招待講演

デジタルX線画像系の感度と被曝線量に関する考察

土井邦雄

シカゴ大学放射線科
カートロスマン放射線像研究所

1. はじめに

放射線医学の分野では、増感紙フィルム系の感度の役割と重要性は、良く認識されています。例えば、“高い感度の系では、少ないX線量で画像を得ることができ、患者の被曝線量を減少させることができる”などの感度と被曝線量との簡単な関係は、日常のX線撮影を行う技師にとっても、X線撮影系を改良する研究者にとっても、X線撮影装置や機械器具を設計する技術者にとっても、大変便利で、有用なものです。しかし、コンピューテッドラジオグラフィ(CR)の様なデジタルX線画像系では、従来用いられていたのと同様の感度は、どうやら定義できないことがわかってきています。そこで、定義は従来のものとは異なっていたとしても、色々なデジタルX線画像系を比較する時に、従来の感度と同様に便利で有用な物理的尺度を定義できないかと云う疑問が起きます。そして、できれば、従来のアナログ系で用いられていた感度と云う名称を、引き続きデジタル系でも用いたいと云う期待があります。そこで、ここでは、デジタルX線画像系の感度が、一体定義できるのかどうか、もし、できなければ、他の手法を用いることができるのかどうかについて考察します。

2. 感度の定義に関する概念の基礎

増感紙フィルム系の感度は、現在、明確に定義されています。それは、与えられた線量の条件において、net film density 1.0を得るのに必要なX線量の逆数で与えられます^{1,2}。X線量の絶対値は、しばしば測定が困難であるため、一般には、X線量の逆数の相対値を用いる相対感度が広く用いられています。この増感紙フィルム系の感度の定義についての注目すべき重要な基本的物理量は、写真濃度です。上記の定義に含まれる一定の写真濃度が得られると云うことは、一般のX線撮影において異なった増感紙フィルム系を用いる場合には、同等の写真濃度の画像が得られることが期待されています。この時、異なる増感紙フィルム系で得られる画像の画質は、一般には全く異なることがよく知られています。

3. デジタルX線画像系の特徴

放射線医学に用いられるデジタルX線画像系の特徴の1つは、画像検出と画像表示のプロセスが明確に分離しており、それらは、独立の成分と考えることができることです。つまり、デジタル系では、イメージングプレート(IP)や、イメージインテンシファイア(I.I.)などの検出器でX線像が検出されると、次に、電気信号に変換され、更にA/D変換器によってデジタル化されます。この様にして得られるデジタル画像は、CRTモニターやフィルムなどの画像表示系によって表示されます。この画像表示のプロセスでは、どのようなデジタル値(しばしば、デジタル画像ではピクセル値と呼ばれる)でも、適当なモニターの輝度や適当なフィルムの写真濃度によって表示することができます。この作業は、しばしば、ウインドウイングと呼ばれています。

従って、どのようなX線量で得られた画像でも、デジタルX線画像系では、同等の写真濃度の画像を得ることが可能です。そこで、従来の感度の定義をそのままデジタル系に用いることは、無意味であることが明らかです。つまり、従来の感度によって異なるデジタル画像系の特性を比較することはできないのです。

しかし、ここで感度に関する概念とそれについての考え方を一段飛躍させることは可能です。例えば、従来は、“同等の写真濃度の画像”を得るのに要する“X線量の逆数”によって感度を定義していたわけですが、これを、“同等の画像”を得るのに要する“X線量の逆数”によって新たにデジタル系の感度の定義としてはどうかと云うものです。この新しい定義は、一見良さそうに思えます。そこで、以下では、この新しい定義の可能性について詳しく検討することにします。

4. 同等の画像、同等の画質とは何か?

もし、デジタル系の感度を、同等の画像に基づいて定義するならば、同等の画像とは何であるかを明確にしておく必要があります。前節の議論から、ディ

タル系では同等の写真濃度を考慮することは無意味であることがわかっていますから、同等の画像とは、同等の画質の画像であると考えられます。そこで、同等の画質とは何であるかということになります。つまり、画質の基本的定義の問題になります。

今まで約30年の研究から、画質には、物理的に評価および定量化できる物理的画質と、臨床的に評価すべき診断的画質の両面のあることがわかってきています。ここでは、始めに、物理的画質の立場からの検討を行います。

物理的画質に関する3つの要素は、コントラスト、解像特性(又は鮮鋭度)、および、ノイズ(又は粒状性)であることが知られています³⁾。これらの基本的物理特性は、それぞれ、特性曲線(又はグレンジメント)、MTF、およびウィーナスベクトル等によって定量的に評価できることも良く知られています。そこで、物理的画質を決定するには、3種類のデータが必要になります。つまり、このことは、2つのデジタル系において、同等の物理的画質を得るには、3種類のデータの値が、それぞれ完全に一致していれば良いことになります。現実的には、これはほとんど不可能です。そこで、実際的には、3種類のデータを適当に組み合わせて、1つの客観的尺度が得られないかと言う問題になります。そして、この客観的尺度が、同等ならば、物理的画質も同等であることを期待するのです。しかし、これは一体可能なのかと云う疑問が残ります。

5. Noise Equivalent Quanta(NEQ)

X線画像の物理的画質について、1つの総合的な客観的尺度を見つけた仕事は、長い間、多くの研究者にとって重要な研究テーマでした。多くの客観的尺度が、詳しく検討されていますが、現在の所、最も信頼性の高い尺度と考えられているのは、Noise Equivalent Quanta(NEQ、雑音等価量子数)です。NEQは、空間周波数の関数として、次の式で定義されています⁴⁾。

$$NEQ(u) = k\gamma^2 \frac{MTF(u)^2}{WS(u)} \quad \cdots \cdots (1)$$

ここで、 k は定数、 γ は写真フィルム系などのグレンジメント(又はガンマ)、 WS はウィーナスベクトルです。そこで、あるデジタルX線画像系について、上記の3つの特性のデータが求められていれば、NEQは、容易に計算で求まることがわかります。NEQの一般的性質は、(1)式から理解できますが、グレンジメントやMTFの値が大きくなると、NEQは大きくなります。しかし、ウィーナスベクトルの値が増加すると、NEQは減少します。

X線画像では、ノイズの原因は主として量子モトルによることが知られており、ウィーナスベクトルの値は、X線検出器で検出されるX線量子の数に反比例します。そこで、少ないX線量で得られる画像のノイズは増加し、ウィーナスベクトルの値が高くなりま

す。従って、少ないX線量で得られる画像についてのNEQは、小さくなります。別の見方をすると、もしも、NEQを大きくしたければ、X線量を増加する必要があるのです。

以上の例から、デジタルX線画像系では、入射X線量によって、物理的画質の客観的尺度NEQが、大きく変化することが理解されます。そこで、デジタル系の感度の定義として、ある一定のNEQを得るのに必要なX線量の逆数を用いることが、理論的には可能な様に思われます。もし、この様に定義されたとすれば、高い感度のデジタル系とは、少ないX線量でも、ある一定の物理的画質を得ることのできる系に対応します。反対に、低い感度のデジタル系では、一般に、低い物理的画質を示し、画質を改良するには多くのX線量が必要となります。

今までの議論に含まれる重要な仮定は、NEQは物理的画質の評価についての正しい客観的尺度であると云うことです。もしも、この仮定に大きな問題があると、これからの議論が無意味になる可能性がありますから、ここで、NEQについて今までに知られていることを、簡単に復習しておきます。

まず、NEQの利点は、検出された画像の固有の基本特性を簡潔に要約しており、信号検出理論における理想的オブザーバーによる単純な信号の検出特性を正確に記述できることです。しかし、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、更に、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す^{4,5)}。そこで、以下には、NEQの具体例を考慮しながら議論を進めることにします。

6. 2つのシステムのNEQの例

簡単のため、同じNEQを持つ2つのシステムAとBを仮定します。システムAは、高解像力ですが、高いノイズレベルを含んでいます。しかし、システムBは、低解像力で、低いノイズレベルです。2つのシステムのガンマは同じとします。これらのシステムのMTF、ウィーナスベクトル、そしてNEQを、Fig.1に示します。この様な、2つのシステムを具体的に考慮するのは容易です。それは、NEQの定義の(1)式に示されている様に、各空間周波数において、システムAのMTFの自乗値をウィーナスベクトルの値で割った結果が、システムBの結果と同じになる様にすればよいのです。

次に、この2つのシステムに、バンド幅の狭い信号が入力する場合を考えてみます。さらに、この狭いバンド幅の周波数領域において画像を観察することを考慮します。バンド幅の極端に狭い場合には、正弦波になりますから、第1次近似として正弦波の画像を例として考えてもかまいません。すると、システムAの画像は、高いコントラストですが、高いレベルのノイズが加わっています。しかし、システムBの画像は、コントラストは低いのですが、ノイズレベルも低いので

Fig. 1 2つのシステム(A及びB)のMTF、ウィーナスペクトル及びNEQ

す。これらの画像は、一見、異なったものの様に思われますが、簡単な処理をすることによって同等の画像であることを示すことができます。それには、低いMTFのシステムBの画像のコントラストを増加して、高いMTFのシステムAの画像のコントラストと同じにすればよいのです。ここで、画像のコントラストを増加させるには、ウィンドウイングの様な操作を用います。すると、システムBのノイズのレベルも増加して、そのウィーナスペクトルの値は、システムAのものと同じになります。したがって、システムAとシステムBの画像は、根本的には同等であると考えられます。

以上の例から、NEQは、検出された画像の固有の基本特性を正確に把握していることがわかります。しかし、以上の議論には、重要な仮定が含まれています。それは、信号のバンド幅が狭いことと、簡単なウィンドウイングがうまく利用できたことです。そこで、次には、もう少し複雑な例を考慮します。それには、バンド幅が広い信号であることと、2つのシステムCとDのMTFとウィーナスペクトルが、Fig.2に示されるように、それぞれの特性で交差する場合を考えます。しかし、システムCとDのNEQは、同じと仮定します。この場合には、システムCで得られる画像が、基本的には、システムDで得られるものと同等であることを証明するには、ウィンドウイングの程度を空間周波数によって変化させてやる必要があります。この変化の程度は、2つのシステムのMTFの比で決まります。これは、画像処理の分野で用いられているフィルター作用と全く同じです。システムCで得られる画像が、システムDの画像と同等であることを示すために必要なフィルターは、Fig.2に示されています。このフィルターの形を注目すると、高い空間周波数におい

て、フィルターの値が、増加している傾向を示しています。これは、システムCのMTFの値が、高周波で非常に小さくなるためです。一般的に、このフィルターを実現するには、無限大のバンド幅が必要です。しかし、これを、厳密に実行することは不可能です¹⁾。そこで、NEQは、理論的には画像の基本的特性を記述している物理的尺度と考えることができますが、現実の画像の画質についての観察者の認識する結果と良い対応をするかどうかについては、注意深く吟味する必要があります。

7. ピンボケのプロジェクター

次に、簡単な具体例を考えてみます。それは、プロジェクターを用いてスライドを投影する時に、ピン

Fig. 2 2つのシステム(C及びD)のMTF、ウィーナスペクトル、NEQ及びシステムCに応用されるフィルター

が合っている状態の画像と、極端にピンボケの状態の画像です。スライドには、鮮明な画像と若干のノイズが含まれていると仮定します。すると、この2つの異なった投影条件のNEQは、全く同じです。なぜならば、鮮明な画像はピンボケによって、つまり、ピンボケの効果のMTFによって、画像の劣化を生じます。一方、ノイズは、このMTFによってフィルター作用を受け、大幅にそのレベルを減少します。このピンボケの状態のNEQには、(1)式において、分母にMTFの自乗値が加わりますが、分子にも全く同じ項が含まれているため、ピンボケによるMTFの効果は、完全に消去されます。そのために、ピンボケの状態のNEQは、ピントの合っている状態のものと同じになるのです。

ピントの合った画像と極端にピンボケの画像を人間が比較すれば、その優劣は明らかです。しかし、NEQは全く同じなのです。その理由は、無限大のバンド幅があれば、フィルターを用いてピンボケの効果を回復することができるという理論的に信じられているからです。しかし、一般的には、極端に劣化した画像からもとの高品位の画像を回復することは不可能です。

以上から、NEQを用いる場合には、相当の注意が必要であることがわかります。具体的には、ある画像システムの改良をする場合などには、MTFやウィーナスpekトルのそれぞれの変化分は、比較的小さいと考えられますので、改良の程度を評価する目的に対しては、NEQを用いることができると考えられます。しかし、全く異なった形のMTFや、全く異なるレベルのウィーナスpekトルを持つ2つのシステムの評価に対しては、相当の注意を払う必要があります。

さて、ここで、NEQの問題から、当初のデジタル系の感度の問題にもどります。今までの議論から、NEQに基づいてデジタル系の感度を定義するのは、時期尚早の様に思われます。これは、物理的画質についての客観的尺度に関する研究を、更に推進する必要があることを示していると思われます。

一方、診断的画質については、定量化が困難です。ただし、ROC曲線を用いれば、診断の正確度についての特性を定量的に評価できることが知られています。しかし、ROC曲線を実際に求めるには、多数の画像サンプル、多数の放射線科医を必要とします。しかも、結果に含まれる変動はかなり大きいことが知られています。そこで、デジタル系の感度の定義を、ROC曲線に基づいて決めることは、実際的でないとされます。

8. 考 察

デジタルX線画像系の感度を定義するとすれば、その感度は、同等の画像を得るに要するX線量の逆数に比例すると仮定するのが妥当の様に思われます。しかし、上述の議論から、NEQを用いる物理的特性の立場からも、さらにROC曲線を用いる臨床的立場からも、同等の画質の定義は明確に決めるのが現状です。従って、デジタルX線画像系の感度を、同等の

画質を得るに要するX線量に基づいて定義するのは困難です。つまり、アナログX線画像系で用いられている感度の概念を、デジタル系に応用するのは、良い考えとは思えません。しかも、感度と云う名称を用いるのは、誤解を招く可能性があります。それは、アナログ画像系とデジタル画像系は、根本的に異なる画像システムであり、その相違を忘れてはならないと思えるからです。従って、現状では、デジタルX線画像系については、感度と云う概念を定義するべきではないと思われます。

むしろ、デジタルX線画像系の特徴を利用して、今までのアナログ系では実行できなかったことを実現する努力をするべきだと思います。例えば、デジタルX線画像系は、一般に、どの様なX線量でも画像を得ることができるのですから、すべての画像について、どの位のX線が用いられたかを各画像の表示の一部として、デジタル数値表示することが可能と思われます。すべての画像について、用いられたX線量を表示することの利点は、きわめて明白と思われます。まず、患者にとっては、使用されたX線量を知ることができます。X線検査を受ける度に、このX線量のデータを記録および保存しておけば、生涯積算被曝線量を知ることができます。各検査間、各施設間、更に各装置間における、用いられたX線量の変動を知ることでもあります。事故や過失による過剰X線被曝量をモニターすることもできます。不必要な高画質を得るための過剰なX線量の使用を、減少することも可能になると思われます。そこで、これらのデータをもとに、X線被曝を減少させるための努力は、大変容易になると思われます。従って、これらのデータは、患者だけでなく、医師、技師、および企業における研究者や技術者達にとっても、きわめて有益なものとなることが予想されます。

では、デジタルX線画像を得る時に用いられるX線量は、一体、どの様にして求めるのかと云う問題になります。この答えは、わりと簡単なのですが、話を進める前に、X線量の推定に関する正確度についての限界を理解しておく必要があります。デジタルX線画像を得る時に使用されるX線量を知るのは、正確な線量測定の問題と考えるよりは、むしろ、かなりの誤差を含んでいたにしても推定量があった方が良いと云う思想に基づくものです。複雑な線量測定技術を用いなくても、デジタル画像を得る度に、すべての画像を得る時に用いられたX線量の推定値がわかると云うことの利点の大きさは、多分、現在想像できない程のものがあると考えられます。しかし、もしもいいかげんな手法が用いられれば、あてにならない推定値しか得られないと云う様な危険な状態の起り得ることに、注意しておくべきです。

さて、次は、具体的に、どの様な手法を用いるのかと云う問題になります。各種の実際のデジタル画像装置については、色々な工夫がされていますので、それぞれに適合する手法を用いる必要がありますが、こ

ここでは、FCRを例として述べます。FCRでは、IPで検出されたX線画像の特性の一部として、IPの輝尽発光量の程度を示す尺度としてS値を、さらに画像データのラチチュードの尺度としてL値を表示しています。具体的には、80kVpで、0.5mRのX線がIPに入射した時に、画像出力値が、511となり、更に、S値は400になる様にキャリブレーションされています⁶⁾。そこで、S値を利用すれば、IPに入射するX線量を推定することが可能になります。しかし、IPに入射するX線量は、患者を通過したX線と散乱線を含んでいます。そこで、患者の被曝X線量の推定の立場からは、若干物足りない量と感じられます。むしろ、患者の被曝線量の一般的な尺度としては、患者の皮膚線量(又は表面線量)の方が望ましいと思われます。そこで、患者の皮膚線量の推定は、どの様にできるかと言う問題になります。これには、先程の画像データのラチチュードを示すL値、あるいは、画像データのヒストグラムを利用することによって推定でき得る被写体外領域でのX線量を用いることが考えられます。

例えば、簡単な例としては、被写体外領域のX線によるIPの輝尽発光量が、L値で定まるラチチュードの上限に、大体、対応すると仮定します。もし、この仮定が当てはまらない場合は、ヒストグラムを用いて被写体外領域でのX線量を推定することが必要です。この上限におけるX線照射量を X_E (mR)とすれば、読取機出力の中央値に対応するX線照射量が0.5mRの時に、S値が400となることから、 X_E は、近似的に

$$X_E = \frac{200}{S} 10^{\frac{L}{2}} \quad \dots\dots(2)$$

の式によって推定されます。そこで、あるCR画像を得た時に、S値が200、L値が2であったとすれば、患者の推定皮膚線量は、(2)式から、10mRと求められます。推定された被写体外領域でのX線量には、若干の散乱線が含まれていることと、幾何学的には患者の皮膚の位置に対応しないことによる誤差が含まれています。さらに、後方散乱線は考慮されていません。しか

し、この議論のはじめに述べた様に、患者被曝量の推定値としては、大体正しいのではないかと考えられます。もちろん、今後、実験的に、これらの推定値に含まれる誤差の程度を確認する必要があります。さらに、X線管電圧が、変化した場合には、その補正をすることも必要と思われます。時折、S値の再キャリブレーションをする必要もあると考えられます。グリッドを使用する場合には、グリッドを含んだ状態での入射X線量とS値の関係を求めておくことも必要です。しかし、以上の例から、デジタルX線画像系では患者の被曝線量の推定値を、画像出力の一部として表示することは可能であることが明らかだと思います。

9. 結 論

デジタルX線画像系の感度を、同等の画質を得るためのX線量の逆数によって定義することは、現状では、時期尚早と思われます。むしろ、デジタル画像を得る時に用いられたX線による患者の推定被曝線量を、全ての画像の一部に付帯情報として記録する手法を開発する必要があると考えられます。このために必要な基本的な技術データは、大抵の場合、すでに、デジタルX線画像系に取り込まれているか、あるいは、とり込む様に工夫することが可能と思われます。デジタル系の感度を定義するよりも、用いられたX線量を、すべてのデジタル画像に直接表示することの方が、現在の放射線医学および放射線技術の分野におけるインパクトは、はるかに大きいものと考えられます。

謝 辞

この原稿は、1995年10月20日の山梨県立県民文化ホールにおける日本放射線技術学会秋季大会における画像分科会での講演をもとに用意されたものです。講演のテーマを指示して下さった近畿大学の小寺吉衛先生、この論文の内容の推敲と議論をして下さったシカゴ大学の石田隆行先生、桂川茂彦先生および大阪市大の白石順二先生には深く感謝致します。

参考文献

- 1) Kodera Y, Doi K, Chan H-P: Absolute speeds of screen film systems and their absorbed-energy constants. Radiology 151: 229-236, 1984.
- 2) Doi K, Kodera Y, Loo L-N, et al.: MTFs and Wiener spectra of radiographic screen film systems. HHS publication FDA 86-8257, p.1-100, 1986.
- 3) ICRU Report No.41, Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems. 1986.
- 4) ICRU Report No.54, Medical Imaging-The Assessment of Image Quality. 1996.
- 5) Metz CE, Wagner RF, Doi K, et al.: Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. Medical Physics 22: 1057-1061, 1995.
- 6) 中島延淑, 武尾英哉, 石田正光 他: FCRシステムの濃度/画像レンジ自動設定機能(EDR). 富士メディカルレビュー No.2. p.34-48, 1993.