

原 著

マルチスライスCTにおける画質の基礎物理評価

山本修司・上甲 剛¹⁾・松本 貴・中西省三・小縣裕二²⁾・内藤博昭²⁾論文受付
2000年 8 月 22日論文受理
2000年 11月 24日

Code No. 251

大阪大学医学部附属病院放射線部

1)大阪大学大学院医学系研究科生体情報医学講座

2)大阪大学医学部保健学科

序 論

1998年に世界市場に登場したマルチスライスCT^{1,2)}は、従来のCTにおける検査や診断の方法論をも変革していく能力をもっている。わが国でも、わずか2年ほどの間でも200台に届くほどの勢いでマルチスライスCTが普及しはじめている。

マルチスライスCTのおもな特徴は、一度の呼吸停止時間内の広範囲スキャンかつ体軸方向分解能が優れている点などが挙げられる。また、近年のコンピュータ演算速度の飛躍的な進歩によって、画像再構成処理時間の短縮と三次元画像の高速表示、高画質化がマル

チスライスCTの発展をさらに助長している。しかしながら、マルチスライスCTは、体軸(z軸)方向にX線ビームをコーン状に広げているために、その影響がアーチファクトとして発生し、画質の劣化を及ぼすことが知られている¹⁾。また、ヘリカルピッチの変化によっても、シングルヘリカルCTの画質とは異なった特性を示す。臨床上でもいまだ、最適なヘリカルピッチと患者の被曝線量との間に論議が続いている。

われわれは、これらの問題に対しいくつかの物理的指標を与えるためにマルチスライスCTにおける画質の基礎物理特性評価を行った。はじめにマルチスライ

Evaluation of Physical Characteristics in Multi-slice CT

SHUJI YAMAMOTO, TAKESHI JOHKOH,¹⁾ TAKASHI MATSUMOTO, SHOZHOU NAKANISHI, YUJI OGATA,²⁾ and HIROAKI NAITO²⁾

Department of Radiology, Osaka University Hospital

1)School of Medicine, Osaka University

2)School of Allied Health Sciences, Osaka University

Received Aug. 22, 2000; Revision accepted Nov. 24, 2000; Code No. 251

Summary

This paper describes the results of a quality-of-image evaluation in multi-slice CT equipment. Image noise, section sensitivity profile (SSP), and spatial resolution of axial plane images were determined using two types of multi-slice CT equipment (Hispeed Advantage QX/i: GE-YMS Co. Ltd.; Aquilion: Toshiba Co. Ltd.). Suggestion: Based on theoretical considerations image noise was increased for helical pitch. Spatial resolution in the axial plane has been improved in the frequency domain by quarter-quarter offset reconstruction. Although slice thickness changed with helical pitch, as compared with a single CT, the profile has been improved notably. The limits of thin stratification of beam collimation and SSP evaluation by the bead method (point spread function using a small tungsten ball) were examined experimentally.

Key words: Multi-slice CT, Point spread function (PSF), Quarter-quarter offset別刷資料請求先: 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-15
大阪大学医学部附属病院 放射線部 山本修司 宛

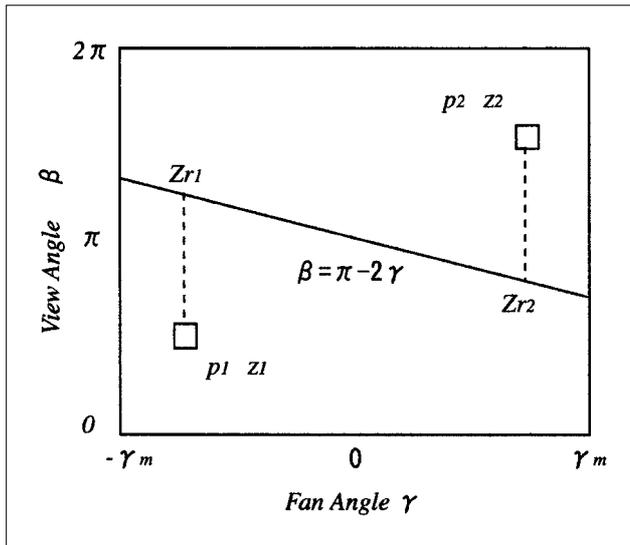


Fig. 1 Sampling pattern in radon space for helical interpolative algorithm.

スCTのノイズやSSPの理論について説明し，次にその理論の検証を含めた実験結果について述べる．再構成関数を含めたさまざまな画質に影響を与える因子とマルチスライスCT独特の性能との関係が本実験によって明らかとなった．

1. 理論

1-1 マルチスライスCTの画像ノイズ特性

マルチスライスCT画像の再構成法(ヘリカルスキャン)は，従来のヘリカルCTの補間法をそのまま拡張している^{1,2)}．

CTにおける回転角度を**b**，ビームの広がり角度(ファン角)を**c**，患者の体軸方向の座標を**z**とするとヘリカルスキャンの場合，コンベンショナルスキャンのスライスプロファイルの重み付け関数のコンボリューションとして説明される．この重み付け関数は，おもに180度再構成補間法の内挿法³⁾(180°HI: helical interpolative algorithm)と外挿法³⁾(180°HE: helical extrapolative algorithm)で区別されるが，本稿では，内挿法によるCT画像ノイズの拡張によってマルチスライスCTの画像ノイズを理論的に説明する．

Fig. 1に内挿法のラドン空間³⁾を示す．z軸上z₁とz₂にある相補的なサンプリングペアのポイントをp₁とp₂とし，また，そのポイントからz軸に平行に伸ばした線と再構成領域(region of reconstruction: 以下，ROR)との交差点をz_{c1}とz_{c2}とする．

ポイントp₁における線形補間による重み付けファクタをw₁とすればその式は次のように与えられる．

$$w_1 = \frac{z_2 - z_{\gamma 2}}{(z_2 - z_{\gamma 2}) + (z_{\gamma 1} - z_1)} \dots\dots\dots (1)$$

同様にポイントp₂における線形補間による重み付けファクタをw₂とすれば，

$$w_2 = \frac{z_{\gamma 1} - z_1}{(z_2 - z_{\gamma 2}) + (z_{\gamma 1} - z_1)} \dots\dots\dots (2)$$

上式z値をガントリ回転角bに置き換えれば，

$$w_1 = \frac{\beta_2 - \beta_{\gamma 2}}{\beta_2 - \beta_1 + \beta_{\gamma 1} - \beta_{\gamma 2}} \dots\dots\dots (3)$$

$$w_2 = \frac{\beta_{\gamma 1} - \beta_1}{\beta_2 - \beta_1 + \beta_{\gamma 1} - \beta_{\gamma 2}} \dots\dots\dots (4)$$

で，表され，また，b₁とb₂との関係は，b₂=b₁+π+2c₁であるためにFig. 1より，内挿法によるRORをb=π-2cの関係より，ヘリカルスキャンの重み付け関数w(b,c)によってビームファン角を含めて説明すると，最終的に

$$w(\beta, \gamma) = \begin{cases} \frac{\beta}{\pi - 2\gamma}, & 0 \leq \beta \leq \pi - 2\gamma \\ \frac{2\pi - \beta}{\pi + 2\gamma}, & \pi - 2\gamma \leq \beta \leq 2\pi \end{cases} \dots\dots\dots (5)$$

で表される．通常は，線形補間の説明の便宜上，c=0で説明している場合が多いが，CT画像の再構成アーチファクトに起因するノイズはファン角cによっても左右される．上記の重み付け関数から画像ノイズ(σ_{HI})を理論的に計算した場合，内挿法では，

$$\begin{aligned} \sigma_{HI}(\gamma) &= \int_0^{2\pi} w^2(\beta, \gamma) d\beta \\ &= \int_0^{\pi-2\gamma} \frac{\beta^2}{(\pi-2\gamma)^2} d\beta + \int_{\pi-2\gamma}^{2\pi} \frac{(2\pi-\beta)^2}{(\pi+2\gamma)^2} d\beta \dots (6) \\ &= \frac{2}{3} \pi \end{aligned}$$

となり，フィルタ補正逆投影後の画像ノイズをσ²₀とすれば，ヘリカル用重み付け関数のノイズが加わるために，全体のヘリカルスキャンにおけるノイズσ²_Hは，

$$\sigma_H^2 = \int w^2(\gamma, \beta) \cdot \sigma_0^2 \dots\dots\dots (7)$$

で表される．また，コンベンショナルスキャンの重み付け関数値は，ガントリ角0度から360度の範囲において1/2で，式(7)より，コンベンショナルスキャン時

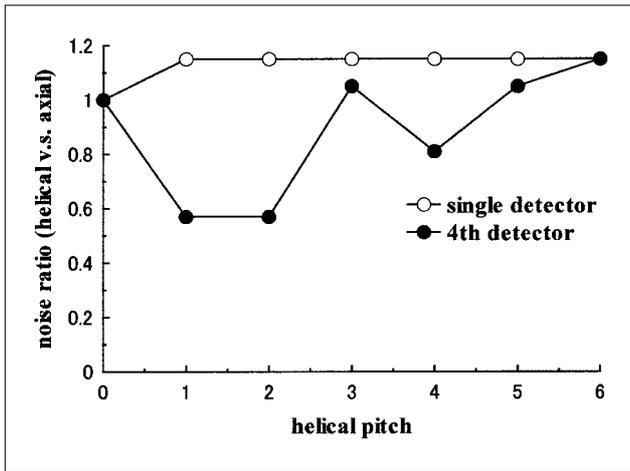


Fig. 2 Plot of the ratios (helical vs. axial) of the noise of four-slice CT versus single-slice CT for various helical pitches (by Hui Hu, General Electric Company).

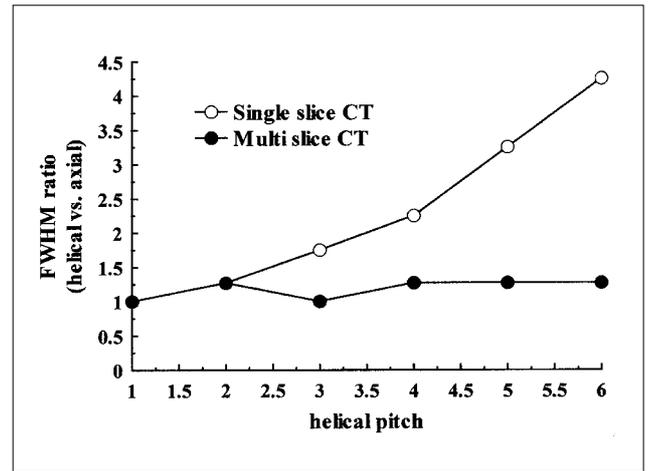


Fig. 3 Plot of the ratios (helical vs. axial) of slice thickness of the four-slice CT versus single-slice CT for various helical pitches (by Hui Hu, General Electric Company).

のノイズ σ^2_A は、 $\sigma^2_A = (\pi/2)\sigma_0^2$ になることより、撮像の際のさまざまなパラメータが等しいと仮定すれば、コンベンショナルなコンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのノイズ比は、次式で表現される。

$$\frac{\sigma_H}{\sigma_A} = \sqrt{\frac{2}{\pi} \int_0^{2\pi} w^2(\beta) d\beta} \dots\dots\dots (8)$$

ここで、シングルヘリカルスキャンによるノイズを計算する場合、式(6)の値を式(8)に代入して1.15というノイズ比が算出される。理論的にシングルスライスにおいて、ヘリカルピッチを増加させてもこの値は変化しない。

一方、マルチスライスCTの場合は、各ディテクタについて上記の計算を行うために、ディテクタの列数をNとすると画像ノイズは

$$\frac{\sigma_H}{\sigma_A} = \sqrt{\frac{2}{\pi} \int_0^{2\pi} \sum_{n=1}^N w_n^2(\beta) d\beta} \dots\dots\dots (9)$$

となる。

このときの重み付け関数 $w(b)$ はマルチスライスCTの場合、ヘリカルピッチによって変化する。Hui Huらはシミュレーションによって四つのディテクタ配列それぞれの重み関数 w_1 から w_4 についてヘリカルピッチごとの値を求めた¹⁾。ヘリカルピッチとそれぞれのディテクタが位置するガントリ角のシフト量との関係、ファン角を含んだプロジェクションの範囲と他のディテクタからの対向ビームデータの交わりから、各ヘリカルピッチによる重み付け関数を細分化して説明した。Fig. 2にHui Huらのシミュレーションによるノイズ評

価を示す。

1-2 マルチスライスCTのスライスプロファイルについて

マルチスライスCTのスライスプロファイルはノイズと同様にシミュレーションによっても推定が可能である。

従来のシングルヘリカルCTは、コンベンショナルスキャンに対してヘリカルスキャンの重み付け関数を畳み込んだモデルとして説明される。

コンベンショナルスキャンのスライスプロファイルを $b(z)$ 、ビームコリメーションを d 、再構成されたスライスからのz軸上における距離を z_s 、ヘリカルスキャン重み付け関数を $w(z)$ とすれば、位置 z_s のスライスプロファイル値 sp は

$$sp(d, z) = \int b(z)w(z - z_s) dz \dots\dots\dots (10)$$

で表される。マルチスライスCTにおけるスライスプロファイルはノイズと同様にディテクタの数によって全体の重み付け関数の値が変化し、そのスライスプロファイルは次式によって説明される。

$$sp(d, z) = \int b(z) \sum_{n=1}^N w_n(z - z_s) dz \dots\dots\dots (11)$$

$n=1$ から N はディテクタの数を示す。

ノイズ同様にスライスプロファイルのFWHM(full width at half maximum)の理論値¹⁾をFig. 3に示す。

1-3 quarter-quarter offset方式

マルチスライスCTは患者の体軸方向(z軸方向)について多数のディテクタ配列があることが特徴である

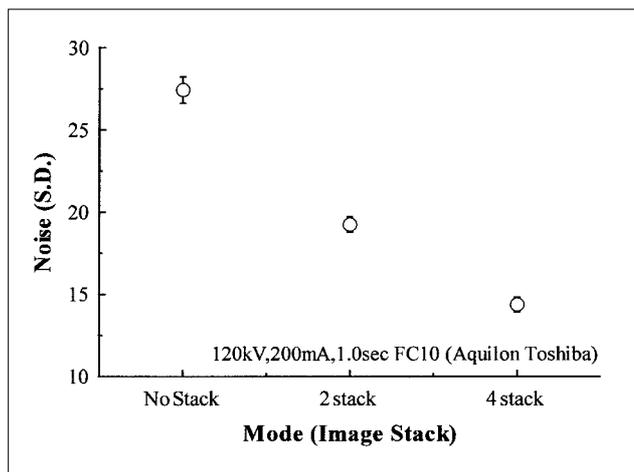


Fig. 4 Plot of noise (S.D.) for no-stack, 2-stack, and 4-stack.

が、z軸方向のみでなくX-Y軸面(axial断面)においても精密かつ特徴的な技術が取り込まれている。

そのX-Y軸面の空間分解能を向上させる代表的な方法がQ-Q(quarter-quarter offset)再構成⁴⁾である。一般的にCT画像の空間分解能はX線管球の陽極焦点サイズとディテクタの開口幅によって大きく影響をうける⁴⁾。いずれもX線管球が回転するときの中心位置との距離、いわゆるCT装置のジオメトリ構造によって両者の影響が変化する。CTのディテクタから出力される特性値は開口幅に依存した周波数応答関数(ATF: aperture transfer function)をもつが、この出力応答を向上させるためにビームが180度対向したときにディテクタ幅の1/4分のみ移動させる。このQ-Q offsetによってX-Y方向CT画像の空間分解能が向上する。

2. 実験方法

2-1 使用機器

X線CT装置: Aquilon(東芝メディカル株式会社)
LightSpeed QX/i(GE-横河メディカルシステム株式会社)
評価ファントム: JIS規格準拠JCT型CTテストファントム(株式会社京都科学)

2-2 マルチスライスCTにおける条件設定方法と実験計画

2-2-1 画像ノイズの評価法

頭部用のCT評価用水ファントムを用いた。コンベンショナルスキャン法では、1~4スタックまでの画像について水ファントム5点ROIにおいてCT値を測定し、標準偏差(SD)を求めた。同様にヘリカルスキャンに関してはSDの加算平均値とコントラストスケールの積を水の吸収係数で正規化した値を最終ノイズと

し、no-stack画像のノイズをリファレンス画像として他の対象画像とのノイズ比を求めた。この際のコントラストスケールにおける水の吸収係数は 0.195cm^{-1} とした。本実験は、ヘリカルピッチが可変(ヘリカルピッチ4は不使用)であるAquilonを用いた。

撮像条件は120kV, 200mA, 1.0sec, スライス厚0.5mm, FOV(field of view)サイズは $\Phi 240\text{mm}$, 使用関数はFC10(標準関数)で行った。

2-2-2 section sensitivity profile(SSP)の評価法

0.3mmタングステン球によるピーズ法⁵⁾を用いた。ヘリカルスキャン時におけるヘリカルピッチとSSPの半値幅(FWHM)および1/10幅(FWTM: full width at tenth maximum)との関係を求めた。

撮影条件は、X-Y軸面内においてエイリアシングを生じないFOV(50mm)をセットした。

2-2-3 axial面内の空間分解能の測定方法

JCT型CTテストファントムのワイヤ部分である0.2mm径、長さ20mmのステンレス鋼線をスキャンして、エイリアシングの影響が無視できるFOV(50mm)を用いてワイヤ像のLSF(line spread function)と、そのフーリエ変換をMTFとした。

MTFの比較はquarter-quarter offsetと標準関数のaxial画像との間で行った。また、LightSpeed QX/iを用いてこのMTFと線量との関係からノイズとMTFとの相関をみた。撮影管電圧を120kVとし、管電圧を200mA, 100mA, 50mA, 30mA, 10mAと減少させ、スキャンタイムは0.8secを用いた。

3. 実験結果

3-1 画像ノイズ

axial画像についてスタックの組による画像ノイズの変化をFig. 4に示す。

axial画像のノイズは線形的にスタックする方が改善された。

また、Fig. 5にaxial画像とヘリカルスキャンによるヘリカルピッチごとのノイズ比を示した。ヘリカルピッチが大きくなるに従ってノイズも増加するが、ピッチ5.5までは比較的滑らかに上昇している。

3-2 SSPの結果

ヘリカルピッチごとのSSPをFig. 6, SSPにおけるFWHM, FWTMをFig. 7に示す。FWTMを含めて評価すれば、0.5mmのディテクタコリメーションにおいては、ヘリカルピッチ5.0までが0.8mm以内に収まっている。

3-3 axial画像面内の空間分解能の測定結果

axial画像面内の空間分解能について、FC10(標準関

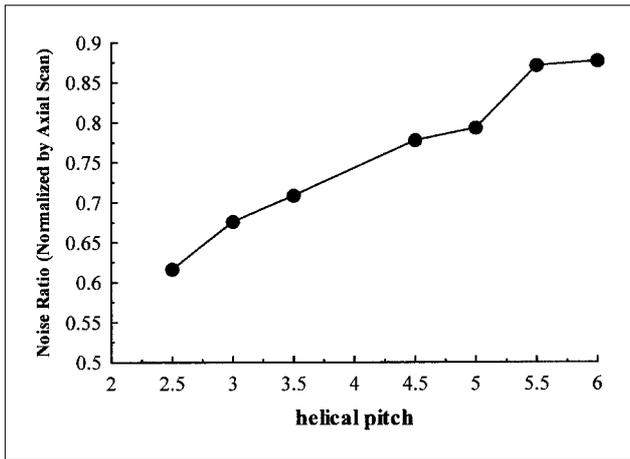


Fig. 5 Plot of ratios (helical vs. axial) of the noise of the four-slice CT (Osaka University Hospital).

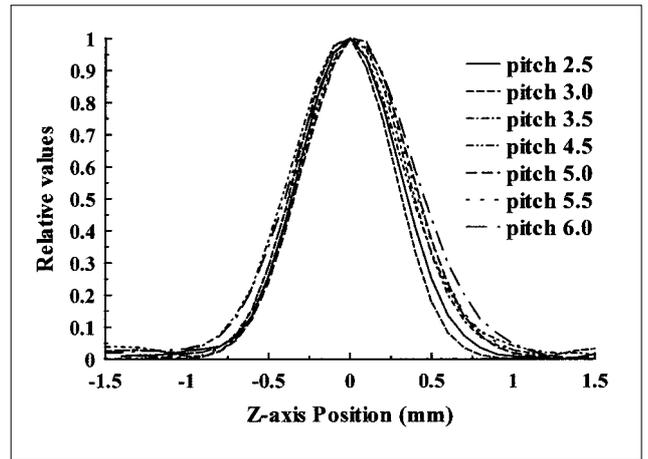


Fig. 6 Slice profiles: helical pitch from 2.5 to 6.0.

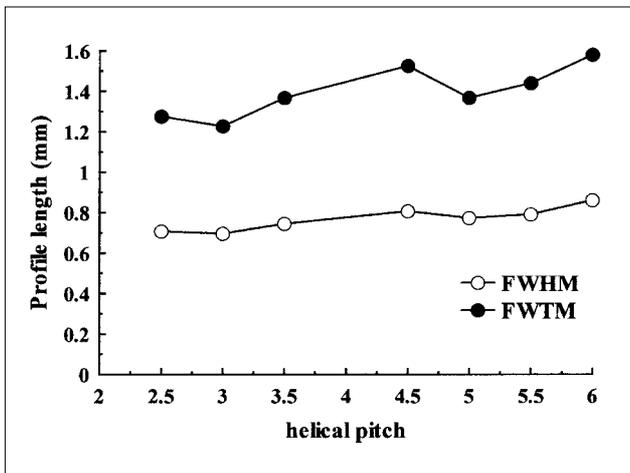


Fig. 7 Plot of FWHM and FWTM for helical pitch of the four-slice CT.

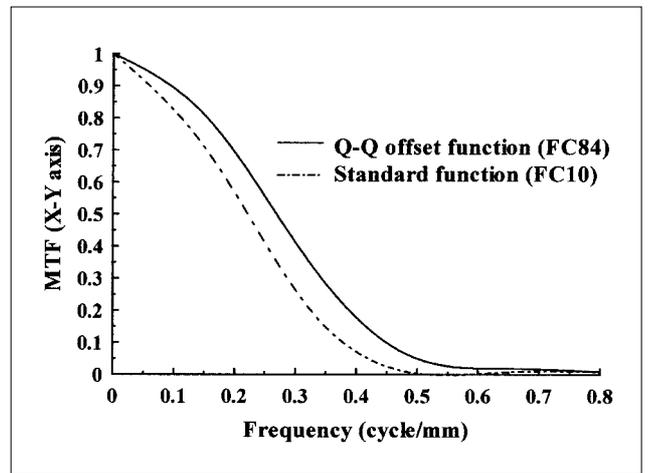


Fig. 8 X-Y plain-MTF of quarter-quarter offset (FC84) and standard function (FC10).

数)とFC84(内耳用関数: quater-quarter offset)のMTFを示す。FC84は、FC10よりも高周波側にシフトしているのがFig. 8より観察できる。また、MTFと画質に関しては、QX/iにおいて40mAsまで線量を下げても160mAsと同等のMTFを描出した。

群間のMTFの差は、フリードマン検定⁵⁾によって80mAsまでは $p=0.1211$ で有意差はみられなかった。また、80mAsと40mAsとの間の比較も同検定によって有意差($p>0.05$)はみられなかった(Fig. 9)。

4. 考察

4-1 画像ノイズについて

マルチスライスCTの画像ノイズは、本実験においてもHui Huらのシミュレーションのようにヘリカルピッチを増すことによって変化した。しかしながら、このシミュレーションは、z軸方向における多点補間フィルタのコンボリューションが考慮されていないため

に実際のマルチスライスCTによって最終的に出力された画像ノイズとは、装置間の差がみられることが予想される。画像ノイズはとくに低コントラストの検出能に影響を及ぼすために、より定量的な画像ノイズもしくはX線量と低コントラスト検出能の関係を調べることが、課題として残った。

4-2 SSPについて

今回SSPの評価には、0.3mm径タングステン球を用いた。

理論的にこのビーズ径では、0.5mmスライス厚に関してエイリアシング誤差を生ずる。ビーズ法をサンプリング定理から理論的に説明した場合、0.5mmスライス厚の測定に関しては0.25mm以下のサンプリングと0.25mm以下のビーズを使用することが望ましい。しかしながら、これは理想値であり、一般的には、CT装置のpoint spread function(PSF)はオーバーオールPSF

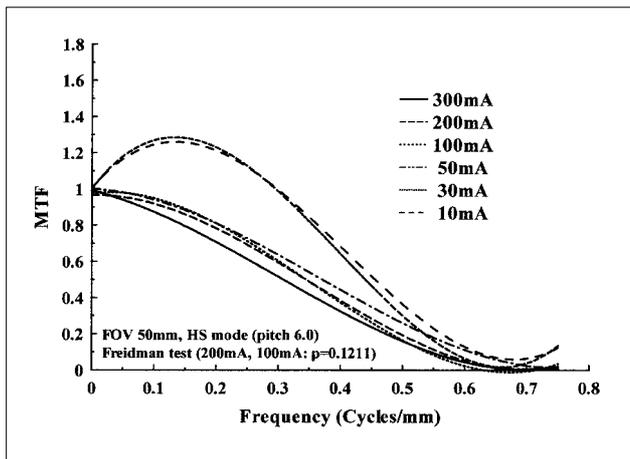


Fig. 9 X-Y plain-MTF for various mAs values.

を PSF_{over} とすれば、次式のような関数のコンボリューションで与えられる⁶⁾。

$$PSF_{over} = \left[PSF_1 III\left(\frac{x}{a}\right) \right] * PSF_2 * PSF_3 \quad \dots\dots\dots (12)$$

PSF_1 は焦点スポットのサイズと形状のようなジオメトリ効果に起因するブルーイング、対象の拡大率を決定する距離、X線散乱線、ディテクタ感度の限界の因子がパラメータであり、 $III\left(\frac{x}{a}\right)$ はサンプリングを説明するcomb functionである。(aはピクセルサイズ)、 PSF_2 はピクセルサイズに限定された影響、 PSF_3 は再構成関数にパラメータである。

われわれは、これらのパラメータなどの影響で、実効スライス厚が、ビームコリメーションよりも長くなっていると考へて、0.3mmタングステン球でもエイリアシング誤差が生じないと仮定してSSPの評価を行った。このとき、十分にサンプリングを小さくして(0.1mm)SSPを描出した。より精度の高いSSPを得るためには0.3mm以下のビーズ径の作成が望まれる。結果としてのFWHMおよびFWTMは、実効スライス厚がビームコリメーションよりも厚く評価されたが、これは、各種マルチスライスCT装置において、Z軸方向のフィルタリングの性質によっても変化するため、この結果は、すべてのマルチスライスCTによって適用されるわけではない。各種装置において測定したSSPの結果をもとに各施設ごとで臨床に応じたヘリカルピッチを使用すべきである。

4-3 axial画像面内の空間分解能評価

近年、0.5mmビームコリメーションのCT装置が登場して、アイソトロピックボクセルという言葉が、再浮上⁷⁾してきた。これは、あらゆる投影方向の画像の空間分解能が等しいことを意味し、単にボクセルの形状が立方体であることのみで限定されないことが重要である。CT装置の空間分解能は、axial画像面内でもスライスプロファイルでも、再構成関数、再構成法そのもの、X線管球の焦点MTF、ディテクタの素材と感度など、あらゆる要因によって変化する。

本実験においてもaxial画像面内の空間周波数は関数によって変化しており、CT装置によって最終的に出力されるCT画像の実効スライス厚を測定したうえでアイソトロピックボクセルの特性を測る必要があると考へる。また、Fig. 9に示されるようにディテクタの高品質化によって低線量でもノイズの影響をほとんど受けないMTFが描けることは、それが、被曝低減効果の指標となり、また、単にピクセル幅のみで空間分解能が評価されるわけではないことを示す。

結 論

- (1) マルチスライスCTのノイズは、ヘリカルピッチ4を除外して、ピッチが増すにつれて高くなった。
- (2) SSPのFWHMとFWTMから最適なヘリカルピッチを見出した。
- (3) axial平面内の空間分解能は、再構成法によって変化することを確証した。
- (4) ディテクタの高品質化によって低線量においてもノイズの影響が少なくなった。

これらの基礎的なマルチスライスの特性を調べることは、マルチスライスの新しい機能の諸特性を調べるうえで有用であった。

謝 辞

本稿をまとめるにあたり、マルチスライスCTの再構成アルゴリズムについて懇切なるご教示をくださいましたシーメンス旭メディテックCTグループの佐藤夏子先生、ならびに技術的アドバイスをいただいたGE横河メディカルシステムCT技術開発センター 工藤正幸先生、東芝メディカル大阪サービスセンター 西山正人先生、同サービスセンター 田中寿弥先生に深謝いたします。

本研究に際してCT検査部門担当技師諸兄のご協力に深謝いたします。

