

ファンビームCTにおけるデータ収集密度と 画質の関係

正員 岩田 彰[†] 正員 堀場 勇夫^{††}
正員 山岸 信敏^{†*} 正員 鈴木 宣夫[†]

Effects of Data Sampling Rate on Image Quality in Fan-Beam-CT System

Akira IWATA[†], Isao HORIBA^{††}, Nobutoshi YAMAGISHI^{†*} and
Nobuo SUZUMURA[†], Members

あらまし X線コンピュータ断層像撮影装置は、ここ数年の間に急速に全世界に普及したが、今日、より高度な診断情報を得ることのできるものが要望され、さらに高い画質がCT像に要求されている。このため、高コントラスト空間分解能および低コントラスト濃度分解能の一層の向上が必須であり、また、画質劣化要因である種々のアーチファクトの軽減方式を確立する必要がある。本論文では、CT像の画質要因のうち、空間分解能とアーチファクトについて、それが計測データの収集密度とどのような関係にあるかについて計算機シミュレーションにより定量的に検討した。その結果ファンビームCTシステムにおいて他の再構成パラメータが同一のとき、空間分解能は、角度サンプル間隔よりも投影データサンプル間隔によって決定されることを示した。また角度サンプル不足によるアーチファクトの発生機序を明らかにし、このアーチファクトをある程度以下に抑制するために、計測領域、角度サンプル間隔、投影データサンプル間隔の間に一定の条件があること、さらに、投影データサンプル間隔に依存したアーチファクト量は、投影データのナイキスト周波数以上の被検査体の空間周波数成分の量に比例することを明らかにした。

1. ま え が き

X線コンピュータ断層像撮影装置(以下CTシステムという)は、体内組織をX線吸収係数の分布像として非観血的に定量的にかつ具象的に観察でき、非常に多くの診断情報を的確に得ることが可能なため、医学界に与えたインパクトは大きく、ここ数年の間に全世界に急速に普及した。Hounsfieldらによって最初に開発されたCTシステムはペンシルビームX線によるTranslate/Rotate方式のもので、計測時間は数分を要した。この計測時間は頭部のように比較的患者の動きの小さい部位では良好な断層像を得たが、このCTシステムを全身に適用する際、患者の動きが断層像

を大きく劣化させる。そこでこの計測時間の短縮の努力がなされ、その進展に伴ない第1世代から第4世代まで大きく4つの方式が実用化されている⁽¹⁾。

この結果、CTシステムによる検査対象は、頭部専用から全身にまで広がるに至った。今日、このようにCT検査が幅広く適用されるのに伴って、たとえば軟部組織中の微小病変部や骨内部の病変部の検出など、さらに多くのより高度な診断情報を得ることのできるCTシステムが要望され、一段と高い画質がCT像に要求されている。これらのCTシステムに対する要望に答えるためには、高コントラスト空間分解能および低コントラスト濃度分解能のより一層の向上が必須であり、また、画質劣化要因である種々のアーチファクトの軽減方式を確立する必要がある。

これまでに、空間分解能については、平行ビーム、角度サンプル間隔無限小という条件下では定式化がなされている^{(2),(3)}。現在全身用CTシステムとして最も広く用いられている第3世代CTシステムのようにファンビーム方式の場合においても、この定式化がある

[†]名古屋工業大学工学部情報工学科, 名古屋市
Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,
Nagoya-shi, 466 Japan

^{††}(株)日立メディコ研究開発センター, 柏市
Research & Development Center, Hitachi Medical Co.,
Kashiwa-shi, 277 Japan

*現在, 日本電装株式会社

程度適用できるものと思われるが⁽⁴⁾、本論文では、計算機シミュレーションによって実際に再構成演算を行ない、空間分解能と角度サンプル間隔、投影データサンプル間隔の関係について定量的に検討を行なった。また、アーチファクトについては、その成因について、いくつかの報告⁽⁶⁾がなされているが、本論文では、特に、アーチファクトと角度サンプル間隔、投影データサンプル間隔とがどのような関係にあるかについて定量的に検討した。

2 投影データの発生と再構成演算過程⁽⁶⁾

図1に第3世代ファンビーム方式CTシステムのスキャナー構成と計測方式を示す。投影データの収集は、被検査体領域を覆うファンビームX線管とそれと対向して配置された検出器列が一体となって、被検査体のまわりに180度あるいは360度回転し、その際、パルスX線を一定角度ごと(以下、これを角度サンプル間隔 β_p とする)に曝射し、被検査体領域を通過した透過X線を一定間隔(以下、これを投影データサンプル間隔 λ_p とする)で並んだ検出器列で計測することによって行なわれる。現在、実用化されている第3世代CTシステムでは、角度サンプル間隔 β_p は0.5度ないし1度程度であり、投影データサンプル間隔 λ_p は0.8mm程度である。ただし、 λ_p はスキャナー回転中心に

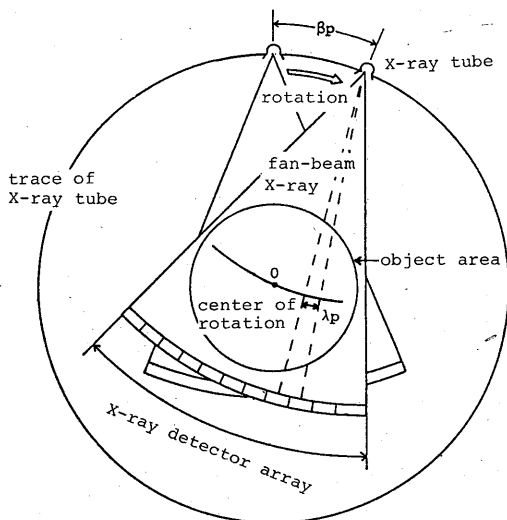


図1 ファンビーム方式CTシステムにおけるスキャナー構造と走査方式

Fig.1- Scanner structure of the CT-system with fan-beam X-ray.

おける値である。

ここでは、次のような手順で計算機により投影データを発生させた。 s 回目のX線照射により t 番目の検出器に得られる投影データを $P(s, t)$ とする。ここで、 $s=1, 2, \dots, s_m$ 、 $t=1, 2, \dots, t_m$ である。 s_m はX線照射回数(一般にプロジェクション数という)であり、 t_m は1プロジェクション当りの投影データサンプル数であり、第3世代CTシステムでは検出器個数に相当する。X線源と回転中心を結ぶ直線と水平線のなす角度を β とすれば、X線源は β_p ずつ回転中心のまわりに回転するので、

$$\beta = \beta_0 + (s-1)\beta_p \quad (1)$$

となる。 β_0 は計測開始角度である。被検査体のないとき t 番目のX線検出器に入射したX線量を I_0 、被検査体を置いたときのX線量を I とすると、投影データは、

$$P(s, t) = -\ln(I/I_0) \quad (2)$$

として得られる。この値は被検査体によるX線吸収量を表わしている。X線吸収量は、被検査体のX線吸収係数をX線ビームに沿って積分した値である。

もし、被検査体が一樣なX線吸収係数を持つ物体の集合により形成されているとすると、X線吸収量は各物体のX線吸収係数とX線がその物体を横切った長さの積の和により得られる。 s 番目のプロジェクションでX線源と t 番目のX線検出器の中央を結ぶ直線が、吸収係数が μ_k である k 番目の物体 C_k を横切る長さを l_{stk} とすると、

$$P(s, t) = \sum \mu_k \cdot l_{stk} \quad (3)$$

となる。各物体は内部が一樣でその形状が円や長方形など簡単な方程式で表わされるとすれば、 l_{stk} は解析的に計算することができる。

このようにして、形状とX線吸収係数があらかじめ規定されている被検査体の投影データを計算機により算出した。今回の計算機シミュレーションでは、X線源を360度回転させて計測する360度モードを用いたので、一般にプロジェクション数 s_m は、 $360^\circ / \beta_p$ ($^\circ$)となる。例えば、 $\beta_p = 1$ 度のときプロジェクション数は360となる。また、計測領域の直径を R (mm)、X線源から回転中心までの長さを D (mm)、投影データサンプル間隔(検出器間隔)を λ_p (mm)とすると、検出器個数 t_m は、

$$t_m = 2D \sin^{-1}(R/2D) / \lambda_p \quad (4)$$

で与えられる。今回は、一般的な大きさとして、 $R = 450$ mm、 $D = 600$ mmとしたので、例えば、 λ_p

= 0.83 mm とすると、検出器個数 t_m は 556 となる。この他にこの投影データ発生用の計算機シミュレーションでは、X線源の大きさおよびスライス厚は無限小とし、検出器アパーチャは方形型とした。また、X線散乱線やビームハードニングによる非線形効果はないとしている。

次にこうして得られた投影データを用いてフィルタ補正逆投影法により再構成像を算出する。まず、プロジェクションごとに投影データにフィルタレーションを施す。今回用いたフィルタ関数は Shepp-Logan 型フィルタであり⁽⁷⁾、そのインパルスレスポンスは、

$$h(t) = \frac{2}{\pi} \frac{1}{1 - 4t^2} \quad (5)$$

により与えられる。

最後にフィルタにより補正された投影データを用いて逆投影演算を行う。逆投影演算座標空間において画素間隔 pp はそれぞれ次のように設定した。すなわち、空間分解能ファントムの再構成では $pp = 0.18$ mm、アーチファクトファントムの再構成では $pp = 0.83$ mm とした。逆投影演算は、プロジェクションごとにX線源と各画素を結ぶ直線を通る検出器番号をそれぞれ算出し、その投影データを画素ごとに加算することにより行われる。実際には、ここで得られる検出器番号は整数値とならないので、補間演算により埋め込むべきデータを算出する。今回用いた補間はラグランジュ3次補間による。また、表示画素間隔と演算時画素間隔は同一とした。

3. 角度サンプル間隔と空間分解能・アーチファクトについて

ここでは、角度サンプル間隔 β_p と再構成像の空間分解能およびアーチファクトの関係について検討を行なう。まず、空間分解能を評価するため、図2に示すような模擬検査体(ファントム)を想定して、計算機シミュレーションにより投影データをいくつかの角度サンプル間隔ごとに発生させ、このデータを用いて再構成演算を行ない、得られた像から点像変調度を求めた。今回の計算では $\lambda_p = 0.83$ mm とした。

本論文で検討を行なった角度サンプル間隔 β_p は、0.25度、0.5度、1.0度、2.0度、4.0度である。このうち、 $\beta_p = 2.0$ 度における再構成像を図3に示す。この場合、下から6列目すなわち点像間隔 d が $1.66 \lambda_p$ 程度まで点像列を分解していることがわかる。この再構成像における各点像列の中央横ラインのプロフ

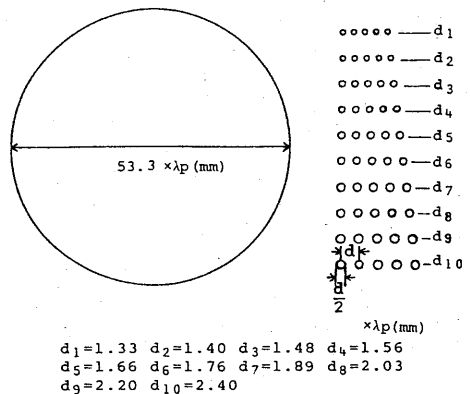


図2 空間分解能評価用ファントム 1

Fig.2- Configuration of the phantom No. 1 for evaluating the spatial resolution.

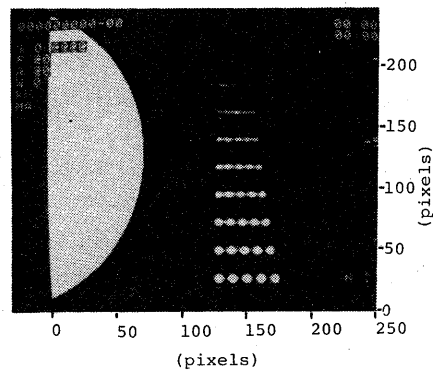


図3 角度サンプル間隔 $\beta_p = 2$ 度の場合の分解能ファントムの再構成像 ($pp = 0.18$ mm, $\lambda_p = 0.83$ mm)

Fig.3- Reconstructed image of the phantom in the case of angular sampling interval $\beta_p = 2^\circ$.

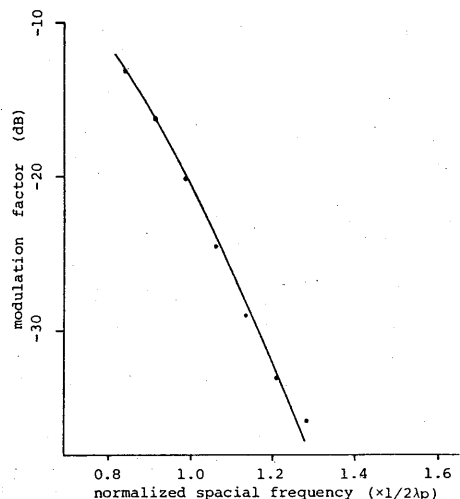


図4 $\beta_p = 2$ 度の場合の点像変調度曲線

Fig.4- Point modulation factor in the case of $\beta_p = 2^\circ$.

イールによって評価した点像変調度曲線を図4を示す。横軸は投影データサンプル間隔 λ_p で決まるナイキスト周波数によって正規化した空間周波数である。その他の角度サンプル間隔 β_p についても点像変調度曲線を求めたが、 $\beta_p = 4$ 度以外はすべてほとんど同一の変調度曲線が得られた。

$\beta_p = 4$ 度の場合は、角度サンプル不足によると思われるアーチファクトが著しくなり、そのため、図5に示すように、乱れた点像プロフィールとなり、点像変調度曲線を求めることは困難であった。この結果から、角度サンプル不足によるアーチファクトが画像を著しく劣化させない場合には、空間分解能は β_p に依存しないことが示された。

次に角度サンプル間隔に依存したアーチファクトについて評価するため、図6に示すようなファントムを想定して上と同様の手順で、各角度サンプル間隔ごとに、投影データの発生および再構成演算を行ない再構成像を得た。ただし $\lambda_p = 0.83$ mmとした。これらの像に発生したアーチファクトを定量的に評価するため、図6に示すarea 5、すなわち水相当領域におけるCT値の標準偏差を求めた。その結果を図7に示す。この図において、縦軸はCT値相当で横軸は β_p で目盛っている。この図から、 β_p がある程度以上小さいと（この場合0.5度以下）、アーチファクト量は少ないが、 β_p がそれよりも大きくなると、急激にアーチファクト量が増大することがわかる。

これについて、次のような検討を加えた。まず、図8に示すように計測領域のあるところに、デルタ関数的な物体（ピンホールのような物体）があると想定すると、投影データにフィルタレーションを施すことにより、図中右に図示したようにフィルタのインパルスレスポ

ンスに相当したデータが得られる。これを逆投影演算では、その投影データを計測したときのX線ビームに沿って埋め込むことにより再構成を行なう。このとき、物体が存在する位置より遠ざかるほどインパルスレスポンスはまばらに埋め込まれることになる。この埋め込まれる間隔 Δr が投影データサンプル間隔に一致したとき、インパルスレスポンスのピークがちょうど打ち消され誤差が最小となり、それよりも内側や外側ではインパルスレスポンスのピークが打ち消されずに残ってアーチファクトとなると考えられる。

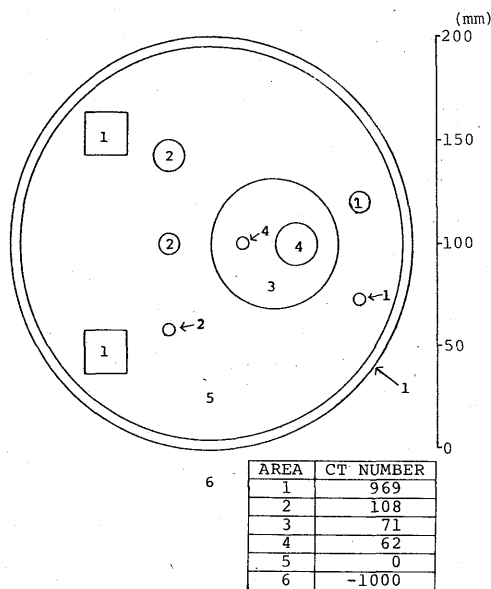


図6 アーチファクト評価用ファントム
Fig.6- Configuration of the phantom for evaluating the artifacts.

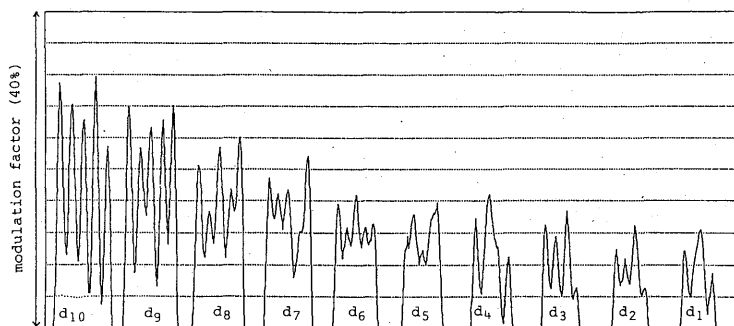


図5 $\beta_p = 4$ 度の場合の各点像列中央横ラインのプロフィール
Fig.5- Profile of the reconstructed image evaluated on the line through the centers of each point-set in the case of $\beta_p = 4^\circ$.

この量が物体の存在する位置からの距離とどのような関係にあるかを数値計算により求めたものを図9に示す。これは逆投影の際(5)式で与えられるインパルスレスポンスが、物体からの距離 d に応じて Δr ずつずれた関係で重ね合わせられることに基づいて計算したものである。この図の横軸は距離 d (mm)であるが、 λ_p (mm) / β_p (ラジアン) で正規化してある。この図から明らかのように、アーチファクト量は $d = \lambda_p / \beta_p$ のとき最小となり、 d がそれ以上になると単調に増大している。また、それ以下でもアーチファクトは若干発生するが、その量は比較的小さい。また、実際に中心に高吸収物質があることを想定して投影データを発生し、再構成演算を行なったところ、図10(a), (b)に示すごとく、ある領域内ではアーチファクトは小さく抑えられた。

これらの結果より、角度サンプル間隔に依存したアーチファクトをある程度以下に抑制するためには、高吸収物質からの距離 d と β_p 、 λ_p との間に、

$$d \text{ (mm)} < 1.5 \frac{\lambda_p \text{ (mm)}}{\beta_p \text{ (radian)}}$$

なる関係を満たす必要があることが明らかとなった。図10中の白線内は上式を満たす領域、すなわちアーチファクトフリーエリアの大きさを示しているが、それが実際にアーチファクト量の小さい領域と一致してい

ることがわかる。また、異なる角度サンプル間隔 β_p について $d = 1.5 \lambda_p / \beta_p$ となる距離 \bar{d} を求めてみると、 $\beta_p = 4$ 度のとき $\bar{d} = 2.15 \lambda_p$ となり、 $\beta_p = 2$ 度のとき、 $\bar{d} = 4.2 \lambda_p$ となる。一方、図2に示したファントム中の最上の点像列と最下の点像列の距離 d_p は約 $43 \lambda_p$ である。このことから、 $\beta_p = 4$ 度の場合には、 $\bar{d} < d_p$ となるためアーチファクトの多い像となり、点像変調度

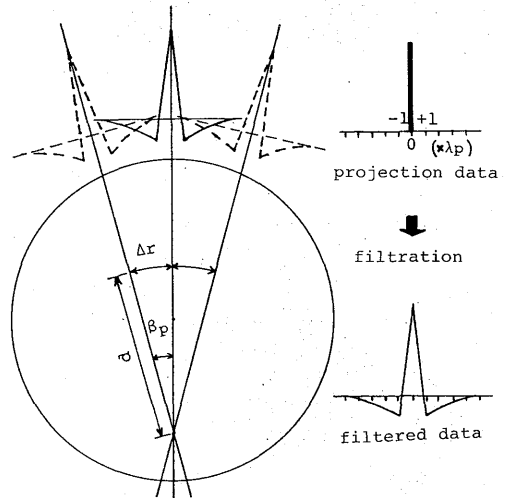


図8 アーチファクト発生モデル
Fig.8- A model to explain the artifacts due to a pin-hole object.

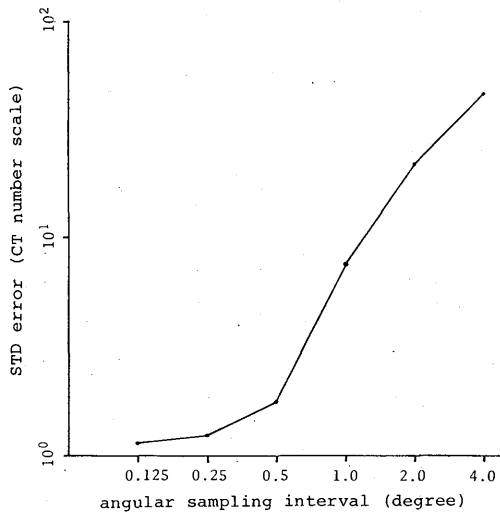


図7 角度サンプル間隔 β_p とアーチファクト量の関係
Fig.7- Amount of artifacts in the area 5 of the reconstructed image versus angular sampling interval β_p .

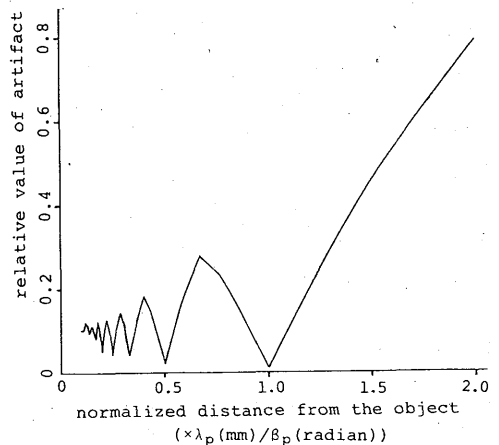
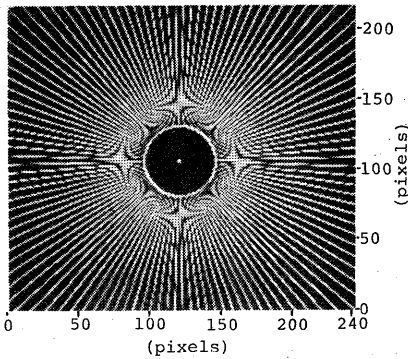
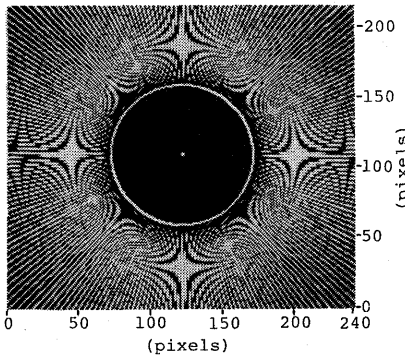


図9 図8のモデルにおいて発生するアーチファクトの相対値と物体からの距離 d との関係
Fig.9- Value of artifacts versus distance from the pin-hole object.



(a) $d = 2.4\text{mm}$, $pp = 1.0\text{mm}$
 $\lambda_p = 0.83\text{mm}$, $\beta_p = 2\pi/120\text{radian}$



(b) $d = 4.8\text{mm}$, $pp = 1.0\text{mm}$
 $\lambda_p = 0.83\text{mm}$, $\beta_p = 2\pi/240\text{radian}$

図10 アーチファクトフリーエリア d
 Fig.10-Artifact free area d .

を求めることが困難であったのに対して、 $\beta_p = 2$ 度以下では、 $\bar{d} \geq d_p$ となるためアーチファクトの少ない像となったものと理解できる。

さらに、図7において、 $\beta_p = 0.5$ 度を境にして、 β_p がそれよりも大きくなるとアーチファクトが急増することも、 $\beta_p = 0.5$ における \bar{d} が、図6に示すファントムの直径とほぼ一致しており、 $\beta_p = 0.5$ 度以上の場合、アーチファクトフリーエリアがファントムの直径よりも小さくなるためであるといえる。

4 投影データサンプル間隔と空間分解能・アーチファクトについて

ここでは、投影データサンプル間隔 λ_p と再構成像の空間分解能およびアーチファクトとの関係について検討を行なった結果について述べる。まず、空間分解能

を評価するため、図11に示すようなファントムを想定して、いくつかの投影データサンプル間隔ごとに計算機シミュレーションにより投影データを発生させ、このデータを用いて再構成演算を行ない、得られた像から点像変調度を求めた。

検討を行なった投影データサンプル間隔 λ_p としては、実用化されている第3世代CTシステムにおける $\lambda_p = 0.83\text{mm}$ を $\hat{\lambda}_p$ として基準におき、 $\hat{\lambda}_p = \lambda_p$, $2\hat{\lambda}_p$, $4\hat{\lambda}_p$ の3種類を用いた。角度サンプル間隔 β_p は0.5度とした。これらの再構成像から求めた点像変調度曲線

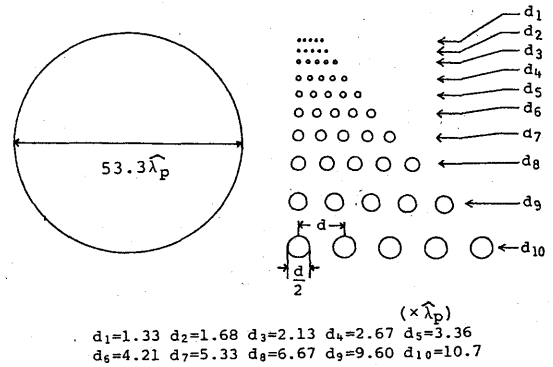


図11 空間分解能評価用ファントム 2
 Fig.11- Configuration of the phantom No. 2 for evaluating the spatial resolution.

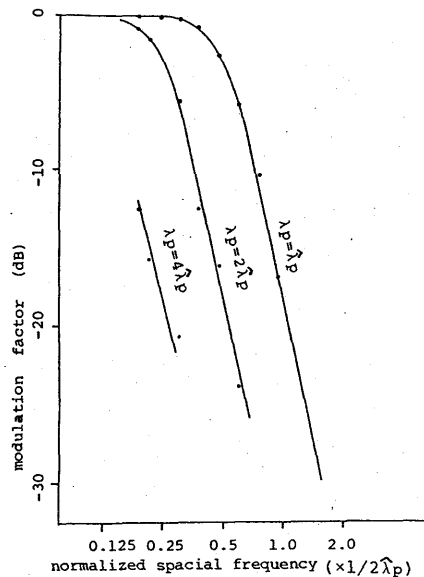


図12 投影データサンプル間隔 λ_p と点像変調度曲線
 Fig.12-Point modulation factors in the cases of $\lambda_p = \hat{\lambda}_p$, $2\hat{\lambda}_p$, $4\hat{\lambda}_p$.

を図12に示す。横軸は $\lambda_p = \hat{\lambda}_p$ で決まるナイキスト周波数によって正規化した空間周波数で目盛っている。

一方、角度サンプル間隔 β_p が無限小および平行ビームという条件下における点像応答関数は、次式によって与えられることが知られている^{(2),(3)}。

$$f(r) = \frac{a}{2\lambda_p} \int_0^\pi J_0\left(\frac{\omega r}{\lambda_p}\right) \frac{\sin\left(\frac{\omega a}{2\lambda_p}\right)}{\left(\frac{\omega a}{2\lambda_p}\right)} K(\omega) d\omega \quad (6)$$

ここで、 r : 点像中心からの距離 (mm)
 a : サンプルアパーチャサイズ (mm)
 J_0 : 0 次のベッセル関数
 $K(\omega)$: コンボリューションフィルタの周波数応答

そして、(6)式をフーリエ変換することによって変調度曲線 (MTF) が求められる。ここで、 $r = a\lambda_p$, $a = \lambda_p$ とすると、

$$f(\omega) = \frac{1}{2} \int_0^\pi J_0(a\omega) \frac{\sin\left(\frac{\omega}{2}\right)}{\left(\frac{\omega}{2}\right)} K(\omega) d\omega \quad (7)$$

となる。この式より、点像応答関数は、中心からの距離 r の投影データサンプル間隔 λ_p に対する相対値 a のみの関係となることがわかる。このことは、 λ_p で正規

化した空間周波数上では、常に一定の変調度曲線が得られることを意味している。これは、図12の結果とよく一致しており、横軸をそれぞれの λ_p に対応したナイキスト周波数で正規化した空間周波数で目盛直すと、互いに同一の点像変調度曲線となる。一方、図12よりナイキスト周波数付近では、 λ_p を $1/2$ にすると、変調度は約 15 dB の改善効果のあることもわかる。

次に、投影データサンプル間隔とアーチファクトの関係について評価するため、図6に示したファントムを想定して計算機シミュレーションにより同様の処理を行ない、各 λ_p ごとに再構成像を求めた。これらの像に発生したアーチファクトを定量的に評価するため図6に示す area 5, すなわち水相当領域における CT 値の標準偏差を求めた。その結果を図13に示す。図の横軸は $\hat{\lambda}_p$ により正規化した投影データサンプル間隔 λ_p で、縦軸は CT 値相当で目盛っている。この図より、両者には正比例の関係があり、 λ_p を 2 倍にするとアーチファクト量も 2 倍になることがわかる。

また、アーチファクトファントムのパワースペクトルを数値計算により求め、 λ_p で決まるナイキスト周波数以上の成分 (Aliasing 成分) の全パワーに占める割合を算出し図13に示した。この図より今回のような一般に用いられる λ_p の範囲では、Aliasing 成分の割合も λ_p に比例して増えていることがわかる。この結果、 λ_p に依存したアーチファクトは、被検査体の空間周波数成分のうち投影データのナイキスト周波数以上の成分が折り返されて発生する Aliasing によるものであることがわかる。

5. むすび

本論文では、CT 像の画質要因のうち、高コントラスト空間分解能とアーチファクトについて、それが計測データの収集密度とどのような関係にあるかについて、計算機シミュレーションにより定量的に検討し考察を加えた。

まず、空間分解能と計測データの収集密度との関係について、これまでになされている平行 X 線ビームについての定式化がファンビームの場合でも適用できることが明らかとなった。すなわち、角度サンプル間隔がある程度以上小さく角度サンプル不足によるアーチファクトがある程度以下に抑えられている場合、角度サンプル間隔は空間分解能に影響を与えないが、投影データサンプル間隔はその決定要因の一つとなることが示された。

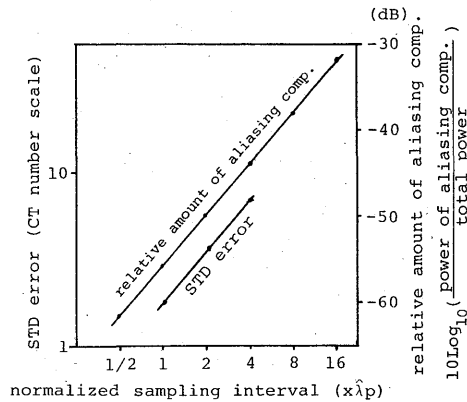


図13 投影データサンプル間隔 λ_p とアーチファクト量および、アーチファクトファントムの Aliasing 成分の全パワーに占める割合との関係 ($\lambda_p = 0.83 \text{ mm}$)

Fig.13-Amount of artifacts in the area 5 of the reconstructed image and relative amount of aliasing component in artifact phantom versus normalized sampling interval of projection data.

またアーチファクトと計測データの収集密度との関係について、次のような定量的な関係が明らかとなった。すなわち、角度サンプル間隔は再構成像に発生するアーチファクトと密接な関係をもっており、角度サンプル不足の結果発生するアーチファクトについてその発生機序を明らかにした。そして、このアーチファクトをある程度以下に抑制するために、高吸収物質からの距離、角度サンプル間隔、投影データサンプル間隔の間に一定の条件があることを示した。また、投影データサンプル間隔に依存したアーチファクトは、投影データサンプル間隔で決まるナイキスト周波数以上の被検査体の空間周波数成分の量に比例し、投影データのナイキスト周波数以上の成分が折り返されて発生する Aliasing によるものであることが示された。

この結果、投影データサンプル間隔は目的とする空間分解能に合わせて決定すべきものであるが、角度サンプル間隔は空間分解能向上よりもアーチファクト軽減を目的に設定すべきものであること、そして、その際角度サンプル間隔と投影データサンプル間隔とによって決まるアーチファクトフリーエリアの大きさと計測領域の大きさを考慮する必要があることが明らかと

なった。

文 献

- (1) Payne, J.T. : "Current aspects in computed tomography technology", *Contrast Media in Computed Tomography*, pp. 7-15 (1981).
- (2) Sekihara, K., et al. : "The effect of sampling interval", 3rd SYMP on Phys. & Tech. Aspects of Transmission & Emission CT, 28 (1980).
- (3) Joseph, P.M., et al. : "The effects of sampling on CT images", *Computerized Tomography*, 4, pp. 189-206 (1980).
- (4) 朝日奈 : "全身用CTの画質向上", *東芝レビュー*, 35, 10, pp. 189-206 (1980).
- (5) Brooks, R.A., et al. : "Aliasing: A Source of Streaks in Computed Tomograms", *J. of Computer Assisted Tomography*, 3, 4, pp. 511-518 (1979).
- (6) Mersereau, R.M., et al. : "Digital reconstruction of multidimensional signals from their projections", *Proc. IEEE*, 62, pp. 1319-1338 (1974).
- (7) Shepp, L.A., et al. : "The Fourier reconstruction of a head section", *IEEE Trans.*, NS-21, pp. 21-43 (1974).

(昭和58年12月5日受付, 59年3月27日再受付)