

□原著論文□

仮想 Burger ファントムの開発

杉山 直樹* 飯沼 一浩**

抄 録

医用画像診断装置で撮影される画像において画質評価は重要な課題の1つである。医用画像の視覚特性の影響も考慮した心理評価手法の一つに C-D ダイアグラムがあるが、全ての撮影装置に対して評価用の Burger ファントムが準備されているわけではない。本論文ではすべての撮影装置を対象として、画像評価の物理特性である MTF とウィナースペクトルのデータを元に仮想 Burger ファントムを作成し、実際に X 線診断装置にて撮影した画像データと比較してその妥当性を確認した。この仮想 Burger ファントムが X 線診断装置以外の画像診断装置に適用できるかどうかの評価は今後の重要な研究課題である。

Development of Virtual Burger Phantom

SUGIYAMA Naoki IINUMA Kazuhiro

Abstract

Providing good image quality is considered to be one of the most important requirements for diagnostic imaging systems.

Methods for quantitatively evaluating image quality can be classified into physical methods and psychological methods. Although physical methods are generally well established, psychological methods (in which the influence of the visual characteristics of diagnostic images is also taken into consideration) often suffer from difficulties in quantification.

One psychological evaluation method involves the use of a C-D diagram with a Burger phantom. However, this method is not applicable to modalities other than X-ray systems and parameter setting is difficult.

In the present study, a virtual Burger phantom was constructed on a PC based on the MTF and Wiener spectrum data of the imaging system which is the physical characteristic of image evaluation.

The validity of this method was confirmed by comparing phantom image data against actually acquired image data using X-ray systems.

Further research will be needed to confirm that this virtual Burger phantom should be applicable to other modalities than X-ray system.

Keywords: medical image (医用画像), image quality evaluation (画質評価), phantom (ファントム)

I. はじめに

1. 背景

X 線診断装置, X 線 CT 装置, MRI 装置, 超音

波診断装置などの画像診断装置により得られる医用画像で最も重要なものは画質であり, 医用画像の画質評価は画像診断に関する最も重要な課題の

受付日: 2004 年 8 月 31 日 受理日: 2004 年 10 月 27 日

*国際医療福祉大学大学院 保健医療学専攻 放射線・情報科学分野 博士課程

東芝メディカルシステムズ株式会社

Division of Radiological Sciences, Doctoral Program in Health Sciences, International University of Health and Welfare Graduate School

Toshiba Medical Systems Corporation

E-mail: naoki.sugiyama@toshiba.co.jp

**国際医療福祉大学 保健学部 放射線・情報科学科

Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, International University of Health and Welfare

1つである。画像診断装置そのものの画質評価はもちろん、X線の線量を低減した場合や散乱線が混入した場合の画質の定量評価 (Kaneko et al. 1996; Rusinek et al. 1998; 清水ら 1999; Itoh et al. 2000; Oguchi et al. 2000; 吉原ら 2001), JPEG などの非可逆圧縮を行った場合の画質の定量評価 (安藤ら 1999; Bcall et al. 2000; 木原 2001) など重要な課題である。

画質評価の方法には、大きく分けて物理評価と心理評価がある (小寺 1997a)。物理評価の対象となるのは鮮鋭度と粒状性である (加藤 1998)。鮮鋭度は画像を構成する細かな構造がどこまで鮮明に識別できるかを表すもので、鮮鋭度の逆がいわゆるボケである。鮮鋭度は、定量的には点広がり関数 (Point Spread Function, 以下 PSF と略す) または線広がり関数 (Line Spread Function, 以下 LSF と略す) およびそのフーリエ変換である変調伝達関数 (Modulation Transfer Function, 以下 MTF と略す) により表される (内田 1988)。PSF は点を撮影して得られた画像の空間的な輝度分布すなわちボケをあらわしボケ関数ともいわれる。画像上のわずかな濃淡あるいは輝度をどこまで識別できるかは表示上のコントラストの調整で改善できるが、粒状性すなわちノイズにより制限され、表示法による改善には限界がある。画質評価における画像のノイズは、定量的には自乗平均 (Root Mean Square, 以下 RMS と略す) 粒状度やウィナースペクトル (Wiener spectrum, 以下 WS と略す) によって表される。RMS 粒状度はノイズ振幅の実効値すなわちノイズの平均的な振幅を表す値、WS は空間周波数に対するノイズパワーの分布であり、周波数情報を持たない RMS 粒状度より豊富な情報を持っている (金森 1998)。

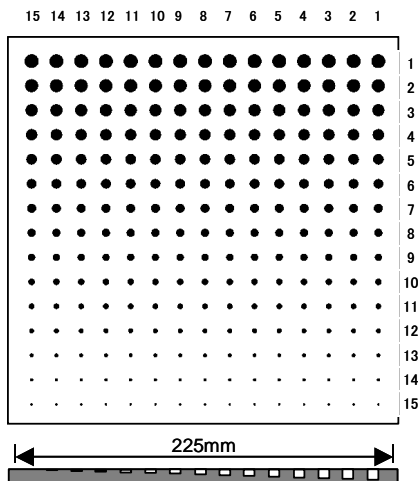
実際に読影に使用される医用画像は、システムの種々の要因により発生するボケやノイズの影響を受け、真の画像の画質が劣化したものであるということが出来る。このボケやノイズを比較する

物理評価には人間系が含まれない。

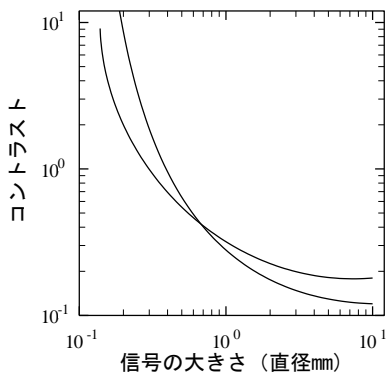
一方、心理評価は人間の視覚特性あるいは脳の機能を含む画質評価法であり、医用画像の読影は実際に人間系 (医師) を通して行われるため、これも重要な要素になる。この方法の代表的なものには、Burger ファントムを用いた C-D ダイアグラム (Contrast Detail Diagram) による評価 (小寺 1997b) と ROC (Receiver Operating Characteristics) 解析がある (山下ら 1994)。通常の ROC 解析は、異常所見を含む多数の臨床画像とそれと同数の正常な臨床画像を用意し、経験を積んだ複数の読影医がそれらの画像の評価を行うもので、多数の臨床画像の集積および複数の医師の協力を必要とするため簡単に実施することはできない。

Burger ファントムは、たとえば厚さ 10mm、縦横が 225mm の正方形の亚克力板に、直径および深さの異なる円形の孔 (あるいは突起) を縦横等間隔に配列したもので、代表的な例を図 1(a) に示す (小寺 1997b)。横方向には孔の直径は等しいが孔の深さが変化しコントラストが変化している。縦方向では孔の深さが一定で直径が変化し、主に鮮鋭度に影響を受ける。しかし、視覚を通した人間の識別能力においては、物理評価における鮮鋭度とコントラストが独立ではなく互いに影響しあっているため、Burger ファントムはその影響を計測できるものとなっている。このファントムを X 線診断装置で撮影し、撮影された画像について評価者が識別可能な最小の直径、最小の深さを求める。その結果を図 1(b) に示すように横軸に孔の直径、縦軸に孔の深さとしてプロットしたものが C-D ダイアグラムである。この曲線が左下に移動するほど、システムが識別能の高い画像を提供していることになる。

Burger ファントムによる評価は人間の視覚を通した評価法であり、経験を積んだ医師を必要としないため、視覚を通した画質評価法の 1 つとして非常に便利な方法である。



(a) Burger ファントムの形状



(b) C-D ダイアグラムの例

図1 Burger ファントムと C-D ダイアグラム

しかし、これまで使用されている Burger ファントムはすべて透過型の X 線診断装置に対するもののみで、X 線 CT 装置、MRI 装置、超音波診断装置など他の画像診断装置ではファントム材料の選択や製造法が極めて困難なため使用できる Burger ファントムが存在しない。X 線 CT 装置については、Burger ファントムのコンピュータシミュレーションによる画像の報告 (Hsieh 2003) があるが、Burger ファントムのパターンをコンピュータでシミュレートした画像及び、同一直径の円に対して強度の異なるランダムノイズを加えた画像の紹介にすぎない。

実際の臨床の現場では X 線診断装置以外の診断

装置が多用されており、それらに対応できる Burger ファントムがあれば画質評価にとってきわめて有用である。

本研究では、すべての画像診断装置を対象として、コンピュータシミュレーションにより画質に関わる MTF と WS の条件を自由に変えることができる仮想 Burger ファントムを開発し、今回は 2 種類の X 線診断装置の画像について基礎的な性能の評価を行った。また、この仮想 Burger ファントムの評価を、評価者が評価しやすく、解析結果も容易に出力することができる方法にて実施した。

2. 目的

実際の撮影装置を仮定した仮想 Burger ファントムを作成し、実際に撮影した画像データと比較し、その妥当性を確認する。仮想 Burger ファントムは、一般的な画像評価の物理特性である、MTF とウィナーспекトルのデータを元に作成する。

II. 方法

1. 仮想 Burger ファントムの作成

仮想 Burger ファントムは、コンピュータ上でボケやノイズのない理想的な Burger ファントムの原画像を作成し、原画像とシステムの PSF の畳み込み積分を行い、さらにシステムのノイズを加えたものである。作成方法を図 2 に示し、以下に詳細を説明する。

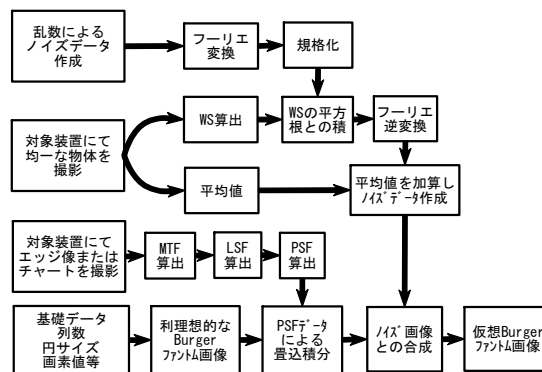


図2 仮想 Burger ファントム作成手順

表1 Burger ファントム基礎データ

画像タイプ		Type A	Type B
円の直径(mm)	最大	8	8
	最小	1	1
円の画素値	最大	22	16
	最小	3	1
画素値の取りうる範囲		0~1023	0~1023
配列数		15×15	11×11
円の中心間隔(mm)		15	14.5
Burgerファントムサイズ (mm)		246	160
画像サイズ (ピクセル数)	縦	1760	2048
	横	1760	2048
ピクセルサイズ(mm)	縦	0.2	0.12
	横	0.2	0.12

1) 理想的な原画像の作成

表1に示す実際のBurgerファントムの基礎データをもとに、ボケやノイズのない理想的なBurgerファントムの原画像を作成する。今回はType AとType Bの2種類のBurgerファントム原画像を作成した。円の直径は最大8mmから最小1mmまでType Aの場合には0.5mm間隔、Type Bの場合には0.7mm間隔で縦方向に変化している。円の中心間隔は縦横ともにType Aは15mmである。Type BのBurgerファントムでは6行目までは14.5mm、それ以下は2点以上の円が斜めに並んでいるが、Type Bの仮想Burgerファントムの原画像では、すべて中心間隔を14.5mmの等間隔に配列した。円の画素値はX線診断装置を用いて実際にBurgerファントムを撮影した画像データの円周辺と円内部の画素値から算定した。画素値は左に行くほど等間隔で小さくなり、Type Aが最大22、最小が3、Type Bが最大16、最小1である。円の無い部分の画素値は0である。今回は比較のために、円の画素の最大、最小値は、撮影したBurgerファントムの円と周辺の画素値の差から決定したが、使用目的に応じて自由に決定することができる。1ピクセルの有効ビット長は符号無し10ビットで、画素値は0から1023の値となる。円の配列数はType Aが15、Type Bが11であり、縦方向、横方向とも同数である。Burgerファントム全体の形状は正方形で、周囲の寸法はType Aが246mm、Type Bが160mmであり、

画像全体の画素数は縦横ともType Aが1760ピクセル、Type Bが2048ピクセル、ピクセルサイズはType Aが0.2mm、Type Bが0.12mmで縦、横とも等間隔である。

2) PSFの算出

使用する画像診断装置の1次元MTFを求め、MTFをフーリエ逆変換することによりLSFを算出し、そこからPSFを算出した。PSFは回転対称であり、LSFは各線素片(点)のPSFを加算したものであると仮定してLSFからPSFを算出した。PSFは等方的で縦横斜めの方向に均一に広がり、中心の画素から±8画素すなわち17×17の合計289画素にのみ画素値が存在し、画素間の位置にある画素値は線形補間で求め、LSFとPSFの関係を9変数の1次元方程式の解として求めた。MTFの測定には、Type Aに対して(株)富士写真フィルム製FCR5000と矩形波チャートを用いた。Type Bに対して(株)東芝メディカルシステムズ製TFP-1400Aを使用し、エッジ像の微分からLSFの元データを作成し、このLSFをフーリエ変換してMTFを求めた。Type A、Type BともにMTFからLSFを求め、LSFからPSFを求めている。今回の実験に使用できる撮影装置の条件は、①Burgerファントムを撮影できる装置であること、②(矩形のBurgerファントムを撮影するため)撮影領域が矩形であること、③デジタルで画像出力が得られることの3点である。これを満たす代表的な撮影装置として原理の異なるCR撮影装置とFPD撮影装置があり、今回はこの2種類の装置を用いた。また、MTFの測定には矩形波チャート法とエッジ法を用いた。いずれも代表的な測定方法である。

3) ノイズデータの作成

使用する画像診断装置にて、視野を十分カバーする均一な物体である厚さ18cmの平坦なアクリル板を撮影し、得られた画像(システムノイズの画像)

の平均画素値を求め、各画素値と平均画素値の差すなわち画素値の変動分のフーリエ変換を行う。これは周波数空間におけるシステムノイズの振幅分布であり、この絶対値の2乗を画素数で割った値がWSである。つぎに、乱数にて周波数成分が均一な乱数ノイズデータを作成し、そのノイズデータの各画素値とノイズデータの平均画素値の差をフーリエ変換し、平均値で割り、規格化した周波数空間における乱数ノイズデータを作成する。次に規格化した周波数空間における乱数ノイズデータとWSに画素数を掛け平方根を取った値との積のフーリエ逆変換を行い、前述の平坦なアクリル板を撮影したシステムノイズの画像の平均画素値を加え、実空間におけるノイズデータとする。

4) 理想的な原画像とPSFの畳み込み積分

1) で作成した理想的なBurgerファントムの原画像に対して、2) で求めたPSFデータの畳み込み積分を行う。この処理によって使用した画像診断装置に依存する鮮鋭度(ボケ)の特性が反映される。

5) ノイズの加算

4) で得られた鮮鋭度を反映した画像に3) で得られたノイズ画像を加算し、仮想Burgerファントム画像とする。

2. 評価実験

評価実験は、Type A と Type B の Burger ファントムを画像診断装置で実際に撮影した画像2種、Type A と Type B の仮想 Burger ファントム画像2種、3倍のノイズを加算した仮想画像1種の合計5種類を使用した。Type A および Type B の撮影画像は、それぞれ前述のMTFやノイズデータの測定に使用した装置で撮影した画像である。

通常、C-D ダイアグラムを作成する場合は、これらのファントム画像データをディスプレイにそのまま表示し識別限界を評価する。この場合は規

則的に配列された225個(または121個)のすべての円が同時に表示され、仮想Burgerファントムか否かの先入観や見えるはずという思い込みによる判断が入る可能性がある。このような先入観が入ることを避け、評価者の操作を容易にするために、今回は評価対象の円が1つだけ含まれるように表示し、円を1つずつ判定した。判定は表示される領域1箇所に対して以下の3種類から選択する。

- ①判別つかず：円形の画像があるかどうか判別できない。
- ②ある(円周不明)：円形があることはわかるが円周は判別できない。
- ③ある(円周がわかる)：円形の画像がわかり、円周も判別できる。

表示の順序は左上から右側に順番に表示し、右端に到達するか、円周が判別できた状態で下段へ移動する。つまり、サイズが大きく、画素値が小さい円から順に画素値が大きくなり、円周の判別がついたと評価した場合には、一段階サイズが小さな円が表示される。それぞれの円は一度だけ表示される。ただし、円周の判別がついた円よりも画素値が大きな円は判別がつくと考えられるためディスプレイに表示せず、自動的に円周の判別がついたと記録した。

評価例を図3に示す。評価者は8名である。評価者には、5種類のうちのどの画像を表示しているかの情報を与えずに行った。評価実験には、一般的なノート型PCである(株)東芝製Dynabook SS 2110を用いた。画像データ1ピクセルをディスプレイ

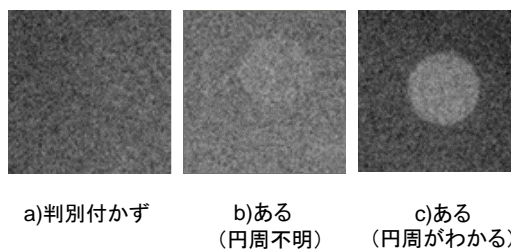


図3 評価例

の4ピクセルに補間拡大して表示した。ディスプレイのピクセル間隔は約0.24 mmであるため、Type Aの場合には実態の約2.4倍、Type Bの場合には約4倍の大きさで拡大表示される。画像データの画素値は0~1023の間にあり、表示されるウィンドウ幅は、撮影データの画素値の標準偏差の3倍の値をウィンドウ幅に、平均値をウィンドウレベルとした。表示される円形の画像の画素値の範囲は、Type Aでは、約370~390程度、Type Bでは、約130~150程度である。一般の読影では白黒反転は頻繁に行われるので、今回の評価実験でも白黒反転は自由に行えるようにした。実際の評価時には必要に応じて白黒反転も行っていった。誤操作の可能性があるので、判定後も前に戻り再度判定し直すことができる。

III. 結果

1. 仮想 Burger ファントムの作成

1) PSF の算出

使用した撮影装置のMTFから算出したLSFとLSFから求めたPSFの中心軸を通る断面を図4(a)(b)に示す。縦軸は中心で1になるように規格化し、

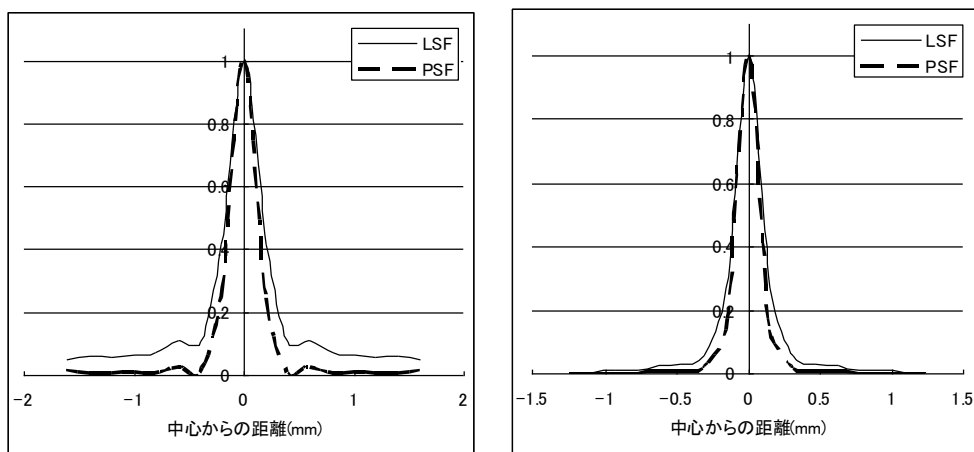
横軸は信号中心からの距離 (mm) である。

2) ノイズの周波数スペクトル

使用した撮影装置で撮影した均一な物質の画像の画素値と平均画素値の差(システムノイズ)を2次元フーリエ変換して得られたノイズ振幅のスペクトルをそれぞれ図5(a)(b)に示す。システムノイズの画像の平均画素値はType Aは18、Type Bは146である。

3) 仮想 Burger ファントムの目視確認

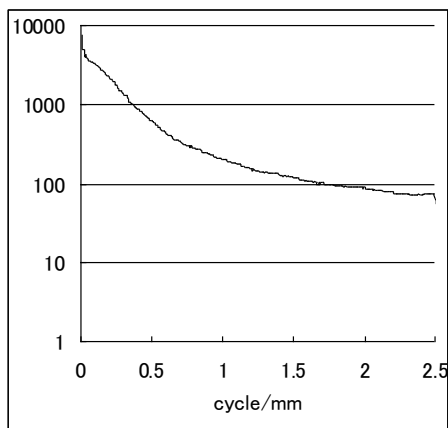
図6(a)(b)にType AのBurgerファントムを実際に撮影した画像と仮想 Burger ファントム画像を示す。撮影画像には、Burgerファントムの周囲が白く表示されているが、円形パターンがある評価対象のエリアを見る限り、よく類似していることがわかる。図7(a)(b)にType Bの撮影画像、及び仮想 Burger ファントム画像を示す。Type Bの撮影画像は円の直径が小さい部分では、円が斜めの位置にも表示されているが、仮想 Burger ファントムでは直行する縦横方向のみである。図8はType Bの仮想 Burger ファントムでノイズを3倍にしたものである。



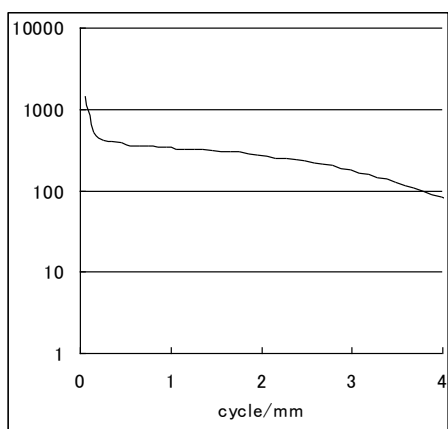
(a) type A 用

(b) type B 用

図4 LSFとPSF



(a) type A 用

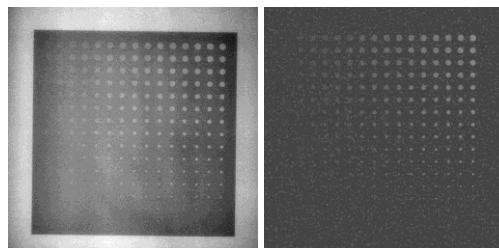


(b) type B 用

図5 ノイズ振幅のスペクトル

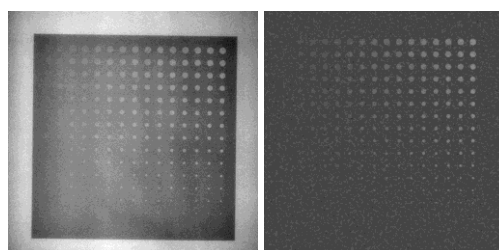
2. 評価実験の結果

8名の評価者にて実験を行った結果を用いて作成したC-Dダイアグラムを図9, 図10, 図11に示す。横軸は円の直径であり, 縦軸は円の信号強度すなわち画素値である。図には3種類の判定基準による8名の評価結果の平均の画素値を点で示し, 累乗近似曲線 $Y=cX^b$ (c, b は定数) を記入した。前述の①判別つかず, ②ある(円周不明), ③ある(円周がわかる)の判断結果が示されている。図中の黒点(有無)にそった曲線の左下は判別つかない領域(領域①), 白抜き点(円周)に沿っ



(a) 撮影画像 (b) 仮想 Burger ファントム画像

図6 撮影画像と仮想 Burger ファントム画像 (Type A)



(a) 撮影画像 (b) 仮想 Burger ファントム画像

図7 撮影画像と仮想 Burger ファントム画像 (Type B)

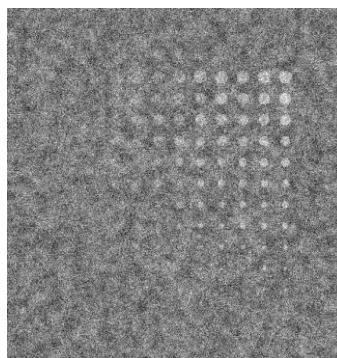


図8 ノイズ3倍の仮想 Burger ファントム画像 (Type B)

た曲線の右上は円周がわかる領域(領域③), その間が円周は不明であるが円形パターンがあることがわかる領域である(領域②)。図9はType Aの撮影画像とそれを元で作成した仮想 Burger ファント

ム画像との比較である。撮影画像と仮想 Burger ファントム画像の評価結果が比較的良好一致していることがわかる。図10に Type B の撮影画像と仮想 Burger ファントム画像の評価結果を示す。Type A の場合と同様に撮影画像と仮想 Burger ファントム画像の評価結果は直径が1mmの円を除きよく一致している。しかし、円の直径が1mmでは、撮影画像の円は急激に見づらくなり、仮想 Burger ファントム画像の評価結果とは異なっている。ノイズ成分を3倍にした仮想 Burger ファントム画像の C-D ダイアグラムを図11に示す。ノイズ成分を意図的に増やした場合には、明らかに識別境界が上昇していることがわかる。

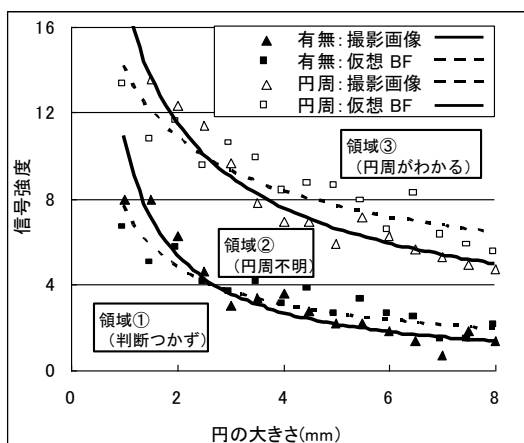


図9 評価結果：Type A の C-D ダイアグラム

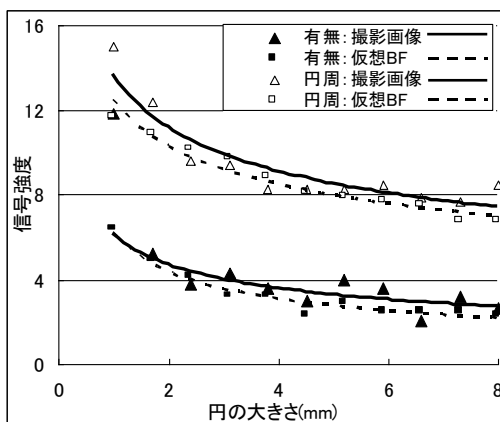


図10 評価結果：Type B の C-D ダイアグラム

IV. 考察

1. 仮想 Burger ファントムの作成について

Type B の仮想 Burger ファントム作成用の PSF を求める際には、対象の撮影装置にて撮影したエッジ像の微分から LSF を測定し、この LSF の元データからいったん MTF を求め、MTF から再び LSF を求めている。これは、元データの LSF がわずかに左右非対称であることを修正し、図10 評価結果：Type B の C-D ダイアグラム、Type A、Type B ともに出発点を MTF にそろえるためである。MTF に変換してからフーリエ逆変換して求めた LSF は左右対称であり、その差は最大で 3%、最小で-3%であり、差の標準偏差は 1.2% である。2つの LSF の差が小さいことから、対称性の高い方を用い、Type A、Type B ともに MTF を出発点とすることは妥当といえる。

図4を見ると、点の中心から約1mmの位置で0.6%と非常に小さい値になっている。また、畳み込み積分の範囲とした1.24mmの位置では0.15%で十分に小さい値になっているため、積分範囲としては十分であると考えられる。

仮想 Burger ファントムのノイズデータを作成する際には、周波数特性が平坦なランダムノイズに対して、実際の画像診断装置の WS の平方根であ

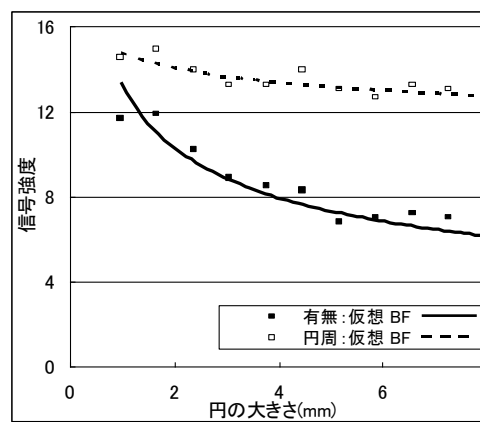


図11 評価結果：ノイズ3倍の場合 (Type B) の C-D ダイアグラム

るシステムノイズの周波数スペクトルで重み付けを行った。乱数により作成したノイズデータはフーリエ変換を行い、周波数特性が平坦であることを確認した。システムノイズの周波数スペクトルを算出する際には、まず、均一な物体を撮影した画像の各画素値から平均の画素値を引き、それを2次元フーリエ変換し、絶対値を求める。さらにPSFと同様、ここではノイズのスペクトルは等方的(軸対称)であると仮定し、周波数空間の中心から等距離の円周上の平均を求め1次元のシステムノイズの周波数スペクトルとした。ノイズ分布の空間的異方性が特に問題になる場合は2次元のまま、乱数のノイズ(2次元)との積を用いれば良い。

今回、仮想Burgerファントム画像を作成する際の演算の順序は、1)理想的なBurgerファントム原画像の作成、2)システムのPSFとの畳み込み積分、3)ノイズデータの加算、(順序A)であった。これに対して、PSFとの畳み込み積分とノイズの加算を逆にした順序、すなわち、1)理想的なBurgerファントム画像の作成、2)ノイズデータの加算、3)システムのPSFとの畳み込み積分(順序B)が考えられる。実際の撮影系では、例えばX線の統計的変動に起因する量子のノイズなどは、MTFあるいはPSFの影響を受けるため、順序Bが適合しているとも考えられる場合もある。しかし、今回のノイズデータはMTFの影響を受けた実際の撮影画像から得たノイズのスペクトルをもとに作成しているため、ノイズデータと理想的なBurgerファントム画像を加算した後に、PSFとの畳み込み積分していることになる。実際に順序Bで仮想Burgerファントム画像を作成し、順序Aで作成した仮想Burgerファントム画像との違いを確認した。2つの画像の差分の画素値は、最小 -7, 最大 44, 平均 0.04, 分散 0.57である。今回実験に使用した仮想Burgerファントム画像の画素値は、最小 123, 最大 197, 平均 145.8, 分散 23.64である(4の4点ずつは0又は1024と突出したデータであ

ため除いた。)差分データの値は十分に小さいことから、今回のシステムでは順序の違いによる画像に与える影響は小さいことがわかる。実際の撮影系では、複数のノイズ発生源、ボケの原因がシステム特有の順序で発生し、これを正確に反映する必要がある場合は、このシミュレーションツールでは適切な順序でのノイズ加算とPSFの畳み込み積分を繰り返すことができる。

2. 評価実験の結果について

円の直径毎に、8名の評価結果を撮影画像と仮想Burgerファントム間で差が見られるかどうかをt検定により確認した。その結果であるp値の中央値を表2に示す。TypeAのp値は有無のみ判断の場合には0.351(>0.05)、円周確認まで行った場合には0.244(>0.05)であり、t検定の結果からは、撮影画像と仮想Burgerファントム間に差がないといえる。TypeBにBurgerファントムを変更した場合も、p値は有無のみの判断の場合には0.351(>0.05)、円周確認まで行った場合には0.285(>0.05)であり、同様の結果と考える。一方、TypeBの撮影画像とノイズの大きさを3倍にした仮想Burgerファントム画像の比較では、p値は0.003(<0.05)、0.003(<0.05)であり、当然のことながら明らかに差があることがわかる。これらのことから、撮影画像とそれを基に作成した仮想Burgerファントム画像はC-Dダイアグラムの評価において、近い結果が得られることがわかった。また、ノイズの大きさを変更するとそれに合わせて、予想通りC-Dダイアグラムが上方に移動することが確認された。これらのことから、PC上に作成した

表2 t検定の結果

	有無のみ	円周確認
TypeA	0.351	0.244
TypeB	0.351	0.285
TypeB ノイズ3倍	0.003	0.003

理想画像と MTF と WS とから作成された仮想 Burger ファントムによって画質を評価できる可能性が確認された。

一方、図8を見ると、円の直径が2mm未満になると、撮影画像は急激に見づらくなり、仮想 Burger ファントムの評価結果と大きく異なっている。今回、仮想 Burger ファントムにて作成したノイズは面内で均一な WS の絶対値から求めており、ノイズの方向性あるいは周波数成分の位相情報に関する情報は考慮していない。そのため画面全面でのノイズのむらが適切に表現されていない可能性があり、その影響による可能性も考えられる。円の直径が2mm未満で生じるこの違いの詳細な検討は今後の課題である。

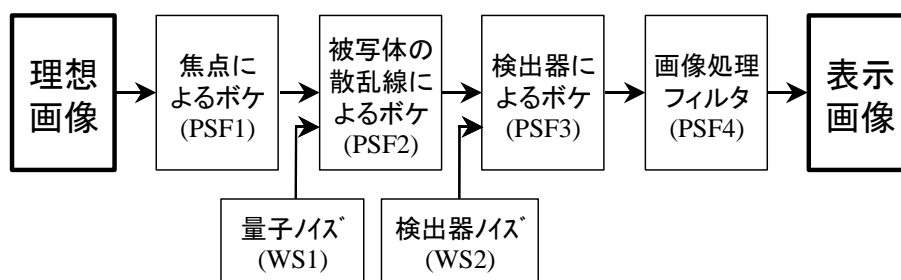
また、図9と図10を比較すると、図10の Type B では撮影画像と仮想 Burger ファントムの曲線はすべての円の直径にわたってほぼ平行であるが、図9の Type A では2.5mm付近で交差し傾向が異なっている。この差異は Burger ファントムの違いによるものではなく、撮影装置の特性の違いが画質評価結果に影響を与えていると考えられるが、どのような特性がどのように関与しているか確認できず今後の課題として残された。

3. X線撮影装置以外の撮影装置への応用

今回の実験では、実際に Burger ファントムとの

違いを検討するため、通常の Burger ファントムを直接撮影することができ、画像データをデジタルデータとして出力できる撮影装置を用いて実施した。その結果は円の大きさが2mm以上では前述の通り良好であった。

今回使用した撮影装置は、図12に示すように、X線発生装置のX線管焦点より生じたエネルギーが、被写体である Burger ファントムを通過し、イメージングプレートや FPD のような検出器にて電気信号として検出され、データを形成し、必要な画像処理を行い、画面やフィルム上に画像として表示される。まず、始めに画質に影響を与える要因は、X線管の焦点のボケ (PSF1) である。つぎに、被写体で発生する散乱線によるボケ (PSF2)、続いて、検出器に起因するボケ (PSF3) の影響を受け、さらに、画像処理で用いられるフィルタ (PSF4) の影響を受ける。これらのボケはまとめて、エッジまたはチャートの撮影により測定され、PSF1~PSF4 までの畳み込み積分 (あるいは MTF の積) として求めることができる。また、もう一つの画質の要因であるノイズは、X線の統計的変動に基づく量子ノイズ (WS1) と検出器で発生するノイズ (WS2) が主なものであり、これらのノイズも均一な物体を撮影することにより測定され、総合の WS が求められる。X線 CT や MR, US と



$$(\text{全 PSF}) = (\text{PSF1}) * (\text{PSF2}) * (\text{PSF3}) * (\text{PSF4})$$

$$(\text{全 WS}) = (\text{WS1}) + (\text{WS2})$$

*は畳み込み積分

図12 撮影時に画質を決める要因 (CR, FPD の例)

いった撮影装置では、発生するエネルギーの種類や検出機器、画像生成や画像処理の方法など全く異なるが、エネルギーを発生させ、被写体と接触し、その結果を検出し、計算処理により画像化するという流れは同じであり、画質を決定するのは被写体からの信号とボケとノイズであるという点では変わらない。また、各撮影装置でも、エッジ像を撮影し解析することによって得られるMTFによってボケを、均一な物体を撮影し解析することによって得られるWSによりノイズを計測することが可能である。

仮想Burgerファントムは、PCで作成された被写体の理想的な画像、実際の撮影装置から測定されたMTF、WSを基に作成しているため、今回開発した仮想Burgerファントムの手法は、CRやFPDといったX線撮影装置だけでなく、その他の種類の画像の画質が主にMTFやWSによって表現されると証明された画像診断装置においても活用できる可能性があるため、今後の重要な研究課題として取り組みたい。

4. 評価方法の検討

今回の評価実験は、評価用ソフトウェアにより円を1つずつ表示し、画面に表示されるボタンを選択することにより実施し、評価結果もコンピュータにより集計可能であった。このため、全ての円が同一画面に表示され、どこまでが見えるかを円の位置を指定して判定する通常の方法に比べて、見えるはずであるという先入観が少ない判定ができたと考えられる。ただし、円は図の左上から順に表示されたため、全く先入観が入らなかったわけではない。この点については、今後改良が必要であると考えられる。また、評価者は、①円があるかどうか判別つかず、②円はあるが周囲が不明、③円があり周囲も分かる、の3つのボタンの内1つを選択すればよいので、評価者に与える負担は小さいといえる。評価実験をトータルで見ると、

評価の全てがコンピュータ上で実施可能であり、評価者による判定操作以外はC-Dダイアグラムの作成まで全て自動化できるため、評価を短時間に完了することができた。

V. 結論

1. すべての画像診断装置を対象として、コンピュータシミュレーションにより画質に関わるMTFとWSの条件を自由に変えることができる仮想Burgerファントムを作成し、その作成方法を詳細に述べた。
2. 代表的なデジタルX線診断装置であるCRおよびFPDを用いて、Burgerファントムを実際に撮影した画像と仮想Burgerファントムの画像を8名の評価者が評価し、その結果から得られたC-Dダイアグラムを比較し、ほとんど差がないことを確認した。ただし、空間解像度やノイズ成分の異方性の評価が必要な場合にはその点を考慮する必要がある。
3. X線診断装置以外の画像診断装置について、今回は評価を実施していない。今後の重要な研究課題とした。
4. 本論文で提案した仮想Burgerファントムでは円形パターンを1つずつ表示し、評価者の先入観の影響が少なく、評価者に負担を軽減できるシステムを工夫した。このシステムを用いると、結果の解析も容易であり、評価を短時間で完了することができる。この仮想Burgerファントムを用いれば画像圧縮の画質評価やその他種々の画質評価に利用することが期待できる。

謝辞

画像診断装置による実際の画像データを提供い

いただいた東芝メディカルシステムズ株式会社 加藤久典氏, 評価実験にご協力いただいた同社の岩堀育夫氏, 齊藤充則氏, 水口麻希氏, 山崎裕之氏, 吉田明彦氏, 横内潤氏, 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 五十嵐州一氏に心より感謝申し上げます。

文献

安藤裕ら, 1999, 圧縮画像と非圧縮画像のフィルム読影とCRT読影の診断能—腹部CTのSOLについて—, 日本医放会誌, 59, 521-525
 Hsieh J., 2003, Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances, 121-127. SPIE Press.
 Itoh S. et al., 2000, Evaluation of Minimum Tube Current Required for Helical CT in Lung Cancer Screening, Radiology, 215, 175-183
 金森仁志, 1998, 相関関数とウィナースペクトル, 放射線画像情報工学 I, 118-132, 通商産業研究社
 Kaneko M. et al., 1996, Peripheral Lung Cancer : Screening and Detection with Low-Dose Spiral CT versus Radiology, Radiology, 201 (3), 798-802

加藤稔, 1998, 画質と評価法, 医用画像工学, 51, 医療科学社
 木原好則, 2001, 胸部単純 X 線写真のパーソナルコンピュータ用 CRT 画像における結節影検出能の評価—とくに JPEG 圧縮画像と Wavelet 圧縮画像の比較—, 日本医放会誌, 61, 231-237
 小寺吉衛, 1997a, 画像の品質と評価, 医用放射線科学講座 14 医用画像工学, 11, 医歯薬出版
 小寺吉衛, 1997b, C-D ダイアグラム, 医用放射線科学講座 14 医用画像工学, 33, 医歯薬出版
 Oguchi K. et al., 2000, Optimal Tube Current for Lung Cancer Screening with Low-Dose Spiral CT, Acta Radiologica, 41 (4), 352-356
 Rusinek H. et al., 1998, Pulmonary Nodule Detection: Low-Dose versus Conventional CT, Radiology, 209 (1), 243-249
 清水祐介ら, 1999, 肺がん CT 検診の低線量化と画質のシミュレーションによる検討, 胸部 CT 検診, 6 (2), 171-174
 内田勝, 1998, レスポンス関数, 放射線画像情報工学 I, 144, 通商産業研究社
 山下一也ら, 1994, ROC 解析の基礎と応用, 放射線医療技術学叢書 (8), 日本放射線技術学会
 吉原信幸ら, 2001, 検診用 CT 画像を対象とした画質の線量依存性, 胸部 CT 検診, 8 (3), 252-259