

〔原 著〕

らせんCTにおける平静呼吸下スキャン時の位相と病変検出能に関する基礎的検討

小倉 泉, 松本 満臣, 根岸 徹, 安部 真治
 高木 博*, 岡田 安弘**, 松尾 晋也***, 佐々木 恵***
 草野 長二***, 吉田 榮積***, 鎌田憲子***

〔要 旨〕

前回の報告において我々は、らせんCTによる平静呼吸下スキャンでの病変検出能について可動模擬病巣ファントムを用いた基礎的な検討を行った。この中で、呼吸性往復運動を正弦波運動に近似した模擬病巣のスライスプロフィールは、ガントリーと模擬病巣の交差位相に依存することを推定した。

そこで今回、ガントリー位置検出器を新たに製作し、この仮定に対する実験的な検討を行った。またこれらの実験は、1回転あたりのスキャン時間、テーブル移動速度及び管電流値が異なる3機種のらせんCTについて行い、等速直線運動時および正弦波状往復運動時の模擬病巣の検出能に関する検討を行った。

その結果、正弦波状往復運動時のスライスプロフィールは、ガントリーと模擬病巣の交差位相に依存することを確認した。また、平静呼吸下スキャンでは、1回転あたりのスキャン時間が1秒でテーブル移動速度が20 mm/sの時、模擬病巣の検出能が最も優れていた。

〔キーワード〕

らせんCT, 平静呼吸, 病変検出能

1. はじめに

前回の報告において我々は、らせんCTによる平静呼吸下スキャンでの病変検出能について可動模擬病巣ファントムを用いた基礎的な検討を行った。この中で、呼吸性往復運動を正弦波運動に近似した模擬病巣のスライスプロフィールは、ガントリーと模擬病巣の交差位相に依存することを推定した^{1,2)}。

そこで今回、この仮定を実験的に証明するためガントリー位置検出器を新たに製作し、肺癌用CT検診車に搭載されているらせんCT装置、肺癌検診を行っている施設に設置されているらせんCT装置および臨床で使用されている3機種のらせんCT装置について、各施設で通常使用されているスキャン条件のもとで、呼吸性移動に対する病変検出能に関するファントム実験を行った。

その結果、らせんCTを用いて肺癌検診を目的に平静呼吸下スキャンを実施する場合、適するスキャン条件について新しい知見を得たので報告する。

2. 方法および結果

2.1 装置・器具

らせんCT：CT-W950SR（日立メディコ）、RADIX（日立メディコ）、ProSeed SA（ジーイー横川メディカル）
 可動模擬病巣ファントム：自作、ガントリー位置検出器：自作

2.2 等速直線運動時のCT画像変化

図1, 図2, 図3はスキャン条件の異なる3機種のらせんCTにおいて、模擬病巣（アクリライト球、直径10 mm）が等速度で体軸方向に直線運動した場合のCT画像を示したものである。各図において(a)は静止時、(b)はIN方向に16 mm/s、(c)はIN方向に24 mm/s、(d)はOUT方向に16 mm/s、(e)はOUT方向に24 mm/s、(f)はOUT方向に33 mm/sの等速度で移動している場合である。図1におけるスキャン条件は1回転あたりのスキャン時間 T_r が2秒/回転、テーブル移動速度 V_b が10 mm/s、管電流値 I_x が50 mAである。また、図2では T_r が1秒/回転、 V_b が20 mm/s、 I_x が50 mAであり、図3では T_r が1秒/回

* (株)日立メディコ

** 荒川区がん予防センター

*** 都立駒込病院

CT-W950SR

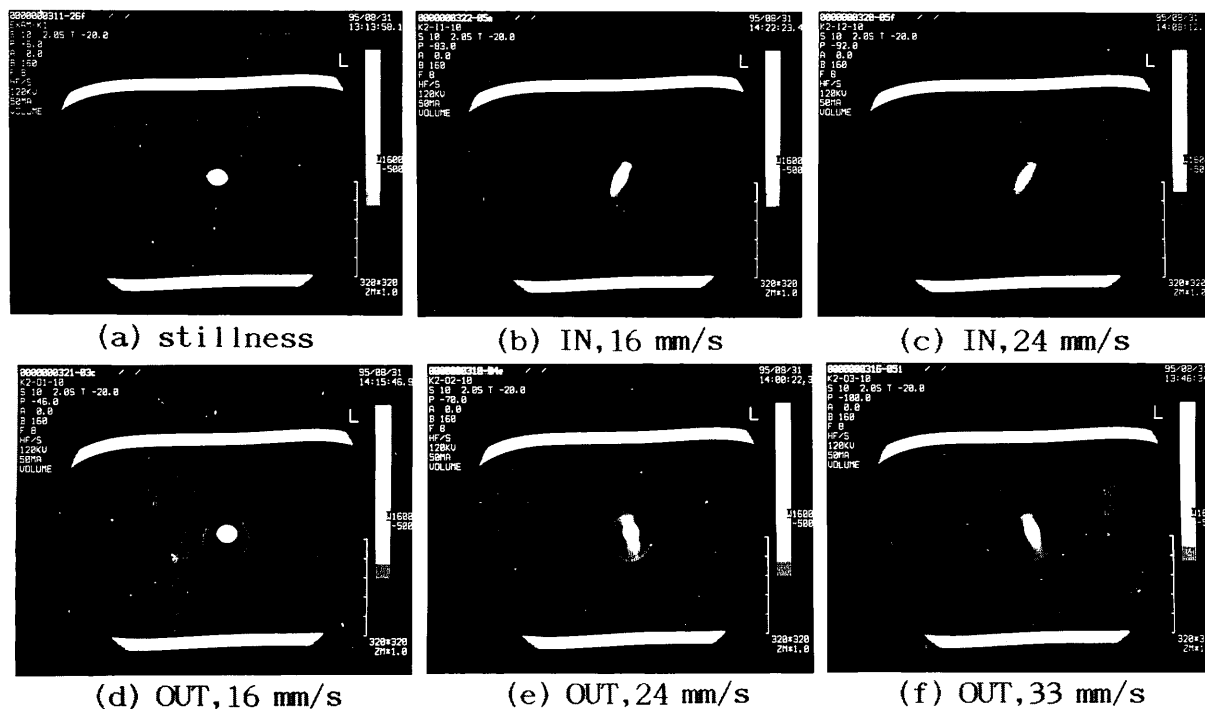


図1 等速直線運動時のCT画像 (2秒/回転, 10mm/s, 50mA)

RADIX

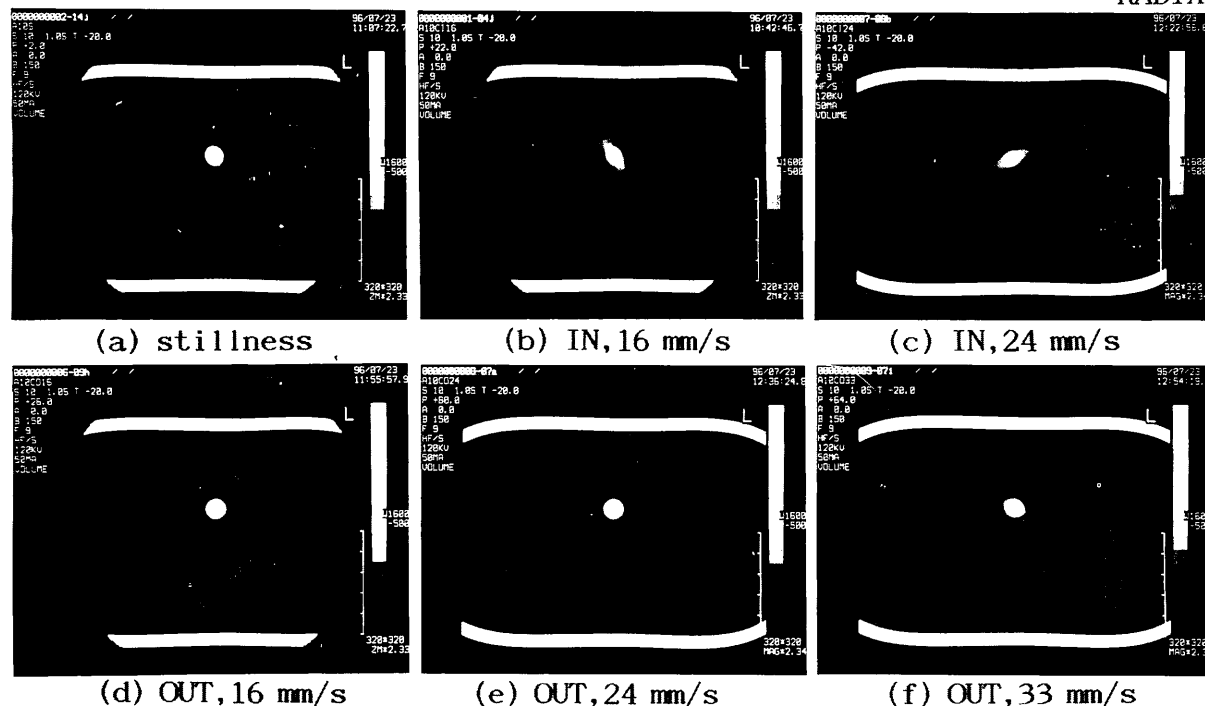


図2 等速直線運動時のCT画像 (1秒/回転, 20mm/s, 50mA)

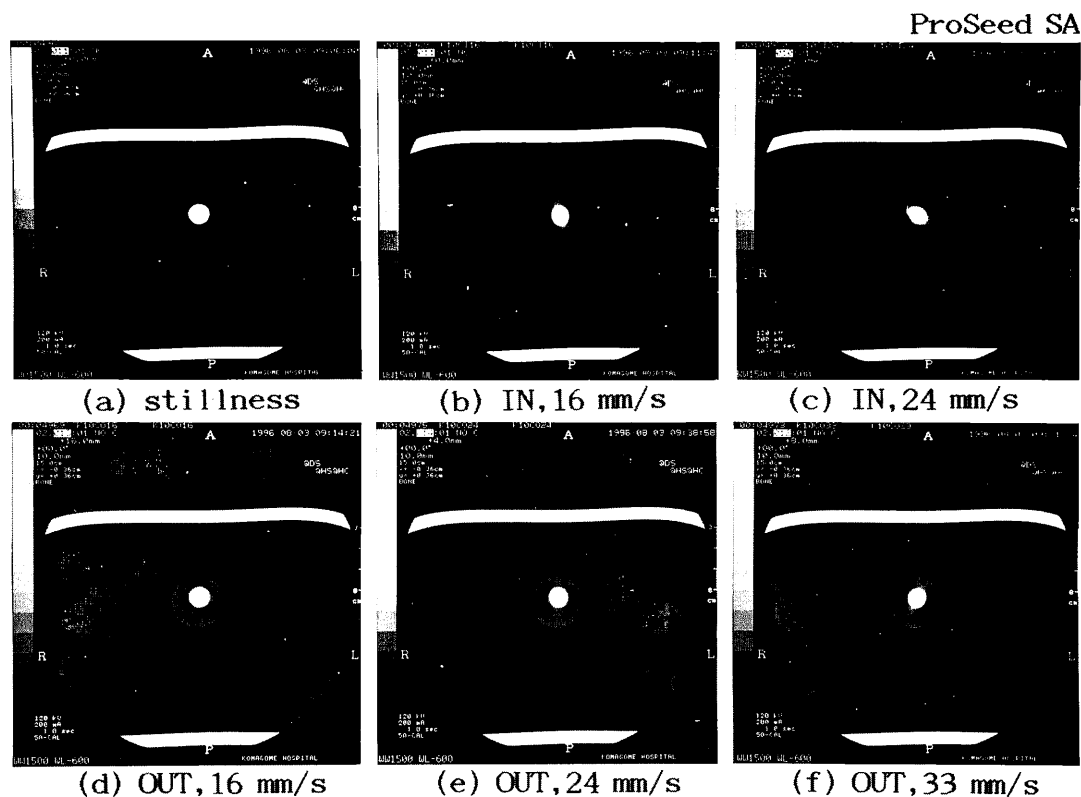


図3 等速直線運動時のCT画像 (1秒/回転, 10 mm/s, 200 mA)

転, V_b が10 mm/s, I_x が200 mAである。なお, すべてのスキャンにおいて管電圧 V_x は120 kV, スライス厚は10 mm, 画像再構成ピッチは10 mmである。ただし, スライスプロフィールの作成のために, データ処理に用いた画像再構成ピッチは2 mmである。

それぞれのスキャン条件について各速度毎に比較すると, 視覚的には図3, 図2, 図1の順で動きに対する模擬病巣の検出能が優れている。また, 図2と図3の画像変化は少ないが, 図1と図2の画像変化は大きい。

図4 (a) (b) (c)は各スキャン条件ごとの速度変化に対するスライスプロフィールである。(a)および(c)においてそのCT値は静止時を最大とし, ガントリーと模擬病巣の相対速度が大きくなるにつれ低下している。この傾向は(a)の条件で著しい。これらの差は1回転あたりのスキャン時間と管電流値の差に起因していると考えられる。しかし, その被曝線量は単純に計算しても(a)に比べて(c)のスキャン条件では8倍の線量となる²⁾。(b)のスキャン条件ではテーブル移動速度が20 mm/sのため, OUT方向の24 mm/sの移動速度ではガントリーと模擬病巣間の相対速度が静止時に比べて小さくなるためCT値は著しく増加し, CT画像としては強調された画像となっている。この図から, (b)のスキャン条件では(c)のスキャン条件に比べ, 静止時のCT値は若干低くなっている。しかし, IN方向の16 mm/sおよび24 mm/sの移動速度に対するCT値の

変化については, それぞれの静止時に対して(b)では0.68および0.63, (c)では0.66および0.57となり, (b)の条件の方が(c)に比べてわずかに変化が少ない傾向を示している。(d)はスキャン条件をパラメータとした模擬病巣の移動速度 V_p に対するCT値の変化を示したものである。

図5 (a) (b) (c)はそれぞれのスキャン条件における病巣移動速度 V_p (mm/s)に対するCT値の変化を示したものであり, 模擬病巣の直径が10 mmと6 mmについて比較したものである。各々のスキャン条件において最大CT値を示す速度は異なるが, 速度の変化に対してほぼ同様の傾向を示している。また, (d)は模擬病巣の直径が10 mmの場合において, スキャン条件をパラメータとしたガントリーと模擬病巣との相対速度 V_r (mm/s)に対するCT値の変化を示したものである。この図から, すべてのスキャン条件において相対速度 V_r に対するCT値の変化は同様の傾向を示している。(b)および(c)のスキャン条件ではそのCT値は若干異なるものの, 特性はほぼ一致している。また, (a)のスキャン条件ではCT値の低下が著しいことがわかる。

2.3 正弦波状往復運動時のCT画像変化

図6に今回用いた実験システムのブロック図を示す。このシステムでは, 3ヶ所の異なる施設に設置された異なる機種のらせんCTに容易に接続可能な構造が要求さ

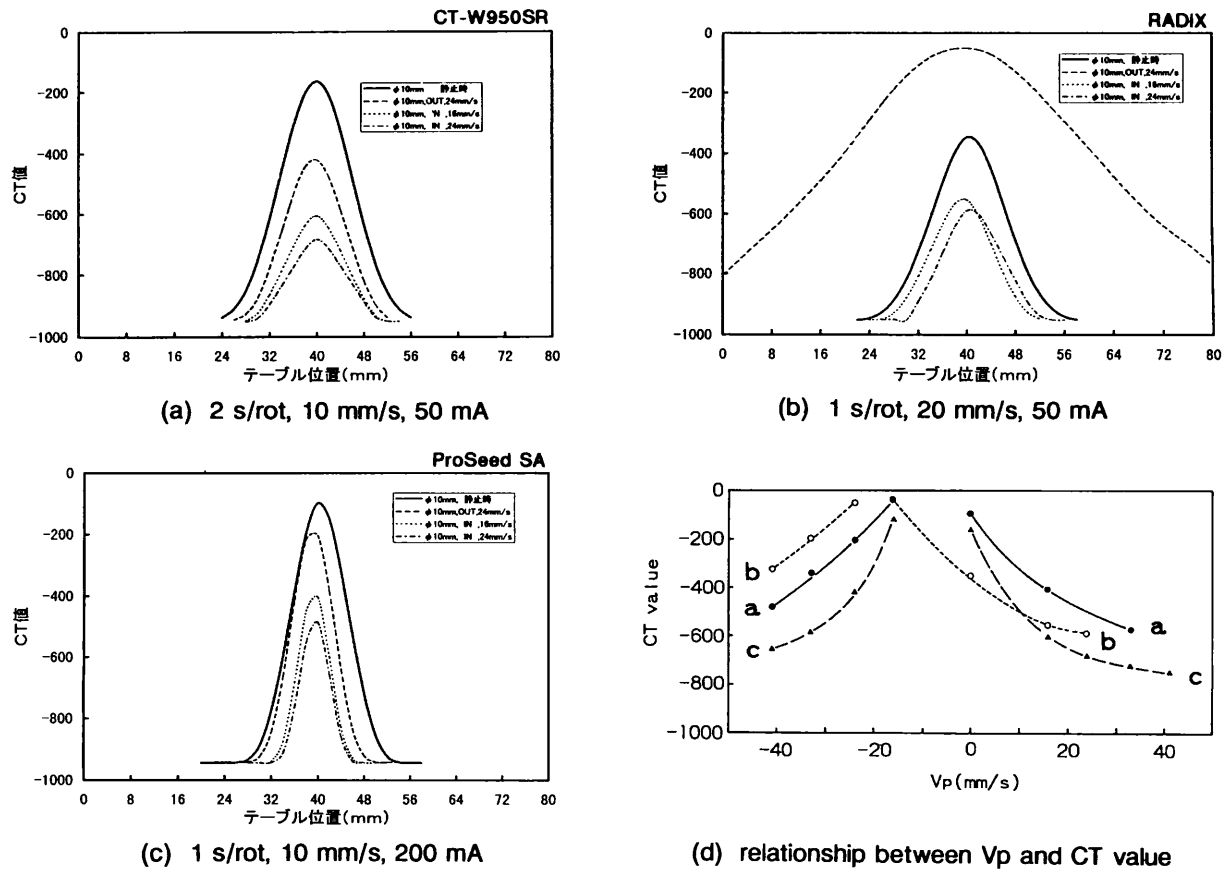


図4 等速直線運動時のスライスプロフィール

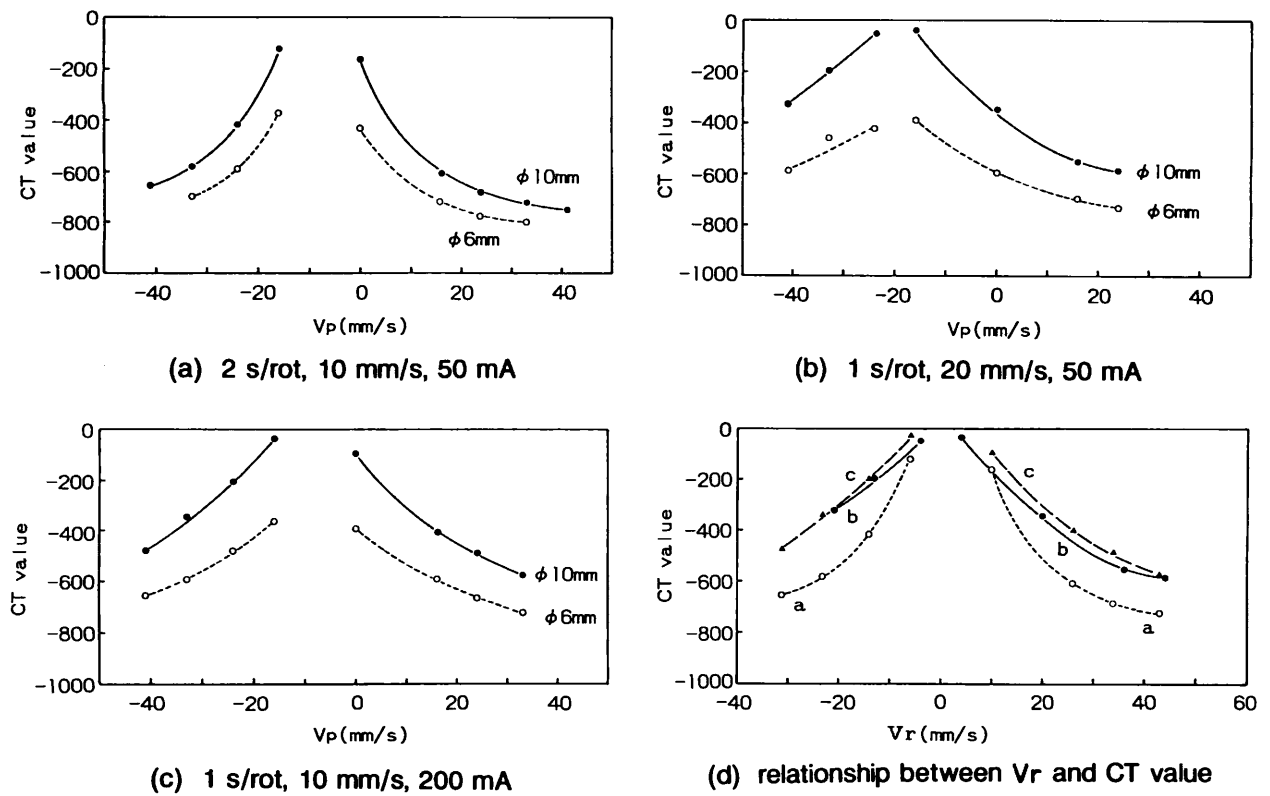


図5 病巣移動速度 V_p に対するCT値の変化

胸部水ファントム 模擬病巣駆動部

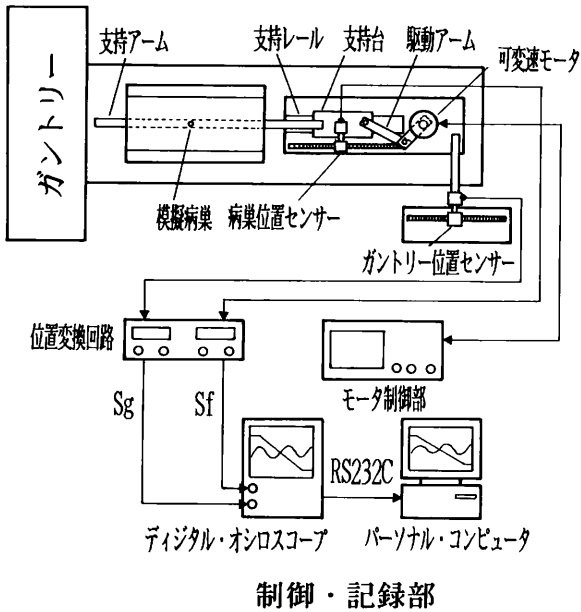


図6 実験システムのブロック図

れる。

そこで、ガントリー位置を検出するため寝台横の床上に検出用レールを固定し、寝台上に固定した多回転形ポテンシオメータをレール上で走査させることによりその抵抗値 R_p を変化させた。この変化を電圧に変換して検出し、増幅部で倍率と零点の補正を行った後、 0.1 V/cm の位置信号 S_g として取り出す。この出力信号 S_g と模擬病巣の位置信号 S_f をデジタルオシロスコープで観測し、両者の交差位相を測定する。また、RS232Cインターフェイスを用いてこれらの信号をパーソナルコンピュータへ転送し、交差位相の詳細な測定とデータの保存を行う。なお、測定位置の精度は $\pm 1 \text{ mm}$ である。

今回測定したテーブル移動速度 V_b は 10 mm/s および 20 mm/s である。また、1分間あたりの呼吸数 r は平静呼吸を対象としているため15回および10回、呼吸性移動の振幅は $\pm 15 \text{ mm}$ とした²⁾。その結果、ガントリーと模擬病巣との位相の組み合わせは、図7 (a) (b) (c)に波線で示す9種類となった。実験では各々の位相についてアクリライト球の模擬病巣の直径を 10 mm および 6 mm としてスキャンを行い、そのCT画像からスライスプロフィールを作成した。(d)にテーブル移動速度が 20 mm/s で交差位相

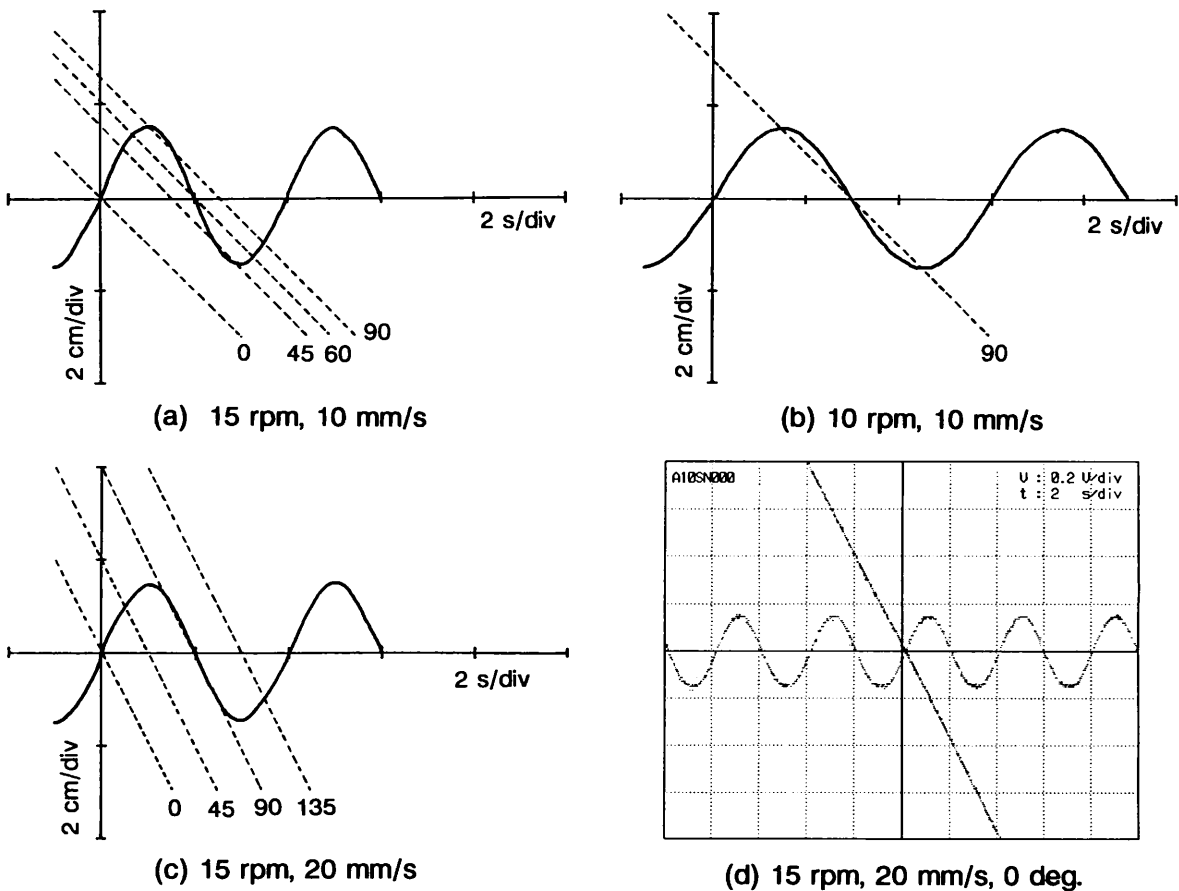


図7 正弦波状往復運動時の測定位相

が 0° におけるガントリーと模擬病巣の軌跡の実測結果を示す。また、ガントリーと模擬病巣の動きは同期していないため、交差する位相をオシロスコープで確認しながら実験を進めた。

図8、図9、図10はそれぞれのスキャン条件において各々の位相に対して最大CT値を示すスライス面を比較したものである。図8および図10はテーブル速度 V_b が10 mm/s、図9は20 mm/sである。それぞれのスキャン条件においてCT画像が最も劣化する位相は 0° であることは明らかである。図8と図10を比べた場合、明らかに図10のスキャン条件のほうが画像の劣化が少ない。また、前述の等速度に対する結果では、スキャン条件が(b)と(c)ではほぼ同様な傾向を示したが、図9と図10を視覚的に比べた場合、図10のスキャン条件の方が模擬病巣辺縁部の画像劣化が少ない。

図11はそれぞれのスキャン条件においてガントリーと模擬病巣の位相変化に対するテーブル位置方向のスライスプロフィールを比較したものである。ただし表示位相については、比較が容易となるように適宜4つのパラメータを選択してある。(a)および(c)に示したテーブル移動速度10 mm/sの場合、交差位相が 0° では単一ピークでCT値は最も低くなり、 60° では3つのピークを示している。また、 45° および 90° では中心に大きなピークをもち、左または右に小さなピークを持つスライスプロフィール

を示している。前報において呼吸数10回/分、交差位相 90° のスキャン条件では、2つのピークを持つことを仮定したが、(c)に示す測定結果では交差位相が目標値からわずかにずれたため、3つのピークを持つスライスプロフィールを示したものと考える。しかし、模擬病巣が描出されるスライス範囲はおよそ40 mmとなり、前報での仮定と一致した。(b)に示すテーブル移動速度20 mm/sのスライスプロフィールでは、 180° の位相を除いてすべて単一ピークとなり、さらに 45° および 135° については両者ともほぼ同様の単一ピーク状のプロフィールを示した。 180° の位相については、静止時よりも高いCT値を示し、かつCT画像が描出されるスライス範囲は48 mmにも達している。ここで、模擬病巣の直径が10 mmと6 mmの場合を比べると、6 mmでは静止時に比べて非常に高いCT値を示し、プロフィールも台形状となる。10 mmではプロフィールのピークが2つになり、静止時に対するCT値の増加は少ない。これは(c)に示す呼吸数10回/分、位相 90° の結果と同様に、交差位相が目標値からわずかにずれているためと考える。

3. 考 察

図1から図3に示した等速直線運動に対するCT画像では、視覚的には臨床で用いられている1回転あたりのスキャン時間 T_r が1秒/回転、テーブル移動速度が10 mm/s、

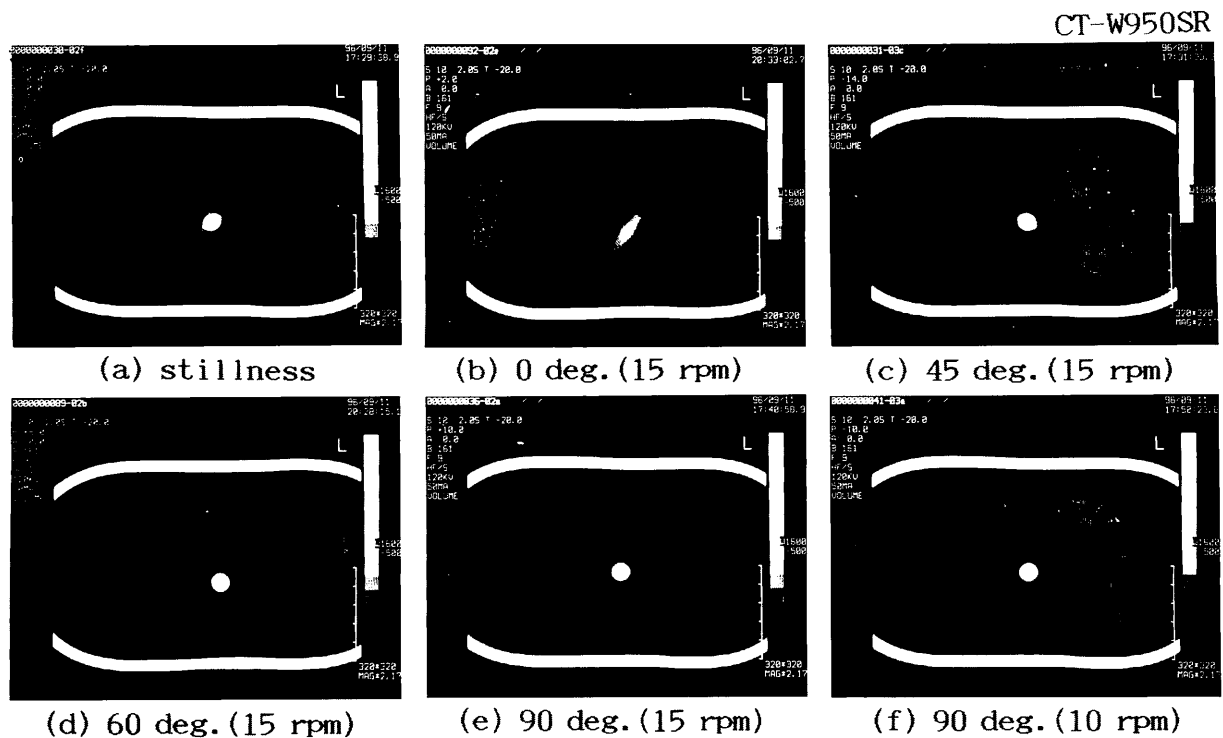


図8 正弦波状往復運動時のCT画像 (1秒/回転, 10 mm/s, 50 mA)

RADIX

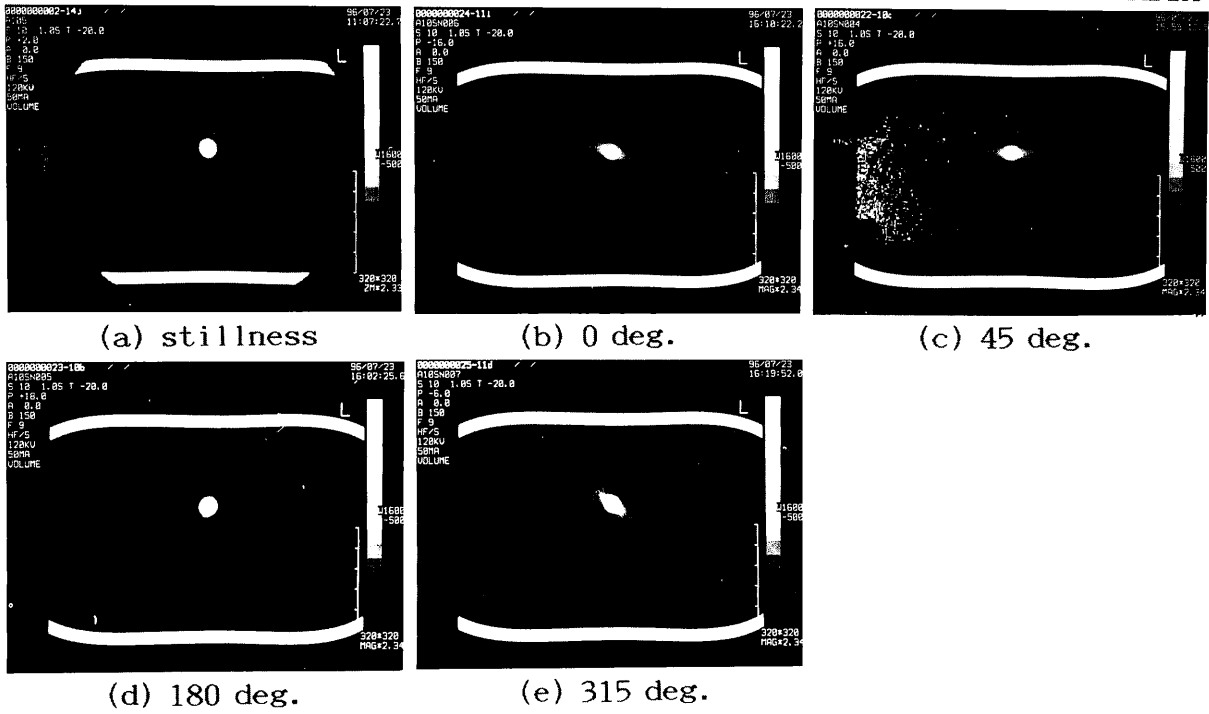


図9 正弦波状往復運動時のCT画像 (1秒/回転, 20 mm/s, 50 mA)

ProSeed SA

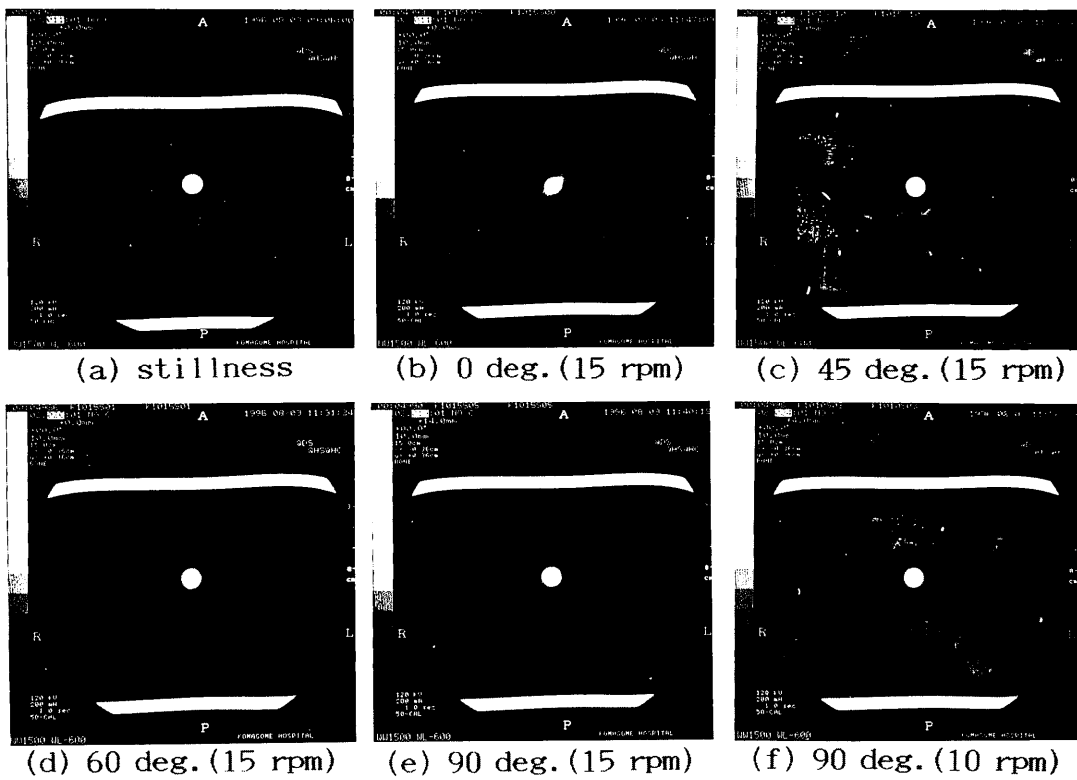
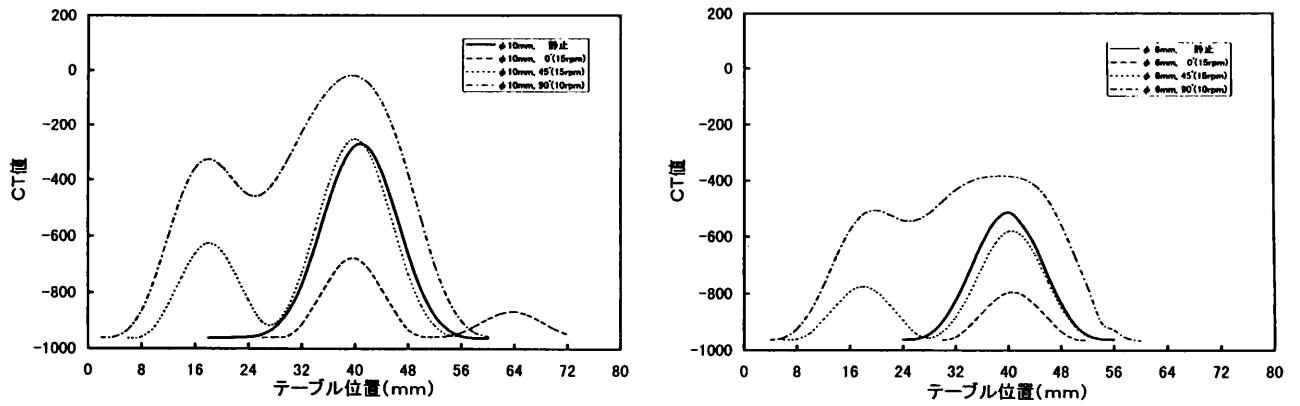
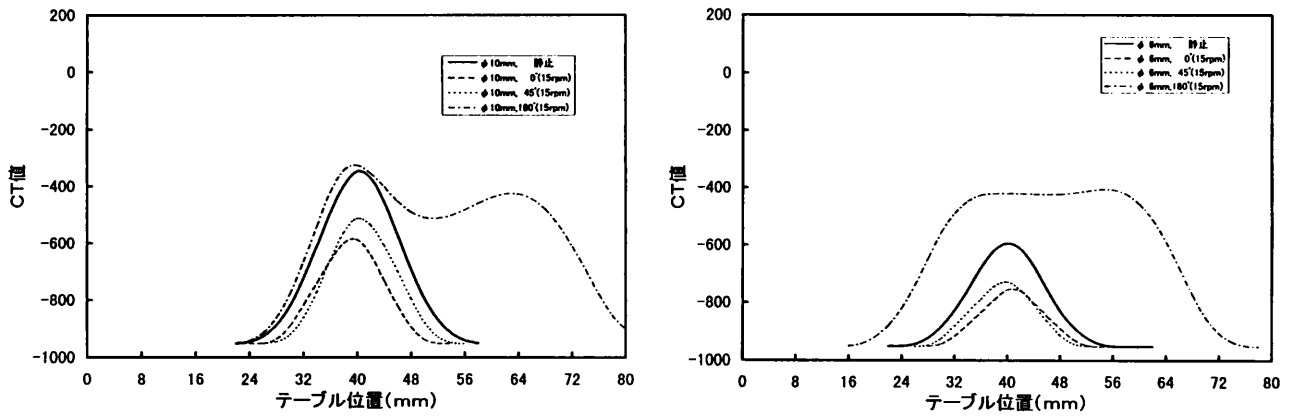


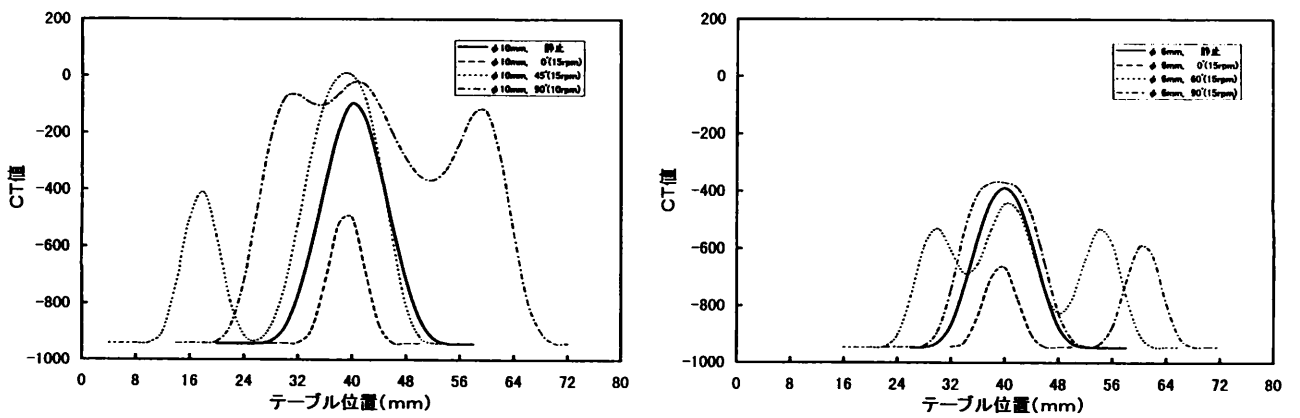
図10 正弦波状往復運動時のCT画像 (1秒/回転, 10 mm/s, 200 mA)



(a) 2秒/回転, 10mm/s, 50mA



(b) 1秒/回転, 20mm/s, 50mA



(c) 1秒/回転, 10mm/s, 200mA

図11 正弦波状往復運動時のスライスプロフィール

管電流値 I_x が 200 mA におけるスキャン条件が優れていた。しかし、図 4 に示したスライスプロフィールの比較では、(c) に示した臨床で使用されているスキャン条件に比べて、(b) の肺癌検診で使用されているスキャン条件の方が、移動速度に対する CT 値の変化率はわずかに良好な結果を示した。また、OUT 方向の 24 mm/s ではその CT 値は増加する傾向を示した。

次に、前報で仮定したガントリーと模擬病巣の交差位相に対する CT 画像の関係については、図 11 のスライスプロフィールに示したように仮定と一致する結果を得た。また、スキャン条件に対する模擬病巣のスライスプロフィールでは、テーブル移動速度が 10 mm/s の場合、図 7 に示したように同一の模擬病巣に対して二度 X 線ビームが交差する機会が存在するため、その交差位相によりスライスプロフィールは様々な変化を見せる。これは、肺癌検診において平静呼吸下スキャンを実施する場合、得られる CT 画像もその交差位相によってかなり変化することを意味する。

ここで、図 11 のデータからそれぞれのスキャン条件における各々の静止時に対する CT 値の変化率を求めた。この結果を表 1 に示す。表から、CT 値の減少が少ないスキ

ャン条件はテーブル移動速度が 20 mm/s の場合である。

テーブル移動速度 V_b : 10 mm/s で管電流値 I_x : 200 mA のスキャン条件と、 V_b : 20 mm/s で I_x : 50 mA のスキャン条件を比べた場合、呼吸性移動の変化に対する CT 画像は、後者の方が病巣の辺縁に若干のアーチファクトを生ずるが、CT 値の低下は少なく、交差位相の変化に対しても大きな変動は生じない。そのため、肺癌検診における小結節病変の存在診断においては、被曝線量の点から考えてもテーブル移動速度の速いスキャン条件を選択することが有用と考える。

以上のことから、らせん CT において平静呼吸下スキャンを実施する場合には、管電流値を増加させるよりも、速いテーブル移動速度を選択することが望ましい。

4. おわりに

本論文では、前報の報告で仮定したガントリーおよび模擬病巣の交差位相と CT 画像の関係について新たに実験を行い、その結果が仮定と一致することを確認した。

さらに、肺癌検診および臨床で使用されている異なる 3 機種のだらせん CT のスキャン条件について、呼吸性移動に対する病変検出能の検討を行った。その結果、らせん CT において肺癌検診を目的に平静呼吸下スキャンを実施する場合には、管電流値を増加させるよりも、速いテーブル移動速度を選択した方が望ましいことがわかった。

なお、この研究は東京都立医療技術短期大学平成 8 年度プロジェクト研究の一環として行った。また、厚生省がん研究助成金 垣添班金子小班の助成を受けた。

文 献

- 1) 小倉 泉, 松本満臣, 根岸 徹他: LSCT による平静呼吸下スキャンでの病変検出能の検討. 胸部 CT 検診研究会誌 Vol. 3 : 3-6, 1996.
- 2) 小倉 泉, 松本満臣, 根岸 徹他: らせん CT による平静呼吸下スキャンでの病変検出能の検討—可動模擬病巣ファントムによる基礎的検討—. 東京都立医療技術短期大学紀要 9 : 63-73, 19965
- 3) 西澤かな枝, 岩井一男, 松本 徹他: LSCT による被験者の被曝線量. 胸部 CT 検診研究会誌 Vol. 3 : 38-41, 1996.

表 1 正弦波状往復運動時における CT 値
(模擬病巣直径: 10 mm)

スキャン時間 テーブル速度 管電流	最小値 (位相) 相対値	静止時 (位相) 相対値	最大値 (位相) 相対値	変化幅
2 秒/回転 10 mm/s 50 mA	-677.8 (0°, 15rpm) 45	-276.1 100	-20.7 (90°, 10rpm) 135	657.1
1 秒/回転 20 mm/s 50 mA	-587.0 (0°, 15rpm) 63	-347.1 100	-326.1 (180°, 15rpm) 103	260.9
1 秒/回転 10 mm/s 200 mA	-498.6 (0°, 15rpm) 56	-97.4 100	+2.7 (45°, 15rpm) 111	501.3

Basic study of the relationship between the cross section phase during relaxed respiration and the focus detectability with spiral volumetric CT

Izumi OGURA, Mituomi MATUMOTO, Toru NEGISHI, Shinji ABE
Hiroshi TAKAGI, Yasuhiro OKADA, Sinya MATUO, Megumi SASAKI
Chouji KUSANO, Ezumi YOSHIDA and Noriko KAMATA

Abstract

In the previous report, we made a basic examination of the focus detectability during relaxed state of respiration by using a movable dummy focus phantom. In the report, we had suggested that the slice profile moving with a sine-wave depended on the phase of position between gantry and dummy focus phantom.

Therefore, we produced a detector of gantry position, and experimented this relationship. And, we experimented the detectability of a dummy focus phantom traveling with linear and sine-wave motion on the three Spiral Volumetric CTs which had different scanning time of one rotation, traveling velocity of a bed, and value of the tube current in each factor. In this result, we made sure that the slice profile moving with a sine-wave motion depended on the phase of positions between gantry and dummy focus phantom. And, under relaxed state of respiration, the detectability of a dummy focus phantom was most excellent when the scanning time of one rotation was 1 s and the moving velocity of a bed was 20 mm/s.

Key Words

spiral volumetric CT, under quiet respiration, a focus detectability