較。胸部間接法とヘリカルCTの比較。(a)費用効果、(b)コスト別の比較。

参考文献

- 1) 飯沼 武, 館野之男, 松本 徹, 他: 肺癌検診用CT (LSCT)の基本構想とその事前評価. 日本医放会誌, 52 (2), 182-190, (1992).
- 2) 飯沼 武, 松本 徹, 館野之男: LSCTによる肺癌検診の費用効果分析—新しい検診の事前評価—. 胸部CT検診, 2 (1), 34-37, (1995).

3. らせん状(ヘリカル)スキャンCTの画像特性と線量特性 Symposium

村松禎久
国立がんセンター中央病院

1. はじめに

近年、肺癌の罹患率、死亡率の上昇は大きな社会問題となっている。その対応策として、一部の自治体および会員制の組織において、らせん状(ヘリカル)スキャンCTによる胸部検診(lung screening CT: LSCT)が実施され、その有効性が報告¹⁾されている。

本報告では、ヘリカルスキャンのLSCTへの応用に對し、ヘリカルスキャンの持つ基本的な画像特性および線量特性について述べるとともに、LSCTの画質の安定と低被曝化について考える。

2. ヘリカルスキャンの物理特性

ヘリカルスキャンは、患者テーブルを体軸方向に連続的に移動させながら、連続回転スキャンを行うスキャン方式である。従来(コンベンショナル)スキャンとの決定的な違いは、テーブルを移動させながらデータ収集を行う点にあり、ヘリカルスキャンに特有の物理特性が存在することになる。

ヘリカルスキャンの物理特性として、一つは収集されたデータの始点と終点が一致しないことである。このため任意のスライス位置における投影データは1方向しか存在せず、他の投影データは前後の収集データより補間され再構成される。なお補間再構成法には、

360度または180度補間法が開発されている。もう一つは、収集されたデータは連続的であることである。このため任意のスライス位置において画像再構成が可能である。

これらの物理特性は、画像および線量特性に直接影響を与えることになる。

3. ヘリカルスキャンの画像特性

画像特性についてsection sensitivity profile (SSP) から解析する。SSPは任意の1スライスにおける体軸上

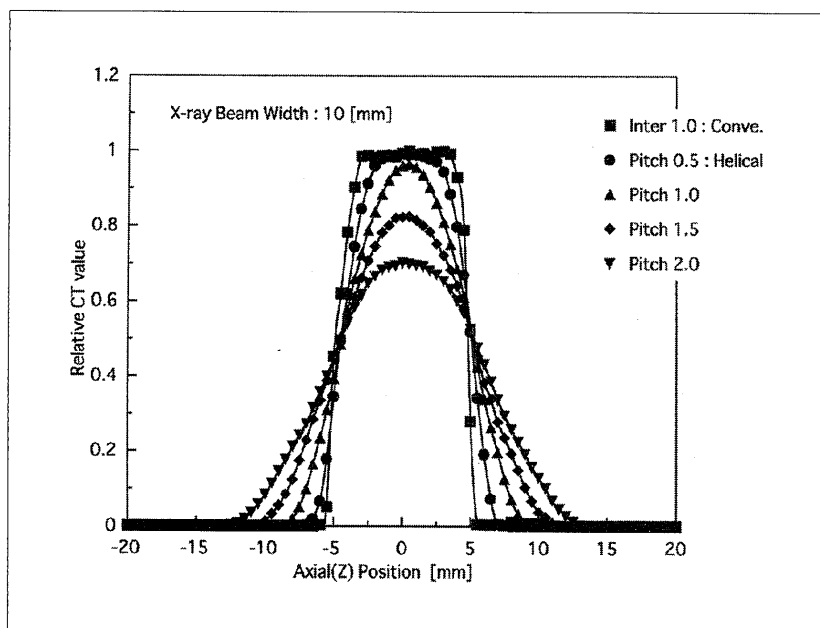


Fig. 1 コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのpitch (テーブル移動距離/1回転/X線ビーム幅)を変化させたときのSSPの比較。

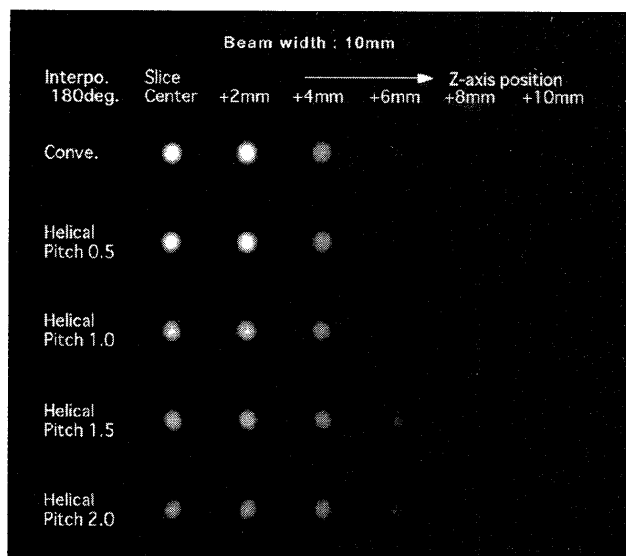


Fig. 2 腫瘍の描出と体軸上のスライス位置の関係。球体ファントム 5mmφ, CT値差約800。

の感度分布と定義され、画像特性を理解するための基本となる。

Fig.1は、コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのpitch*を変化させたときのSSPである。SSPは球体法により作成したもので、横軸は体軸上の距離、縦軸はベースのCT値を0、ピークのCT値を1として正規化し相対表示されている。補間法は180度補間である。コンベンショナルスキャンではSSPはほぼ矩形形状を示すが、ヘリカルスキャンではpitchが大きくなるにつれて矩形形状は崩れ、山形の形状を示している。ここで重要なことは、スライスの中心位置のピークの高さと中心以外のベースの形状にある。

Fig.2に腫瘍の描出と体軸上のスライス位置の関係を示す。ファントムは肺野内腫瘍を模擬したもので、球体の直径5mm、ベースとのCT値差は約800である。腫瘍がスライスの中心に存在するときは、Fig.1に示されるように、pitchが大きいほど腫瘍のコントラストが低下している。一方、腫瘍がスライスの中心から体軸上に偏位するにつれて、コンベンショナルスキャンまたはpitchの小さいヘリカルスキャンでは腫瘍のコントラストは急激に、またpitchが大きいほど徐々に低下している。また、pitchが大きいほど球体形状が歪んでいる。

したがって、pitchが大きすぎる、または再構成間隔が大きすぎると、収集データには腫瘍が存在するにもかかわらず、画像上には描出できない可能性があることが示唆される。また360度補間法では、投影データの補間は2回転分の収集データよりなされることから、この現象はより助長されることになる。花井らはこの現象をヘリカルスキャンにおける体軸上の位置依存性と定義し報告²⁾している。ただ広義には、パーシャルボリューム効果として理解できる。

次に、実際の臨床画像から体軸上の位置依存性を考える。Fig.3は右上葉のsegment 2に存在する直径5mm程度の微小病変である。スキャン条件は120kV, 50mA, 1s/rot, 10mm beam, pitch 2.0で、会員制の特定組織(東京から肺がんをなくす会)において実際に行われている、いわゆる検診モードのスキャン条件であ

* pitchの定義は、X線ビーム幅に対する1回転当たりのテーブル移動距離である(テーブル移動速度/1回転/ビーム幅)。

る。この症例では、検診モードでも十分に病変を認識することが可能である。一方、Fig.4は右上葉のsegment 3に存在する直径10mm程度の病変で、肺静脈と肺動脈を巻き込んでいる、言い換えれば挟まれるように存在している例である。スキャン条件は120kV, 150mA, 1s/rot, 10mm beam, pitch 1.5で、描出能はFig.2に示されるように検診モードより良好のはずではあるが、それを考慮しても周囲の血管影の一部が描出しているとも考えられ、仮に検診モードでスキャンをしたとするとよりいっそう認識は困難と推定される。つまり、ファントム上では体軸上には病変以外何も存在しないために5mm程度でも十分に認識可能であるが、実際の生体上では腫瘍の体軸上の前後方向には何らかの別の構造物が存在するために、腫瘍のコントラストは複雑に変化し、false positiveやfalse negativeが生じることになる。

4. ヘリカルスキャンの線量特性

線量特性についてdose profileから解析する。dose profileは、体軸上の線量分布と定義する。

Fig.5は円柱のアクリルファントムの中心におけるdose profileで、コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのpitchを変化させたものである。横軸はファントム中心を0点とした体軸上の距離、縦軸は相対線量、スキャン設定範囲は140mmである。dose profileは、コンベンショナルスキャンおよびヘリカルスキャンのpitchに関係なく、ほぼ一定である。0点の線量はpitchが大きいほど低く、またスキャン設定範囲が広がるにつれて増加するが100mmを超えると徐々に飽和傾向を示す³⁾とされている。

Fig.6は、同様にファントム表面のdose profileである。両スキャンとも周期的な線量分布を示すが、周期は1回転当たりのテーブル移動距離に等しい。周期上のピーク線量はヘリカルスキャンでは一定であるが、コンベンショナルスキャンではX線投入・遮断およびそのタイミングにより一定しない。また、同一のスキャン範囲では、コンベンショナルスキャンの方が体軸上に広い分布を示す³⁾とされている。

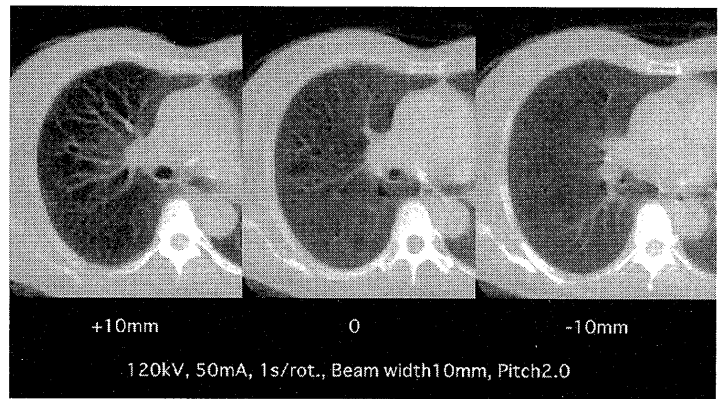


Fig. 3 右上葉(seg.2)に存在する直径約5mm程度の微小病変。

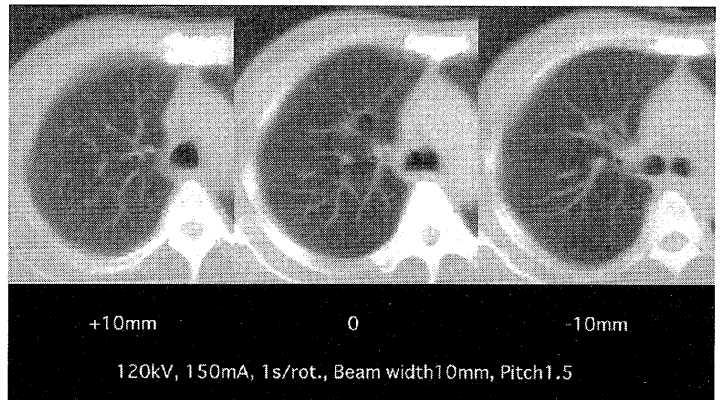


Fig. 4 右上葉(seg.3)に存在する直径10mm程度の病変。肺静脈と肺動脈を巻き込んでいる例。

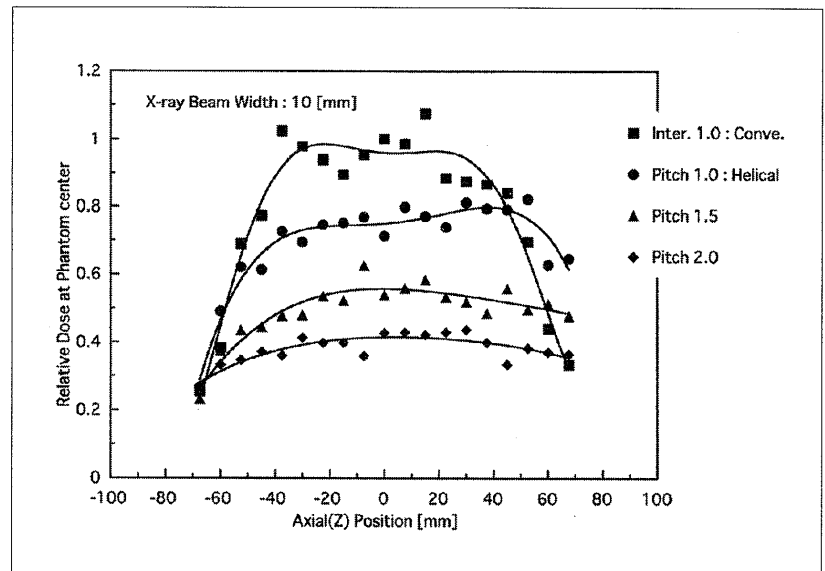


Fig. 5 円柱ファントムの中心における体軸上のdose profile. コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャン(pitch)の比較。

したがって、両スキャンを線量因子について比較すると、1回転当たりのテーブル移動距離(pitch)、補間再構成に伴う線量の増加分、X線投入の回数差と考えられる。なお、測定法については成書^{4,5)}に譲り割愛するが、重要なことは線量測定の目的であり、検査上

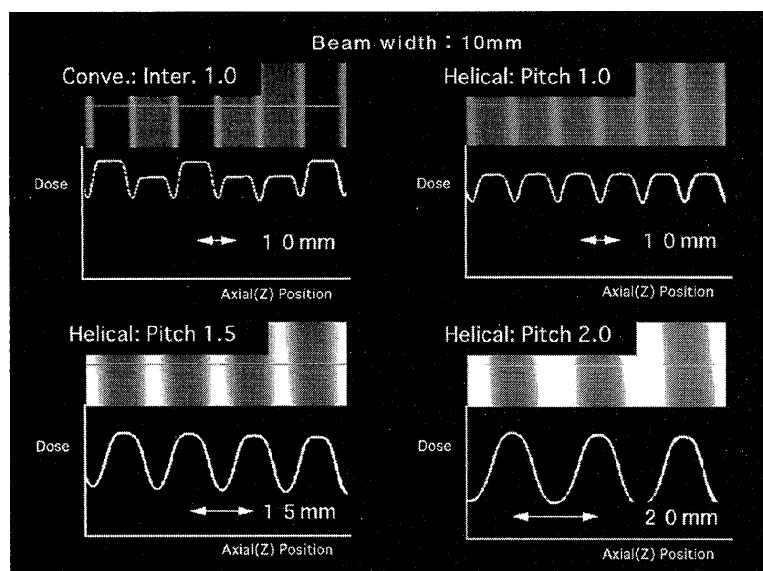


Fig. 6 円柱ファントムの表面における体軸上のdose profile. コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャン(pitch)の比較.

の被曝線量と装置の性能・管理上の撮像線量を混同せぬよう目的にあった測定法を選択すべきである。

ここでは胸部スクリーニングに関する実際の被曝線量の測定結果⁶⁾をFig.7に示す。測定は、胸・腹部標準ファントムを使用し、ファントムの中心と腹側表面(胸部単純のみ背側)について行った。また照射は、胸部単純は背腹一方向、胃は検診7枚法、胸部CTは当センターのルーチン条件で行った。LSCTのスキャン条件は、検診モードの120kV, 50mA, 1s/rot, 10mm beam, pitch 2.0である。結果として、ファントム中心における被曝線量では、最も興味が持たれるLSCTと胸部の間接撮影では約10倍の関係にあった。しかし、

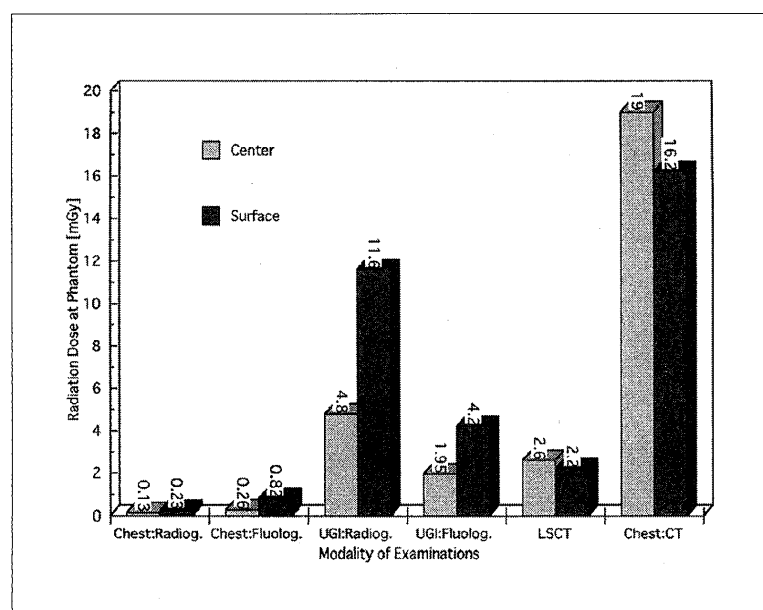


Fig. 7 胸部スクリーニングに関する被曝線量の測定結果。ファントム中心と表面。
LSCT: 120kV, 50mA, 1s/rot, 10mm beam, pitch 2.0.

胃の間接撮影との比較では約1.3倍程度でほぼ同程度の被曝にある。一方ファントム表面では、同様に胸部間接との比較で約3倍、胃間接では約0.5倍で、かえって少ない線量で実施されている。ただし、各モダリティの被曝形態はすべて異なっており、とくに表面においては単純に比較することは注意を要する。また、この測定結果を基に算出したリスク・ベネフィット分析の結果から、実施の妥当性が認められている⁶⁾。

5. LSCTにおける画質と線量のバランス

LSCTは早期肺癌を検出することが目的であるが、重要なことは対象は患者ではなく、あくまでも健常者であるという

ことである。つまりLSCTの実施は単に医療被曝を助長させることになるかと危惧される。現在はより低いX線出力、たとえば10mAs程度でも実施可能との報告^{7,8)}もあるが、画一的な設定は単に画質の低下・劣下を招くだけであり、現状でも見落とし例が報告⁹⁾されている肺尖部や肺底部ではより顕著に影響を受ける。

それを避けるためには、個々の受診者および肺各部のスライス位置に最適なX線出力がリアルタイムに設定される必要がある。つまり、スキャン開始とともに、自動的にかつリアルタイムに最適なX線出力が設定される機構(CT-real AEC)ということになる。単純に考えれば、胸部単純撮影の自動露出機構(AEC)ともいえる。

Fig.8は、CT装置の画像再構成用検出器(X線検出器)の出力を指標としたCT-real AECの動作過程を4象限グラフに表わしたものである。ここでは、入力を胸部標準ファントムの肺尖部を例にとって解説する。スキャン開始条件は、120kV, 50mA, 1s/rot, 10mm beamである。第1象限は入力であるが、たとえば管球角度45度のときのX線検出器の出力は約12,000countsとなる。次に第2象限に進み、X線検出器の出力から水ファントム径に換算され、約20cmφと推定される。次に第3象限に進み、事前に設定されているノイズレベル、たとえばSD=20とするとそれを満足するX線出力は約10mAsと決定される。そして、次のプロジェクションデータの収集はX線出力10mAsで行われ、以後同様の動作がスキャン終了

まで繰り返されることになる。

仮にCT-real AECが実現されれば、被写体およびスライス位置のX線吸収差に関係なくノイズレベルの向上・安定が期待される。ただしCT-real AECは絶対的な分解能の向上には寄与せず、その向上にはテーブル移動速度を連続的に可変する機構、たとえば肺尖部はゆっくりと、中肺野部では早く、そして肺底部ではまたゆっくりとするなどが必要である。ただ、どちらにしても現在のCT装置のようにX線コントローラ側からの信号がX線発生器側に一方向に伝達されるままでは動作不能であり、両者が相互的に動作するようなシステムの開発は必須である。

6. おわりに

「らせんCTの胸部スクリーニング検査への応用」のメインタイトルに対し、ヘリカルスキャン特有の画像特性と線量特性について、画像特性はSSPから、線量特性はdose profileから解析した。両者の特性は胸部スクリーニングを対象とするような条件下、つまりpitchの大きいスキャン条件ではより顕著に現われることは明らかである。

今後は両者の特性について理解を深めるとともに、画質と線量のバランスを考慮し、LSCTのスキャン条件の最適化を図るべきであり、CT-real AECはその具体例である。元来、CT画像はその絶対的な画像情報量ゆえに画質優先で開発が行われてきた経緯がある

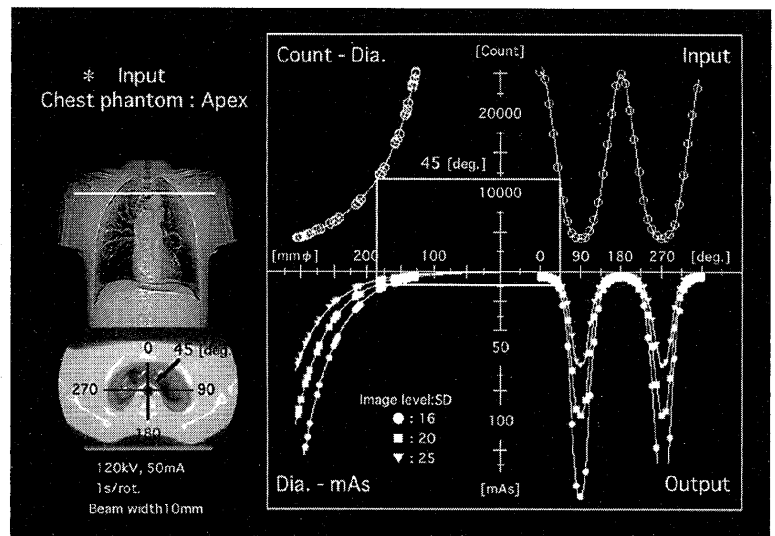


Fig. 8 CT-real AEC (CT用リアルタイム自動露出機構)の動作過程。入力例は胸部標準ファントムの肺尖部。

が、検診となると話は一変する。

ゆえに、どのような手法で最適化を図るのか、またバランス点はどのような方法で測るのかは、可及的に議論すべき問題と考える。

謝 辞

本研究の一部は、国際医療福祉大学保健学部放射線・情報科学科の学生の皆様に協力していただきました。この場をお借りし御礼申し上げます。また本研究にあたり、新対がん十カ年総合戦略、森山班：厚生省により研究援助を受けたことを記します。

参考文献

- 1) Kaneko M, Eguchi K, Omatsu H, et al.: Peripheral lung cancer: Screening and detection with low-dose spiral CT versus radiography. *Radiology*, 201 (3), 798-802, (1996).
- 2) 花井耕造, 井原完有, 藤田智之, 他: ヘリカルCTにおけるコントラスト分解能と最適画像再構成間隔に関する研究. *日放技学誌*, 50 (12), 1950-1959, (1994).
- 3) 村松禎久: 螺旋状(ヘリカル)スキャンの被ばく線量はどのように測定すべきか—被ばく形態からのアプローチ—. *日放技学誌*, 51 (5), 642-644, (1995).
- 4) 臨床放射線技術実験ハンドブック(上, 下): 実際編第5章 X線CT検査系. 第11章放射線管理系. 日本放射線技術学会編, 通商産業研究社, 東京, (1996).
- 5) 村松禎久, 花井耕造, 勝田昭一, 他: 螺旋状スキャンCTにおける線量指数の新しい概念と測定. *日放技学誌*, 53 (11), 1657-1664, (1997).
- 6) 村松禎久, 秋山典子, 花井耕造: 螺旋状(ヘリカル)スキャンを用いた肺癌スクリーニングCTの医療被曝について. *日放技学誌*, 52 (1), 1-8, (1996).
- 7) Naidich DP, Marshall CH, Gribbin C, et al.: Low dose CT of the lungs—preliminary observation, *Radiology*, 175 (3), 729-738, (1994).
- 8) IVリポート: 第5回胸部CT検診研究会大会. *INNERVISION*, 13 (3), 80-81, 東京, (1998).
- 9) Mori K, Sasagawa M and Moriyama N: Detection of nodular lesions in the lung using helical CT: Comparison of fast couch speed technique with conventional CT. *Jpn. J. Clin. Oncol.*, 24, 252-257, (1994).