

第58回総会学術大会シンポジウム III

会期：平成13年 4 月 8 日

会場：神戸国際会議場

デジタル時代の画像評価の基礎と応用

座長集約	座長 藤田広志 岐阜大学工学部応用情報学科
	座長 真田 茂 金沢大学医学部保健学科
1. デジタル画像診断がもたらす効果の判定とROC解析	白石順二 大阪市立大学医学部附属病院 (現 シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所)
2. デジタル画像評価法の基礎	杜下淳次 京都医療技術短期大学
3. フラットパネルディテクタの画像評価	西木雅行 (株)東芝医用システム社
4. CRTの画像評価 - 考え方と心理物理的評価を中心に -	平田吉春 鳥取大学医学部附属病院
5. CRTの画像評価 - デバイス特性の観点で -	山口 晃 富士写真フイルム(株)宮台技術開発センター
6. CTの画像評価	市川勝弘 名古屋市立大学病院
7. MRIの画像評価	宮地利明 金沢大学医学部保健学科

座長集約

Symposium

座長 藤田広志
岐阜大学工学部応用情報学科座長 真田 茂
金沢大学医学部保健学科

本学会において、「デジタル系の画像評価」のテーマを中心に取り扱ったシンポジウムは、第18回秋季学術大会シンポジウム「デジタルラジオグラフィの画像評価 - 方法と問題点, アナログ系との比較 - 〔内容は、日放技学誌, 47(6), 832-876, (1991)に掲載〕が、10年前にあるのみである。

その後、各施設におけるデジタル撮像機器の導入が大きく進み、また、フラットパネル検出器のような新しい装置が出現している昨今でもある。このような背景のなかで、最新の画像評価法の話提供やその内容の議論が望まれており、今回のようなシンポジウムが、小寺大会長からの要望もあり、開催された。

本シンポジウムでは、いま一度、デジタル系の画像評価法の基礎を確認するとともに、CRやDRはもちろん、フラットパネル検出器の新しい話題にも触れ(DQEの測定法なども議論)、また、CTとMRも包含し、さらにディスプレイ系としてのCRTの内容も含ん

で、新しい本格的なデジタル時代に即した画像評価法の基礎と応用について、各分野のエキスパートにご講演いただいた。

当日、会場は超満員で、なかに入れない会員も多く、皆様の興味がいかに大きいものがよく分かった。そこで、これらの方々や大会に参加できなかった方々のために、また、参考文献として今後皆様に活用いただけるように、当日の講演内容に基づいて、講演者の先生方に原稿を起こしていただいた。なお、平田氏はご家庭の事情で当日講演いただくことができなかったが、無理にお願いして、今回、原稿をいただいた次第である(また、山口氏には、急な講演のお願いを快く引き受けていただいた)。

本内容が、デジタル系画像評価のこれからの「バイブル」として、皆様に活用されることを期待している。

1. デジタル画像診断がもたらす効果の判定とROC解析 Symposium

白石順二

大阪市立大学医学部附属病院(現 シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所)

はじめに

放射線画像診断の世界において「画像評価」という言葉を用いる場合、そこには「画質評価」という意味が含まれることが多い。新しいモダリティや画像処理が開発された場合、一般的にはその診断における有用性を評価する第一段階として、特性曲線やMTF、ウィナーズスペクトル(WS)、さらにはNEQ、DQEといった物理的な性能の測定が行われる。しかし、最終的には、医師の診断的決定を含んだ「画像の見やすさ」や「診断のしやすさ」といった判断基準でシステムの優劣が決定されることが珍しくない。そのため、物理的な性能と、人が受ける主観的な性能との関係を明らかにする研究が過去に行われてきた¹⁾。

近年、医師または放射線技師を観察者として画像の評価を行うROC解析が、デジタル画像の幅広い分野で活用されている。同じ画像評価という表現であっても、MTFや特性曲線が「画質」を評価しているのに対して、ROC解析は「診断能(診断の正確さ)」を評価する^{2,3)}。このように、「画像評価」という言葉にはさまざまな側面があり、必要に応じて的確な評価を行うことが必要である。

1991年にFrybackとThornburyによって提唱されたSix Levels of the Efficacy of Diagnostic Imaging(診断画像の効果を評価するための六つの階層)のモデル²⁾は、このようにさまざまな視点から放射線画像を評価する場合に有用な指標となり得る。本章では、画像評価の考え方を再考察することを目的として、最初に診断画像の効果を評価するための6階層のモデルについて解説する。さらに、6階層のモデルにおけるROC解析の役割について述べ、効果的なROC解析を行うための方法論について解説する。

1. 診断画像の効果を評価するための6階層のモデル²⁾

FrybackとThornburyの提唱する考え方は、診療行為を六つの階層に区別し、それぞれの階層における効果から、総合的に診断画像、および、それに付随する診療行為全体を評価しようというものである。六つの階層において、評価に共通する概念は「患者の真の利益とは何か?」であり、評価目的(評価対象)に応じて分類されている。そして、評価を行う場合の難易度、および対象となる範囲の広さで、階層の上下関係が決定されている(Table)。

6階層のモデルは;

- レベル1: technical efficacy
- レベル2: diagnostic accuracy
- レベル3: diagnostic-thinking efficacy
- レベル4: therapeutic efficacy
- レベル5: patient-outcome efficacy
- レベル6: societal efficacy

で、表現されており、それぞれのレベルにおける画像評価の目的と、そのレベルでの視点から考えた患者の利益は、以下のように表すことができる。

1-1 技術的な効果(technical efficacy)

この効果は、撮影装置、画像処理装置、または画像形成システムといった種々の装置の性能、またはそれらの物理的精度を評価の対象とし、物理的な(技術的な)性能がどれだけ優れているか、を評価の目的としている。このレベルでの評価は、MTF、ウィナーズスペクトル、特性曲線、NEQ、DQEといった物理的評価法によって行われ、評価結果は装置またはシステムに固有である。このレベルにおける評価結果によって患者が受ける利益は「最適な物理的性能を持つシステムで撮影してもらうこと」であり、画質の優劣だけでなく、同一性能下での被曝線量の少なさや検査に必要な費用の低さ、といった具体的な数値でも表現される。

1-2 診断の正確さ(diagnostic accuracy)

「診断の正確さ」とは、物理的な評価結果と患者の疾患に関する真の情報との両者の一致性が診療に与える効果で、どれだけの変態を正確に見つけることができるか、を評価の目的とする。このレベルでは、観察者(医師)の主観的な意思および知識が評価に介在してするので、同じ画像システムを評価した場合であってもレベル1の評価結果と同じ評価傾向とならない場合が生じる。このレベルでの患者の利益は「正しく病変を見つけることができる最適な画像(システム)で検査を受けること」で表現できる。現在のところ、このレベルの評価にはROC解析が最も適当と考えられている。

1-3 診断効果(diagnostic-thinking efficacy)

医師が診断・治療を行った場合に、その行為の正当性が診療に与える効果で、評価の目的は治療(または経過観察)の直前の段階における診療の正当性を求めることにある。レベル2の「診断の正確さ」との違い

Table 診断画像の効果を評価するための六つの階層のモデル．それぞれの評価の目的と方法．

レベル数	各レベルの効果	各レベルの評価の目的(対象)	評価法
1	技術的な効果	画質(コントラスト, 解像力, 粒状性など), 感度, 機械的精度など	MTF, WS, 特性曲線, NEQ(u), DQE(u)など
2	診断の正確さ	医師の主観的な判断を指標とした診断能の高さ	ROC解析, 感度, 特異度など
3	診断の効果	技術的な効果や診断の正確さを加味したうえで医師の診断結果	現在のところ特になし.
4	治療の効果	治療が行われた(行われなかった)結果から発生した事由	5年生存率, 治癒率など
5	患者にとっての効果	精神的・経済的・肉体的な意味での患者さんの治療後の生活の質	QALY(Quality-Adjusted Life Year)
6	社会的な効果	長い期間で考えた場合の, 世の中にとっての利益	国勢的な統計調査など

は, このレベルのほうが多分に医師の能力を加味している点である. つまり, いくらレベル2までの段階で優れたシステムであるという評価結果が得られていても, そのデータを読み取る能力が医師になれば, 患者はその恩恵を受けることができない. そのため, このレベルでは, 医師の判断が下された後の結果を評価している. ここでは, 「最適な画像(検査)で, 最適な医師に診察してもらうこと」ということが患者が受ける利益となる. 一般的に, この効果を定量的に評価することは困難で, 評価法も適当なものが考えられていない. しかしながら, レベルの1, 2と4以下を関連づけるためには, 不可欠な効果であり, 今後の評価法の開発が望まれる.

1-4 治療効果(therapeutic efficacy)

この効果は, 疾患に対して行われた治療行為における, 画像診断の有効性で示される. ここでは, その治療によって, どれだけ治癒する割合が向上したか, または, どれだけ悪性腫瘍の再発が防げたか, といった具体的な内容が評価の目的となる. このレベルの評価は, 画像診断と治療との関連性を証明することが困難ではあるが, 5年生存率や治癒率など, 客観的な数字で表現される. したがって, このレベルの評価が対象とする患者が受ける利益は, 単純に「最適な治療を受けること」である. このレベル以降では, 画像評価における対象を, 画質というよりはモダリティ別(例えばCTとMRIではどちらが有利か?)といった大きな概念でとらえることが必要である.

1-5 患者にとっての効果(patient-outcome efficacy)

レベル4までで評価されてきた画像診断に関連する治療行為によって, 患者の状態に変化があった, もしくはなかった場合に, それらの手段が, 患者もしくはその人生にとって有効であったかどうか, を示す効果

で, quality of life(QOL)と同じ意味を持つ. 評価の目的は, 患者の精神的, 経済的, および肉体的な負担を対象とした, 患者の治療後(経過観察後)の生活の質である. つまり, 病気になる前と同じ状態の生活に, どれだけ戻ることができたかということである. このレベルで対象となる患者の利益は「普通に暮らすこと」である.

1-6 社会的効果(societal efficacy)

患者に対して行われた一連の医療行為が, 社会的にどういった影響をもたらしたかによって示される効果で, 評価の目的は, 世の中にとって役に立ったかどうか, ということである. このレベルになると社会保険や福祉対策など政治的色合いが強くなり, 実際, 政策を決定する段階で同様な評価が統計的に行われている. このレベルで対象となる患者の利益は「最適な診療を受けるためのより良い社会の実現」である. レベル5やレベル6では, 画像との関連性を見つけることは困難であるが, 5~20年といった長い期間の評価を実施することにより, 画像との関連性が明らかになる. 例えば, アナログからデジタルに画像が変わろうとしている現代においては, すべてがデジタルに移行した際に, アナログであった時代と比較して, 撮影に要するコストやデータ保管, さらに通信や遠隔医療によるメリットなどを総合的に判断して, デジタル化が世の中に与えた功績について評価をすることが可能になる.

以上に示したように, 放射線画像を用いて臨床診断が行われるとき, その正当性を評価するには実にさまざまなことを考慮する必要がある.

最近, 認可された乳がん検診における乳房撮影を例として挙げると,

- 1) 撮影に使用されるシステムの物理的な性能はレベル1で判定できる. ここで, 微小石灰化を検出す

- るための解像力や乳腺組織の構造を表現できるためのコントラスト特性と患者の被曝線量を考慮することで、画質の許容範囲が決定される。
- 2) 実際の診断能の評価や、物理的な特性で優劣がつけられないシステム間の比較はROC解析によってレベル2の効果判定をする。
 - 3) レベル2までで、システムの用意ができていても、実際の検診導入によって撮影する技師や読影医師に不足が生じると、診断の効率が低下する。そのため、それらの効果をレベル3では評価する必要がある。
 - 4) 検診の導入によって早期発見の確率が高くなれば、レベル4で判定できる乳がん患者の5年生存率の割合も向上することが予想される。
 - 5) 早期発見の増加によって、手術と放射線療法併用の温存療法の増加が予想され、レベル5のQOLが向上することになる。
 - 6) そして、最終的に乳がん検診を導入したことによって、早期発見が増加し、その結果として、乳がん患者のトータルでの治療費(健康保険からの支出)が減少すれば、乳房撮影に対する政府からの補助を差し引いても、社会的には利潤が得られたという判定が、レベル6では得られる。

2. デジタル画像評価におけるROC解析の役割

今日、デジタル画像評価にROC解析が多用されるようになった理由の一つには、前項までで示したレベル2の判定がROC解析でしかできない、という点が挙げられる。つまり、いくらシステムの物理的なデータが優れた結果を示していても、最終的に医師の判断において、診断能の向上が認められなければ、そのシステムは良いシステムとは判定されない。しかしながら、物理的評価が意味がないかという点、決してそうではなく、物理的評価の裏づけがあって、初めてROC解析の結果が意味を持つ。すなわち、ROC解析は物理的特性と診断能を結びつける重要な橋渡しの手段である、と考えられる。

ROC解析は、簡単に言えば信号(病変)を含む試料群と含まない試料群のそれぞれに対する観察者の反応の正規分布から、誤診率を変化させた場合の正診率を求める評価法である。そのため画像がアナログであるかデジタルであるか、によって影響を受けることは少なく、また、異なるモダリティ間の比較評価にも適用できる⁴⁻⁶⁾。

デジタル画像の領域におけるROC解析として、1) CTとMRIの診断能の比較⁷⁾、2) 増感紙-フィルムシステムと平面検出器(flat panel detector: FPD)の診断能の比較⁸⁾、3) wetとdryシステムのレーザープリンタおよ

び自動現像機の比較、4) MRIにおける2D画像と3D画像の診断能の比較⁹⁾、といったテーマが最近では取り上げられている。このように、さまざまな画像評価に対してフレキシビリティの高いのがROC解析の特徴でもあるので、装置の高性能化により複雑化が進む放射線診断領域においては、さらにROC解析の適用が進むと考えられる。

3. ROC解析の問題点

前述のように、デジタル画像を評価する場合に、ROC解析が有用であることには間違いがないが、実験の目的に適合した信号が選択されなかったり、最適な実験方法の採用を怠った場合には、ROC解析によって間違った評価結果が導き出される可能性がある。

特に、最近のROC解析では、1) 適当な試料の確保・作成、2) 適当な観察者の確保、3) 連続確信度法の利用、4) 統計的検定法の選択、といった項目に関して、問題点が挙げられる^{10, 11)}。

臨床画像を試料としてROC解析を行う場合には、使用する画像データベース(試料)の難易度によって、ROC曲線は自在に変化するという事実、十分に留意することが必要である。日本放射線技術学会が1997年に配布を開始した標準デジタル画像データベースを用いたROC解析の結果では¹²⁾、5段階に分類されたデータベースの難易度とROC曲線の関係が明らかに示されている。

ROC実験終了後に統計処理を行う場合に、1人だけ(または数名)が他の観察者と傾向の違う結果を出している場合に、その観察者のデータをどのように取り扱うかという問題が生じる。しかしながら、他の人と違う結果だから、という理由で排除することはできないし、してはいけない。観察者の主観的な尺度を用いる評価法であるから、観察者間のデータにバラツキが生じるのは当然であり、そのバラツキを予測して、十分な数の観察者を確保し、最適なトレーニングを行うことが望ましい。

1990年初めにMetzらによって提唱された連続確信度法^{13, 14)}は新しいカーブフィッティング理論のROC解析ではなく、観察者のスコアをカテゴリ分類するための手段のひとつである。しかし、依然として従来法の5段階評価を用いたROC実験を行う施設は多く、同程度の手間の実験であるのに、わざわざ情報量の少ない実験手段のほうを選んでいくという事実が気がついていない。Fig. 1に、negative像とpositive像それぞれ10枚の試料に対する観察者のスコアを、その大きさに応じて数直線の上下に並べて配置したものを示す¹¹⁾。ROC曲線の縦軸と横軸は、それぞれ最大値が1.0なので、試料10枚+10枚で算出したROC曲線では、試料1

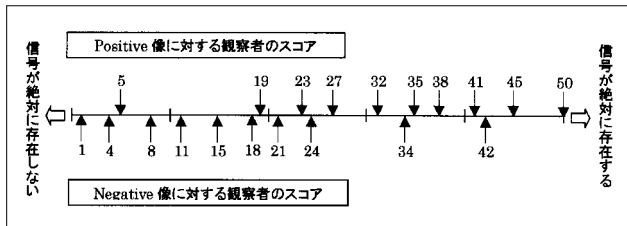


Fig. 1 数直線上に配置した連続確信度法によって得られた、20枚 (positive像10枚, negative像10枚) の試料に対する観察者のスコア。

枚の持つ意味は、縦軸および横軸に対して $0.1 (=1.0/10)$ となる。Fig.1の数直線に示した20個のスコアを、右端から順に読み取り、 $(0.0, 0.0)$ から順に、positive像のスコアの場合にはTPF(縦軸方向)に 0.1 , negative像の場合にはFPF(横軸方向)に 0.1 加算し、最後には $(1.0, 1.0)$ に収束するまでプロットすれば、ROC曲線を描くことができる。Fig. 2の×印はそのプロットした点を示す。また、Fig. 1に示したデータを用いて、ROC解析のカーブフィッティングソフトであるROCKIT(日本放射線技術学会のホームページ(<http://www.jsrt.or.jp/>)内の画像分科会Metz's ROC Software Users Groupからダウンロードが可能)を用いて算出したROC曲線をFig.2に実線で示す。また、Fig. 1で示したデータを5カテゴリの評定確信度法で得られたデータと仮定して計算したプロット点を、Fig. 2上で示す。図から明らかなように、5段階評定法でも連続確信度法でも同じデータが得られるが、連続確信度法のほうが情報量が多いということが理解できる。

ROC曲線間の統計的有意差検定は、各観察者のROC曲線下の面積(A_z)を用いて、両側t検定またはJackknife法^{15,16)}を用いて行うことが可能である。

両側t検定とJackknife法とは、根本的に統計的検定における帰無仮説が異なる。同じ観察者間の A_z に対して行われるt検定は、観察者間の変動だけを考慮して、実験に用いた試料間の変動(母集団の分散)を考慮していない。したがって、このt検定で仮に統計的有意差が生じたとしても、それはあくまで実験に使用した試料群についてだけ有効なデータであって、その実験結果を、一般論としてすぐに適用することはできない。一方、Jackknife法では観察者間の変動だけでなく、試料間の変動も考慮し、その母集団の分散を統計的検定の要因のなかに加味しているので、Jackknife法で統計的に有意差がありと判定されれば、その結果は、一般論として他の施設においても通用するとみなすことができる。

このように、ROC曲線間の統計的検定にはJackknife法を適用するのが望ましいのは明らかであるが、Jack-

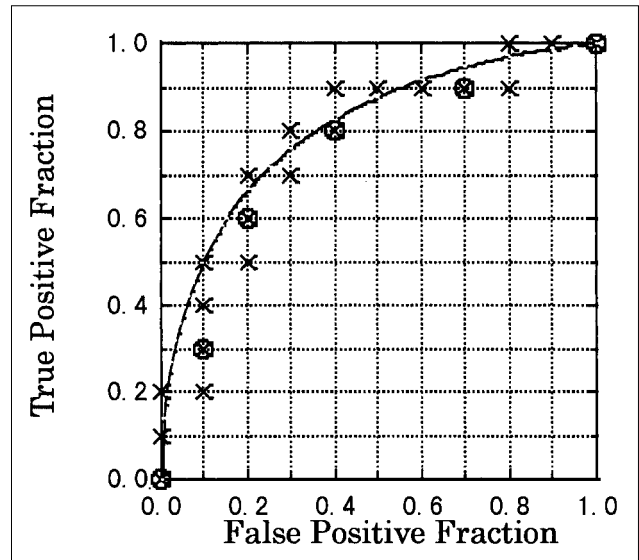


Fig. 2 Fig. 1で示したスコアからROCKITを用いて算出したROC曲線(実線)と、連続確信度法の評定実験のスコアから直接プロットした点(×)と5カテゴリの評定実験のスコアからプロットした点(o)。

knife法には、同一観察者群であること、連続確信度法で行われた実験であること、といった制約がある。いずれにしても、統計的処理はROC解析にとって不可欠なものであるため、何らかの方法で統計的な考察を行う必要があるのはいうまでもない。

おわりに

診断画像の効果を評価するための六つの階層のモデルの話から、その中におけるROC解析の役割、さらにはROC解析を行う場合の現状での問題点について解説した。

結びの言葉の代わりに、ここでは、効率的に、かつ信頼性の高いROC解析を行っていただくための提言を行う。それは「中規模研究グループによるROC解析のススメ」である。これはつまり、ROC解析を行う場合に、一つの施設だけではなく、複数施設で、それぞれの施設から集まった研究者5~8名程度で実験グループを作成し、グループ単位でROC解析の研究を行うということである。このような中規模研究グループには、1) 適当な症例が集まりやすい、2) 適当な観察者を確保しやすい、3) 各施設では実験を行う回数が少ない、4) 試料と観察者だけを共有し、実験目的の違ったROC解析を行うことが可能、5) 仕事数は減り、議論数が増える、といういくつかの利点がある。ROC解析は、とかく苦勞の多い評価法で、実際に行う人も少ないが、やってみればやってみるほど、奥の深い楽しい研究であると思う。

最後になるが、本章で述べてきたように、世の中全

体のことに対して大きな視野を持って画像の評価を考え、さらにそれぞれの画像評価法の役割と重要性を認

識することで、よりスケールの大きな考察が研究のなかで生まれてくるのではないかと期待している。

参考文献

- 1) 土井邦雄: X線画像の信号検出と視覚特性の重要性. 日放技学誌, 43(6), 694-729, (1987).
- 2) Fryback DG and Thornbury JR: The efficacy of diagnostic imaging. Med Decis Making, 11, 88-94, (1991)
- 3) 白石順二: 診断能の評価 - ROC解析の実験方法 -. 日放技学誌, 55(4), 362-368, (1999).
- 4) Metz CE: Receiver operating characteristic (ROC) analysis in medical imaging. ICRU News, 6, 7-16, (1997)
- 5) Metz CE: ROC methodology in radiologic imaging. Invest Radiol, 21, 720-733, (1986)
- 6) Metz CE: Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies. Invest Radiol, 24(3), 234-245, (1989)
- 7) Reimer P, Jahnke N, Fiebich M, et al.: Hepatic lesion detection and characterization: Value of nonenhanced MR imaging, superparamagnetic iron oxide-enhanced MR imaging, and spiral CT-ROC analysis. Radiology, 217(1), 152-158, (2000)
- 8) Garmer M, Hennigs SP, Jager HJ, et al.: Digital radiography versus conventional radiography in chest imaging: diagnostic performance of a large-area silicon flat-panel detector in a clinical CT-controlled study. AJR, 174(1), 75-80, (2000)
- 9) Liang L, Korogi Y, Sugahara T, et al.: Evaluation of the intracranial dural sinuses with a 3D contrast-enhanced MP-RAGE sequence: prospective comparison with 2D-TOF MR venography and digital subtraction angiography. AJNR, 22(3), 481-492, (2001).
- 10) 白石順二: 初学者のための失敗しないROC解析法入門 (VOL. 1). 医用画像情報学会雑誌, 18(2), 93-103, (2001).
- 11) 白石順二: 初学者のための失敗しないROC解析法入門 (VOL. 2). 医用画像情報学会雑誌, 18(3), 154-167, (2001).
- 12) Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, et al.: Development of a digital image database for chest radiographs with and without a lung nodule: Receiver operating characteristic analysis of radiologists' detection of pulmonary nodules. AJR, 174(1), 71-74, (2000)
- 13) Metz CE, Herman BA, and Shen J-H: Maximum-likelihood estimation of receiver operating characteristic (ROC) curves from continuously-distributed data. Statistics in Medicine, 17, 1033-1053, (1998)
- 14) Metz CE, Shen JH, and Herman BA: New methods for estimating a binormal ROC curve from continuously-distributed test results. Presented at the 1990 Annual Meeting of the American Statistical Association, Anaheim CA, August 7, (1990) [和訳] 白石順二: ROC解析の基礎と応用; 5. 連続確信度法について. 日放技学叢書(8), 35-54, (1994).
- 15) Dorfman DD, Berbaum KS, and Metz CE: Receiver operating characteristic rating analysis: Generalization to the population of readers and patients with the Jackknife method. Invest Radiol, 27, 723-731, (1992)
- 16) 白石順二, 宇都宮あかね: ROC解析における画像システム間の統計的有意差の検定方法 - Jackknife法とその適用 -. 日放技学誌, 53(6), 691-698, (1997).

2. デジタル画像評価法の基礎

Symposium

杜下淳次
京都医療技術短期大学

はじめに

おもなデジタルラジオグラフィ(digital radiography: DR)には, デジタル透視撮像装置[digital fluorography: DF, digital subtraction angiography(DSA)も含む]やコンピューテッド・ラジオグラフィ(computed radiography: CR)がある。CRは最も成功したDRの一つで, 最近では複数のメーカーから発売されるようになり世界中で広く使用されている。このほか, flat panel detector(FPD)も開発され急速に普及しつつある^{3,4)}。

このような状況下において, その画像評価は開発に携わっている研究者だけではなく, デジタルX線画像の基本特性を理解したうえで適切に取り扱う必要があるユーザにとっても重要な意味を持つ。DRの画像

評価には画質特性の物理的評価と, ROC解析に代表されるような視覚による病変の検出能の評価が含まれる。ROC解析やDQEについては別の項で詳細に述べられているので, ここでは, DRシステムの画質評価(入出力特性, 解像特性, ノイズ特性)の基本的な考え方と注意すべき点を中心に述べる。

Fig. 1に, デジタルX線画像システム(以下, DRシステム)の基本的な構成の概略を示す。増感紙-フィルム系では, X線像の検出から記録保管までをフィルムで行っていた。しかし, DRはX線の検出, 表示, 記録保管をそれぞれ異なる構成要素(以下, コンポーネント)が受け持っており, システムの構成が増感紙-フィルム系より複雑である。このようなDRシステムの画質を評価するときには, どのコンポーネントを

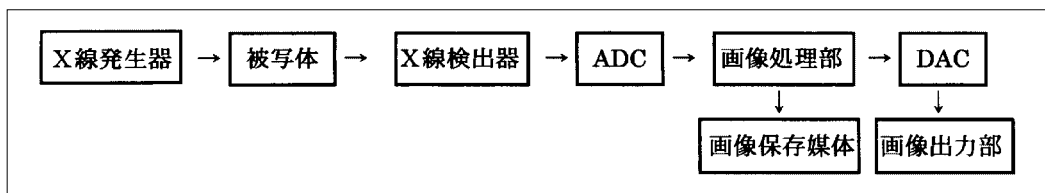


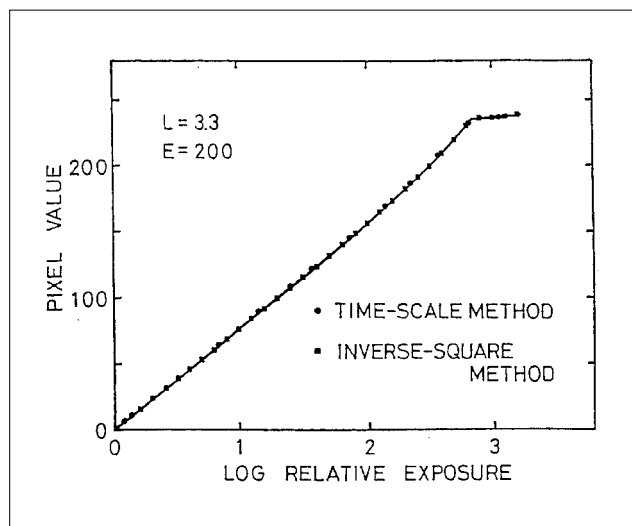
Fig. 1 デジタルX線画像システムの基本構成概略図.

Table デジタルX線画像システムに存在する各種入出力特性の例.

入出力特性の名称	入力量	出力量
デジタル特性曲線	相対X線量	デジタル値
キャリブレーションカーブ	デジタル値	写真濃度または輝度*
ディスプレイ部の入出力特性	レーザ光量 電圧*	写真濃度** 輝度*
オーバーオール特性曲線	相対X線量	写真濃度**または輝度*

* : 画像表示部にCRTモニタを用いた場合

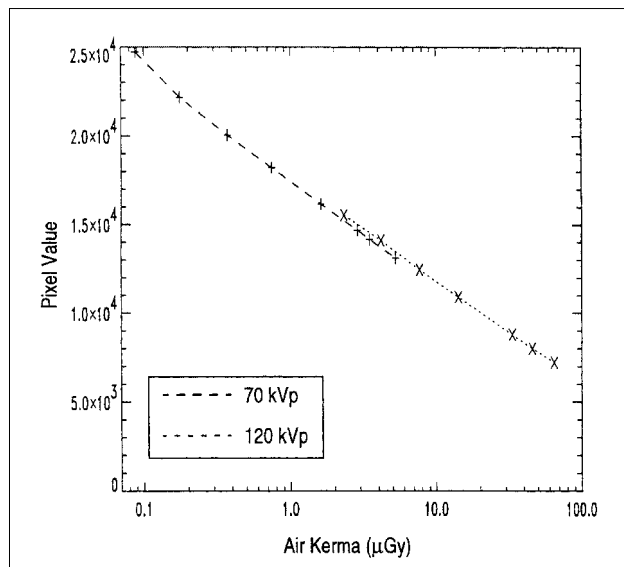
** : レーザイメージャを用いた場合

Fig. 2 CRシステムのデジタル特性曲線の1例⁶⁾.
〔距離法とタイムスケール法の比較, L値(X線収録幅=3.3), E値(システム感度=200)〕

評価するのにかよって、測定方法や測定する量が異なる。したがって、増感紙 - フィルム系のような統一した画質評価法は確立しにくい、基本となる考え方は増感紙 - フィルム系で経験してきた手法を工夫して応用している。

1. 入出力特性

システムへの入力対数と、出力対数をとって表した入出力の変換特性を“入出力特性”あるいは“階調特性”と呼んでいる。入出力特性からは、システムのコントラストの特性やダイナミックレンジなどの重要な情報が得られるため、X線画像の画質特性のなかで

Fig. 3 デジタル特性曲線の1例(セレンによるDRシステム⁷⁾).

も最も基本的な特性である。

Tableに、DRシステムの1例としてCRシステムに存在するいくつかの入出力特性を示す。このなかで、横軸に相対X線量の対数を取り縦軸にデジタル値(またはピクセル値)をとってプロットした“デジタル特性曲線⁵⁾”は、DRシステム固有の入出力特性を評価するもので、これにはシステムの構成によって変化する表示系の特性を含んでいない。“デジタル特性曲線”は、後述する“プリサンプリングMTF (presampling MTF)”を測定するときの系の線形化の手段として用いたり、“デジタルウィナーズペクトル”を測定する際に相対X線量への変換に用いたりするた

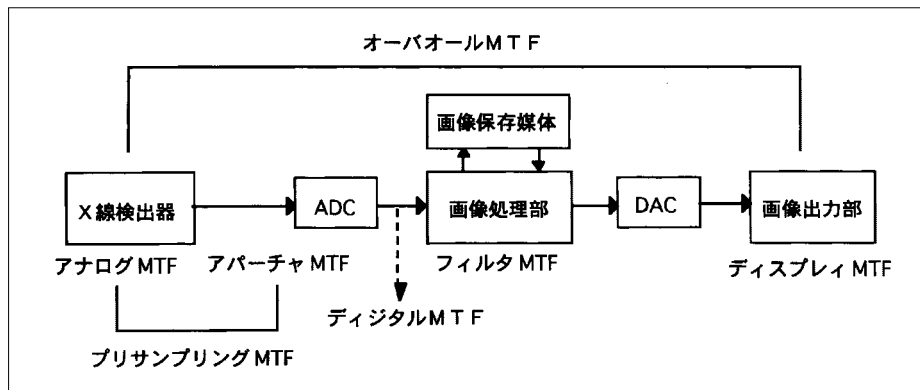


Fig. 4 デジタルX線画像システムに存在するいろいろな構成要素のMTF.

め、DRシステムの画質の評価においては特に基本的で重要な特性である。

デジタル特性曲線の1例として、CRシステムで測定した結果⁶⁾をFig. 2に、セレンを用いたDRシステムで測定された結果⁷⁾をFig. 3に示す。デジタル特性曲線からは、X線収録幅の広さの程度以外に、その形状や傾きからシステムの階調特性が読みとれる。また、X線収録幅を決定する撮像パラメータを変化させたり、感度のパラメータを変化させてデジタル特性曲線を測定すれば、階調特性がどのように変化するかを理解することもできる⁸⁾。

デジタル特性曲線の測定は、増感紙 - フィルム系で行われてきた距離法をそのまま利用できる。このほかにも、DRシステムではX線検出器としてX線フィルムを使用していないため、相反則不軌が起こらない。したがって、タイムスケール法による測定も精度よく行えることが分かっている^{6)・9)}。さらに、I.I.-TVシステムではアルミ階段を用いる方法¹⁰⁾やNDフィルタを用いる方法¹¹⁾も行われている。

2. 解像特性

DRシステムの解像特性の評価は、増感紙 - フィルム系と同様にレスポンス関数、すなわち、modulation transfer function (MTF) による評価が行われている。しかし、DRでは以下に示すような問題点を十分に理解して解析を行わなければならない。

システムの解像特性を評価する手段としてレスポンス関数を適応するには次の二つの前提条件を満たす必要がある。

- 1) 系が線形であること (linearity)
- 2) 位置不変性が成り立つこと (shift invariance)

増感紙 - フィルム系では、特性曲線を用いて線形化を行い、さらに、位置不変性は成り立つと考えて (isoplanatism patches) 適応されてきた¹²⁾。一方、DRシステムにおける線形性は、増感紙 - フィルム系と同じように入出力特性の曲線、プリサンプリングMTFの測

定ではデジタル特性曲線を用いて線形なX線量の領域に変換すればよい。しかし、DRシステムは離散的にデータを取り込んでおり、信号とサンプリングアパーチャとの位置関係によって信号成分が変化するので位置不変性は成立しない。このことを厳密に考えれば、DRシステムの解像特性はMTFで評価することが困難であることを意味する。しかし、実際にはこの問題を熟知したうえで、注意深く解析が行われている。このほかにも、DRシステムでは粗いサンプリング間隔が原因で発生するエリアシングエラー (aliasing error) を含んでいないMTFを測定する手法が必要となる。

Fig. 4にDRシステムに存在するいろいろなコンポーネントのMTFを示す。これらのなかでどれか一つでも解像特性が劣っていると、システム全体の解像特性に影響することは明らかである。したがって、DRシステムの解像特性の把握とその改善のためには、システム全体の解像特性だけを評価するのではなく、各コンポーネントに対して解像特性を調べることが大切である。

シカゴ大学のグループは、1980年代にDRの基本的な画質特性に関して系統的な基礎研究を行い^{13)~29)}、GigerとDoi¹⁵⁾は解像特性に関してデジタル系に固有な「プリサンプリングMTF」と呼ばれる手法を示した。その後、FujitaらはプリサンプリングMTFを測定する実用的な手法を開発している^{20)・30)}。プリサンプリングMTFは、DRシステムのX線検出器のボケとサンプリングアパーチャのボケを含んだMTFと定義され、エリアシングエラーを含んでいないことから、増感紙 - フィルム系や他のDRシステムとも比較が可能であり、最も信頼性の高いDRの解像特性の評価法であることが分かっている。

一方、「デジタルMTF」はAD変換後のデジタル値から直接計算されるMTFと定義される。多くのDRシステムではサンプリング間隔が0.1mm前後と十分に小さいとはいえない (アンダーサンプリング) ので、デジタルMTFにはエリアシングエラーを含んでいる。さらに、信号とサンプリングアパーチャとの位置関係により値

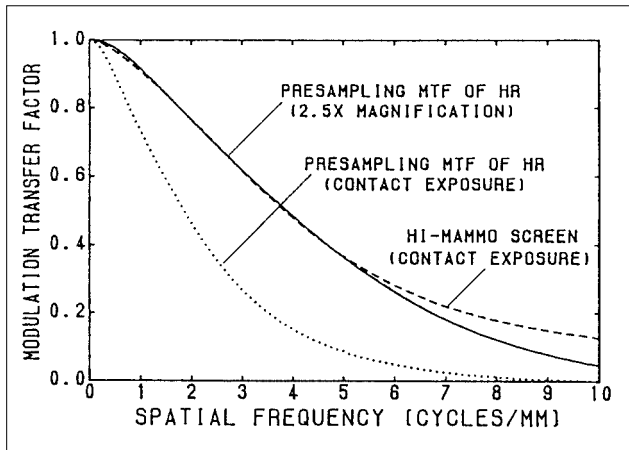


Fig. 5 乳房撮影用増感紙 - フィルム系 (Hi-mammo) のMTFと、高解像型イメージングプレート (HR) のプリサンプリングMTFおよび拡大撮影によるプリサンプリングMTF (2.5倍拡大) の比較⁶⁾。

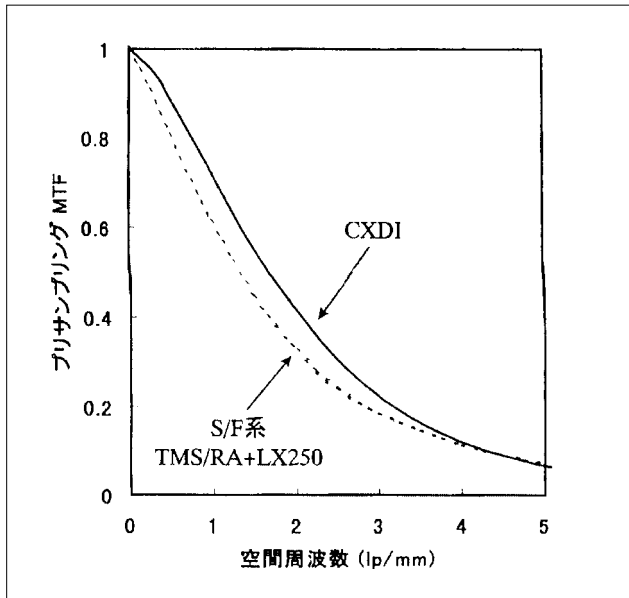


Fig. 6 増感紙 - フィルム系 (TMS/RA+LX250) と間接交換型のFPDシステムで測定されたプリサンプリングMTFの比較³¹⁾。

が変化するため、正しい解像特性を示さない^{18, 20)}。“オーバーオールMTF”も、デジタルMTFでみられたエリアシングエラーの影響が完全になくなったわけではないので正しい解像特性を示さない。したがってこれらを“MTF”として取り扱うことはできない。

Fig. 5と6に、CRシステムとFPDシステムで測定されたプリサンプリングMTFの測定例をそれぞれ示す。これらの測定結果では、増感紙 - フィルム系との比較が行われている。

プリサンプリングMTFの測定にはいくつかの方法が提案されているが、ここでは、Fujitaら^{6, 30)}が開発した合成LSF法の概略を述べる。この方法は“粗い”サンプリング間隔で得たline spread function (LSF) から、実効的に細かなサンプリング間隔のLSFを合成し、エ

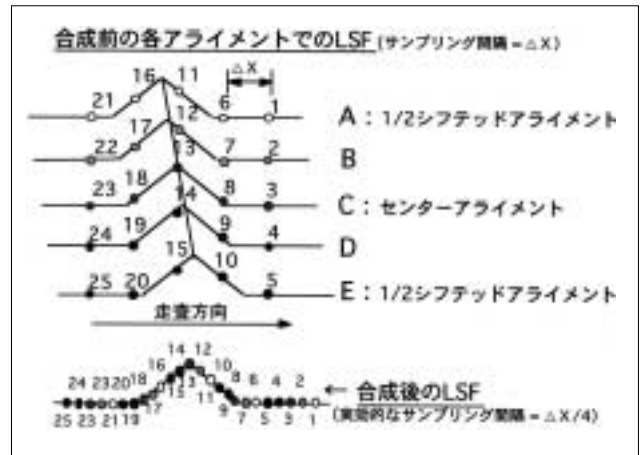


Fig. 7 合成LSF法^{6, 30)}によるプリサンプリングMTFの測定法の概略。

リアシングエラーを含まないプリサンプリングを測定する方法である。

測定は、まず、増感紙 - フィルム系のMTFの測定に用いた金属スリットを走査線の走査方向に直交する方向 (または平行な方向) に対してわずかに角度をつけて (~3度) 配置し撮影する。Fig. 7の上側には、金属スリットを走査方向に対して直交する方向に配置して得た“粗い”サンプリング間隔のLSFの概略図を示す。このような配置では走査線方向のMTFが測定できるが、金属スリットを走査方向に対して平行な方向に配置したときには、走査線に直交する方向のMTFが測定できる。

この例では、A ~ Eの五つの異なるアライメントでのLSFが得られており、各LSFはサンプリング間隔が ΔX の5個のデジタル値から構成されている。この例では、1/2シフトアライメントから1/2シフトアライメントの間に4ピクセルあるので、異なるアライメントで得たLSFデータをA ~ Eの順に $\Delta X/4$ のサンプリング間隔で並べ替えて合成すれば、図の下側に示すように実効的なサンプリング間隔が小さくなったLSF (“合成LSF”) が得られる。このようにサンプリング間隔が小さくなったLSFをフーリエ変換してMTFを求めれば、エリアシングエラーは含まれない。ここでは、スリットに対してほぼ直交する方向 (図では横方向) の複数のLSFから1本のLSFを合成する方法を説明したが、スリットに対してほぼ平行な方向 (縦方向) の1本のデータ分布からも合成LSFを求めることが可能である。しかし、長い金属スリットが必要なことと撮像面の幾何学的な歪みや不均一性が問題となる場合には、不正確な測定となるので注意しなければならない³⁰⁾。

3. ノイズ特性

画像のノイズ、すなわち、粒状性は微小で低コントラストな病変の検出能に大きく影響するため、増感紙

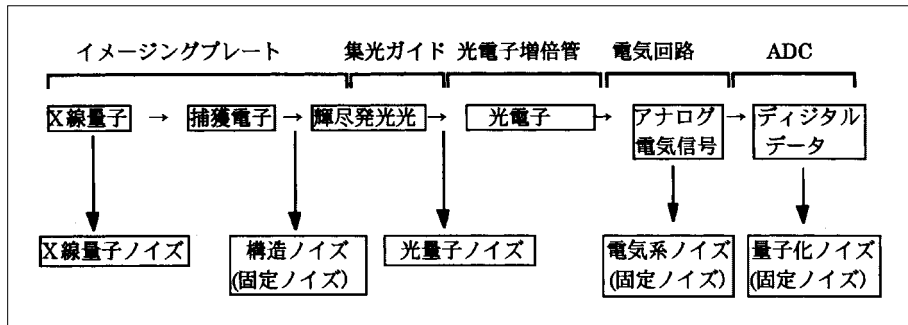


Fig. 8 CRシステムのノイズのおもな要因(文献³²⁾より引用, 修正).

- フィルム系と同様にDRシステムの画質特性の重要な因子のひとつである。ノイズ特性の評価は、増感紙 - フィルム系でも用いられてきたRMS粒状度による簡便な方法のほかに、空間周波数領域で詳しくノイズを分析するウィナースペクトル(Wiener spectrum: 以下、WS)を用いた手法が役立つ。

Fig. 8にCRシステムのノイズのおもな要因を示す³²⁾。DRシステムの構成は増感紙 - フィルム系と比べて複雑であり、X線量子ノイズ(モトル)のほかに、X線検出器の構造ノイズ(この例ではイメージングプレートの構造ノイズ)、輝尽発光の光量子ノイズ、電気系のノイズ、量子化ノイズなど多くの因子がある。これらのなかで、X線検出器自体の構造ノイズ、電気系ノイズ、量子化ノイズは、撮影線量に依存せず一定の値を示すため固定ノイズと呼ばれている。さらに、システム全体のノイズ特性には画像表示部のノイズも付加される。DRシステムは、被曝線量軽減の観点から撮影線量をコントロールして使用するため、X線量子ノイズ(モトル)が支配的であることは増感紙 - フィルム系と変わらない。一方、高い線量域では、X線検出器の構造ノイズが支配的であり、この領域では撮影線量を増加させてもノイズ特性は改善されないため注意が必要である⁸⁾。このほかにも、画像処理によってノイズ特性が改善したり、逆にノイズが増加することもある。

Gigerら¹⁶⁾は、DRシステムのノイズ特性について基本的な解析を行っている。DRのノイズ特性を調べるときにも、エリアシングエラーを含まないプリサンプリングWSが定義できる。しかし、解像特性とは異なり、デジタル値から直接計算したWSによる評価が役立つと考えられている。つまり、エリアシングの効果が小さいときには、プリサンプリングWSとデジタルWSはほぼ等しいので(実際、アナログ成分のWSにサンプリングアパーチャのOTFの2乗が掛かるため、両者はほぼ等しいと考えられる)、デジタルWSによるノイズ解析が行われている。さらに、オーバーオールWSには、画像処理のOTFの2乗と画像表示部のOTFの2乗が掛かってくるので高い空間周波数域にお

けるエリアシングの影響はほとんど無視できるくらいに小さくなる。このような場合には、オーバーオールWSによる評価も有効であり、画像処理の効果やディスプレイ部の影響を含んだシステム全体のノイズ特性を調べることができる³³⁾。このほか、画像表示部だけのノイズ特性を調べることも行われている³⁴⁾。

また、DRの二次元WSは、等方的ではなくウィナースペクトルの形状や大きさが方向によって変化する場合が多く、直交する二つの方向についてWSを測定して評価している。

デジタルWSの測定で特に注意すべき点は、デジタル値で計算したWSを相対X線強度に変換したWSに変換することである。その理由は、デジタル値自体がDRシステムごとに任意に設定できるため、デジタル値で求めたWSでは異なるシステムのノイズ特性の比較ができないからである。そこで、この問題を解決するためには、次式を用いてデジタル値で計算された $WS_{\Delta P}$ を、相対X線量で計算した $WS_{\Delta E/\bar{E}}$ に変換すればよい(変換したWSは、相対X線強度の平均値(\bar{E})に対する変動成分(ΔE)であることに注意⁸⁾)。

$$WS_{\Delta E/\bar{E}} = WS_{\Delta P} / \left\{ G^2 \cdot (1-k)^2 \cdot (\log_{10} e)^2 \right\}$$

ここで、 G はデジタル特性曲線の傾き(グラジェント)を表し、 k はコントラストを低下させるグレアの含有率(Π ではベーリンググレア(veiling glare)という)である。

以上、デジタルX線画像システムの基本的な画質特性について、その考え方といくつかの注意すべき点を中心に述べた。今後、ますます普及すると予想されるデジタルX線画像システムの画質特性の評価を適切に行うには、ここで示したような注意点を十分に理解したうえで慎重に解析し、評価することが重要である。また、ここで示した三つの基本的な画質特性(入力特性、解像特性、ノイズ特性)を正確でしかも再現性良く測定することは、DQEを求めるときにも重要なことであることを認識する必要がある。

参考文献

- 1) Mistretta CA: Digital radiography - A search for better images. In recent developments in digital imaging. AAPM Medical Physics Monograph 12, New York: AIP(1985)
- 2) Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al.: Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology, 148(3), 833-838, (1983)
- 3) 特集 新世紀のデジタルイメージングシステム : FPD < その 1 > . INNERVISION , 16(4) , 1-60 , (2001) .
- 4) 特集 新世紀のデジタルイメージングシステム : FPD < その 2 > . INNERVISION , 16(5) , 1-38 , (2001) .
- 5) Fujita H, Doi K, Giger ML, et al.: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 5. Characteristic curves of I.I.-TV digital systems. Med Phys, 13(1) , 13-18, (1986)
- 6) Fujita H, Morishita J, Ueda K, et al.: Resolution properties of a computed radiographic system. Proc. SPIE 1090, Medical Imaging 3: Image Formation, 263-275(1989)
- 7) Lauenders JH, Kengyelics SM, and Cowen AR: A comprehensive physical image quality evaluation of a selenium based digital x-ray imaging system for thoracic radiography. Med Phys, 25(6) , 986-997(1998)
- 8) Fujita H, Ueda K, Morishita J, et al.: Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors. Med Phys, 16(1) , 52-59(1989)
- 9) 金井一美, 大塚昭義, 杜下淳次, 他, DSAシステムの特性曲線 - 測定法の比較 - . 日放技学誌 , 44(10) , 1492-1496 , (1988) .
- 10) Fujita H and Doi K: Accurate measurement of characteristic curves of I.I.-TV digital systems by use of aluminum stepwedge technique. Med Phys, 13(6) , 922-924(1986)
- 11) 大西義隆: 藤田広志編著: 4.1 DSAシステムの特性曲線 (1) . デジタルラジオグラフィの画像評価, 日放技学放射線医療技術学叢書(7) , 52 , 日本放射線技術学会, 京都 . (1994) .
- 12) Metz CE and Doi K: Transfer function analysis of radiographic imaging systems. Phys Med Biol, 24, 1079-1106, (1979)
- 13) Ishida M, Doi K, Loo LN, et al.: Digital image processing: Effect on the detectability of simulated low-contrast radiographic patterns. Radiology, 150, 569-575(1984)
- 14) 土井邦雄: デジタルラジオグラフィの現状と将来 . 日放技学誌 , 40 , 581-604 , (1984) .
- 15) Giger ML and Doi K: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 1. Modulation transfer function. Med Phys, 11, 287-295(1984)
- 16) Giger ML, Doi K, and Metz CE: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 2. Noise Wiener spectrum. Med Phys, 11, 797-805(1984)
- 17) Fujita H, Doi K, Chan HP, et al.: Development of dynamic and static phantoms for evaluation of digital subtraction angiography(DSA) systems. Radiology, 155, 799-803(1985)
- 18) Giger ML and Doi K: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 3. Effect of pixel size on SNR and threshold contrast. Med Phys, 12, 201-208(1985)
- 19) Loo LN, Doi K, and Metz CE: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 4. Effect of unsharp masking on the detectability of simple patterns. Med Phys, 12, 209-214(1985)
- 20) Fujita H, Doi K, and Giger ML: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 6. MTFs of I.I.-TV digital imaging systems. Med Phys, 12, 712-720(1985)
- 21) Giger ML, Doi K, and Fujita H: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 7. Noise Wiener spectra of I.I.-TV digital imaging systems. Med Phys, 13, 131-138(1986)
- 22) Ohara K, Chan HP, Doi K, et al.: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 8. Detection of simulated low-contrast objects in DSA images. Med Phys, 13, 304-311(1986)
- 23) Giger ML, Ohara K, and Doi K: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 9. Effect of displayed grey levels on signal detection. Med Phys, 13, 312-318(1986)
- 24) Kume Y, Doi K, Ohara K, et al.: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 10. Structure mottle of I.I.-TV digital imaging systems. Med Phys, 13, 843-849, (1986)
- 25) Kume Y and Doi K: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 11. Scatter, veiling glare and image artifacts in multiple slit beam imaging technique. Med Phys, 14, 736-743(1987)
- 26) Fujita H, Doi K, MacMahon H, et al.: Basic imaging properties of a large image intensifier-TV digital chest system. Invest Radiol, 22, 328-335(1987)
- 27) Fujita H, Giger ML, and Doi K: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 12. Effect of matrix configuration on spatial resolution. Med Phys, 15, 384-390, (1988)
- 28) Ohara K, Doi K, Metz CE, et al.: Investigation of basic imaging properties of digital radiography. 13. Effect of structure noise on the detectability of simulated stenotic lesions. Med Phys, 16, 14-21(1988)
- 29) 土井邦雄: デジタルラジオグラフィの基礎と将来の可能性 . 日本医放会誌 , 49 , 1-14 , (1989) .
- 30) Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al.: A new method for determining the modulation transfer function in digital radiography. IEEE Transactions on Medical Imaging, 11, 34-39, (1992)
- 31) 山崎達也: フラットパネルディテクタ - X線デジタルカメラCXDIについて - . 日放技学誌 , 55 , 738-742 , (1999) .
- 32) Ogawa E, Arakawa M, Ishida M, et al.: Quantitative analysis of imaging performance for computed radiography systems. Proc SPIE, 2432, 421-431(1995)
- 33) 杜下淳次, 藤田広志, 山内秀一, 他: コンピューテッドラジオグラフィにおけるオーバーオール・ウィナスペクトルの測定 . 日放技学誌 , 47 , 1787-1794 , (1991) .
- 34) 山内秀一, 藤田広志, 杜下淳次, 他: コンピューテッドラジオグラフィにおけるレーザプリンタのウィナスペクトルの測定 . 日放技学誌 , 48 , 1939-1944 , (1992) .

3. フラットパネルディテクタ(平面検出器)の画像評価

Symposium

西木雅行
(株)東芝医用システム社

はじめに

最近フラットパネルディテクタ(平面検出器)が大いに注目を集めており、これから導入期を経て普及期に入ろうとしている。平面検出器自体については既に多くの資料が存在しているので、詳しい原理的な説明は省略するが、概略を説明するとFig. 1のようになる。Fig. 1では、現在知られている平面検出器の2方式のうち、直接変換型の例を示している。図から明らかなように、平面検出器はその構造上、各画素が完全に他と分離されているので、X線情報が検出器上で電荷信号に変換された時点でサンプリングが終了している。この時点で生成されるアナログ信号はきわめて微弱であり、伝送による劣化に耐えられないので、なるべく早くデジタル化することが必要である。そこで通常は、この後すぐにA/D変換がなされ、検出器からはデジタル信号として出力される。すなわち平面検出器は、本質的にサンプリング/デジタル化に適した検出器であり、また、デジタル化されて初めてその本来の性能を発揮できる検出器である。

したがって平面検出器は、デジタル画像信号を生成するX線検出器の1種である、といえる。そこで、画像評価としては、デジタル画像評価に通常用いられる項目と手法を用いることが必要となる。すなわち基本的な評価項目は、入出力特性、解像特性、ノイズ特性である。これらの測定方法は、他のデジタル検出器のそれと全く同じであるので、ここではこれ以上説明しない。測定例は多数報告されている¹⁻⁴⁾。

1. 画像評価指標としてのDQE

さて平面検出器の画像評価においては、上記3項目のほかにDQE(detective quantum efficiency)を評価することが重要視されるようになってきた。DQE自体は新しい概念ではなく、古くからアナログ/デジタルを問わず適用されてきた。平面検出器以外への適用例も数多く報告されている。

DQEのよく知られた定義は次式で与えられる。

$$DQE(f) = \frac{(S/N_{out}(f))^2}{(S/N_{in}(f))^2} \dots\dots\dots(1)$$

この式が意味するのは、入力(S/N)をいかに忠実に出力に伝達するかを表す指標がDQEであることである。言い換えれば、DQEはS/Nの伝達関数である。

近年とみにDQEが重要視されるようになってきた背

景には、特にデジタル画像においては、階調処理によって信号のコントラストを高く表示することが、普通に行われるようになってきたことが挙げられる。このときに重要なのは、信号自体の大きさ(解像特性)ではなく、信号とノイズの比として定義されるDQEである、という考え方である。また、画像の線形フィルタ処理によって変化しないこともDQEの大きな特長である。この点は、線形フィルタ処理で簡単に变化させられる解像特性(MTF)やノイズ特性(ウィナースペクトル)と大きく異なる。デジタル画像には簡単にフィルタがかけられるので、フィルタ処理に対して不変な指標が重要視されるようになってきたわけである。

さて、X線検出器のようなエネルギー積分型の検出器においては、DQEは、直接測定できる項目を使って、次式のように表されることが多い。

$$DQE(f) = \frac{k^2 \times MTF(f)^2}{q \times WS(f)} \dots\dots\dots(2)$$

ここで、 k は検出器出力(単位は[counts]), $MTF(f)$ はプリサンプリングMTF, q は単位面積当たりの入射X線フォトン数, $WS(f)$ はノイズウィナースペクトルを表す。ここでのWSは、入射X線量に対して規格化されていないので、入射X線量が増大するとWSも上昇することに注意する必要がある。すなわち、ここではピクセル値で表現したWSを使用している(単位は[counts² · mm²])。WSについては別の定義も存在するが、次に述べるIEC(International Electrical Committee)の議論ではこちらの定義が使われるので、本稿ではこれを使うことにする。

式(2)のなかの q は、本来 $(S/N)_n^2$ と書くべきだが、簡単化のために単に q と書かれることが多い。確かに入射X線が単色線の場合には、両者は完全に一致する。なぜなら、ポアソン分布に従う入射X線のS/Nは、そのフォトン数の n に等しいからである。ところが、通常のX線検出器に入射するX線は単色ではなく、連続X線である。この場合には、両者は一般には一致しない。

連続X線の場合のS/Nは、以下の手順で求められる。(E, E+ΔE)のエネルギー範囲の入射フォトン数をΦ(E)ΔEとすると、信号量はE · Φ(E)ΔEであり、ノイズ量はE · √Φ(E)ΔEとなる。

今、任意のエネルギー範囲に分布する連続X線を考える。信号量は、各微小エネルギー範囲の信号量の単

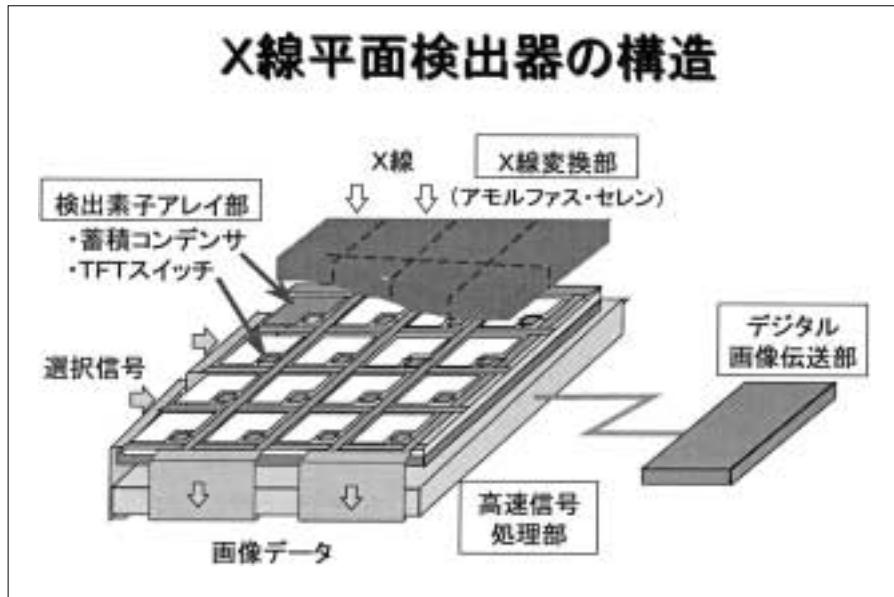


Fig. 1 平面検出器の構造 .

純和であるから、

$$S = \sum_E E \cdot \Phi(E) \Delta E$$

$$DQE(f) = \frac{k^2 \times MTF(f)^2}{(S/N)_{in}^2 \times NPS(f)} \dots\dots\dots (3)$$

ノイズ量は、各微小エネルギー範囲にX線が入射する事象はお互いに独立事象とみなせるので、各微小エネルギー範囲のノイズ量の2乗和の で与えられる .

$$N = \sqrt{\sum_E (E \cdot \sqrt{\Phi(E) \Delta E})^2} = \sqrt{\sum_E E^2 \cdot \Phi(E) \Delta E}$$

したがって、

$$(S/N)^2 = \frac{(\sum_E E \cdot \Phi(E) \Delta E)^2}{\sum_E E^2 \cdot \Phi(E) \Delta E}$$

ΔE を十分小さくすると、

$$(S/N)^2 = \frac{(\int E \cdot \Phi(E) dE)^2}{\int E^2 \cdot \Phi(E) dE}$$

Fig. 2に、 (S/N) が入射X線フォトン数と一致しない例を示す .

したがって、連続X線が入射するエネルギー積分型の検出器についてのDQEは、次の形が最も適切であると考えられる .

この式は、現在IECで標準化が進められているDQE測定方法標準化の考え方に沿った形で示してある .

ところで、 $(S/N)_{in}^2$ を精度よく測ることは、一般には難しい . そこで、この量は最初に計算で求めてテーブル化して標準規定に盛り込んでおき、DQE測定時にはこの計算値を使おうという考えで標準化が進められている . 一定線質の下で、入射線量を正確に測るだけで $(S/N)_{in}^2$ が求められるようにしておくわけである . ここで言う線質とは、IEC 61267で定義されているRQA (Radiation Quality No.)を指す . まだpreliminaryではあるが、そのようなテーブルの例をTableに示しておく .

ただし、IECでの標準化が完成して規格化されるまでには、まだ1~2年かかるとみられるので、ここで紹介したのは現在議論中の内容であることに留意願いたい .

2 . DQEの限界

平面検出器の画像評価のなかでも、特にDQEを重点的に述べてきた . 確かにDQEは、単一の物理指標としては他の指標に比べて優れた点が多いのは事実であるが、万能というわけではない .

例えばFig. 3の例である . システムAとシステムBは全く同じDQEであるから、線形画像処理によって見た

Table IECで検討中の(S/N)_n²値・線質(RQA)ごとに計算されている。

線質	管電圧期待値 (IEC 61267)	半価層 (mmAl)	付加AL厚さ (mmAl)	Air Kerma当たりの(S/N) _n ² (dimension[μGy ⁻¹ mm ⁻²])
RQA 3	50	4.0	10.0	21278
RQA 5	70	7.1	21.0	29333
RQA 7	90	9.1	30.0	31352
RQA 9	120	11.5	40.0	29551

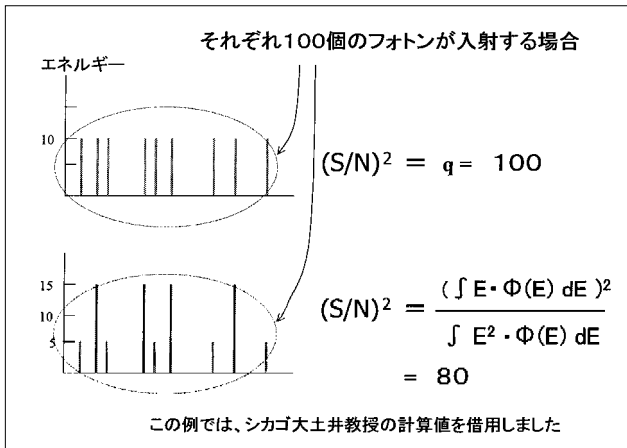


Fig. 2 単色線が入射する場合と2エネルギーが入射する場合の比較。

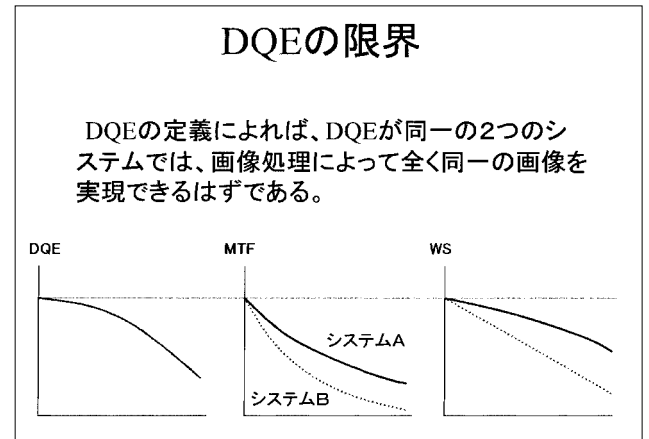


Fig. 3 DQEが同一な2システム。

目に全く同じ画像が実現できるはずである。しかしこれは理想であって、現実には実現不可能である。なぜなら、全く同じ画像を実現するには、きわめて精度の高い線形フィルタを必要とするが、これを実現するためにはフィルタの物理的サイズが無限度となり、実現不可能であるからである。

また、「NEQの問題点は、表示方法の効果や人間の

視覚特性を考慮しておらず、さらに、臨床画像における各種の病巣や複雑な正常構造の効果も考慮していないことである⁵⁾。これはNEQについての言及であるが、同じことがDQEにも当てはまる。別の文献⁶⁾では、複数の臨床画像の比較において、臨床価値の順位はNEQの順位と必ずしも一致しないということも報告されている。

参考文献

- 1) Tsukamoto A, Yamada S, Tomisaki T, et al.: Development and evaluation of a large-area selenium-based flat panel detector for real-time radiography and fluoroscopy. Proc SPIE 3659, 14-23, (1999)
- 2) Granfors PR and Aufrichtig R: Performance of a 41X41-cm² amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging application. Med Phys, 27(6), 1324-1331, (2000)
- 3) 佐藤昌見, 江口陽一, 山田金一, 他: フラットパネルディテクタシステムの画像評価. 日放技学誌, 57(1), 68-76, (2001).
- 4) Colbeth RE, Boyce SJ, Fong R, et al.: 40x30 cm flat-panel imager for angiography, R/F, and cone-beam CT applications. Proc SPIE 4320, 94-102, (2001)
- 5) 土井邦雄: デジタルX線画像系の感度と被曝線量に関する考察. 日放技学誌, 52(11), 1573-1577, (1996).
- 6) Mets EC, Wagner RF, Doi K, et al.: Towards consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. Med Phys, 22, 1057-1081, (1995)

4. CRTの画像評価 - 考え方と心理物理的評価を中心に - Symposium

平田吉春
鳥取大学医学部附属病院

はじめに

医療では、レントゲン博士がX線を発見してから100年以上の間、X線フィルムに画像を描出しそれをシャウカステンに掛けて透過像として観察してきた。しかし、すべての診療画像がデジタルとして取得できるようになり、今、その画像診療はフィルムからディスプレイに変わろうとしている。その背景は、ディスプレイの性能の向上はもちろん情報化時代に沿ったネットワーク診療への変革とデジタル画像のもつ情報を最大限に利用するためである。

一方、法的な問題の解消もあった。それは画像をディスプレイで読影しても法的にフィルム出力が必要であったので、ディスプレイでの読影になかなか踏み切れなかった。しかし、一昨年の厚生省(当時)からの通達でそれも解消された。

そういった経緯から、今後は画像の読影や観察はディスプレイへ移行していくと考えられる。しかし、医療でのディスプレイの画像評価は始まったばかりで確立されたものがなく、今後それらが進められることが望まれる。このような状況のなかで今回はディスプレイのなかでも医療で一番利用されているCRTに絞り、その評価の考え方、方法について記述する。

1. フィルムとCRTの相違

シャウカステンに掛けその透過像を見ているフィルム画像は、二次元(x,y)の変数を持つ強度分布で表現され、そして、それ以上加工できない固定のものであって周囲の環境で新たなノイズが含まれることはなかった。

しかし、デジタル画像をCRTで観察する場合は、カラーの3D動画像では最大五次元(x, y, と階調z, 動画での時間t, カラーでは光の波長λ)の強度分布となり、そして、CRT自体のコントラストやブライトネスが自由に換えられ、さらに、画像を階調処理や周波数の処理によって変更でき、また、磁気などでノイズが出やすいといったことが発生する。

さらに重要なことは、CRT上の画像は静止しているのではなくraster線上を画像が変調によって表示され、その変調を人間の視覚で観察するときに復調しているということである。

これらの違いを把握していなければ正しい評価はできないと考えられる。

2. 画像評価の基本的な考え方

フィルム・スクリーン系では、いかに良い画像が得られそして観察できるかを、フィルムとスクリーンの特性や画質について研究と開発が行われてきた。幸いフィルムはsensorとdisplayの両面を持ち合わせていたので効率の良い運用ができたが、できあがった画像を加工することは不可能であった。

また、画像観察を行う観察者にはそれぞれ視覚特性があると知られていたため、フィルムのベースの色は数種あった。しかし、観察者個別にそれらを解析したとしても、観察者それぞれに応じたフィルム画像を作り上げて提供することは物理的に不可能であり、視覚特性を考慮しても適用できなかったわけで一律な画像が提供されていた。すなわち、フィルム・スクリーン系では画質特性の評価が主として行われてきた。

一方、CRTの画像評価の考え方は、CRTの画質特性はもちろんCRTはバックグラウンドの明るさから画像自体までもが可変であり、人間観察者には、画像を読影しやすい明るさや濃度の視覚的な感覚特性が個別にあり、また、画像処理や符号化で生じたノイズが画質に及ぼす影響は視覚の空間周波数特性から判断できるため、CRTの画像評価は画像の知覚器である人間の視覚特性を含めた一つの系として評価する必要があると考えられる。

さらに、CRTの最終的な受け手は観察者であるためCRTの性能はその表示品質、すなわち画質がどの程度満足させられるかで最終的には決定される。しかし、観察者の画質に対する反応を物理計測する手段は現在のところ存在せず、心理学的測定法を用いる必要がある。これらは主観評価法と呼ばれている。客観評価法は物理的(physical)評価法とも呼ばれ、フィルム・スクリーン系とベーシックな部分は共通でありその研究はされつつある。しかし、人間系とのインターフェース装置としてのディスプレイは、観察者の特性に合わせた高品質化が重要で、そのためには主観評価すなわち心理物理的(psychophysical)評価が不可欠となる。

3. 物理的(physical)そして心理物理的(psychophysical)評価

3-1 物理的評価

物理的評価として考えられる項目を次に示した。

1. Overall appearance and video system artifacts
2. Size and centering of display field

3. Distortion
4. Maximum and Minimum luminance
5. Luminance range
6. Luminance uniformity
7. Luminance transients and stability
8. Characteristic curve and check of calibration
9. Veiling glare and contrast
10. Spatial resolution and resolution uniformity
 - a. Pixel emitted intensity
 - b. Spot profiles
 - c. Square-wave response
 - d. Broad-band response
11. Raster modulation
12. Spatial noise

これらはArizona大学で行われているもので、なかにはCRTの品質管理のチェック項目も含まれているが、フィルム・スクリーン系のノイズや粒状度や鮮鋭度などの評価理論が適用できる。紙面の都合ですべてについて触れることはできないが、一番基本となる characteristic curve と MTF について解説する。

3-1-1 characteristic curve

characteristic curve は、CRT に DICOM テストパターンを表示してそれをフォトメータで測定して求める。しかし、DICOM テストパターンでの測定は、項目 9 の Veiling glare を考慮するために CRT のバックグラウンド輝度を最大輝度の 20% に設定する必要がある。ここでいう最大輝度は CRT の持つ最大輝度ではなく、測定しようとする状況での最大値であり、その最大輝度の 20% の値は SMPTE パターンを表示して求めるのが簡単である。また、表示するパターンの大きさは CRT の活動領域の 10% を包括する正方形の測定フィールドでなければならない(これらのことは DICOM supplement 28 に規定されているので詳細はそちらを参照されたい)。

これらは画像表示端末にディスプレイボードを装備し、モニタキャリブレーションソフト TQE などを用いることによって簡単に行うことが可能である。

Fig. 1 に 2,048 × 2,560 画素のモノクロで蛍光体 P45 の Siemens と蛍光体 P104 の Mega Scan, 1,600 × 1,200 画素のモノクロで蛍光体 P45 と P104 の image system, 1,600 × 1,200 画素のカラーの Vision Master 501 の characteristic curve を示した。縦軸は輝度、横軸は analog digital unit (ADU) を示し、DR は dynamic range で最大と最小輝度の割合から求めたものである。特性は高精度で P45 の蛍光体がよくカラーが一番悪くなっている。このように characteristic curve を比較するだけでも CRT の持つ特性が評価できることが分かる。

3-1-2 modulation transfer function (MTF)

CRT の MTF は水平方向と垂直方向で異なるため両方の評価が必要である。ここではその評価を CRT へ適用するための基本概要を記載する。

1) モノクロ CRT の水平方向解像特性

光学系システムの解像特性を表現するには空間周波数特性が有効で、なかでも光学的伝達関数 OTF (optical transfer function) が最も一般的である。これは複素数に類し、その絶対値に相当する振幅特性を MTF といい、直線的な信号変換系では、MTF は正弦波状に強度の変化する入力に対する出力振幅の空間周波数特性である。そしてこの場合、点像信号入力に対する出力像の輝度分布出力をフーリエ変換したものが MTF になる。

この考え方をディスプレイデバイスに適用すると、電気的信号入力とこれに対して表示面上光学的な情報として変換される信号出力との関係を空間周波数の関数として表したものであるということになる。時間的に連続な信号入力に対して空間的に連続な輝度分布出力を表示する場合、ディスプレイ装置の電気・光学的信号変換動作を直線的と仮定すれば、MTF はその周波数特性を正しく記述していることになり、解像特性を表す包括的な物理情報を提供するといえる。

一様な蛍光面を有する CRT の場合、水平方向については信号の連続性の条件を満足している。しかし、CRT の変換特性は一般に非直線性であり、さらに等価的な伝送路アパーチャのおもな部分を占める走査電子ビームスポットの強度分布が入力信号レベルによって変化するので、直ちにこの原理を適用するには問題がある。

しかし、水平方向に対しては適当な小振幅正弦波入力(縦縞パターン)を用いて測定すれば、その平均信号レベルにおける MTF を良い近似で評価することができる。

2) モノクロ CRT の垂直方向解像特性

垂直方向の解像度は第一時的には走査線数によって決まり、これに走査輝線の輝度分布の効果(アパーチャ効果)が複合した形になる。走査線は撮像系において画像を垂直方向に空間的標本化を行うことに相当し、ディスプレイではこれをそのままスクリーン上に再現するが、CRT の走査輝線の輝度分布特性は空間的な低域フィルタに相当する。TV 系では白、黒の線をそれぞれ [TV 本] と数えるから、空間的標本化も時間的標本化と同様に標本化定理に従うとすれば、所定の条件の下で垂直画面高さ当たり N 本の走査線で N [TV 本] なる空間周波数成分までの情報をフルに有効に表示で

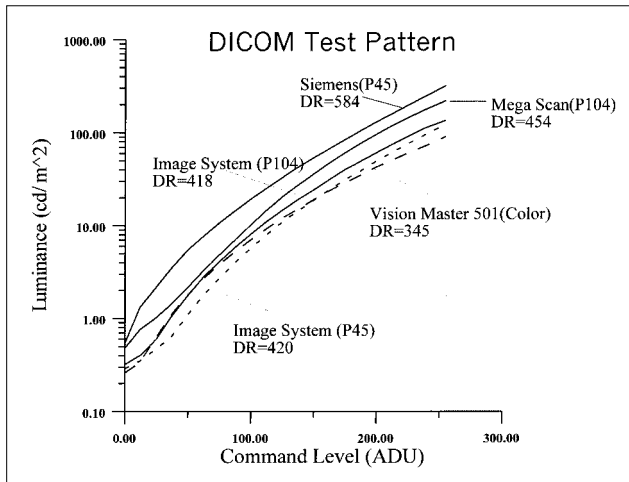


Fig. 1 DICOMテストパターンを用いて測定した特性曲線 .

きるはずである . この空間周波数がいわゆるナイキスト限界である .

ところが実際には、このナイキスト限界よりかなり低い空間周波数から解像度の不確実性が生ずることが知られており、有効に利用できる空間周波数の限界はナイキスト限界にある解像係数を掛けた値になるとされてきている . この解像係数が有名なケル・ファクタと呼ばれる係数であり $k=0.7$ という公称値が今日まで広く採用され、TV系のシステム解像度などを決める根拠となっている . そしてこの解像係数を掛けた、いわば有効空間周波数限界はaliasing限界と称される .

3-2 心理物理的評価

人間の持つ視覚システムの主観的画質評価のプロセスはFig. 2に示すように、(1) 評価すべき提示画像が眼球工学系を通して観測され、(2) その観測画像が脳内で画像処理されることにより感覚・知覚反応が生じ、(3) その結果を用いて画質の程度が主観的に判断され、(4) 最終的に多変量解析等の統計的手法に基づいて人間の主観的判断が数値として定量化される、といった方法で行われる .

心理学的測定法には定数測定法や尺度構成法があり、われわれの学会でもいくつかの方法が利用されているが、ここではJND解析を利用した方法について記載する .

3-2-1 JND解析

JND法とは、just-noticeable-difference-testまたはanalysisといわれ、JNDを直訳すると丁度可知差異となる . JNDは指定された状態の人間の観察者が知覚することができる最も

小さい輝度差を表し、これを利用して絶対項における小さい明るさの違いの ΔL を提示しCRT能力を定量化することができる .

3-2-2 JNDの定義

JNDは、次の式で定義される .

$$CT=JND / L_{pb}$$

(CT : threshold contrast, L_{pb} : background luminance)

また、Signal difference ΔL は

$$\Delta L=K_o \cdot \sigma$$

(K_o : threshold signal-to-noise ratio, σ : noise)

で示される . 人間の観察者による小さい明るさと低コントラストの検出は、その標準偏差によって特徴付けられた雑音 σ の存在による . 信号差の ΔL が知覚されるオーダでは、それは雑音 σ よりも何らかの要素で K_o が大きくなければならない . その要素 K_o はSN比の閾値として解釈することができ、それは密接に検出の確率に関連する . Rosell and Willsonは50%の検出の確立のための $K_o=3.1$ の値を導き出し、ほとんど100%の検出の確立は K_o が5を少し超え、また、 K_o も検出されるべき物のサイズにわずかに依存する¹⁾としている .

非周期的な物の知覚での視神経のSN比について、Roseはビジョンの簡単なモデルでphoton-noise-limitedのなかでどれが首尾よく検出可能な物のサイズ a_0 とコントラスト C との関係を記述するか工夫している . そのモデルは視覚統合時間、収集効率および目の量子効率に関して人間の観察者性能を予測し、さらに光子の輝き L_{pb} で領域 a_0 の物を見る特定のケースでそのモデルは脳に目を接続する視神経のSN比($SNR_{ph,eye}$)を予測し²⁾、その式を以下に示す .

$$SNR_{ph,eye} = C \cdot \sqrt{L_{pb} \cdot a_0 / 2 \cdot \int_{integ, eye} \cdot (N.A.)_{eye} \cdot \eta_{eye}}$$

$SNR_{ph,eye}$: signal-to-noise ratio due to photon noise in the eye-brain

C : contrast

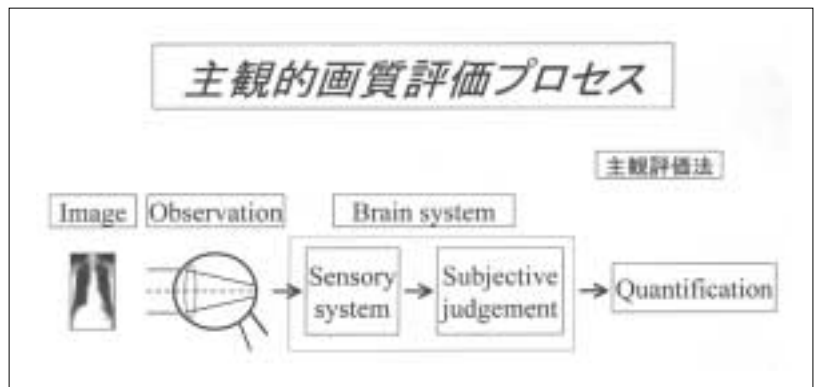


Fig. 2 人間の視覚システムの主観的画質評価のプロセス .

L_{pb} : background photon radiance in the scene to be viewed

a_0 : object area

$t_{int, eye}$: integration time of the eye

$(N.A.)_{eye}$: numerical aperture of eye in object space

η_{eye} : quantum detection efficiency of eye

この式は次のように考えることができる。

$$CT = \frac{K_o \cdot \sqrt{2}}{\sqrt{L_{pb} \cdot a_0 \cdot t_{int, eye} \cdot (N.A.)_{eye} \cdot \eta_{eye}}}$$

$$C_T = \frac{K_o \cdot \sqrt{2}}{SNR_{ph, eye}} = \frac{K_o \cdot \sqrt{2} \cdot \sigma_{ph, eye}}{L_{pb}}$$

そして、放射線診断学では、X線画像の正常と異常な構造は小さいX線減衰差の (μ/p) 、または、厚み Δt の小さい違いは、CRTディスプレイで小さい輝度の違いの ΔL となってしばしば表される。CRTのイメージ品質の評価はその人間の観察者に小さい明るさの違いが同等に小さいコントラストを提示する能力を含まなければならない。小さい明るさの違いと小さいコントラストの検出は雑音の存在に影響を受けるが、このJND-Analysisは人間の目-脳システムの評価も行え、また、大掛かりな準備も必要なくCRTの評価に有効である。

3-2-3 JND-Analysisの方法

測定方法は、CRT上に1.75 × 1.75cmのサイズで4.6Lp/cmの空間周波数を持つvertical, horizontal, blankの三つの信号を提示する。この信号の規格は、人間のコントラスト感度と知覚の直線化に基づき、コントラスト感度は人間の視覚システムのBartlettモデル

から得られ、その信号は1度当たり4サイクルの水平または垂直な2度×2度からなるオブジェクトについてコントラスト感度を言及する。4c/度は、人間の視覚システムのピークコントラスト感度に近く、50cmの遠方から見ると正方形の寸法は1.75 × 1.75cmであり、格子の変調は4.6Lp/cmの空間周波数を持つことになる³⁾。

そして、このオブジェクトは濃度階調10ビット表示なので0~1,023段階の階調を持つ。いまバックグラウンドを500とするとシグナルはバックグラウンドと同じ500として縦・横の縞目のオブジェクトとブランクのオブジェクトをそれぞれ10個ずつ作成する。次にシグナルがバックグラウンドより1だけ多い501をまた10個ずつ作成し、これを508まで合計270個作成する。それをアトランダムに表示し、真っ暗な部屋の中で距離50cmから観察したとき、どのようなオブジェクトであるのかを回答させ、その正解率を計算してグラフ化し、その50%の値をJNDとする。

必要に応じてバックグラウンドの明るさを「やや暗い」、「普通」、「やや明るい」、「明るい」などに变化させて同様な測定を行う。

3-2-4 JND-Analysis結果の例

Fig. 3に正解率を計算してグラフ化したものを示す。横軸はシグナルとバックグラウンドの違い(信号の高さ)を表し、このADUはanalog digital unitを示している。また、縦軸は観察者の回答の正解率を表している。これはimage systemという走査線1,200 × 1,600本のモノクロCRT(蛍光体P45)の私の測定結果で、バックグラウンド384ADUでJNDは2.46, 512で1.7, 680で2.8, 900で3.06である。また、Fig. 4には同じimage

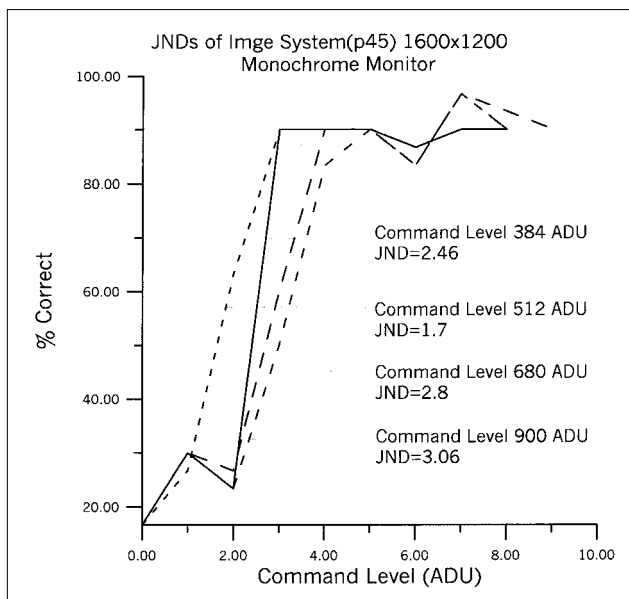


Fig. 3 1,200 × 1,600画素で蛍光体P45のCRT (image system)でのJNDの私の結果を示す。

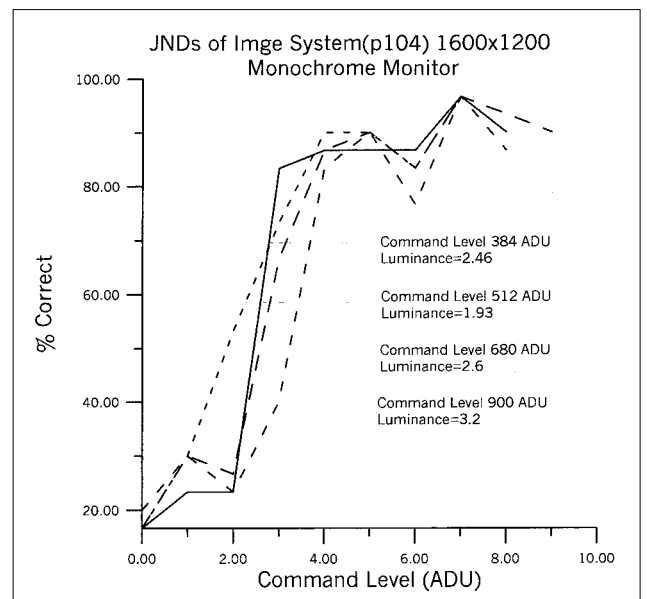


Fig. 4 1,200 × 1,600画素で蛍光体P104のCRT (image system)でのJNDの私の結果を示す。

systemで蛍光体がP104の結果を示した。蛍光体が違うだけであるが両者を比較するとP45のほうがJNDの最小値も平均値も低く良く見えることが分かる。また、私個人に関して言えば両者ともバックグラウンド512がJNDが一番良く、このことからこのCRTではこのバックグラウンドの明るさが私には一番見やすいということがいえる。

このようにJND解析で観察者個人の視覚特性を評価して一番見やすい明るさを見つけ出すことができる。当然個人の視覚特性には違いがあり、それらをあらかじめ評価しディスプレイの調整を観察者個別に調整すれば画像の読影能力は向上するであろう。

参考文献

- 1) Rosell F and Willson HL: Recent psychophysical experiments and the displayed signal-to-noise ratio concept. in Biberman LM ed., Perception of displayed information, New York, Plenum, pp. 167-232, (1971)
- 2) Rose A: Vision: Human and Electronic. New York, NY, Plenum, (1973)
- 3) Blume H: The ACR/NEMA proposal for a grey-scale display function standard. SPIE, 2707, (1999)

5. CRTの画像評価 - デバイス特性の観点で -

Symposium

山口 晃
富士写真フイルム(株) 富台技術開発センター

はじめに

デジタル画像を生成する各種モダリティの普及やネットワークの発展に伴い、医用画像を従来のフィルム(ハードコピー)に出力するのではなく、CRT(ソフトコピー)に出力することが多くなってきている。

CRTは強度変調された電子ビームの二次元的な走査による蛍光体からの発光光により、画像情報を表示するという電子表示デバイスである。一方、従来のフィルム/シャウカステンでは、フィルム内に固定された二次元的な濃度分布を、シャウカステンからの光を透過させることで画像情報として表示するという表示デバイスである。この画像表示方式の違いがダイナミックレンジ(コントラスト)、鮮鋭度、ノイズ等の画質性能に影響を与えており、CRTの画質はフィルム/シャウカステンとは異なった特徴を持つ。

ここではまず、CRTの構成要素の特性から、CRT表示画像の画質特性について述べる。さらにデバイス性能を物理的に評価する方法としての不変性試験について述べ、またアメリカでの評価手法制定の動向について紹介する。最後に表示デバイスの画像評価の今後の課題について考えてみたい。

1. CRTの特性と画質決定要因

Fig. 1にCRTシステムの構成を示す。デジタル画像データはビデオカードに転送され、ビデオカード内のDAC(digital-analog converter)によって、アナログのビデオ信号に変換されてCRTに転送される。CRTではビデオ信号から電子銃のカソード制御信号が生成される。このとき、CRTのブライトネス/コントラストの調整により、制御信号のバイアス/ゲインが最適化される。カソードからは制御信号に応じて強度変調された電子ビームが射出され、さらに同期信号に応じて偏向されて、パネルガラス内面の蛍光体上をラスト走査する。蛍光体は電子ビームの強弱に応じた輝度レベルで発光して、表示画像を形成する。このとき、ビデオ信号(V)に対する輝度(L)の関係は非線形であり、一般的には以下の式のようなガンマ特性により輝度グレイスケールが表示される。

$$L = kV^\gamma + C \quad (k, C: \text{定数}, \gamma \geq 2.2)$$

ここでCRTの画質特性について考察する。Fig. 2に示すように、CRTの画質特性はCRTの構成要素である電子銃/偏向系、蛍光体、パネルガラスの各要因と密接に関連している。

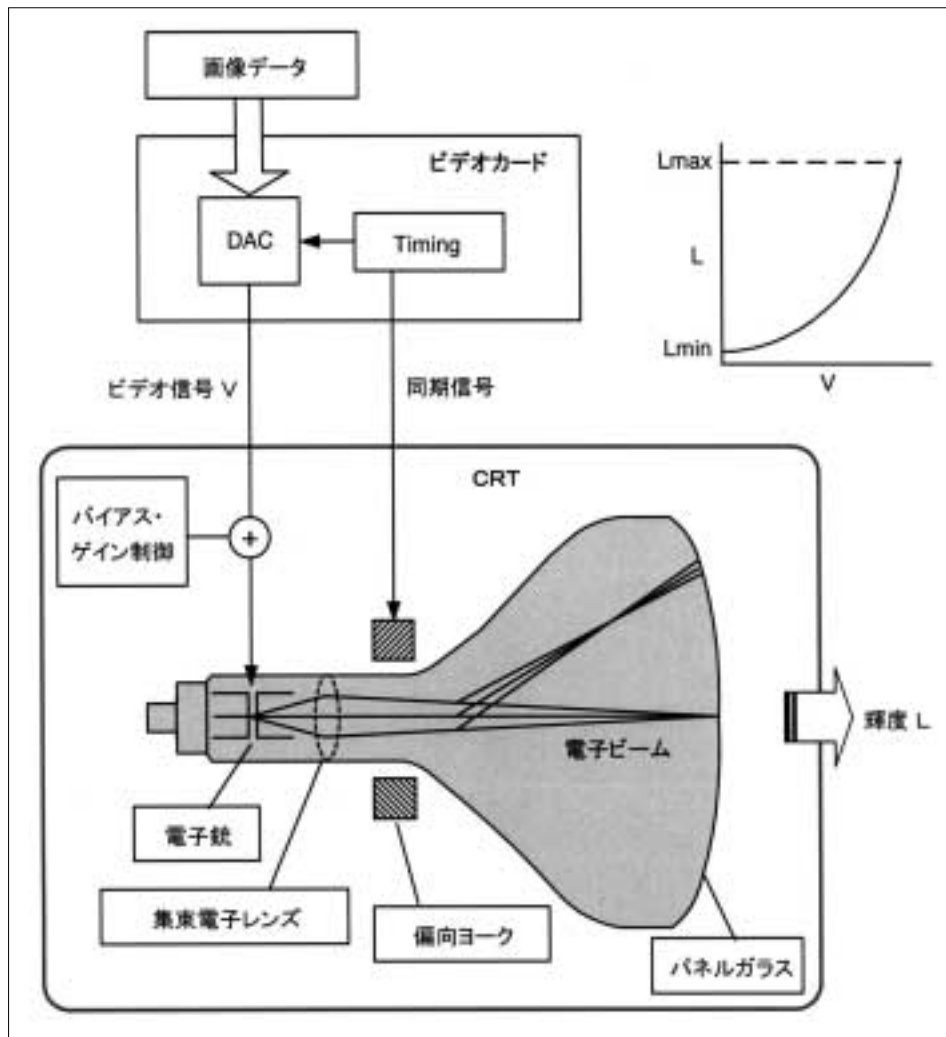


Fig. 1 CRTシステムの構成 .

1-1 最大輝度・最小輝度・ダイナミックレンジ

最大輝度 (L_{max}) については、電子ビームの強度を上げ、高輝度タイプの蛍光体を採用すれば、輝度レベルを上げることは可能である。しかし電子ビームの強度を上げると、ビーム径が太り空間解像度(鮮鋭度)が低下したり、蛍光体が焼きつくという問題があるので、むやみに高輝度にはできない。

最小輝度 (L_{min}) については周囲光の影響が支配的である。Fig. 3に示すように周囲光がパネルガラス表面で反射する成分とパネルを通過して蛍光体で反射して戻ってくる成分がある。すなわち電子ビームによる発光が全くない場合でも、これらの反射光により最低輝度が高くなり、黒が黒として見えず白っぽく浮いて見えるようになる。この影響を低減するために、パネルガラス表面に反射防止 (AR) コートを施すことと、パネルガラスの透過率を下げたダークパネルを使用することが行われている。前者は最大輝度をあまり低減することなく反射光のみを低減できる。後者は最大輝度は低下するが、発光光に対する反射光のレベルを相対

的に低減するものである。仮にダークパネルの透過率を30%とすると、発光光はパネルを1回しか通らないので30%が透過するが、蛍光体での反射光は2回通るので $30\% \times 30\% = 9\%$ となり、相対的に反射光が低減される。

ダイナミックレンジ (コントラスト比) は最大輝度と最小輝度の比 (L_{max}/L_{min}) で表される。たとえば L_{max} が 300cd/m^2 、 L_{min} が 1cd/m^2 のCRTは、「300 : 1」または対数をとって「2.5桁」となる。CRTでは最大輝度は前述のようにあまり大きくできないので、ダイナミックレンジを上げるには最小輝度を低くする、すなわちARコートやダークパネルを採用することが望ましい。また実際の使用環境としては、周囲光を暗くした状態で使用することが望ましいことになる。

1-2 空間解像度(鮮鋭度)

CRTの鮮鋭度は電気系応答特性、電子ビームのスポットサイズ、蛍光体層内での散乱により決まる。

第一の要因の電気系応答特性は、走査線方向の応答

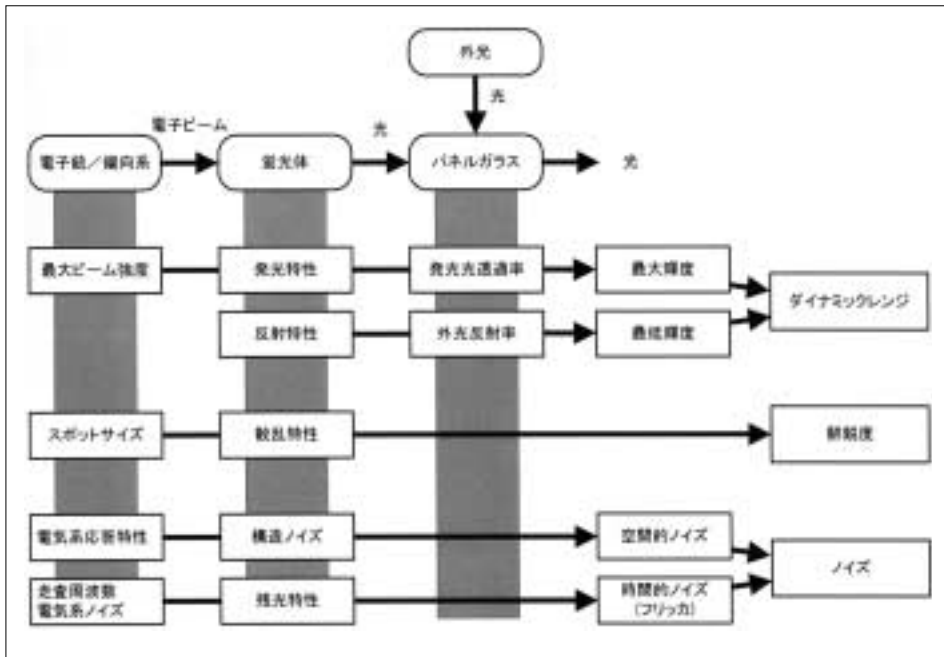


Fig. 2 CRTの画質を決定する要因.

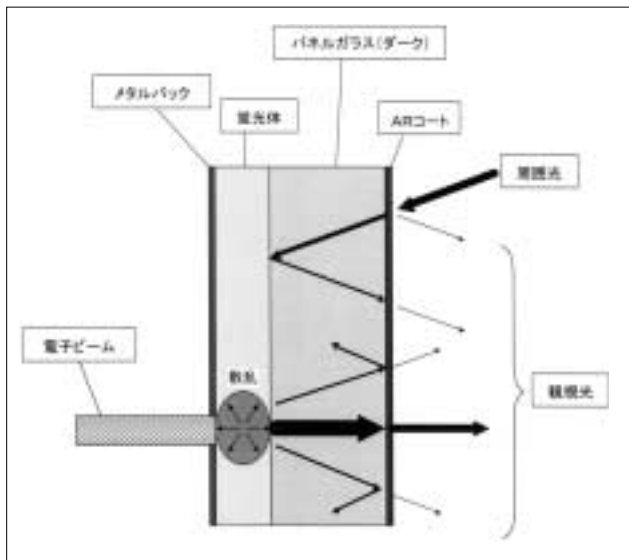


Fig. 3 ガラスパネルでの光の挙動.

特性のみに影響し、垂直方向には影響しない。第二の要因の電子ビームのスポットサイズは、一般に画面中央では小さく、偏向角が大きい画面周辺部で大きくなるとともに歪む傾向がある。第三の要因の蛍光体層内の散乱はベ어링グレアと呼ばれる。Fig. 3に示すように、蛍光体層内で発光した光は蛍光体粒子で散乱されながらCRT管面に到達する。そのため特に高輝度中に低輝度の微細信号がある場合に、周囲の蛍光体の発光の散乱により低輝度領域の輝度レベルが上がってしまい、画像のコントラストは低下することになる。

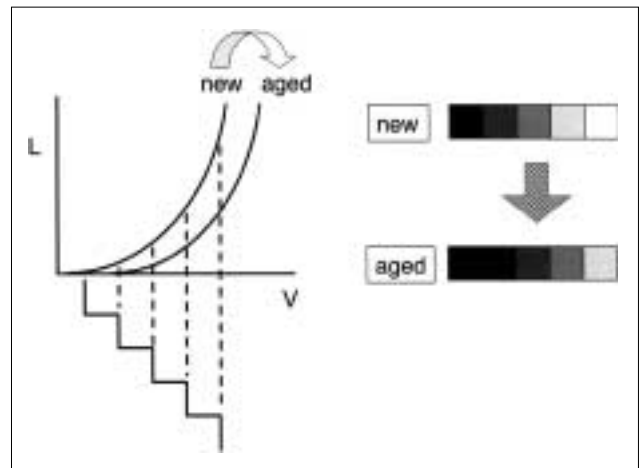


Fig. 4 輝度グレイスケールの経時劣化.

1-3 ノイズ

CRTのノイズとしては空間的ノイズと時間的ノイズがある。空間的な固定ノイズの主成分は蛍光体の構造モトルであり、低コントラスト分解能に影響する。また電気系応答特製に起因した尾引き、リングング等のアーチファクトが発生することがあり、これらも低コントラスト分解能を劣化させる要因となる。次に、時間的に変動するノイズとしては画面のちらつき(フリッカ)がある。フリッカは低コントラスト分解能を低下させるとともに、観察時の疲労を増やすという問題がある。フリッカを低減するために、リフレッシュレート(走査の垂直周波数)を上げることや、ノンインタレース走査(順次走査)を行うことが必要である。

1-4 その他の画質

以上に述べた画質要因のほかには画像歪み、色調等がある。

CRTでは電子ビームを偏向制御して画像表示を行っているが、画面でのビーム到達位置の幾何学的精度により画像歪みが発生する。偏向制御は磁界の影響を受けるので、CRT周辺に外部磁界を発生するようなものを近づけないことが必要である。

色調は蛍光体の発光色による。医療用のモノクロCRTでは、青みがかった白色で発光するP4・P45・P104といった蛍光体を使用されるが、それぞれの発光色調は異なる。

2. 不変性試験

CRTに限らずソフトコピーの本質は、表示画像が固定化されておらず、画像を保持した実体物が存在しないことである。このことは大きな問題をはらんでいる。たとえば以前に見た画像を再表示するとき、表示デバイスの特性が変化していれば、同じ画像データで表示しても同じ画像を再現できないことになる。特にCRTでは経時とともに電子銃(カソード)や蛍光体が劣化することにより、輝度のグレイスケール(すなわち階調特性そのもの)が変化する。具体的には、黒レベル側がつぶれて白レベル側が暗くなり、正しいグレイスケールで表示できなくなる(Fig. 4)。

この問題に対しては、表示画像の再現性を確認することが必要になり、そのためには、表示デバイスの表示性能が変化していないことを評価する不変性試験が重要になる。この不変性試験の方法については国際電気標準会議(IEC)において、

IEC 61223(1994):

Evaluation and routine testing in Medical Imaging Departments

Part2-5: Constancy test-imaging display devices
として制定されている。日本ではこの翻訳規格をJISとして制定中である(第10回 JIRA標準化大会 2000. 11. 21)^{注1)}。

IEC 61223-2-5では、CRTの据付・調整後に、最適な品質の画像表示を維持するために、使用者がCRTの画質の不変性を試験することを目的としている。このため設置現場にて試験ができるように簡便な評価手法となっており、目視検査の項目が多いことが特徴である。また試験に用いるツールは輝度計、スケール、テストパターンのみである。以下に試験の項目と方法の概要について述べる。

2-1 観視条件

CRTに対する周囲光の影響を評価する。CRTの電源

をオフにした状態で周辺の照明による表示面の輝度を輝度計にて測定する。また表示面上に反射する輝点の有無を目視検査する。

2-2 グレイスケール

Fig. 5aのようなグレイスケールテストパターンを表示し、黒・白の輝度(最小輝度・最大輝度)を輝度計にて測定する。またグレイスケールの各ステップの識別を目視検査する。

2-3 空間解像度と低コントラスト解像度

Fig. 5bのような解像度テストパターンを表示し、中央と四隅にある水平と垂直のバーパターンの明るさの違いや鮮鋭さを目視検査する。

2-4 幾何学的歪み

Fig. 5cのような画像歪みテストパターンを表示し、格子の代表線(上端線T, 下端線B, 左端線L, 右端線R, 中央水平線H, 中央垂直線V)の長さをスケールにて測定する。

2-5 画像の安定性とアーチファクト

前述のすべてのテストパターンを表示して、以下のような観点で目視検査する。

画像の安定性

- ・過度のフリッカ
- ・不正確な飛び越し走査
- ・水平または垂直方向への移動
- ・時間依存性のある幾何学的歪み

画像のアーチファクト

- ・蛍光体の焼き付き
- ・きず、欠点
- ・ゴースト像、過渡応答による反射像
- ・帰線による斜めの白線

2-6 カラー画像関連

カラーCRTの場合には、2-1~2-5の試験に加えてカラー表示に関する試験を行う。前述のすべてのテストパターンとFig. 5dのようなカラーテストパターンを表示し、以下の項目を目視検査する。

- ・カラー成分のコンバーゼンス
- ・グレイスケール上の色相変化
- ・カラーバランス

3. アメリカでの動向

CRTの画像評価に関して、最近のアメリカにおける動向として、AAPM(American Association of Physicists in Medicine)のTask Group 18(TG18)によりガイ

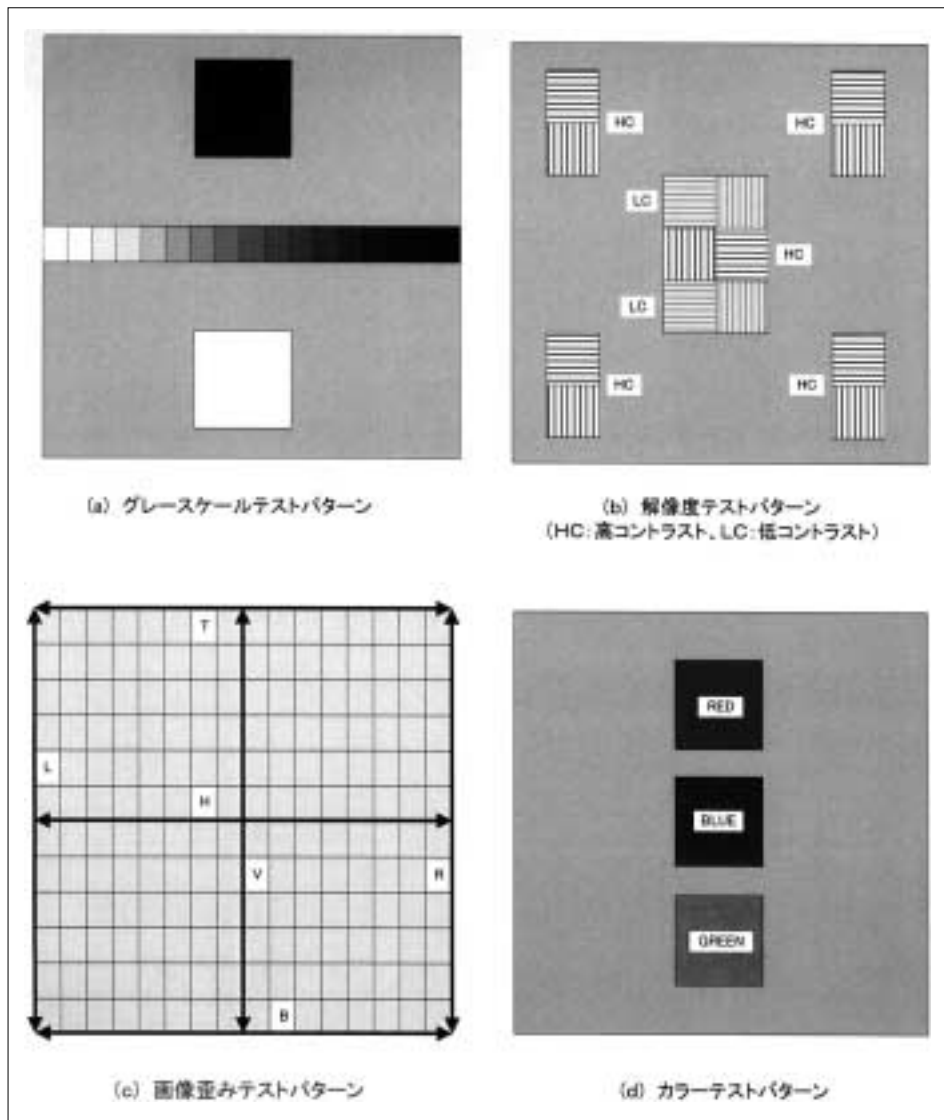


Fig. 5 不変性試験テストパターン(IEC 61223-2-5).

ドライン(Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems)を制定中である。現時点ではドラフト作成の段階であるが、特徴としては以下のことが挙げられる。

評価項目ごとに細かくテストパターンを設定している。なおテストパターンはCD-ROMにより供給することが検討されている。

< 評価項目 >

- ・ 周囲光応答(ambient light response)
- ・ 輝度応答(luminance response)
- ・ 輝度均一性(luminance uniformity)
- ・ 空間解像度(resolution)
- ・ ノイズ(noise)
- ・ ベーリンググレア(veiling glare)
- ・ 色均一性(color uniformity)
- ・ 幾何学的歪み(geometrical distortion)

性能値を定量化するためにCCDカメラを用いた手法を導入している。すなわちCRTに表示されたテストパターンを、CCDカメラによりキャプチャし、そのデータを解析処理することにより性能を数値化しようとするものである。たとえば解像度を評価するとき、テストパターンで1本の1画素幅ラインを表示し、CCDカメラでキャプチャする。キャプチャされたデータからはライン周辺の光の広がり分布がわかるので、LSF(line spread function)が求められ、LSFをフーリエ変換することでMTF(modulation transfer function)が算出される。このように空間解像度がMTFとして定量化される。

4. 今後の課題

これまでに述べたIEC 61223-2-5やAAPM TG18で

は、評価のおもな対象は静止画像を表示するCRTが想定されている。このことは従来、医療用ディスプレイとして実用化されていたものはCRTだけであったためである。しかし最近、LCDの性能(精細度・輝度・視野角特性)が向上したことにより、医療用ディスプレイとしてのLCDの実用化が始まっており、今後普及していくものと予想される。すなわちLCDに対する評価手法も考慮していかなくてはならない。またフィルム

についても、シャウカステンと組み合わせたディスプレイという観点での評価は、これまであまり行われていない。

以上より、ディスプレイの表示画像の評価として、表示デバイス(フィルム/シャウカステン, CRT, LCD)によらず、統一的に比較評価できる手法を構築していくことが今後の課題になるものと考えられる。

注1) 2001.6.1にJIS Z 4752-2-5として制定された。

6. CTの画像評価

Symposium

市川勝弘
名古屋市立大学病院

はじめに

CT装置は、規格化がされているかのごとく画像の形式が統一されている現状にあり、他のデジタル診断機器に比べて、データの取り扱いが容易で画像評価に都合よいモダリティといえる。画素値はCT値を表しており、一般的に水を0、空気を-1,000とし、水の2倍の吸収係数の物質を1,000としている。CT装置の測定対象は人体内の吸収係数であるCT値であり、定量性に優れ、ほぼ絶対値に近い値を得ることができる。よって画像評価においては、このCT値の分布がいかに正確に求められているかを測定することにより行う。その方法は、他のモダリティと同じく、MTFやウィナースペクトル(Wiener spectrum: WS)により解像度と粒状性を評価するのが一般的である。本学会においては、性能評価法についての報告がなされているが^{1), 2)}、その内容は、QCおよびQAも視野にいれた内容で、ファントム画像の視覚評価と若干の定量的測定が主体であり、画像評価が主目的ではない。本節では、デジタル診断機器としてのCTにおける画像評価の目的と、MTFとWSの測定法について、基礎と実際の手法について述べる。

1. CTの画像評価の目的

CTの画像評価の目的は、作成された画像に対して行うのではなく、その画像の再構成の元となった生データのもつ性質と再構成にかかわる基本的性質を評価する。よってMTFやWSの測定に際しては、評価に適したfield of view(FOV)にて再構成し、その画像を用いて評価を行う。これは、装置の持つ性能を評価するというよりも、電流値や被写体サイズ、再構成におけるフィルタ関数など撮像条件に依存した評価を行うためである。また、再構成における性質で重要なフィルタ関数は、画像の周波数特性を自由に操作できることが

ら、それによって変化する特性を調べることは、装置の性能ではなく臨床目的に合致した画質の定量評価のために重要である。

2. コントラストスケール(CS: contrast scale)

CSはCTの入出力特性を表すものであり、CT値の正確性に相当するものである。しかし、CT装置は、直線性良く正確に測定されるよう調節されているべきものであり、機種依存はあってはならないものである。CTにおいては、連続スペクトルを持つX線を用いることから、吸収値が線質依存する物質においては、CT値が機種依存を起こす。しかし、一般にCSの測定に用いる物質は線質依存のないものを用いるため、よく調節されたCT装置のCSは同一となり、それ以外の特性を示す場合は、調節して使用しなければならない。よってCSの測定は、装置の特性を測る目的ではなく、装置の調整状態確認のために行う。

3. MTFの測定

CTにおけるMTF測定法は、Fig. 1のごとく体軸方向に張った0.1mmφ程度の金属ワイヤを撮影して得られるpoint spread function(PSF)の画像から行う方法が一般的である³⁾。デジタル画像のMTF測定においては、エリアシングの影響を考慮する必要があるが、FOVを極力小さくして(50mm程度)、PSF画像を再構成することにより、エリアシング誤差をなくした評価が可能となる。CTの検出器は有限な大きさを持つ素子の並びになっていることから、投影データのレベルでは、エリアシング誤差を含んだものとなる。しかし、1回転のうちに700~900程度の投影データを取得するため、ワイヤの投影像は、検出器に対してさまざまなアライメントで投影されたデータの合成として画像が再構成される。よって、結果として出力される画

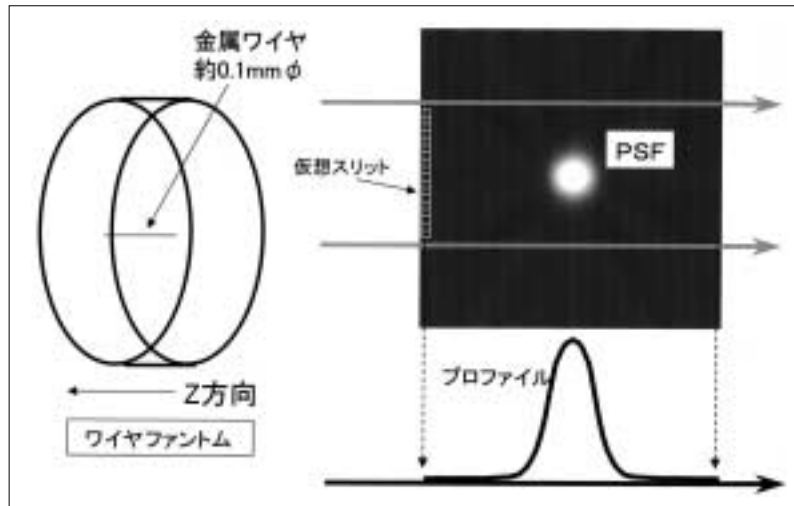


Fig. 1 ワイヤファントムと仮想スリットによるPSF画像からのプロファイル作成.

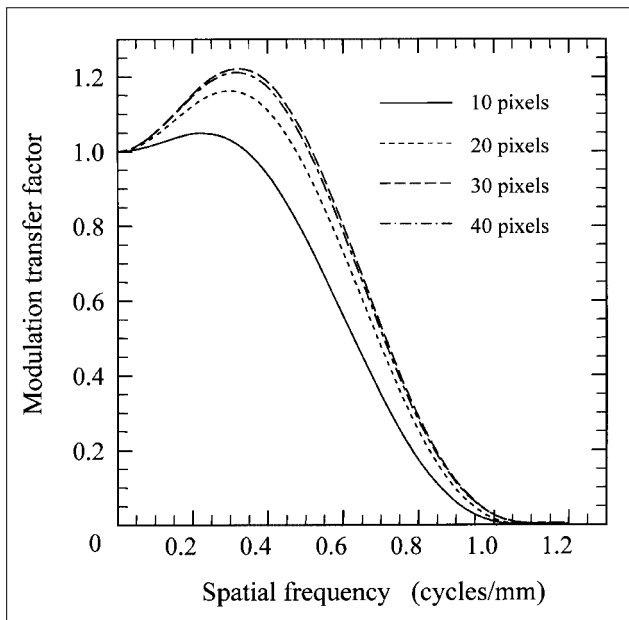


Fig. 2 仮想スリットのピクセル数によるMTF測定値の変化.

像はエリアシング誤差をほとんど含まない.

PSF画像からMTFを計算する際に、ピクセル値の一定方向の加算による仮想スリットによる走査^{4,5)}を行う必要がある。これは、二次元のMTFの原点を通る断面のMTFを得て、一次元のMTFに変換するために用いられる方法である。Fig. 2は仮想スリットの加算ピクセル数によるMTFの変化を示したものであるが、MTFの高いフィルタ関数(骨、肺野用関数など)ではピクセル数による依存を顕著に示し、40ピクセル付近で収束する結果となる。ピクセル数が必要以上に多くなると、画像の均一性等の影響を受けるので、MTF値が飽和する最低のピクセル数が最適値となる。MTFの計算は、仮想スリットにより得られたプロファイルをフ

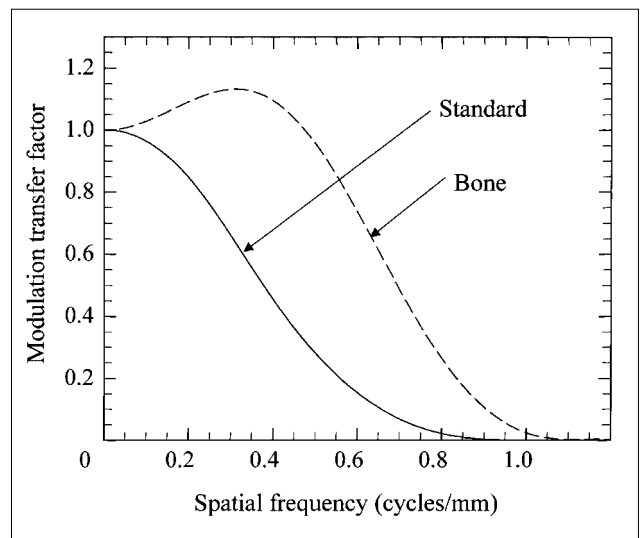


Fig. 3 再構成フィルタ関数によるMTFの変化.

ーリエ変換して行うが、CTではプロファイルが必ずしも山形の形状を示すわけではないことから指数関数による外挿処理等の裾野の補正が摘要できない。よって、裾野の値がほぼ0になる位置より外側を0の一定値にする方法で行う。Fig. 3は、あるCT装置の2種類のフィルタ関数のMTF測定結果である。骨用のフィルタ関数は1を超えるMTF値を有し、極端な強調を行うフィルタ関数であることが明らかであり、MTF測定により各周波数における特性の把握が可能である。

4. WSの測定

CTのWSの測定は、Fig. 4に示すように水ファントムにより均一な画像を得て、その画像のノイズ特性を評価する。この場合もMTFと同様な仮想スリットを用

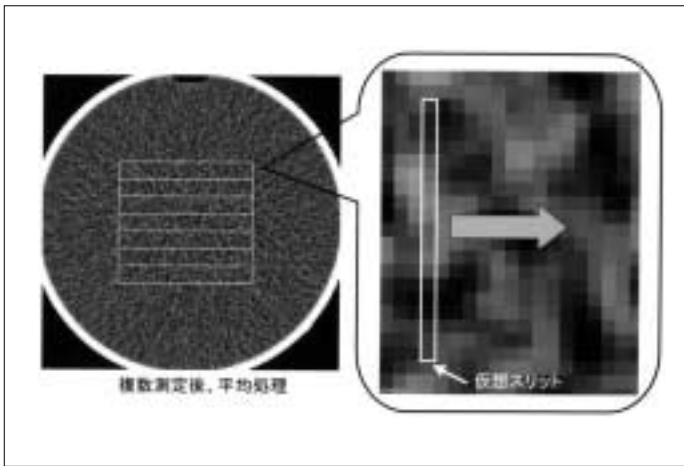


Fig. 4 水ファントムによるノイズ画像と, WSにおけるデータ処理の概要.

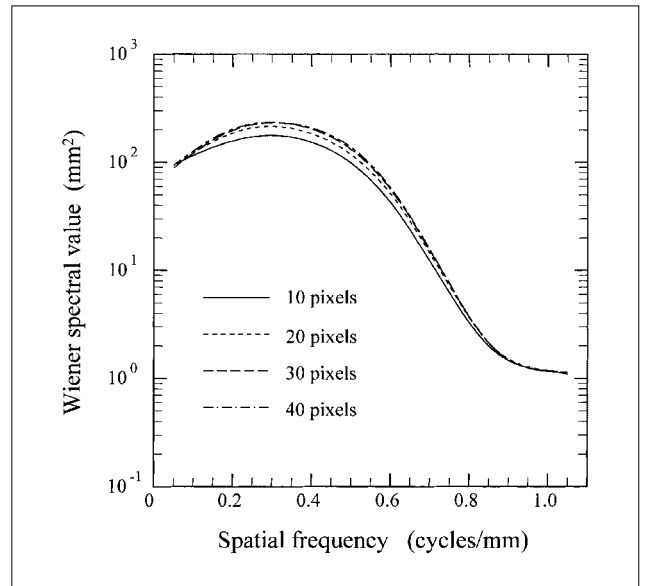


Fig. 5 仮想スリットのピクセル数によるWS測定値の変化.

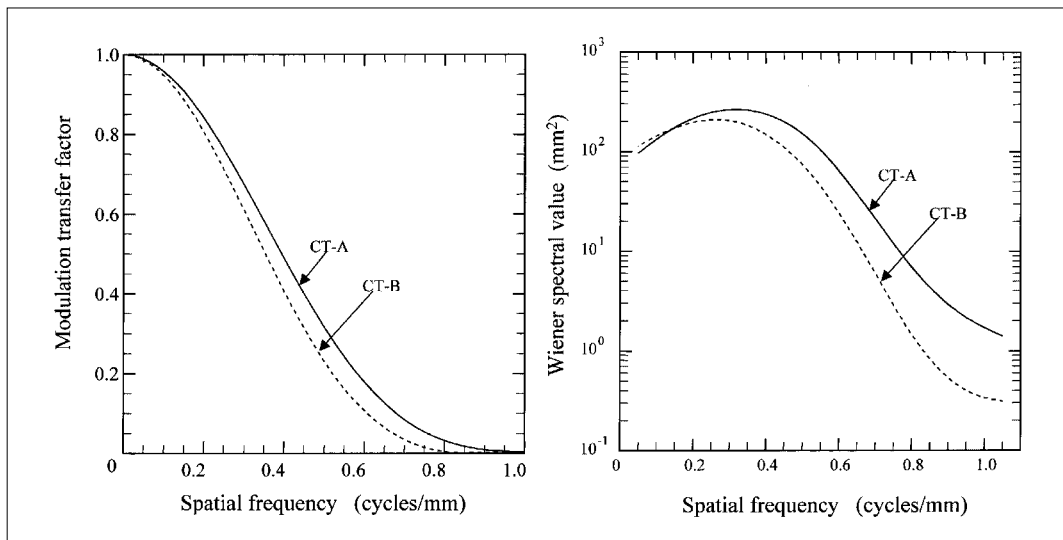


Fig. 6 2機種種のCT装置のMTFおよびWS測定値.

いての走査が必要である。Fig. 5は仮想スリットのピクセル数による測定結果の変化を示したものである。200mmのFOVによる測定においては、40ピクセル付近で値が飽和する結果となった。ノイズプロファイルをフーリエ変換してWSを計算する際には、十分な精度を得るために画像内を移動して走査を行い、複数の結果を平均することにより精度を確保する。場合によっては、同じ撮像条件で複数枚の画像を作成してさらに多くの結果から平均を行い精度を向上させる。WSの測定結果は、水ファントムの直径や電流値、フィルタ関数等に依存して変化するので、WSの比較だけでは、その画像が示すノイズ特性を評価できるのみで、装置の特性の評価にはならない。装置の性能評価には、MTF等と総合した評価が必要である。

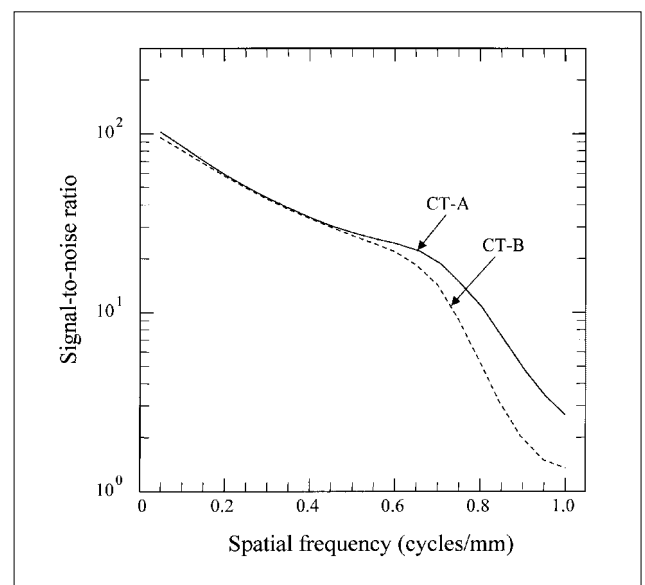


Fig. 7 2機種種のCT装置のSN比.

5. SN比

CTにおいてはフィルタ関数や種々の条件によりMTFとWSが大きく変化するため、機種間等の性能比較を行う場合に、MTFとWSの結果だけの比較評価は困難である。よって極力スキャン条件を同一にしたうえで、SN比を算出することにより総合的な評価が可能となる。Fig. 6, 7は、2機種別のCT装置のMTF, WSの測定結果とSN比の算出結果である。比較に用いた2機種は検出器が1列のヘリカルスキャン機構のCT装置であるが、スライス厚3mm, 管電圧120kV, 管電流100mA, スキャン時間1.0secにして各ファントムを測定した。この比較では、MTFはCT-Aが高く、WSはCT-Bが低い結果となり、比較が困難であったが、SN比を計算することにより比較が容易となっている。

6. まとめ

CT画像は、DICOM規格の登場で、画像ファイルがほぼ統一された形式となっており、MTFやWSの計算におけるファイルの扱いも容易である。しかも512×512のピクセル数もほぼ例外なく統一されており、他のデジタル画像機器に比べてきわめて汎用性が高く、画像評価が容易である。測定に必要なファントムの形状も単純で、容易に手に入ることからも、専用ソフトが入手できれば気軽に測定し評価することが可能である。マルチスライスCTが登場した現在においても、今回述べた方法は継続して適用することができ、装置の進歩にかかわらず、同一の評価基準を適用できる点も特筆すべきところである。今後は、使い勝手のよいMTFおよびWS測定用のソフトが公開され、多くの施設で測定環境が整うことが期待されている。

参考文献

- 1) X線CT装置性能評価検討班：X線CT装置性能評価に関する基準(案)。日放技学誌, 47(1), 56-63, (1991)。
- 2) 日本放射線技術学会ラセンCT性能評価班：ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告。日放技学誌, 53(11), 1714-1732, (1997)。
- 3) 遠藤真広, 飯沼 武, 竹中栄一：ワイヤによるCT像の分解能の測定。日本医放会誌, 40, 43-51, (1980)。
- 4) Giger ML, Doi K, and Fujita H: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 7. Noise Wiener spectra of II-TV digital imaging systems. Med Phys, 3(2) 131-138, (1986)
- 5) Fujita H, Ueda K, Morishita J, et al.: Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors. Med Phys, 16(1) 52-59, (1989)

7. MRIの画像評価

Symposium

宮地 利明
金沢大学医学部保健学科

はじめに

MRIの画像評価の目的としては、装置の品質管理、装置の更新、システム変更、コイルおよびパルスシーケンスの開発などに伴う評価が考えられる。特に近年、MRI装置は各種のハードウェアが開発されると同時にパルスシーケンスも多様化してきている。それに伴って、画質を正當に評価する手法がいっそう必要とされている。MRIの画像評価において、根幹は他のモダリティの画像と大きく変わらないが、いくつかの特徴がある。信号雑音比、解像特性、画像コントラスト、スライス厚などの基本的な画像評価法に加えて、画像均一性、スライスの位置、歪、アーチファクト、緩和時間などMRI特有の評価が必要な場合がある。各種の機能情報を得るために行う画像処理の評価も重要である。また、病変の検出能の評価には、ROC解析もしばしば行われている。

MR装置の画像評価(性能評価)は、AAPM, NEMA, EECまたはEC(現在EU)において標準化され

てきた¹⁻¹⁹⁾。これらのほか、国外ではICRU¹⁷⁾, ACR²⁾, JIS, FDA, UK, DHSS, NHS, DINなど、国内では本学会^{18, 19)}や磁気共鳴医学会などから各種の画像評価における基準や見解が報告されている。画像評価の目的としては、日常の画質の変動のチェック、装置の更新やシステム変更に伴うテスト、コイルやパルスシーケンスの比較などが考えられる。画質管理を行う際は、画像評価だけでなく画質に関与するさまざまなハードウェアのデータ(電気信号レベルの標準偏差の測定、コイルのQ, RFパルスの出力など)を観察すれば、いっそう情報が增加する場合もある。一方、機種間の画質の比較においては、確定不能なパラメータの影響を十分に考慮する必要がある(実際には比較困難な場合が多い)。

以下に、主要な画像評価法の概要、特徴について、今後の課題や応用例を交えながら述べる。

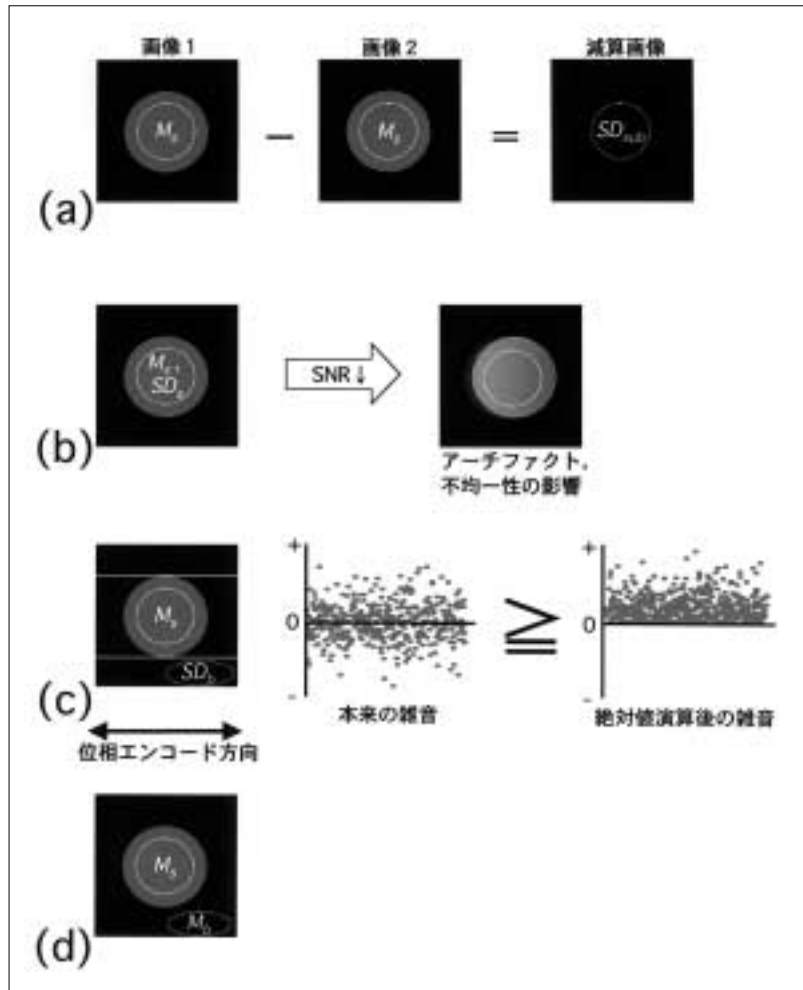


Fig. 1 SNRの各種算出法．図中の白の点線内が関心領域．
 (a)雑音値を差分画像の標準偏差より得る場合．
 (b)雑音値をファントム信号領域における標準偏差より得る場合．
 (c)雑音値をバックグラウンドの標準偏差より得る場合(白の実線の間は、アーチファクトが重なることがあるので雑音の関心領域を設定しない)．
 (d)雑音値をバックグラウンドにおける平均値より得る場合(バックグラウンド関心領域の位置は(c)と同様)．

1. 画像信号雑音比

最も使用頻度の高い評価法で、画像信号雑音比 (SNR : signal-to-noise ratio) は以下に示す因子に影響を受ける。

- a) 静磁場強度, b) システムキャリブレーション(共鳴周波数, フリップアングル等), c) ゲイン, d) コイルチューニングとマッチング, e) RFシールドイング, f) コイル負荷, g) 画像処理法, h) スキャンパラメータ。

SNRは信号値/雑音値であり、信号値はファントム内の関心領域における信号強度の平均値と定義付けできるが、雑音値に関しては、次の4種類に分かれる (Fig. 1)^{3, 4, 9, 13, 14, 16, 20, 21)}。

雑音値は、同一条件において同一位置の2画像を得て、両者の差分画像の関心領域における標準偏

差を2で割った値 (AAPM^{1, 3)}ならびにNEMA^{4, 9)}の方法 (Fig. 1a)。

$$SNR = \overline{2M_s / SD_{sub}}$$

M_s : 同一条件で得たいずれかの画像におけるファントム中の関心領域内信号強度の平均値
 SD_{sub} : 信号強度測定と同一関心領域における2画像の差分画像の標準偏差

雑音値は、ファントム内の関心領域における標準偏差 (EU¹³⁻¹⁶⁾の方法 (Fig. 1b)。

$$SNR = M_s / SD_s$$

M_s : ファントム中の関心領域内信号強度の平均値

SD_s : ファントム中の関心領域内信号強度の標準偏差

雑音値は、バックグラウンドにおける標準偏差 (Fig. 1c).

$$SNR = M_s / SD_b$$

M_s : ファントム中の関心領域内信号強度の平均値

SD_b : バックグラウンドの標準偏差

雑音値は、バックグラウンドにおける平均値²¹⁾ (Fig. 1d).

$$SNR = (\pi/2)^{1/2} M_s / M_b \quad 1.25 M_s / M_b$$

M_s : ファントム中の関心領域内信号強度の平均値

M_b : バックグラウンドの平均値

* と の算出法においては、関心領域を複数設定して平均することもある。

実際に、同一のファントムかつ同一の撮像条件でSNRを測定した場合、上記4種類の算出法によって、SNRが異なった値となってしまう²⁰⁾。現実的かつ理論的にはどのような算出法が望ましいのであろうか。信号の定義付けに関しては関心領域内信号強度の平均値ということで異論のないところであるが、いま一度、雑音について考えてみる。のように雑音を信号部分の標準偏差とすると、有限サンプリングによって生じるリングングおよび傾斜磁場やRF不均一による画像低周波成分の変動の影響を受けやすい (Fig. 1b)。この影響をなくすために の方法が提唱されているが (Fig. 1a)、減算処理を行わなければならない、2度スキャンするために装置の経時的変動が値に含まれるとともに再現性のないシェーディング、ゴーストなどによって雑音がいっそう増強されてしまう。したがって、臨床画像ではまず使用することができない。

これらの影響を受けないようにするために、の雑音をバックグラウンドの標準偏差とするのは確かに望ましいが、これにも問題がある。簡単に説明すると、雑音を含んだ信号は、フーリエ変換後も両者の項の和であるので別々に考えることができる。MRIでは通常、90°位相検波しているために、雑音も実数成分 (R) と虚数成分 (I) を持つ。これらはデータ収集の段階でDC offsetを0にしているために、フーリエ変換後も、0を中心にして正負に分布している。これが本来の画像雑音のはずである。ところが通常、画像再構成の段階で絶対値演算 $M = (R^2 + I^2)^{1/2} \geq 0$ を行った後で出力しているために、正負にわたった雑音のばらつきが正のみのばらつきとなり、本来の雑音よりも値が小さ

くなる (R と I のバックグラウンド標準偏差 $\geq M$ のバックグラウンド標準偏差) (Fig. 1c)。したがってSNRが計算上は向上するがこれは真値ではない。

この問題を回避するために、の雑音を絶対値画像中のバックグラウンド平均値から算出する方法があり (Fig. 1d)、頻繁に引用されているが、簡便法の域を出ていない。実数画像で雑音を評価すればこのような問題は生じないが、すべての装置やシーケンスに当てはめることは困難である。さらに物理定数や各種パラメータを含む信号雑音比の絶対量を算出²²⁾する報告もあるが現実性に欠ける。

このようにSNRは、測定法、算出法によって値が異なるという問題があり、各種手法には一長一短がある。現実的な対処法としては、ファントムを使用する場合は、またはの方法が望ましく、臨床画像では、の方法が適当と考えられる。さらに、今後はSNRの空間周波数特性の評価が必要となる場合も生じるであろう²³⁾ (Fig. 2)。

最後に、SNRに關する因子²⁴⁾をまとめると、

- ・ 信号雑音比は、人体による損失が主要な場合、共鳴周波数 静磁場強度 に比例する。ただし、化学シフトの補正を行うと、共鳴周波数 静磁場強度 の平方根にほぼ比例する。
- ・ 信号雑音比は、生体の形状と大きさに依存する (円柱モデルにおける雑音は半径の二乗に比例し、球体モデルにおける雑音は半径の2.5乗に比例)。
- ・ 信号雑音比は、ボクセル容積に比例する。すなわち、ピクセルの一辺の長さスライス厚に比例する。
- ・ 信号雑音比は、信号収集時間の平方根に比例する。

2. 画像均一性

画像均一性に關する代表的因子としては、静磁場の不均一性、RFの不均一性、渦電流、傾斜磁場波形の補正、サンプルのRF浸透性などがあり、信号雑音比と並んで主要なMRIの画像評価法の一つである^{1, 6, 9, 13, 14, 16)}。

代表的な画像均一性の評価法は、NEMAにおいて基準化された診断用MRIの画像均一性の測定法⁶⁾である。AAPMの方法¹⁾も測定値の算出方法が若干異なるが、基本的にはNEMAの方法に準じている。NEMA基準の画像均一性評価法は、MR画像の均一性に最も寄与する低空間周波数領域の不均一度を対象としている。したがって、雑音の影響を最小にするために9点ローパスフィルタ処理後、均一度 (U) を次式によって算出する。

$$U (\%) = \pm 100 \times (S_{\max} - S_{\min}) / (S_{\max} + S_{\min})$$

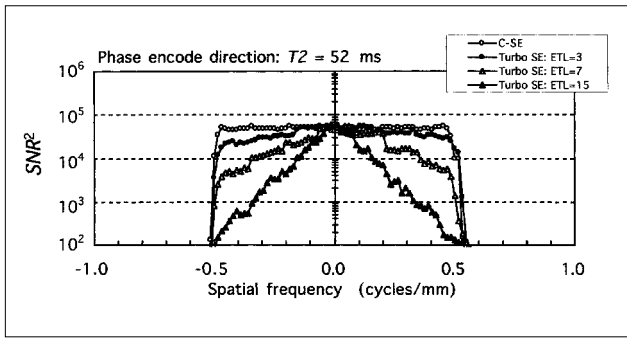


Fig. 2 SNRの空間周波数特性．
通常のスピネコー(C-SE)と、実行エコーが第1エコーの高速スピネコー(turbo SE)において位相エンコード補填数(ETL)を3, 7, 15と変化させた．ちなみに、従来の周波数情報を持たない評価法で測定したSNRは、ほとんど変わらなかった．

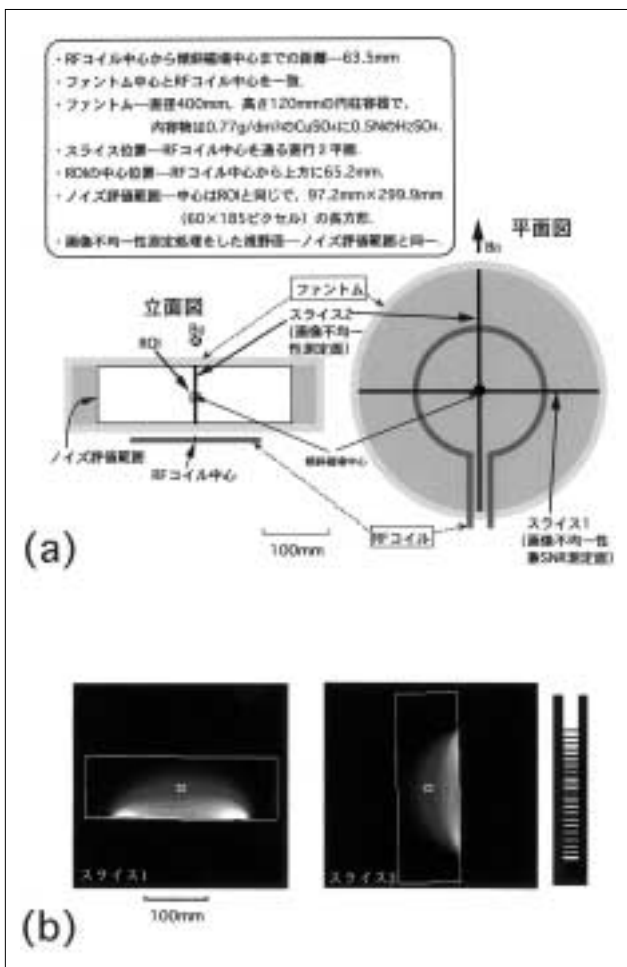


Fig. 4 特殊RFコイル(円形サーフェスコイル)の特性を測定した際の(a)幾何学的情報の報告例および(b)処理画像．

ここで S_{max} は関心領域内の最大ピクセル値, S_{min} は関心領域内の最小ピクセル値である．また、NEMAの方法においては、均一度の報告のほかにグレイスケールを変えた均一度図 Fig. 3 を報告するという特徴がある．

ただし、画像信号雑音比の測定と同様に、NEMAの

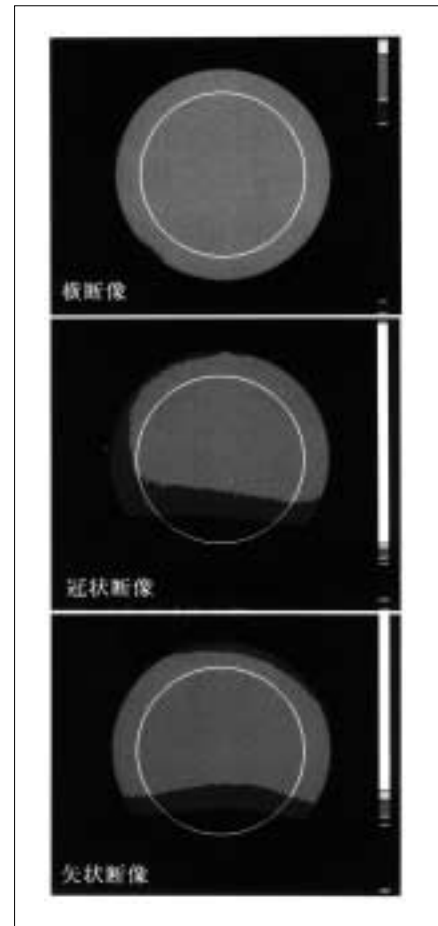


Fig. 3 頭部用コイルにおける横断、冠状断、矢状断像の均一度図．

Table 特殊コイルの信号雑音比の報告例

SNR=322.9	
測定条件の詳細	
ファントムの T_1 (msec)	360
ファントムの T_2 (msec)	320
ピクセル当たりの帯域幅(Hz/pixel)	217.2
ボクセル寸法(mm)	1.6 × 1.6 × 2.5
TR ; 繰り返し時間(msec)	1,000
TE ; エコー時間(msec)	30
NSA ; 信号加算回数	1
撮像マトリクス	256 × 256
ファントム内容物	770mg/dm ³ のCuSO ₄ 溶液
コイル負荷の有無	0.1NのH ₂ SO ₄ 溶液を追加
不均一性測定処理をした視野径	97.2 × 299.9

画像均一性の評価法は測定方法において大きな自由度を持っているため、単純に異機種間において画像均一性の測定値を比較すべきではなく、厳密に測定条件を揃える必要がある．したがって、NEMA基準における画像均一性評価法の実用的な利用としては、装置の改良に伴う評価や装置の経時的な品質管理等である．

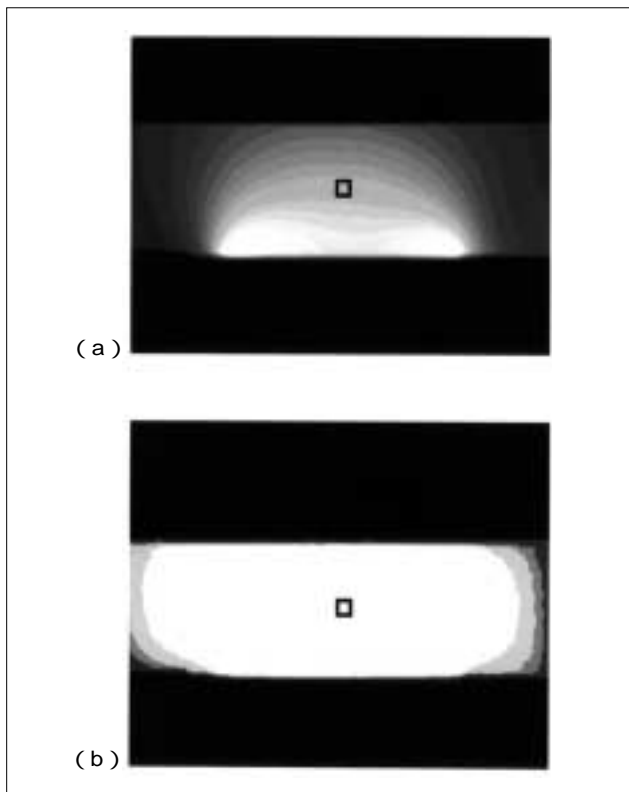


Fig. 5 特殊RFコイルの特性評価法による(a)円形サーフェイスコイルと、(b)全身用コイルの比較。
各処理画像の方形関心領域のSNRは、(a)159.8と(b)81.2。

上記の画像均一性の評価は、頭部用コイルや全身用コイルを対象としているが、特殊コイル(サーフェイスコイル、フレキシブルコイル、ヘルムホルツコイル、膝や乳房等の特定組織を囲むコイルなど)についてもNEMAでは基準化⁹⁾している。この評価法は、画像均一性とともSNRの評価も併せて行うこととしている。データの信頼性を示すために幾何学的情報や測定条件の詳細を添付しなければならなく(Table, Fig. 4)、この点もNEMAの評価方法の特徴の一つである⁴¹⁾。ただし、測定点などの決定において大きな自由度を持っているため、この評価法も異機種と比較には使用できない。本法の適応としては、同一装置内で同一目的に使用する際に、形状の異なるRFコイル間の比較や、RFコイルの改良および開発に伴う評価、特殊RFコイルの品質管理などが考えられる。

本手法の応用例として、実際にサーフェイスコイルと全身用コイルの特性を比較した結果をFig. 5に示す。本評価法によって、おのおのRFコイルの画像不均一性およびSNRの把握が可能となる。さらに、雑音評価範囲内の雑音値は一定であるので、関心領域のSNRが既知であれば他の領域のSNRは、画像不均一性の処理画像より簡単に求めることができる。例えば、サーフェイスコイルにおける関心領域の

SNRは159.8であり、同一条件における全身用コイルのSNRは81.2であったとする(Fig. 5)。これはサーフェイスコイルのグレイレベルでおおよそ5段階分の違い(約50%)に相当する。したがって、この違い以下のグレイレベルの領域が目的部位であるなら、全身用コイルのほうがSNRが高くなり、もはやSNRの向上を図るためにサーフェイスコイルを使用する意義はなくなる。本評価法は、撮像対象の組成の影響を受けることなどの問題点もあるが、撮像目的に適したRFコイルを選択するための有用な手段であると考えられる。

3. コントラスト雑音比

コントラスト雑音比(CNR: contrast-to-noise ratio)の測定は、パルスシーケンスの評価や撮像パラメータの最適化には欠かせない評価法である。一般に、次式のごとく対象とする2種類の組織のSNR(SNR_1 , SNR_2)の差の絶対値を、CNRと定義している。

$$CNR = |SNR_1 - SNR_2|$$

したがって、CNRにおいてもSNRの項で論じたのと同様に、雑音値の測定法^{13, 14, 25)}によってCNRの値が変わってしまうので、この問題点を十分考慮する必要がある。EUから提唱されている測定方法¹³⁻¹⁶⁾では次式によってCNRを算出する。

$$CNR = |(M_{s1} - M_{s2})| / (SD_{s1}^2 + SD_{s2}^2)^{1/2}$$

ここで、 M_{s1} および M_{s2} :対象とする二種類の関心領域におけるおのおのの信号強度の平均値、 SD_{s1} および SD_{s2} :対象とする2種類の関心領域におけるおのおのの信号強度の標準偏差である。しかし、この算出法は種々のアーチファクトの影響を受けやすいので、ファントム評価は可能であるが臨床画像には適していない。臨床画像においては、SNR測定においても示したように、次式によって測定するのが望ましいと考えられる。

$$CNR = (\pi/2)^{1/2} (M_{s1} - M_{s2}) / M_b \quad 1.25 (M_{s1} - M_{s2}) / M_b$$

ここで、 M_{s1} および M_{s2} :対象とする二種類の関心領域におけるおのおのの信号強度の平均値、 M_b :バックグラウンドの平均値である。

また、上記以外の算出法²⁶⁾も試みられている。SNRと同様にCNRにおいても空間周波数特性を調べることによって、新たな情報が得られる場合もある(Fig. 6)。

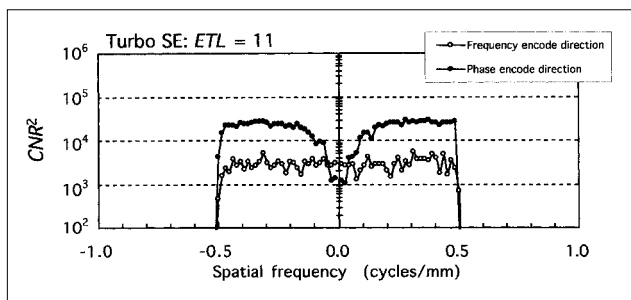


Fig. 6 CNRの空間周波数特性. 2種類のT₂(52msと365ms)間のCNRを、実行エコーが第1エコーの高速スピネコー(ETL=11)において、位相エンコード方向と読み出し方向でおのの測定した. 位相エンコード方向では、T₂の違いによって2種類のSNRの差が高空間周波数側で大きくなるので、CNRが空間周波数とともに高くなっていくことが分かる.

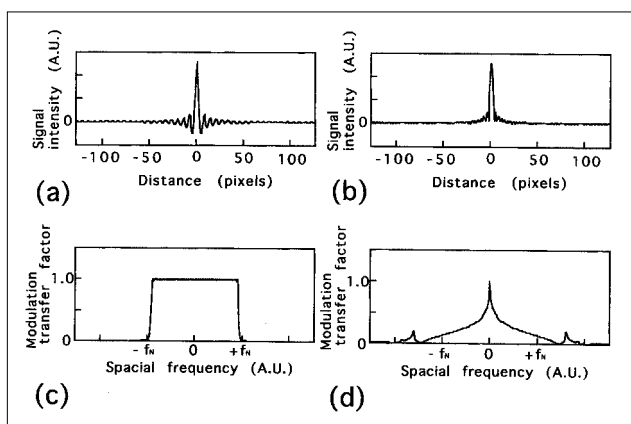


Fig. 8 MTFを絶対値画像から得る際に生じるエラーのシミュレーション. (a) 実数データのLSF, (b) 絶対値データのLSF. MRIは時間領域(空間周波数領域)において有限サンプリングを行っているため、(a) LSFはsinc関数となる. 実数データ(実際は複素数データ)から得たMTF(c)は、理論通り正負おののナイキスト周波数で急峻に低下するが、絶対値演算後のデータから得るMTF(d)は、この位相関数により歪められた結果を生じてしまう.(c),(d)中のf_Nはナイキスト周波数.

4. 解像特性

最近までMRIの解像特性の評価は、空間分解能が他のモダリティほど高くないため、ピンヤパー等の分解能パターンのファントムを使用した大まかなものであった. これは、画像を二値化してウィンドウレベルを変化させながら、分解能パターンの限界解像度を視覚的に評価するというものである. しかし、空間分解能が飛躍的に向上し(スモールボアなら数十μm、臨床機でも数百μm)、撮像時間短縮のためさまざまな方式でk空間をtrajectoryするパルスシーケンスの出現以来、解像特性に関する画質評価はきわめて重要になってきた²⁷⁻³⁰⁾. 各種シーケンスの解像特性の検証や評価時の問題点など、解像特性に関して多数報告されてきている^{13, 14, 16, 31-38)}. さらに、MRIの解像特性はスライス方向も含めて等方的ではない場合があるので、三次元的に解像特性を評

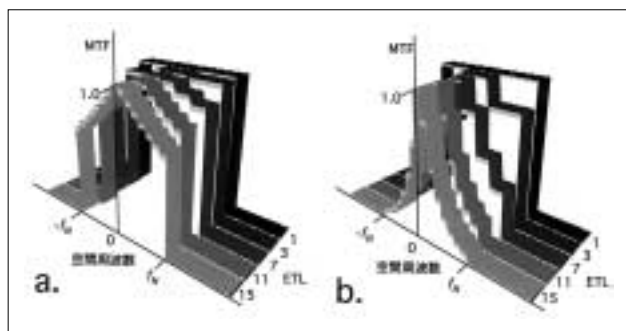


Fig. 7 位相エンコード方向における高速スピネコーのMTFのシミュレーション. 第1エコーをk空間の中心として順次k空間の正負にデータを割り振った. 位相項の変化はないものとした. T₂は(a) 65ms, (b) 2msとした. MTF(k空間のデータ配列に相当)は、T₂の短いほうがより低下し、ETLが大きいほど低下の度合いが大きいことが分かる. またMTFの変化は不連続であり、これがゴーストの原因にもなっている. ETLが1の場合は通常のスピネコーに相当する. f_Nはナイキスト周波数.

価することも提案されている³¹⁾.

例えば、RARE系列のスピネコー(fast SE, turbo SE等)に代表される高速シーケンスは、T₁強調像やプロトン密度像を得るために第1エコーをk空間の中心とする場合(実行エコー時間が第1エコー)に、MTFが低下することにより画像がぼける(Fig. 7). MTFの低下は、高空間周波数成分の位相エンコードデータをT₂減衰したエコー信号で補填するためである. したがって、MTFは位相エンコード方向にのみ低下し、T₂が短い組織ほど顕著である.

では、実際にMRIのMTFを測定する場合に、どのような点に留意しなければならないのであろうか. MRIのMTF測定の際の特徴について列記しながら問題点と対処法を示す.

4-1 線形性

MR信号の線形性が満たされるのは理論的に実数成分であるが、通常は先のSNRの項で述べたように、絶対値演算 $M = (R^2 + I^2)^{1/2} \geq 0$]した後に画像を出力している. このため信号ベースラインの負の値が反転し、信号値の線形性を満たさなくなる. この絶対値演算は、全ての複素数領域の関数を正の実数領域のみに変換させる位相関数 $|p(x)| = 1$)で表される. 複素数領域におけるline spread function(LSF)の絶対値LSF'(x)は、

$$LSF'(x) = |p(x) \cdot LSF(x)| = |LSF|$$

であり、複素数画像のMTFと絶対値画像MTF'の関係は、

$$MTF'(f) = FT\{|p(x)|\} * MTF(f)$$

となる．ここで，*はコンボリューション， FT はフーリエ変換， $MTF(f)$ は絶対値演算前のMTFである．これは一定でない位相応答によって $MTF(f)$ に誤差が生じることを示している． $FT\{p(x)\}$ には帯域制限がないので重篤な歪みが発生する(Fig. 8)．この点がMRIのMTF測定時の主たる理論的問題である．絶対値再構成処理のエラーを回避するため，triangle関数のフィルタを再構成前に使用し，MTF算出後に $\text{sinc}^2(x)$ を使用してデコンボリューションを行う方法³⁵⁾，信号発生部分と無信号部分のパーシャルボリューム効果を利用してedge spread function(ESF)を底上げして線形性を満たすようにする方法³⁶⁾，絶対値演算を行う前の複素数データから正負の空間周波数のMTF(predisplay MTFもしくはtwo-sided MTF)を測定する方法³⁶⁾などがある．この手法は，フィルタ補正処理が大きな値の乗算を行うために，MTFの雑音レベルを著しく増幅させ，精度，確度に制限が加わる．さらにこの手法とも，上述の位相関数 $p(x)$ によって画像領域における位相情報や負の空間周波数の情報はすべて失われる．この手法はMRIのMTFを最も正確に測定することが可能であるが，測定や処理が難しく大変手間がかかる¹⁷⁾．これらの問題を改善するためにわれわれが開発した複素減算法³⁹⁾もあるが，専用ファントムを作成しなければならない．

4-2 エイリアシング

MRIのMTFを測定する際に，線形性において問題があったが，標準化定理を満たさない場合に生じるエイリアシングに関してはどうか．MR画像は，生データ(k空間)の(逆)フーリエ変換によって得られる．MRIにおいては時間軸のデータサンプリングが空間周波数軸に相当(傾斜磁場の時間積分量が各空間周波数に相当)するために，データ収集を終了させた時点で，空間周波数軸に対しても急峻に打ち切られる．したがって，ナイキスト周波数以上の空間周波数には信号が存在せずエイリアシングは生じない^{36, 38, 39)}．すなわち，MRIのMTFは，エイリアシングの生じていないデジタルMTFと考えることができる．

4-3 ESFとLSF(PSF)

MRIは本質的にSNRが低いが，雑音がない状況を想定するMTFにおいては，いかにSNRを高い状態で測定できるかが重要となってくる．通常は，低空間周波数領域のSNRが高い⁴⁰⁾ edge spread function(ESF)が使用されている．ただ，ESFにおいても，高いSNRを達成するために多数のラインを正確に重ね合わせて平均しなければならない．また，ESFからLSFを求める際に行った離散的微分処理に対して，デコンボリューション

を行わなければならないなど処理に手間がかかる^{36, 38)}．逆にLSFやpoint spread function(PSF)を直接得る方法では，非常に薄層のスリットや微小のホール，チューブなどにおいて，どれだけ高いISNRを達成できるかということが，測定精度を左右する．

4-4 不均一性，アーチファクトの影響

MTFに関与する代表的因子としては，ピクセルサイズ，傾斜磁場の直線性，静磁場均一性，RF均一性等があり，解像特性の測定誤差を生じさせる要因として，化学シフトアーチファクト， T_2 減衰アーチファクト，リングングアーチファクト(Gibb's phenomenon)などが挙げられる．正確にファントムを配置(特にスライス方向)しない場合，パーシャルボリューム効果によって測定結果が過小評価される．また，ファントムの角などファントムの形状は，磁場均一性に直接影響して磁場を歪めるために，ESFやLSFのプロファイルは角から十分に離れた位置で得なければならない．一方，RFの空間均一性の低下は，低空間周波数の変動を発生させるので，場合によっては解像特性に影響を及ぼさない均一処理を行う必要がある．また，目的外の不必要なエッジから生じるリングングアーチファクトに関しては，十分注意を払わなければならない．

以上，解像特性評価法における留意点に関して示したが，これらの問題点は当然SNRの空間周波数特性など，MTFの値を必要とする他の評価法にもかかわってくる．今後，理論的裏付けのされた実用的な解像特性評価法の検討がいつそう望まれる．

5. まとめ

以上，画像評価を提唱した各種機関および代表的な画像評価法の概要と特徴に関して述べたが，ほかにもスライス厚，スライスプロファイルなどのスライス特性に関する評価， T_1 ， T_2 値，画像の歪み，アーチファクトの評価など，多くの重要な画像評価^{1-3, 5, 7-19)}がある．ぜひ原書を取り寄せて一読願いたい．信号雑音比と均一性，信号雑音比とスライス厚などのように，一つの評価法が他の評価法の結果に影響する場合もあるので，広い視野を持って画像を評価しなければならない．評価目的によって，必要な評価法，測定精度，測定回数が大きく異なるので，事前に十分検討した後，最適な手法を実行しなければならない．仮に基準化された方法を使用して報告するなら正確にその評価法のルールに従って行わなければならない．いずれにしても原書を熟読する必要がある．今後は，後処理(含CAD)，他のモダリティとの画質の比較，画質と安全性^{7, 10, 11, 42-44)}などの観点からMRI画像を評価する必要性が一層高まると考えられる．

参考文献

- 1) Price RR, Axel L, Morgan T, et al.: Quality assurance methods and phantoms for MR imaging: Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 1. *Med Phys*, 17(2) 287-295, (1990)
- 2) ACR 1997 Standards book: Virginia, American College of Radiology, pp. 93-97, 345-416, (1997)
- 3) Och JG, Clarke GD, Sobol WT, et al.: Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 6. *Med Phys*, 19(1) 217-229, (1992)
- 4) National Electrical Manufacturers Association: Determination of signal-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publications, MS 1, (1988)
- 5) National Electrical Manufacturers Association: Determination of two-dimensional geometric distortion in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publications MS 2, (1989)
- 6) National Electrical Manufacturers Association: Determination of image uniformity in diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publications, MS 3, (1989)
- 7) National Electrical Manufacturers Association: Acoustic noise measurement procedure for diagnostic magnetic resonance imaging devices. NEMA Standard Publications, MS 4, (1989)
- 8) National Electrical Manufacturers Association: Determination of slice thickness in diagnostic magnetic resonance imaging. NEMA Standard Publications, MS 5, (1991)
- 9) National Electrical Manufacturers Association: Characterization of special purpose coils for diagnostic magnetic resonance images. NEMA Standard Publications, MS 6, (1991)
- 10) National Electrical Manufacturers Association: Measurement procedure for time-varying gradient fields (dB/dt) for diagnostic magnetic resonance imaging systems. NEMA Standard Publications, MS 7, (1993)
- 11) National Electrical Manufacturers Association: Characterization of the specific absorption rate for magnetic resonance imaging systems. NEMA Standard Publications, MS 8, (1993)
- 12) Report on "Standard methodologies for in vivo studies," approved at the Plenary Workshop, organized by F. Podo, Rome, 11-13 June 1986. *Eurospin Quarterly*, 7, 79-111, (1986)
- 13) EEC Concerted Research Project: Identification and characterization of biological tissues by NMR. Concerted Research Project of the European Economic Community. IV. Protocols and test objects for the assessment of MRI equipment. *Magn Reson Imaging*, 6, 195-199, (1988)
- 14) Lerski RA, McRobbie DW, Straughan K, et al.: Multi-center trial with protocols and prototype test objects for the assessment of MRI equipment. *Magn Reson Imaging*, 6, 201-214, (1988)
- 15) Podo F, Orr JS, Bovee WMMJ, et al.: Tissue characterization by magnetic resonance spectroscopy and imaging: Results of a concerted research project of the European Community. Introduction, objectives, and activities. *Magn Reson Imaging*, 11, 809-815, (1993)
- 16) Lerski RA and de Certaines JD: Performance assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols. *Magn Reson Imaging*, 11, 817-833, (1993)
- 17) International Commission on Radiation Units and Measurements. Medical imaging—the assessment of image quality. ICRU report 54. pp. 43-45, Maryland, (1996)
- 18) 日本放射線技術学会MRIに関する技術的検討班: MRIに関する技術的検討班報告. *日放技学誌*, 49(7), 962-971, (1993).
- 19) 日本放射線技術学会MRI装置の性能評価法の検討班: MRI装置の性能評価法の検討. *日放技学誌*, 55(12), 1167-1179, (1999).
- 20) 宮地利明, 華房敬之, 成田廣幸, 他: MRI装置の画質評価. *日放技学誌*, 49(6), 825-832, (1993).
- 21) Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, et al.: Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging. *Radiology*, 173, 265-267, (1989)
- 22) McRobbie DW: The absolute signal-to-noise ratio in MRI acceptance testing. *Br J Radiol*, 69, 1045-1048, (1996)
- 23) 宮地利明, 藤田広志, 真田 茂, 他: MRIにおけるSNRの空間周波数特性の評価. *医用画像情報学会雑誌*, 18(2), 87-92, (2001).
- 24) 宮地利明: 3.2.1 性能評価法の基礎と課題. 日本放射線技術学会【放射線撮影分科会】: 放射線医療技術学叢書「MR撮像技術 - よりよい画像を得るために」. pp. 214-215, 日本放射線技術学会, 京都, (2000).
- 25) Hendrick RE, Nelson TR, and Hendee WR: Optimizing tissue contrast in magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging*, 2, 193-203, (1984)
- 26) 西沢かな枝, 福田信夫, 蜂屋順一: MR画像におけるコントラスト・ノイズ比(CNR)の評価. *日磁医誌*, 8(4), 255-262, (1989).
- 27) Constable RT, Anderson AW, Zhong J, et al.: Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging*, 10, 497-511, (1992)
- 28) Listerud J, Einstein S, Outwater E, et al.: First principle of fast spin echo. *Magn Reson Q*, 8, 199-244, (1992)
- 29) Constable RT and Gore JC: The loss of small objects in variable TE imaging: Implications for FSE, RARE, and EPI. *Magn Reson Med*, 28, 9-24, (1992)
- 30) Farzaneh F, Riederer SJ, and Pelc NJ: Analysis of T2 limitations and off-resonance effects on spatial resolution and artifacts in echo-planar imaging. *Magn Reson Med*, 14, 123-139, (1990)
- 31) McRobbie DW: A three-dimensional volumetric test object for geometry evaluation in magnetic resonance imaging. *Med Phys*, 24(5) 737-742, (1997)
- 32) King KF and Moran PR: A unified description of NMR imaging, data-collection strategies, and reconstruction. *Med Phys*, 11, 1-14, (1984)
- 33) Lerski RA, McRobbie DW, Fitzpatrick ML, et al.: Modulation transfer function measurements in magnetic resonance imaging. *SMRM Conf*, 6, 918, (1987)
- 34) Mohapatra SM, Turley JD, Prince JR, et al.: Transfer function measurements and analysis for a magnetic resonance imager. *Med Phys*, 18, 1141-1144, (1991)
- 35) Steckner MC, Drost DJ, and Prato FS: Comments and reply: "Transfer function measurements and analysis for a magnetic resonance imager," Mohapatra et al. [*Med Phys* 18, 1141-1144,

- (1991). Med Phys, 19, 511-512, (1992)
- 36)Steckner MC, Drost DJ, and Prato FS: Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. Med Phys, 21, 483-489, (1994)
- 37)Pipe JG and Duerk JL: Analytical resolution and noise characteristics of linearly reconstructed magnetic resonance data with arbitrary k-space sampling. Magn Reson Med, 34, 170-178, (1995)
- 38)Steckner MC, Drost DJ, and Prato FS: A cosine modulation artifact in modulation transfer function computations caused by the misregistration of line spread profiles. Med Phys, 20, 469-473, (1993)
- 39)宮地利明, 藤田広志, 真田 茂, 他: 複素減算法によるMRIのMTF測定. 日放技学誌, 57(10), 1225-1232, (2001).
- 40)Cunningham IA and Reid BK: Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques. Med Phys, 19, 1037-1044, (1992)
- 41)宮地利明: 6.7. 特殊コイルの特性試験. 臨床放射線技術実験ハンドブック(上). pp. 493-500, 通商産業研究社, 東京, (1996).
- 42)International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment- Part 2: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. IEC, 601-2-33, 1-113, (1995)
- 43)FDA, Guidance for content and review of a magnetic resonance diagnostic device 510(k) application., Federal Register FDA, Rockville, MD, (1988)
- 44)厚生省薬務局医療機器開発課: 106 核磁気共鳴CT装置の承認申請に係わる臨床試験の取扱について. 533-535, (1991).