

CT装置における雑音のコントラスト分解能に及ぼす影響

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

Effect of Noise on Contrast Resolution in CT System

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

あらまし X線CTの特長は目的とする断層面以外の情報を全く含まない完全な断層像を得、かつ被写体内部のわずかな吸収係数の差を提示できる高い吸収係数分解能を有する点にある。この吸収係数分解能は計測時に混入する雑音に大きく影響される。本論文ではこれら雑音の強度と周波数分布に着目し、CT装置使用の際に問題となる被写体全体の大きさ、関心病変部の大きさ、周辺組織とのX線吸収差などが分解能に及ぼす影響を定量的に解析し、又ファントムによりその関係を実験的に検証した。その結果、CT装置の吸収係数分解能は被写体が大きくなると著しく低下する。又関心病変部の大きさと検出可能最小吸収係数差の間には反比例の関係があり、この吸収係数差はX線量の平方根に反比例する。このX線量増加による分解能向上の効果は計測回路の雑音に大きく依存し、回路のSN比は100dB以上の極めて高精度な回路が要求される。さらに振動雑音のような周期性の高い雑音はCT像に粗い粒状性雑音をもたらす、分解能を著しく低下させるので、この雑音の低減は吸収係数の分解能向上に大きく寄与することなどが示された。

1. ま え が き

X線CT装置の出現が、医療に与えたインパクトは誠に大きいものがある。頭がい内疾患の診断にX線CT装置は今や不可欠であり、現在では胸部、腹部をはじめ脊椎内の微小病変部へも適用され、X線検査法として一分野を確立した。CT画像は目的とする断層面以外の情報を全く含まない完全な2次元断層として得られ、かつ被写体内部のわずかな吸収係数の差を濃淡画像として表示することができるという優れた特長を有する。このX線CT装置の高い吸収係数分解能は装置の雑音対信号成分によって決定される。X線CT装置に混入する雑音には、計測に用いたX線光子の統計的ゆらぎに基づく光子雑音、検出器に接続される電気回路を構成するアナログ回路素子が発生する雑音、アナログ信号からデジタル信号に変換する際に発生する量子化雑音などがある。さらにCT装置では走査を行いながら計測を行うため、高いインピーダンスを

もつ検出回路が振動によって生ずるハーモニク雑音も混入する。またデジタル処理を行う部分と結合されているためにデジタル回路からの誘導性雑音も問題になる。

これらの雑音にはその発生原因によって量子雑音のようにランダム性の高い雑音もあれば、ハーモニク雑音のように周期性の高い雑音もある。これらの雑音はアナログ処理系の周波数特性や、CT装置特有の断層像再構成過程におけるフィルタレーション効果により変調を受けCT像に伝達され、吸収係数の分解能を劣化させる。

CT像に混入する雑音に関する解析はいくつか試みられている^{(1),(2),(3)}が実際の臨床の場での組織診断と直接結びつく、注目組織の大きさや雑音の性質に基づく検討までには至っていない。本論文ではCT画像に混入する雑音の周波数分布に着目し、まずいくつかの代表的な例について、注目する組織を観測者が識別する時に画像の中に含まれる雑音の強さと、注目組織の大きさおよびコントラストの関係を評価実験によって求めた。また、この結果をもとにX線CT装置におけるX線量と混入雑音の強さおよびX線吸収係数の分解能の3者の関係を理論的に求め、実際のCT装置を用いたファントムにより、その関係を実験的に検証した。

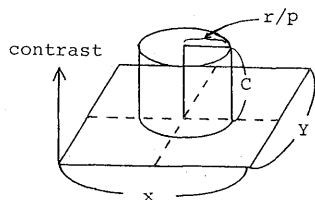
[†] (株)日立メディコ研究開発センタ、柏市
Research & Development Center, Hitachi Medical Co.,
Kashiwa-shi, 277 Japan

^{††} 名古屋工業大学工学部電気情報工学科、名古屋市
Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,
Nagoya-shi, 466 Japan

2. 画像に含まれる雑音と識別能

X線CT像は被検査体断面におけるX線吸収係数の分布を、吸収係数の大きい部分は明るく、小さい部分は暗くして濃淡画像として表示したものである。観察者がある注目臓器の病態をCT像から読み取る時、注目する臓器の形状はさまざまであり、その中に含まれる疾患部の大きさも、まわりの臓器に対するX線吸収係数の差も種々のものがある。またCT像には、計測に用いたX線光子のゆらぎや電気回路を構成するアナログ回路素子が発生する雑音が混入しており、これらの雑音は注目臓器の病態の識別を困難にする。この雑音が識別能に与える影響は、注目組織の大きさが小さいほどまた周辺組織に対するX線吸収係数の差が小さいほど大きいと考えられる。これらの画像と雑音の関係を一般的に取り扱うため図1に示す円形ファントムを設定した。

CT画像は2次元マトリックス状に構成された格子点すなわち画素上にその位置での被検査体の吸収係数に対応する濃度（CT値）を有する。画像をCRT上に表示する時にはこのCT値は観測者が所望のCT値の範囲を設定することにより、この範囲内のCT値が相対的な濃淡画像として表現される。この表示範囲を一定とすると、図1の円形パターンのまわりの画素に対するCT値の差は表示された画像のコントラストに対応する。また円形パターンの半径は画素の間隔 p によって r/p 個の画素となり、円形パターン全体では $\pi \cdot (r/p)^2$ 個の画素がコントラスト C の明るさとして表現される。雑音が混入した画像では図1の円形パターンに雑音の強さに対応した値が重畳する。今、各ピクセル上の混入雑音の標準偏差を σ とすると、各画素のSN比は C/σ で表わされる。従って混入した雑音が各画素間で互いに独立であるようなランダムな場合を考



- C : contrast of object
 r : radius of object (mm)
 r/p : radius of object (pixels)
 p : pixel pitch (mm)

図1 コントラスト分解能評価に用いたファントム
Fig.1 Phantom for evaluating the detectability.

えると、円形パターンの存在が観測者に識別されるかどうかをいう意味での信号量 H は円形パターンのピクセル数の平方根 $\sqrt{\pi \cdot \frac{r}{p}}$ と各画素でのSN比 C/σ の積として式(1)のように定義できると考えられる。

$$H = \frac{C}{\sigma} \cdot \sqrt{\pi} \cdot \frac{r}{p} \quad (1)$$

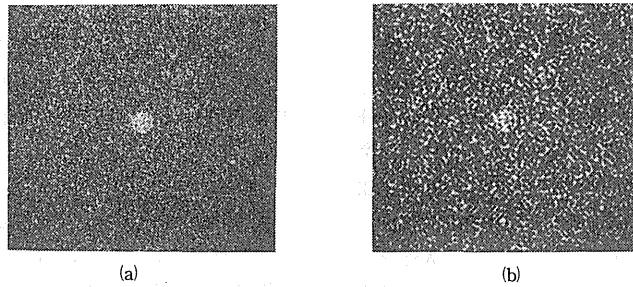
式(1)において σ が大きくなるにつれ、雑音による妨害の程度が大きくなり、円形パターンの識別に関するSN比が低下し、遂にはパターンが識別できないようになる。この時の信号量 H を H_0 として式(1)を

$$\frac{\sigma}{C} = K \cdot \frac{r}{p} \quad (2)$$

$$K = \frac{\sqrt{\pi}}{H_0} \quad (3)$$

とすると式(2)の左辺は円形パターンの識別に関する限界のNS比を示すもので、この限界NS比は円形パターンの半径に比例することがわかる。 K はその際の比例係数であり、パターンの識別に関する雑音の許容度を示す。このことを確認するために雑音の混入した画像について実験的に画質評価を行った。

画質評価には被写体に対する測定画像の物理的対応度を評価する客観評価と、視覚的なし心理的な意味で画像を評価する主観評価とがある。後者の意味における画像評価では人間の判断を介在させて感覚事象を数量化する心理測定法を実施しなければならない。デジタル画像に含まれる雑音は光子雑音のようにその発生過程がランダムな現象とみなすことができる。従って雑音の周波数が広い範囲に分布した比較的一様な雑音もあれば、他の回路からの誘導雑音やハーモニク雑音のように周期性の高い雑音もある。また混入段階では周波数分布が一様な雑音でも、画像表示に至る処理過程のフィルタリングにより周波数分布に偏りができ、最終的に観測される画像は周波数分布が一様でない場合が多い。この雑音の周波数分布は被写体の識別能に影響を与えると考えられる。また式(2)に示したように被写体の識別能は被写体の大きさ及びコントラストにも関係する。以上の点を考慮して被写体評価モデルとして 256×256 個のピクセル上に図1に示した円形パターンを半径0.5, 2.5, 5, 10, 20, 40画素と、段階的に大きさを覚えて発生させ、それぞれ空間周波数分布の異なる5種類の雑音、すなわち白色ガウス雑音、画像のマトリックスサイズで決定されるナイキスト周波数の1/2でろ波した低周波雑音、さらに周期性の高い雑音の例としてナイキスト周波数



(a) (b)
The image containing white noise (a) and the image containing low pass filtered noise (b), each image includes a same circular pattern (10 pixel radius) whose signal to r.m.s. noise ratios are equal to each other (100%)

図2 識別能評価に用いた画像

Fig.2 Images used for the evaluation of detectability.

の1/4, 1/2, 3/4にピークを有する帯域雑音(雑音の帯域幅がピーク周波数の1/5)のおおのについて雑音の強度を変えてこの円形パターン上に重畳した。

図2は評価に用いた画像例を示したものである。(a)は白色雑音を混入した場合、(b)は画像の表示ナイキスト周波数の1/2でろ波した低周波雑音を混入した例である。いずれも円の半径は10画素、混入雑音対コントラスト比は100%であるが、(b)の低周波雑音を加えた画像の方が識別が困難になっており、低周波雑音の方が被写体識別の妨害度が大きいことを示している。これらの半径と混入雑音対コントラストの異なる画像を混入雑音ごとにランダムな順序で被験者50名に提示し、被写体を識別できたか否かを調査した。例として白色ガウス雑音を混入した画像の識別能の調査結果を表1に示す。表は、横軸に被写体の大きさをピクセル間隔で割った画素数を、縦軸に被写体のコントラストに対する混入雑音の標準偏差の比を百分率として示し、被写体を識別することができた被験者の全被験者に対する百分率として表示した。

空間周波数分布の異なる他の4例の雑音についても同様の評価実験を行い、各雑音ごとに被写体識別限界

を求めた。図3の横軸および縦軸は表1と同様にそれぞれ被写体の半径および画像のNS比で、○, ●, ▲, ■および★で示した各点は、評価実験によって得られた実験結果から、約半数の被験者が被写体を識別したNS比を求めてプロットしたものである。この図から被写体の半径と識別可能なNS比は、ほぼ比例関係があることがわかり、式(1)の定義の妥当性が示された。図3で5本の各直線は、この両者の間に比例関係があるものとして5種類の雑音ごとにそれぞれ最小2乗法を用いて直線あてはめを行ったもので、白色ガウス雑音の場合を実線で、低周波雑音の場合を破線で、さらに帯域雑音の場合を、その中心周波数ごとに1点鎖線

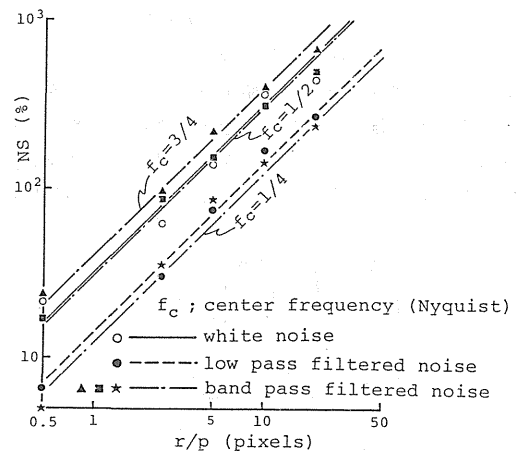


図3 デジタル画像における混入雑音による被写体識別限界

Fig.3 The limiting detectability in digital images containing various noises whose spectral density distributions are different.

表1 白色ガウス雑音混入時の識別能評価結果

N/S (%)	800	400	200	100	50	25	0
8	0	8	8	14	20	40	100
6	22	12	4	4	86	100	100
2	24	36	10	80	98	100	100
2	24	52	90	100	100	100	100
24	92	96	100	100	100	100	100
0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5
5	5	5	5	5	5	5	5
10	10	10	10	10	10	10	10
20	20	20	20	20	20	20	20
40	40	40	40	40	40	40	40
r/p							

表2 混入雑音による雑音許容度

雑音の種類	雑音許容度K
白色雑音	0.32
低周波雑音 (シャ断周波数: 1/2 ナイキスト周波数)	0.14
帯域雑音	
中心周波数: 1/4 ナイキスト周波数	0.12
中心周波数: 1/2 ナイキスト周波数	0.31
中心周波数: 3/4 ナイキスト周波数	0.40

で示した。

この図から雑音の被写体識別に対する妨害度は雑音の周波数分布に依存し、低い周波数分布を有する雑音ほど妨害度が大きいことが明らかとなった。このことは式(2)に示す係数Kが混入した雑音の周波数分布に依存することを示すものであり、これら5種類の雑音に対する許容度Kを表2にまとめて示した。

3. CT装置に混入する雑音と濃度分解能

2.では評価実験により雑音の混入したデジタル画像における被写体の大きさ、コントラスト、雑音の関係が求められた。CT装置では被写体の目的断面についての位置と角度の異なる投影データを得るために計測にスキャンを必要とする。その計測方法には1つの検出器とペンシルビームを用いて並進運動と回転運動をくり返して計測を行う装置、複数の検出器と部分ファンビームを用いる装置、被写体全体を覆う広いファンビームを用いて回転運動のみによって計測を行う装置が実用化されている⁽⁴⁾。CT装置ではこれらのスキャンによって、目的断面についての一連の投影データを得、さらに角度をかえて投影データを多方向から計測する。これら多方向からの投影データをもとに断層像を再構成するためのアルゴリズムについてもいくつかの方法があるが⁽⁵⁾、現在は、いろいろな長所をもつフィルタードバックプロジェクション法⁽⁶⁾が多く用いられている。

フィルタードバックプロジェクション法では計測によって得られた投影データに、逆投影によるぼけを修正するためのフィルタレーションを行い、このぼけ修正された投影データを逆投影することによって目的の断層像を得る。従って計測時に混入した雑音はこれら2つの処理により変調を受け再構成像にもたらされる。この再構成像はX線吸収係数の分布像であり、画像のコントラストは注目被写体の周囲に対するX線吸収係数の差に対応する。以上のことを考慮してCT装

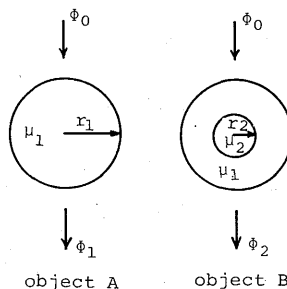


図4 CT装置の被写体モデル

Fig.4 The model for evaluating the contrast resolution in CT system.

置における雑音と濃度分解能の関係を図4に示すファンビームを設定して検討した。

図4で被写体AはX線吸収係数 μ_1 (1/mm)、半径 r_1 (mm)の円筒であり、被写体Bは被写体Aと同一物質にX線吸収係数 μ_2 (1/mm)、半径 r_2 (mm)の円筒を挿入したものである。この両被写体にX線光子密度が ϕ_0 (photons/mm²)のX線を被写体の円筒軸に垂直に照射するとそれぞれの被写体中央部通過後の光子密度 ϕ_1 および ϕ_2 は、

$$\phi_1 = \phi_0 \exp(-2\mu_1 r_1) \quad (4)$$

$$\phi_2 = \phi_0 \exp\{-2\mu_1 r_1 - 2(\mu_2 - \mu_1)r_2\} \quad (5)$$

として与えられる。このX線をサンプルアパーチャ a (mm²)、検出効率 η (光子検出率)の検出器で計測した時の測定フォトン N_1 (photons)および N_2 (photons)は、

$$N_1 = a \cdot \eta \cdot \phi_1 = a \cdot \eta \cdot \phi_0 \exp(-2\mu_1 r_1) \quad (6)$$

$$N_2 = a \cdot \eta \cdot \phi_2 = a \cdot \eta \cdot \phi_0 \exp\{-2\mu_1 r_1 - 2(\mu_2 - \mu_1)r_2\} \quad (7)$$

となる。従って被写体中央部の半径 r_2 の物体の信号の大きさはこのフォトン数の差として与えられる。また測定値の雑音の強さは光子雑音の標準偏差を σ_p 、混入電気回路雑音の標準偏差を σ_e としこれらの雑音が加法的関係にあるとすると測定値のSN比は式(8)で与えられる。

$$SN_p = \frac{|N_1 - N_2|}{\sqrt{\sigma_p^2 + \sigma_e^2}} \quad (8)$$

今比較的コントラストの低い被写体すなわち

$$\mu_1 \simeq \mu_2 \quad (9)$$

を対象とし、光子雑音がポアソン統計に従うことを考慮すると $\sigma_p = \sqrt{N_1}$ となり式(8)は

$$SN_p \simeq \frac{|N_1 - N_2|}{\sqrt{N_1} \cdot \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_e}{\sigma_p}\right)^2}} \quad (10)$$

となる。

この投影データは断層像再構成演算でまずフィルタレーション処理が施される。フィルタレーション処理では再構成像のぼけ回復のために周波数に比例した周波数強調を行う。この処理で信号成分については $1/r_2$ の変調を受け、次の逆投影演算でCT像として再構成される。またCT像の雑音は再構成される2次元座標の画素間隔 p を投影データのサンプリング間隔と一致させて求めた場合式(11)の関係がある⁽⁷⁾。

$$\sigma^2 = \frac{\sigma_p^2}{m p^2} K_f^2 \quad (11)$$

ここで、 σ ; 再構成像の雑音

σ_p ; 投影データの雑音

m ; 投影データの数

p ; 画素間隔 (サンプリングピッチ)

K_f ; フィルタレーション関数による因子

である。したがって再構成像のSN比 SN_i は式(12)として与えられる。

$$SN_i = \frac{\sqrt{m} p}{K_f r_2} \cdot SN_p \quad (12)$$

また挿入物体は $\pi \left(\frac{r_2}{p}\right)^2$ 個の画素で表現されるので、再構成像の中に挿入物体が存在するという信号 H は

$$H = \frac{\sqrt{\pi} \cdot \sqrt{m}}{K_f} \cdot SN_p \quad (13)$$

挿入物体の識別限界の信号を H_0 とすると式(3)より

$$H_0 = \sqrt{\pi} / K$$

であるから、式(13)はこの K を用いて

$$SN_p = \frac{K_f}{K \sqrt{m}} \quad (14)$$

ここで式(6)、(7)および式(10)、式(14)を用いて挿入物体の識別限界を与える1投影当りの照射フォトン数 $\phi_{0\min}$ を求めると

$$\phi_{0\min} = \frac{\left\{1 + \left(\frac{\sigma_e}{\sigma_p}\right)^2\right\} \cdot K_f^2}{\eta \cdot m \cdot a \cdot K^2} \cdot \frac{\exp(2\mu_1 r_1)}{[1 - \exp\{2(\mu_1 - \mu_2) r_2\}]^2} \quad (15)$$

を得る。ここで、サンプルアバーチャ a は断層面の厚さ t (mm) に比例する。ファンビームCTでは検出器の構造からサンプリングピッチを ν とすると $a \simeq \nu t$ であり、また式(9)の関係を利用して式(15)を簡略化すると

$$m\phi_{0\min} = \frac{\left\{1 + \left(\frac{\sigma_e}{\sigma_p}\right)^2\right\} \cdot K_f^2}{4 \cdot \eta \cdot \nu \cdot t \cdot K^2} \cdot \frac{\exp(2\mu_1 r_1)}{(\mu_1 - \mu_2)^2 \cdot r_2^2} \quad (16)$$

となる。この式の $(\mu_1 - \mu_2)$ は被写体のX線吸収差であり、 $\exp(2\mu_1 r_1)$ は被写体全体の吸収量である。また $m\phi_0$ は照射線量に対応し、この ϕ_0 と照射線量の単位であるレントゲンとの関係は式(17)で与えられる⁽⁸⁾。

$$\phi_0 = \frac{\left\{R \times (2.083 \times 10^9 \text{ ionpairs cm}^{-3} R^{-1}) \times (34 \text{ ionpair}^{-1})\right\}}{\left\{(\mu/\rho)_{\text{air}} \times (0.001293 \text{ g}) \times (\text{X ray energy eV}) \times 10^2\right\}} \quad (17)$$

ここで

ϕ_0 ; 1 mm² 当りの光子数 (photons/mm²)

R ; 照射線量 (レントゲン)

CT装置で用いられるX線のエネルギーの実効値は約70 keV付近であり、このエネルギーにおける各係数は

$$(\mu/\rho)_{\text{air}} = 0.0264 \text{ (/ g cm)}$$

$$\text{X ray energy} = 70 \times 10^3 \text{ (eV)}$$

として与えられ、これらの数値を式(17)に代入すると

$$\phi_0 = 2.96 \times 10^8 R \quad (18)$$

となる。この関係を式(16)に代入し、

$$mR = 0.85 \times 10^{-9} \cdot \frac{1 + \left(\frac{\sigma_e}{\sigma_p}\right)^2}{\eta \cdot \nu \cdot t} \cdot \frac{K_f^2}{K^2} \cdot \frac{\exp(2\mu_1 r_1)}{(\mu_1 - \mu_2)^2 \cdot r_2^2} \quad (19)$$

を得る。この式の左辺はCT装置の計測中央部における1つの断層面を計測するのに要した全照射線量を示しているが実用的には被検査体の表面での線量が問題となる。この表面線量 R_s はX線源と被検査体との距離と被検査体の大きさに関係するが、問題を単純化するために被検査体の大きさに比べX線源と被検査体の距離が十分大きいものとして近似すると

$$R_s \simeq \frac{1}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} R \cos \theta d\theta = \frac{R}{\pi} \quad (20)$$

でありこの関係を用いると式(19)は

$$mR_s \simeq 0.27 \times 10^{-9} \cdot \frac{1 + \left(\frac{\sigma_e}{\sigma_p}\right)^2}{\eta \cdot \nu \cdot t} \cdot \frac{K_f^2}{K^2} \cdot \frac{\exp(2\mu_1 r_1)}{(\mu_1 - \mu_2)^2 \cdot r_2^2} \quad (21)$$

となる。

ここで K は表2で示した混入雑音の周波数分布によって異なる係数であり、混入雑音が光子雑音のみの時は0.32である。

また K_f はフィルタレーション関数の因子であり、フィルタレーション関数と雑音の周波数特性に依存する。この K_f は計算機を用いたシミュレーションによって求めた。すなわち図4のファントムの投影データを発生させ、これに白色ガウス雑音を重畳し、フィルタードバックプロジェクション法によって再構成像を求め投影データと再構成像のSNから式(12)によって $K_f = 2.0$ を求めた。なおこの時フィルタ関数としてはSheppらが提案したフィルタ関数⁽⁶⁾を用い投影数は720、画素間隔は0.8 mmとした。

式(12)は注目被写体の大きさ、まわりの組織に対するX線吸収係数差、システムの雑音、検出器の効率、断層厚さ、およびサンプリング間隔と必要とされる表面線量とを関係づけるものであり、この式を用いることによりCT装置のX線吸収係数の分解能すなわちコントラスト分解能を求めることができる。CT装置はX線吸収係数の分布像を求めるため、CT像のコントラストは人体を構成する基本的物質である水の吸収係数 μ_w に対する比として表現する。すなわち

$$C = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\mu_w} \quad (22)$$

この注目被写体のコントラスト C と大きさ r_2 およびX線量について注目被写体の分解限界を与える曲線を

$$m = 720 \quad \text{projections/scan}$$

$$\nu = 0.83 \quad \text{mm}$$

$$t = 10 \quad \text{mm}$$

$$\eta = 50 \quad \%$$

として求めた。

図5はその結果を示したもので混入回路雑音がない時の光子雑音の効果を示すものであり、図の曲線は直径200 mmの中にある低コントラスト物体の識別の限界を与える。横軸は挿入物体の直径、縦軸は挿入物体と周りの物体との吸収係数差を水の吸収係数で割った値(百分率)である。各曲線は照射線量による分解能曲線であり、一定照射線量では挿入物体の大きさとコントラストは反比例関係にある。図で1点鎖線で示した縦線はサンプルピッチ ν を示したものであり、いずれの曲線もこの付近で反比例関係からずれを生じる。このずれはCT装置の空間伝達特性に起因するものであり、この量についての検討は別報告にゆずる⁽⁹⁾。図から表面線量が1レントゲンの条件では直径10 mm、コントラスト0.5%の物体が識別可能であり、照射線量を増加する程、より低コントラストの物体をより小さなものまで識別することがわかる。図6は直径300 mmの水を満した円筒型の被写体内における分解能曲線を図5と同一条件にて求めたものである。被写体全体の大きさが増加すると式(22)の $\exp(2\mu_1 r_1)$ に従い、同一照射線量でも注目物体の分解能は著しく

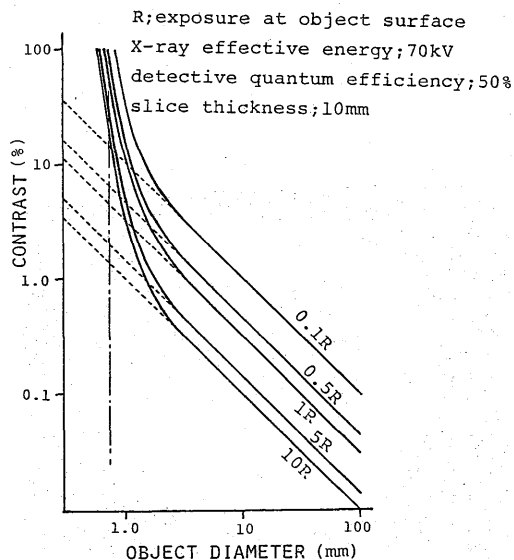


図5 水 200mm ϕ 中における低コントラスト分解能曲線
Fig.5 Contrast-detail diagrams for CT system ; each curve shows the limiting resolution of the object in the water phantom (200mm ϕ).

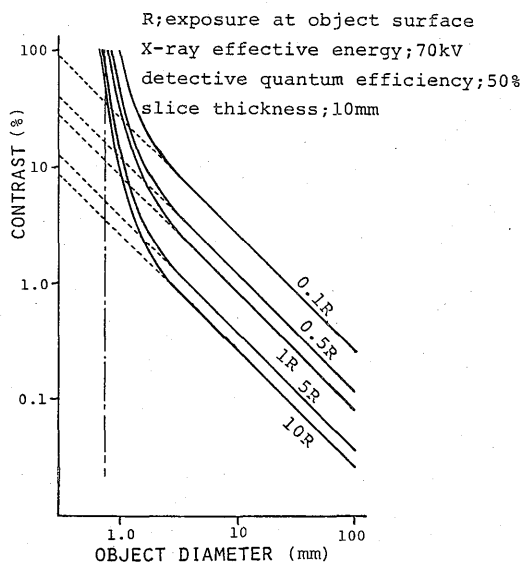


図6 水 300mm ϕ 中における低コントラスト分解能曲線
Fig.6 Contrast-detail diagrams for CT system ; each curve shows the limiting resolution of the object in the water phantom (300mm ϕ).

低下することが図から容易に理解される．水200 mm 中における0.1レントゲン表面線量に相当する分解能を水300 mm 中で得ようとする約0.6レントゲンの表面線量を必要とする．この水200 mm 円筒被写体は人体計測時頭部第3脳室付近の断面よりやや大きい断面に相当し，300 mm は腹部中央部のX線減弱量に相当する．したがって同一照射線量で人体を計測した場合，腹部や骨盤部のような被写体のX線吸収の大きな部位でのコントラスト分解能は頭部に比べ著しく低下することとなり，頭部相当の分解能を腹部や骨盤部で得ようとするれば非常に多くのX線を人体に照射する必要がある．

この必要照射線量と分解能の関係をより明確にするため図5における直径10 mm の円筒挿入物体の照射線量対分解可能コントラスト差の関係を図7に求めた．図で混入雑音がX線光子雑音のみであるとして求めた分解能を破線で示した．また電気回路系に白色雑音が混入した時の分解能曲線を回路系の主信号のダイナミックレンジ利用効率を80%とし，雑音の量をこのダイナミックレンジの比として与えて算出した．電気回

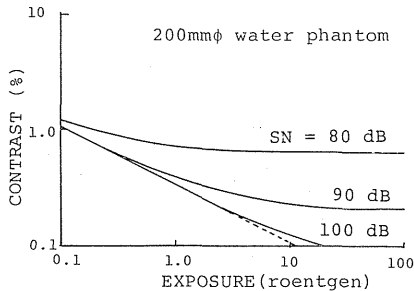


図7 200mmφ水中10mmφ挿入物体のコントラスト分解能

Fig.7 Contrast resolution of the object (10mmφ) in the water phantom (200mmφ).

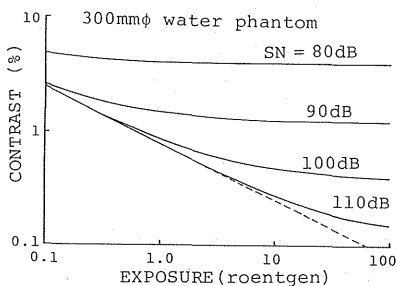


図8 300mmφ水中10mmφ挿入物体のコントラスト分解能

Fig.8 Contrast resolution of the object (10mmφ) in the water phantom (300mmφ).

路系の雑音がない時は照射X線量を増加すると分解可能コントラスト差は照射X線量の平方根に反比例して減少し，濃度分解能は向上するが，回路系のSNが90 dB の時は照射線量を増加しても0.2%コントラスト差は分解不可能であり，照射線量増加の効果が期待できなくなる．この照射線量増加の効果はSN値が低くなるほど少なくなり，回路雑音のSN値が80dBでは0.2レントゲン，90 dB では2レントゲン以上のX線は無効X線として人体計測時には無駄被曝になる．逆に臨床的にはより高い濃度分解能が要求されており無駄被曝の観点からもこの回路雑音のSN値の向上は重要であり，この図から頭部計測時には回路SNは100 dB 以上に設定することが必要となる．同様にして図6の挿入物体の直径が10 mm の時の照射線量対分解能コントラスト差の関係を図8に求めた．人体腹部を模擬した本例では回路雑音の効果はより顕著となり回路SNは110 dB 以上が要求される．

この様にCT装置においては計測回路系に非常に高いSNを要求するが誘導雑音や機械系振動のように比較的雑音の周波数分布が低周波に偏る雑音では式(2)のKがより小さな値として与えられ必要照射線量がさらに増大する．このことは回路系に要求されるSNがさらに高くなることと等価であり，外来雑音やハーモニク雑音の防御は濃度分解能向上に重要な要素となることを示している．

図9は実際のCT装置によるファントム像の例である．ファントムは直径160 mm の水中に，水に対する吸収係数差が0.7%の物体が大きさを変えて配置されており，断面の厚さは10 mm ，投影数は640，

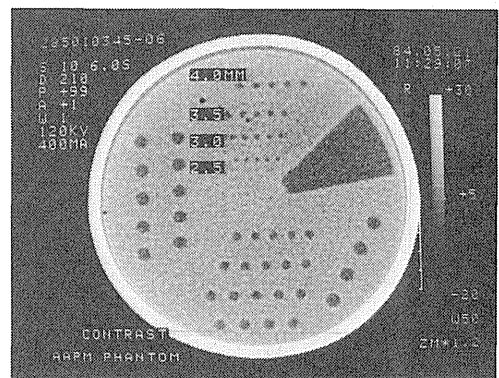


図9 実際のCT装置によるコントラスト分解能ファントムの画像

Fig.9 The image obtained by actual CT system for evaluating the low contrast resolution.

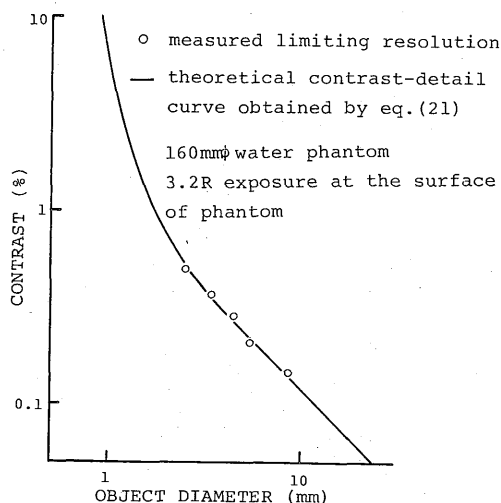


図10 実験によって得られた限界解像度と理論値との比較

Fig.10 Theoretical (solid line) and experimental (circles) limiting detectabilities for the phantom of Fig.9. Both data are well coincided.

表面線量 3.2 レントゲンで計測された再構成像で、この例では最も小さい直径 2.5 mm の物体までの識別が可能である。

このファントムを用いて、先の評価実験と同様の手法でCT装置における限界解像度を求めたものを図10に示した。すなわち円形物体の周囲との吸収係数差を0.1%から0.7%まで0.1%ごとに变えて、50人の被験者に提示して、識別可能物体の大きさを調査した。この評価実験の結果から約半数の被験者が識別可能とした位置を丸印で示し、式(21)の限界解像度を実線で示し対比した。両者はよく一致しており、式(21)の妥当性が確認された。

4. む す び

CT装置に混入する雑音とコントラスト分解能の関係を検討した。その結果CT装置における低コントラスト分解能を決定する要素、すなわち被写体全体の大きさ、注目組織の大きさ、混入雑音の大きさおよびその周波数分布と必要X線量の関係が定量的に示された。これらの関係をまとめると次のことが結論される。

1. 注目組織と周囲組織とのX線吸収係数の差が大きいほど、小さな組織まで識別が可能であり、この注目組織の大きさと検出可能最小吸収係数差との間には反比例の関係がある。
2. 注目組織と周囲組織のX線吸収差が同じでも、被写体全体の大きさが大きくなると注目組織の識別が著しく困難となる。
3. 注目組織と周囲組織のX線吸収差は照射X線量が多くなるとよりわずかな吸収差が分解でき、この検出可能最小吸収係数差は照射線量の平方根に反比例する。
4. 計測に用いる電気回路の雑音は照射線量増加による分解能向上効果を阻害し、無効被曝を増大させる。この無効被曝を増大させないためには、頭部計測においては100dB以上のSN比(ダイナミックレンジ対雑音の比)が、腹部計測においては110dB以上のSN比が要求される。
5. 混入雑音がコントラスト分解能を低下させる効果は混入雑音の周波数分布に依存し、低周波雑音ほどその効果が大きい。
6. 誘導雑音やハーモニック雑音のような周期性の高い雑音は無効被曝を著しく増加させる結果になり、この雑音の低減はコントラスト分解能向上に大きく寄与する。

文 献

- (1) Kenneth M. Hanson, et al.: "The Characteristics of Computed Tomographic Reconstruction Noise and Their Effect on Detectability", IEEE Trans., NS-25,1, pp.160-163 (1978).
- (2) Evelyn, Chew et al.: "Effect of CT Noise on Detectability of Test Objects", An. J. Roentgenol, 131, pp.681-685 (1978).
- (3) R.A. Brooks, et al.: "Principles of Computer Assisted Tomography in Radiographic and Radioisotopic Imaging", Phys. Med. Biol., 21, pp.689-732 (1976).
- (4) J.T. Payne: "Current Aspects in Computed Tomography Technology", Contrast Media in Computed Tomography, pp.7-15 (1981).
- (5) 仁木, 水谷, 高橋, 井上: "二次元フーリエ変換法によるCTの高速画像再構成", 信学論(D), J66-D,6, pp.707-714 (昭58-06).
- (6) L.A. Shepp, et al.: "The Fourier Reconstruction of a Head Section", IEEE Trans., NS-21, pp.21-43 (1974).
- (7) 朝比奈清敏: "全身用CTの画質向上", 東芝レビュー, 35,10, pp.883-888 (1980).
- (8) L. Clark George: "The Encyclopedia of X-Ray and Gamma Rays", Reinhold Publishing Cor., New York.
- (9) 岩田, 堀場, 山岸, 鈴村: "ファンビームCTにおけるデータ収集密度と画質の関係", 信学論(D), J67-D,9, pp.997-1004 (昭59-09).

(昭和59年9月17日受付, 60年1月24日再受付)