



Title	デジタルラジオグラフィの基礎と将来の可能性
Author(s)	土井, 邦雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1989, 49(1), p. 1-14
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19832
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

デジタルラジオグラフィの基礎と将来の可能性

シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所

土井 邦雄

（昭和63年9月26日受付）

Digital Radiography: Fundamentals and Future Potentials

Kunio Doi, Ph.D.

Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, The University of Chicago

Research Code No. : 207, 208, 500, 501, 506, 508.4

Key Words : Image quality, Computer-aided diagnosis

Digital radiography consists of four major steps which include X-ray detection, digitization, image processing and display. Important parameters in digitization process is the pixel size and the number of grey levels which affect the quality of digitized images. A number of digital radiographic systems have been or are being developed which include the point-beam, line-beam, slot-beam and multiple slit-beam systems as well as conventional wide-beam systems such as image intensifier-TV system, storage phosphor system and film-based system. Important physical properties of digital radiographic systems are the sensitivity, resolution, noise, system response, scatter rejection, contrast sensitivity and image acquisition time. The resolution property is affected by the pixel size, sampling distance, display pixel size, image processing, detector response and X-ray beam characteristics. From ROC studies on chest images, the pixel size of approximately 0.2 mm and the corresponding image matrix of about $2,000 \times 2,000$ is considered optimal choice of these parameters.

Future potentials of digital radiography are likely to be in the areas of computer-aided diagnosis (CAD) and PACS. Preliminary results obtained from recent studies on quantitative analysis of digital radiographic images are promising. The rms variation and the first moment of the texture of abnormal lungs with various interstitial diseases were clearly different from those of normal lungs. Automated detection scheme of nodules in chest images indicated approximately 70% true positive rates and a few false positives in each lung. Computerized determination of vessel sizes in DSA images yielded that vessels larger than 0.5 mm could be measured with an accuracy and precision of approximately 0.1 mm, which is about 1/3 of the pixel size used.

1. はじめに

放射線写真は、過去、約90年の間、X線を物理的あるいは物理化学的過程を通して検出し、更に最終像を直接作り出す、いわゆるアナログ方式によって得られています。しかし、最終像を作り出す前にデジタル過程を含むデジタルラジオグラフィの方式が近年開発され、注目をあびてい

ます。この総説では、デジタルラジオグラフィ（以下DRと略）の基礎と将来の有用性について簡潔な展望を述べたいと思います。

まず、DRの定義は、Fig. 1に示す様に、2次元の投影されたX線像を検出した後、デジタル化し、適当な像処理をしてから表示されるものを含みます。通常、CTはDRに含まれません。ディジ

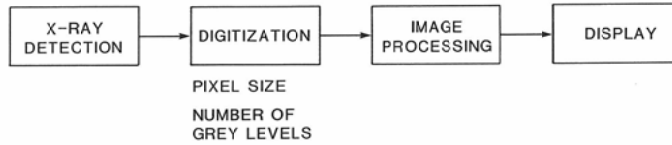


Fig. 1 Major components of digital radiographic system.

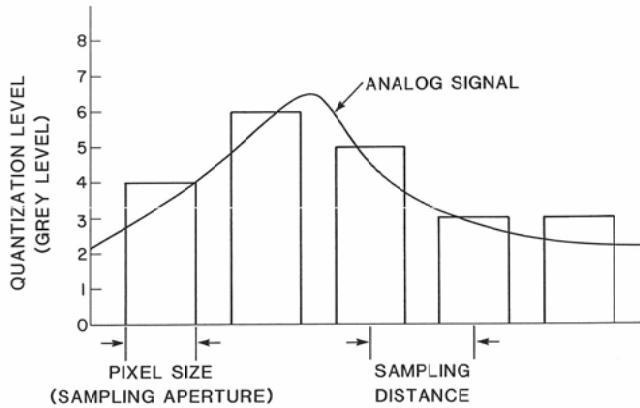


Fig. 2 Illustration of digitization of analog signal, which corresponds to radiographic image.

タル化の過程において大切な因子は、一般に、ピクセル寸法とグレイレベルの数（量子化レベル数または階調数とも呼ばれる）と考えられています。ピクセルは画素とも呼ばれます。これらの因子をよく理解するため、Fig. 2に1次元のアナログ信号（X線像に対応）とデジタル信号の関係を示します。ここで、アナログ信号は連続の曲線で示され、デジタル信号は棒状グラフで示されています。デジタル信号の値が表示されている位置の間隔はサンプリング間隔と呼ばれ、また、棒グラフの棒の幅（アナログ信号の平均値を1つのデジタル値としてとり出す範囲）はサンプリングアパーチャと呼ばれています。サンプリング間隔は、デジタル像の解像特性に最も影響を与える重要な因子で、サンプリング間隔が小さくなればなる程、高解像力の（より細かく変化する）像を再現することが可能になります。ところが、サンプリングアパーチャが非常に小さくなり、Fig. 2に示されるように、サンプリング間隔よりも小さくなると、アナログ像の一部を失うために量子モトルによる粒状性の増加を生じます。一方、

サンプリングアパーチャが大きくなり、サンプリング間隔よりも大きくなると、像にボケを生じて解像特性が劣下するのです。そこで、この両者の寸法は、一般に独立の値をとり得るのですが、両者の寸法がほぼ同等と考えられる場合には、ピクセル寸法と呼ばれる1つの値で代表されています。DRシステムに用いられるピクセル寸法は大体0.05mmから1mmの範囲です。

デジタル像の値は、一般にピクセル値と呼ばれ、整数値で表現されています。この整数値のとり得る範囲（グレイレベルの数に対応）は、アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器の特性によって決まります。DRシステムによく用いられるグレイレベルの数は、256（8ビットのA/D変換器で得られる）、1,024（10ビット）そして4,096（12ビット）などです。グレイレベルの数の増加は、明らかに、アナログ信号を忠実に再現することを可能にします。

2次元のX線像から得られたピクセル値を行と列（縦横の格子状）に並べたものは、マトリックスと呼ばれています。デジタル像は、このマ

トリックスに含まれるピクセル値の分布を、フィルム濃度やCRTモニターの光強度分布に変換したものです。DRシステムのマトリックスの寸法(あるいは大きさ)は、大体256×256から4,000×4,000程度のものが使用されています。マトリックスの寸法は、画像の大きさとピクセル寸法に関係しているのは明らかです。例えば、一定の画像の大きさに対してピクセル寸法が減少すると、マトリックスは増大するのです。

以上から、DRシステムのピクセル寸法はできるだけ小さく、そしてグレイレベルの数はできるだけ大きいことが望ましいことが明白です。しかし、これらは情報量の増加を伴い、高帯域のエレクトロニクスそして大容量のメモリーを必要とし、高価なシステムとなってしまいます。そこで、DRシステムの設計と選択の問題は、究極的には、診断のために必要とする画質を与えるデジタル像とシステムの価格との妥協点を探し出すことになりそうです。

2. 開発の動機

DRシステムの必要性を感じ、その開発を始めた創始者達は、多分アリゾナ大学のポール・キャップとソル・ヌーデルマン¹⁾だったと思われる。今から約10数年前に、彼等は写真フィルムの使用料の長期的な高騰を憂慮して、ホトエレクトロニククラジオロジーへの道を歩み出したのです。そして、現在では、DRシステムの利点としては、(1)フィルム使用量の減少による経費節減、(2)診断の正確度の向上、(3)患者被曝量の減少、(4)各種像処理技術の応用、(5)画像データの保存と検索、(6)画像データの定量化、(7)PACSの応用²⁾、(8)CAD(Computer-Aided Diagnosis)の応用^{3)~7)}、および、(9)全体としての便利さなどが考えられます。このリストは、あたかも多くの利点があるような印象を与えるかも知れません。しかし、今までの基礎的および臨床的研究結果によると、上述の(1)~(4)に含まれる項目については、実際的な利点は、当初期待されていたほどではないことが段々わかってきています。この若干期待はずれの結果は、DRシステムが、現在までのところ、基本的には既存のものの置きかえであると云

う事実と関係しています。そこで、DRシステムが今後広範に実用化されるには、PACSおよびCADを含む、従来のアナログ方式には存在しなかった利点を具体的に実現してゆくことが必要だと思われれます。CADについては後で詳しく述べることにします。なお、最後にあげた“便利さ”には、よく注意しておく必要があります。一見説得力のありそうな“診断能の向上”あるいは“被曝量の減少”は、実際上の効果がそう明らかでないことがあります。しかし、“便利さ”のために成功した新製品、装置および方法が多数あることに注目しておいて下さい。

3. 各種の方式

DRシステムとして、今までに数多くの方式、試作品そして製品があり、それらの詳細は、多数の文献に述べられており、更に最近では数編のレビュー文献^{8)~11)}があります。そこで、ここでは、それらの将来の可能性についての概要を述べることにします。

DRシステムは、しばしば、X線ビームの形状から、点状ビーム方式、線状ビーム方式、そして全面型ビーム方式に分けられています。更に、最近では、スロット(幅の広いスリット)ビーム方式や多重スリットビーム方式も試みられています。

点状ビーム方式は、当初から市場に出ていたAS & E(American Science and Engineering)社のMicro-dose System⁸⁾¹²⁾であることがよく知られています。この方式は、DRシステムのはしりとして歴史的価値はあるのですが、X線の利用度が極端に低く、また解像度も低いために、一般の放射線診断に用いることは、ほとんど不可能です。

線状ビーム方式でよく知られているのは、ピッカーインターナショナル社のDigital Chest System⁸⁾¹³⁾です。この方式は、散乱線を殆んど含まずS/N比の高い画像が得られ、又X線の利用度は、点状ビーム方式よりもすぐれていることが特長です。しかし、ピクセル寸法が0.5mmであるため、通常胸部写真を撮影するルーチンの使用に対しては疑問視されているのが現状です。しかし、アラバマ大学における最近の研究¹⁴⁾によると、この方式を用いてエネルギーサブトラクションをし

た結果、結節状陰影に含まれるカルシウム成分の有無の検出に有効であることが示されています。この結果から、この方式は結節状陰影が良性あるいは悪性であるかを知るための手段の1つとして注目されています。ピッカー社は、現在、スロットビームを用いてX線の利用度を向上すること、およびピクセル寸法を減少することを考えているようですので、今後の改良が期待されます。

全面型ビーム方式には、I.I.-TV方式、輝尽性蛍光体のレーザー読み取り方式、そしてフィルム像のデジタル化方式などが含まれます。I.I.-TV方式は、すでにDSA¹⁵⁾として広範に実用化されていますが、現在注目されているのは、このI.I.-TVを基本にしたデジタル方式によって、どの程度の高画質の放射線像まで到達できるかと云う疑問です。このためには、マトリックス寸法を大きくすること、TVカメラ系の改良、そして多重スリット方式¹⁶⁾¹⁷⁾の併用などが考慮されています。実用的には、最近、シーメンス社、インフィコン社などによってGI関係の検査に用いる方式¹⁸⁾が製品化されており、臨床応用の結果の報告が期待されています。

輝尽性蛍光体を用いる方式は、富士写真フィルム社のFCR¹⁹⁾として、日本では多くの病院ですでに実用化されているのはよく知られています。最近では、コダック社とコニカ社から、それぞれFCRと異なった特長を持った試作品が公表されています。コダック方式²⁰⁾は、FCRの約半分のピクセル寸法をもつ高解像力のものであり、又、コニカ方式²¹⁾は、蛍光スクリーンを暗箱の中に保持し、X線撮影後、像を直接読みとるKDD方式と云われる胸部撮影専用方式となっています。FCRは、現在、最も高画質のDRシステムの1つですが、装置の値段が高価であるために、アメリカでは、装置の購入を正当化することが困難と一般には考えられています。そこで、FCRに期待されるのは、例えば、この方式の機能を、特定の目的にだけ合致するように単純化し、大幅なコストダウンの実現を計ることです。

X線写真フィルムの像をデジタル化する方式は、従来実用的でないと考えられていました。

しかし、レーザースキャナーを用いることによって高速にデジタル化できることと、スキャナーがそう高価でないことから、最近では、PACSなどへの入力を得る方法として広範に使用されています。この方式の基本的特性は、用いられる増感紙フィルム系の特性で決定されてしまうので、FCRのような広いダイナミックレンジは期待できません。例えば、撮影時に極端な露出過剰あるいは過少が起った時は、必要な診断情報を回復するのが困難な場合が起ります。しかし、大体適正なX線曝射が行なわれていれば、フィルムから得られるデジタル画像に含まれる診断情報は、FCRなどの高品位のDRシステムで得られるものと、基本的には同等であることを忘れてはならないのです。したがって、フィルム像のデジタル化方式を、将来のDRシステムの有力候補から外してしまうことはできないと思われるのです。

4. 画質に影響を与える物理特性

DRシステムの画質に関係する大切な物理的特性は、(1)感度(患者の被曝量に逆比例)、(2)解像特性、(3)ノイズ、(4)システム応答(特性曲線と類似)、(5)散乱線除去率(6)コントラスト識別感度、および、(7)画像データ取得時間などです。これらは、従来のアナログ系で得られるX線像の画質に関する特性と、ほぼ同等の概念と考えることができます。コントラスト識別感度は、デジタル像にユニークな特性と考えられています。これは、しばしば上述の(2)~(5)の特性と観察者の視覚特性²²⁾が複合されている実用的な尺度とみなすことができます。

一方、現在のDRシステムの物理特性で最も重要なのは、一般に解像力と関係するものです。この解像力に影響を与える因子には、ピクセル寸法、(又はサンプリングアパーチャ)、サンプリング間隔、ディスプレイ装置のピクセル寸法、像処理特性、検出器の応答特性、そしてX線管焦点による幾可学的ボケなどが含まれます。この中でも特に重要なのはピクセル寸法です。このことを、次に57cmの大型I.I.-TVシステムの胸部撮影への応用例によって示します²³⁾。このシステムの配置を、Fig. 3に示しますが、用いられているマトリック

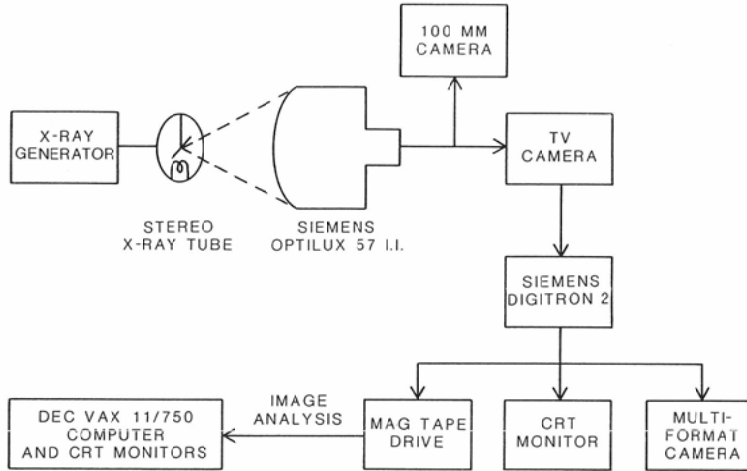


Fig. 3 Schematic diagram of large (57cm) I.I.-TV digital chest system together with the computer system for image data analysis.

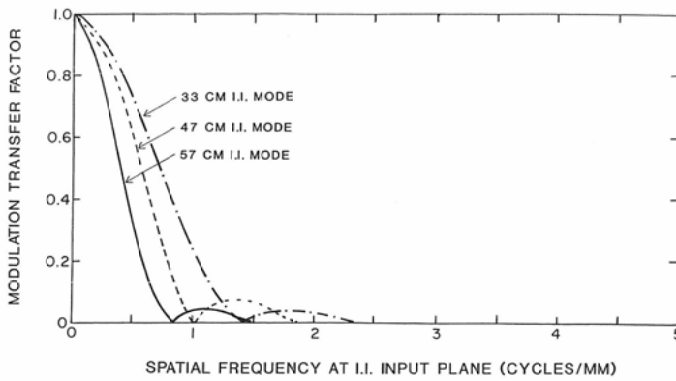


Fig. 4 Presampling MTFs of our digital chest system for three different II modes.

寸法は512×512で、ピクセル寸法は0.68mm(33 cm モードの場合)です。このDRシステムの解像特性は、MTF²⁴⁾を用いて評価されています。その測定結果はFig. 4に示されるように、通常の撮影で用いられる増感紙フィルム系のMTF²⁵⁾²⁶⁾よりも大分低くなっており、解像特性の悪いことが明らかです。ところが、この大型I.I.の出力蛍光面の像をアウトプットとして、つまりデジタル化せずにアナログ系としての解像特性のMTFを測定すると、Fig. 5に示すように、かなり高いレベルのMTFが得られています。特に33cmモードの結果は、高感度の増感紙フィルム系のMTFとほぼ同等です。したがって、これらの結果は、この

DRシステムの解像特性の劣化が、大きなピクセル寸法(あるいは小さなマトリックス)を用いたためであることが明らかです。見方を変えれば、この系のピクセル寸法を小さくする(あるいはマトリックスを大きくする)ことによって、解像特性の大幅な向上が期待できることを示しているのです。

さて、ピクセル寸法の臨床で得られる放射線像に対する効果は、通常の撮影で得られたフィルムを高精度のドラムスキャナー²⁷⁾を用いてデジタル化することによって研究されています。Fig. 6は、ROC曲線²⁸⁾を用いて、ピクセル寸法の診断の正確度への影響を定量化した結果を示していま

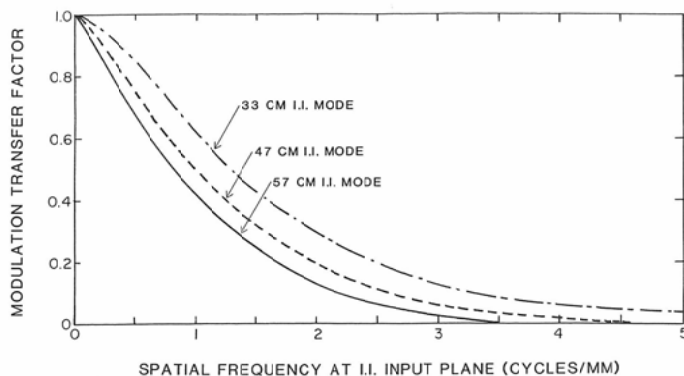


Fig. 5 Analog MTFs of the 57-cm II itself for three modes. A 100-mm camera was used for measurements.

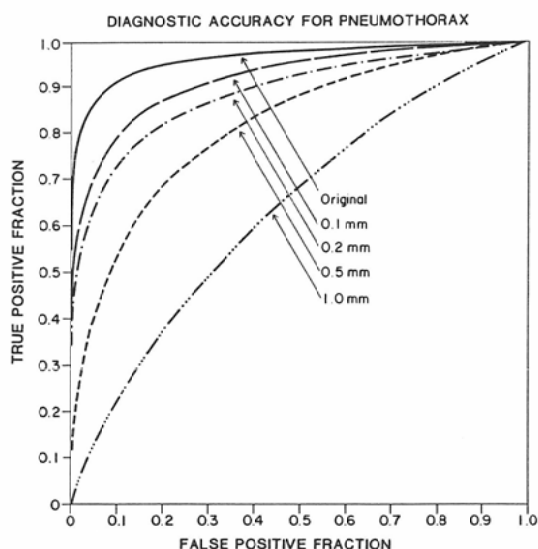


Fig. 6 Composite ROC curves for the detection of pneumothorax using conventional and digitized images.

す。ここで、臨床例としては微妙（あるいはごく軽微）な気胸を含む胸部写真が用いられています²⁹⁾。Fig. 6の結果は、1mmのピクセル寸法では、ROC曲線が45度の直線とあまり変わらないことを示していますが、これは微妙な気胸はほとんど検出できないことに対応しています。しかし、ピクセル寸法が減少するにつれて、次第に検出度が向上することも明らかです。次に、ROC曲線から診断の正確度の尺度として、ROC曲線の下面積（しばしば A_z と表記される）を用い、これとピク

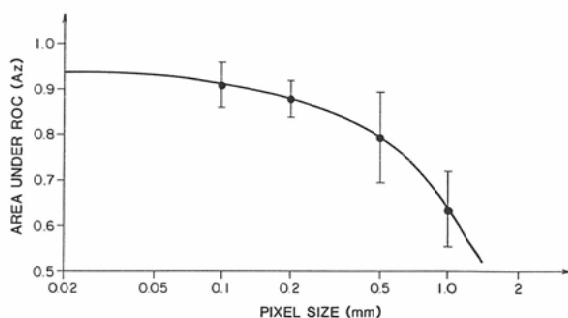


Fig. 7 The effect of pixel size on diagnostic accuracy for pneumothorax, as indicated by the area under the ROC curve (A_z).

セル寸法との関係を Fig. 7 に示します。ピクセル寸法が1mmから半分になると、気胸の検出度は大きく向上しています。しかし、ピクセル寸法が0.2mmから半分に減少した時には、検出度の向上はそれほど大きくはありません。つまり、このことは、ピクセル寸法が徐々に小さくなっていくと、検出度の向上に対するその効果は、段々弱くなっていく傾向があることを示しているのです。そこで、実際的なDRシステムでは、ピクセル寸法を段々小さくすることによるコストの増大と診断の正確度の向上度を考慮して、最終的なピクセル寸法とマトリックス寸法を決定することが必要になります。シカゴ大学の私どものグループでは、上記の気胸の例、そして間質性浸潤の診断に関する類似の研究²⁹⁾から、一般的な胸部撮影のためのDRシステムのピクセル寸法は、約0.2mm、そし

て対応するマトリックス寸法は、約2,000×2,000であると結論しています。

PACSにおける放射線像の表示媒体としては、CRTモニターが、本命と一般に考えられています。しかし、このモニターの各種の特性が、診断の正確度に影響を与え得ることは、容易に予想されます。例えば、同一のデジタル像データを、高性能のドラムスキャナーを用いてフィルムに焼

付けたいわゆるハードコピー像と、CRTモニターに表示したビデオ像との診断の正確度への影響を比較した結果を Fig. 8 に示します。

ここでは、気胸、間質性浸潤、結節状陰影、そして肋骨の異常の4種類の微妙な病巣を含む胸部写真を用いてROC曲線が求められています³⁰⁾。この結果から、ビデオ像による診断の正確度は、ハードコピー像によるものより減少することが明らかです。この原因は、Fig. 9 に示されるように、ビデオ像を表示するピクセル寸法が大きいことによる全MTFの低下が起っており、微妙な病巣の検出が困難になっているからだと考えられます。しかし、この原因以外に、ビデオ像の低輝度、フリッカー、そして雑音などの問題点もこのROC曲線の低下に寄与していると思われます。さて、Fig. 8にはビデオ像の濃淡のスケールを反転したいわゆる“ブラックボーン”の胸部像についてのROC曲線も示されています。デジタル胸部像として、この様な表示が好まれると云う報告がしばしばあるにもかかわらず、反転スケールの場合のROC曲線は、通常のビデオ像の場合よりも低下しています。この原因は、今の所ははっきりとわかっていませんが、放射線科医のこの様な表示像に対する“馴れ”と経験が影響を与えるものと信じられています。したがって、今後、放射線科医がこの様な表示法についての経験を増やしてゆくと、ROC曲線が向上する可能性のあることに注

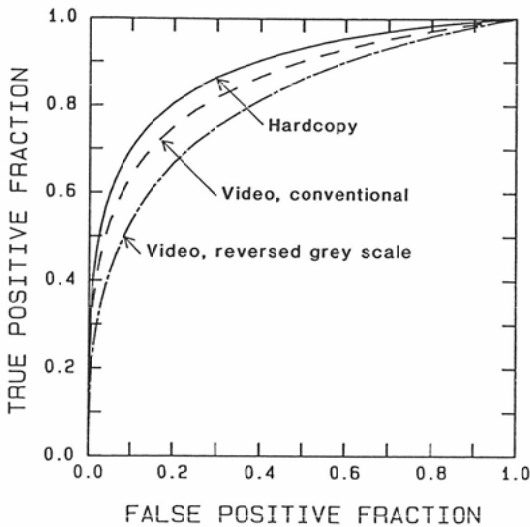


Fig. 8 Averaged ROC curves indicate that overall diagnostic accuracy was highest with hard copy and lowest with reversed gray scale. The difference between each of the curves shown is statistically significant. ($p < 0.05$).

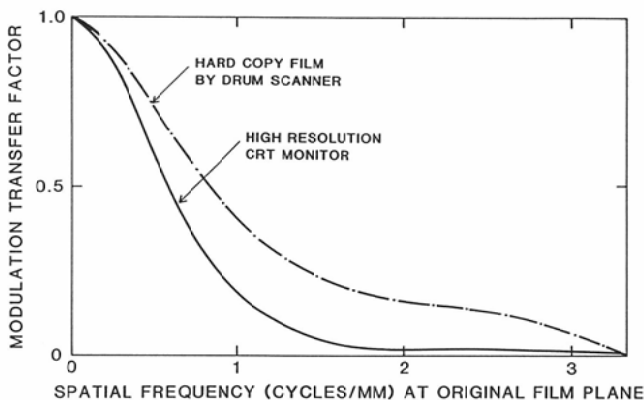


Fig. 9 Comparison of the overall MTFs of the hard copy and video systems shows that the MTF is higher for hard copy, indicating that hard copy has superior spatial resolution compared with video.

意しておく必要があります。

5. 像処理の効果

DR システムの利点の一つは、前述のように、各種の像処理を利用することのできることです。今までの研究から、均一なバックグラウンドに重ね合わされた円形や正方形などの単純なパターンについては、ウィンドウングやポケマスクフィルターなどの像処理技術が、これらのパターンの検出度を向上することのできるようになってきています³¹⁾³²⁾。この理由は、像処理によって、人間の視覚・頭脳系に存在する内部雑音の影響を減少することができるからです⁸⁾²²⁾。この内部雑音は、人間が視覚信号を検出および判断決定する際にもなう人間の持っている固有雑音と考えることができます。この内部雑音の原因には、脳神経生理学的変動、判断決定に関する変動、そして人間の記憶の変動の3つの成分が含まれています。

しかし、放射線像に含まれる複雑なバックグラウンド（正常な臨床像に対応）に対して重なっている病巣の検出について、像処理がどのように影響するかは、明らかではありません。Fig. 10 は気胸を含む胸部写真についてのポケマスク処理の効果を示しています。ここで、0.5mm のピクセル寸法のものでは、像処理した場合の ROC 曲線が、処理しない場合の結果と交差していますが、処理によって検出度が若干向上することを示しています。しかし、0.1mm のピクセル寸法の場合には、像処理によって ROC 曲線が大幅に向上しています。

一方、間質性浸潤についての結果を Fig. 11 に示します。ここでは、予期しない結果が起っています。いずれのピクセル寸法でも、ROC 曲線は、像処理を使用することによって大きく低下しているのです。特に、0.1mm のピクセル寸法では、極端な結果がでています。この理由は、像処理によって、肺野の正常な陰影のコントラストが増強されて、あたかも異常な場合の陰影のように見えてくるからだと説明されています。つまり、フォールスポジティブが増加しているのです。

これらの結果は、臨床の放射線像に対する像処理の効果が大変複雑で、単純な指針が容易に得ら

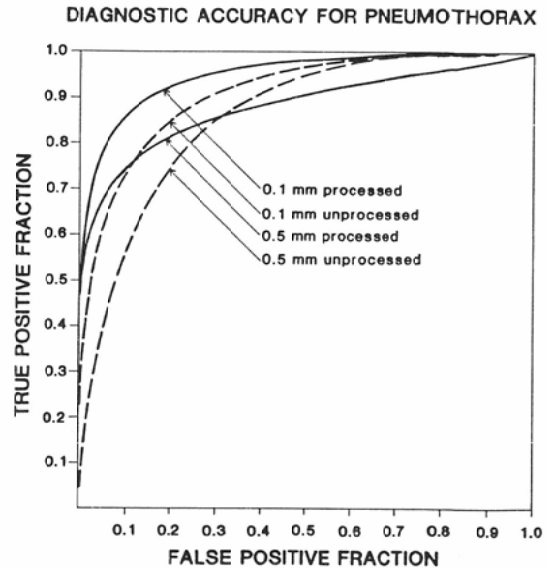


Fig. 10 Composite ROC curves for detection of pneumothorax with processed and unprocessed images at 0.1 and 0.5mm pixel sizes. Digital unsharp masking ("processed") increased diagnostic accuracy at each pixel size.

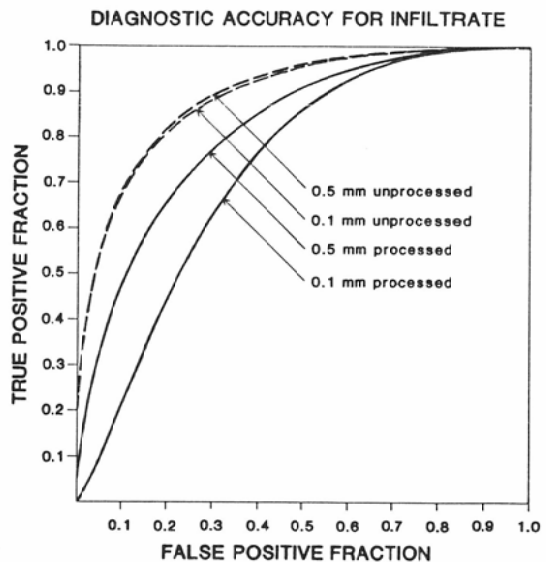


Fig. 11 Composite ROC curves for detection of subtle interstitial infiltrates with processed and unprocessed images at 0.1 and 0.5mm pixel sizes.

れにくいことを指示していると思われます。

6. コンピュータ支援診断の可能性

アナログ方式と根本的に異なる DR システムの

特長は、デジタル画像データの定量的な解析です。これは、従来の方式には存在しなかった最大の利点と思われます。従来存在しなかったと云う事実のために、デジタル像に含まれる診断情報の定量化とその積極的利用の可能性、そしてその実用的価値は、現在未知数と云わなければなりません。しかし、ごく最近の研究結果^{5)~7)}によると、大きな実用的価値の可能性の氷山の一角を示しているように思われます。

私どもは、このような定量的データを利用する診断を Computer-Aided Diagnosis (CAD), あるいはコンピュータ支援診断と呼ぶことにしています。この方式の開発への動機は、見落としによる誤診を減少させること、そして主観的判断を防止することです。そこで、この方式の目的は、放射線科医の診断を助けて、診断の正確度と診断の“便りさ”を向上させることにあります。一般的な手

法としては、病巣を検出し、これを見落とさぬよう医師の注意を喚起すること、そしてこの病巣の性質を定量的データとして決定し、これを放射線科医に診断情報として与えることです。

そこで、コンピュータ支援診断は、放射線科医の役割をコンピュータで置きかえることではなく、医師の診断をコンピュータを利用して援助することにあるのです。したがって、コンピュータ支援診断は、従来、自動診断と呼ばれていた方式や概念とは、根本的に異なる思想と方針に基づくものであることを注目しておく必要があります。

次に、コンピュータ支援診断に応用され得ると思われる基礎的研究から得られたいくつかの結果の一部を要約します。まず、第1の話題は、肺野のテクスチャーの定量的分析です⁷⁾。肺野のテクスチャー (lung texture) は、間質性浸潤と関係

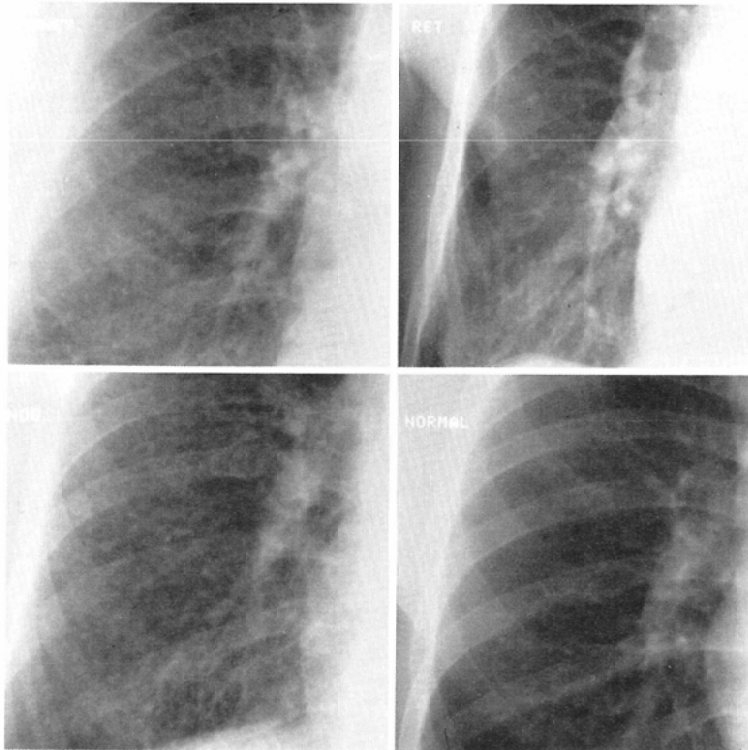


Fig. 12 One normal lung (lower right) and three abnormal lungs with interstitial infiltrates exhibiting reticular pattern (upper right), honeycomb pattern (upper left), and nodular pattern (lower left).

するパターンを示しています。例えば、Fig. 12は正常および3つの異なった間質性陰影を含む胸部像を示しています。これらの間質性陰影には、網目状陰影 (reticular pattern)、蜂巢状陰影 (honeycomb pattern)、そして斑点状陰影 (nodular pattern) の3種のパターンが含まれます。これらの陰影を正確に診断することは、放射線科医にとって大変困難であると云われています。この理由は、これらのパターンが複雑で、明確に定義されていないこと、更に、これらを記述する言葉が主観的にしか定義されていないことなどです。そこで、これらのパターンを客観的な尺度で記述することができれば、間質性浸潤に関する診断の正確度の向上することが期待されます。

Fig. 13は2つの物理的尺度を用いて肺野の陰影を定量化した結果を示します。ここで、縦軸の実効値 (rms variation) は、テクスチャーの変動の振幅の大きさ (フィルム上の濃度変動の大きさに対応) を示しており、また、横軸のパワースペクトルの1次モーメントは、この変動の粗さあるいは細かさを示しています⁷⁾。Fig. 13に示された結果は、4種類の肺野の陰影が明確に分離されて

いることを示しています。つまり、正常な肺野のテクスチャーは、この図の右下に位置しています。一方、網目状陰影は正常のものより大きな実効値を有していますが、その周波数構造は正常なものとはほぼ同等です。斑点状陰影は正常なものとはほぼ同等の実効値を持っていますが、周波数成分は低周波側に移行して、粗っぽいパターンになっていることを示しています。しかし、蜂巢状陰影では、実効値の増加と低周波への移行の両者の変化が含まれています。これらの結果は、ここで用いた2つの物理的尺度が、複雑な肺野の陰影の変化を正確な客観的方法によって定量化できることを示していると考えられます。

そこで、この2つの尺度を用い、コンピューターによって、間質性浸潤を含む胸部像と正常な肺野を含む胸部像とを区別することを試みました³³⁾。その結果を、放射線科医の結果と比較したROC曲線を、Fig. 14に示します。明らかに、コンピューターによる手法が、12人の放射線科医の平均値より若干すぐれていることがわかります。このことは、このような性能を持ったアルゴリズム、または診断支援システムをDRシステム、あるいはPACSの中に含むことは、必要に応じて他の放射線科医の客観的判断を知ることができるのとは

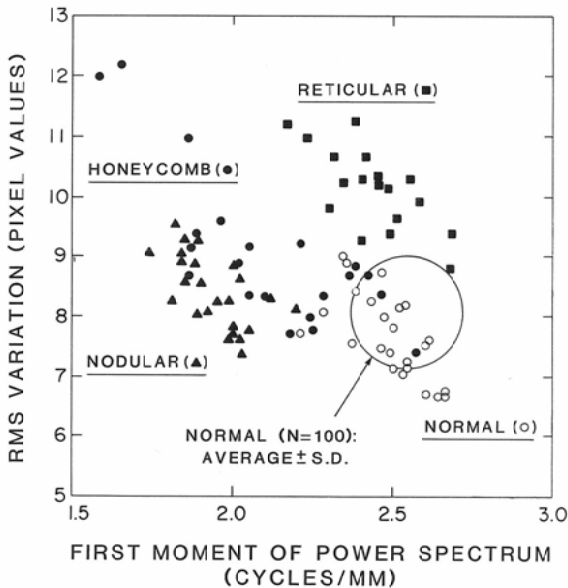


Fig. 13 Distribution of two texture measures obtained from many ROIs selected from four chest images shown in Fig. 12.

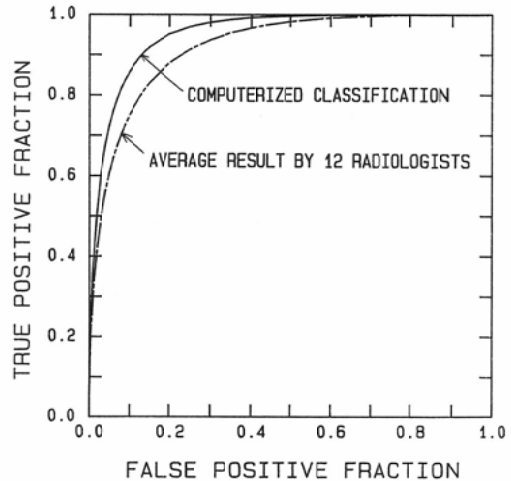
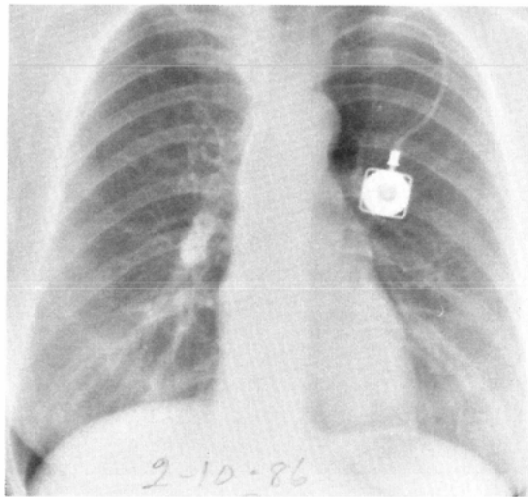


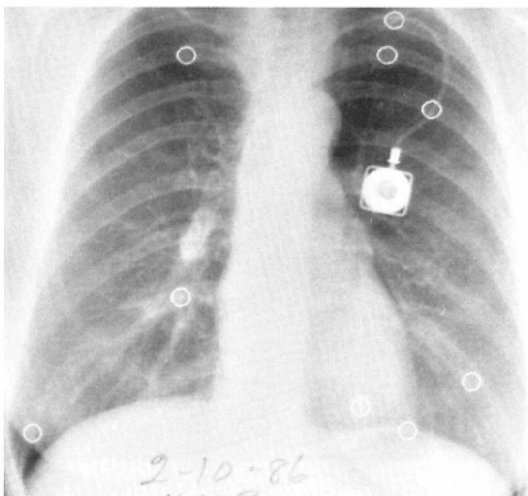
Fig. 14 Comparison of ROC curves obtained with computerized scheme and radiologists, in distinguishing normal and abnormal lungs with interstitial disease.

ぼ同等の効果があることを示しています。

第2の話題は、胸部写真に含まれる結節状陰影(nodule)の検出です⁶⁾。過去約40年間の研究から、このパターンの検出も大変困難であることがわかっています。例えば、放射線科医の結節状陰影の誤診率は約30%であると報告されています。この原因は、胸部写真に含まれる正常なバックグラウンドのパターンが、結節状陰影の検出を妨害して



(a)



(b)

Fig. 15 (a) & (b) (a) A clinical chest image (screen film combination) and (b) the corresponding computerized detection results. The location of the solitary nodule is indicated by a T.

いるためだと考えられています。誤診したものの中で、約90%の陰影は後日再読影すると容易に検出できると報告されています。

そこで、コンピューターによって、前もって胸部写真を定量的に分析し、結節状陰影のありそうな場所を指示することによって放射線科医の注意を喚起することができれば、明らかな見落としによる誤診を減少することができると考えられます。Fig. 15(a)は、低コントラストの大きな結節状陰影が心臓の陰影と重なった胸部像を示しています。この結節状陰影の検出は、中々困難と思われる。Fig. 15(b)は、結節状陰影を自動的に検出するアルゴリズム⁶⁾を用いて、病巣らしいと思われる個所を決定し、これらを円形のマーカーを用いて胸部像の上に重ね合わせて示したものです。本当の結節状陰影のある場所は、「T」のマーカーで示されています。この結果から、コンピューターを用いることによって、この陰影を正確に検出することができるのは明らかです。一方、それと同時に数個の円形のマーカーが肺野に表示されています。しかし、これらの場所には病巣が含まれていないので、これらのマーカーはフォールスポジティブに対応します。このフォールスポジティブの中には、肋骨の交差部や肺血管などの比較的明らかな正常な胸部の構造の一部が含まれています。したがって、放射線科医はこれらを結節状陰影ではなく、フォールスポジティブとして容易に認識し、これを本当の病巣から区別することができると思われれます。現在のアルゴリズムでは、結節状陰影の検出率は約70%ですが、フォールスポジティブの比較的多いのが問題点で、これを減少する努力がされています。

第3の話題は、マモグラムにおける微小石灰化の検出です⁷⁾。これには、胸部写真の結節状陰影の検出に用いられたのと類似の手法が使用されています。現在では、微小石灰化のクラスターの検出率は、すでに約90%のレベルまで到達していますが、フォールスポジティブの含まれる頻度は、2枚のマモグラムに1度の割合です。実用を考えると、このフォールスポジティブも更に減少する必要がありますと思われれます。

第4の話題は、血管造影像の定量的分析です。これには、いくつかの異なった目的が含まれています。例えば、血管径の正確な測定と狭窄率の決定、微妙な狭窄の検出、血流率の推定、および3次元血管像の合成などがあります。これらの目的を達成するためには、血管径の測定に用いられるイテラティブ・デコンボリューション技術⁵⁾、そして血管像を定量的に描写する基礎データを取得する血管像追跡技術³⁴⁾などが使用されます。

血管径の測定には、従来、血管像のプロファイルから1次微分あるいは2次微分などのピークの位置を基にした測定が行なわれていますが、これらの手法の問題点は、いずれもそれらの測定値が血管径を正しく決定する根拠が薄弱であることです。一方、イテラティブ・デコンボリューション技術は、血管像がX線撮影系のMTFによってボケていることを考慮して、その効果を取り除き、もとの血管径を推定するものです⁵⁾。Fig. 16は、この手法を用いてファントム像の測定結果を示したものです。ここで、0.5mmから6.5mmまでの径のファントムに対して、造影剤の濃度が大幅に変えられているにもかかわらず、測定値は真の値と $\pm 0.1\text{mm}$ の正確度で一致しています。データ

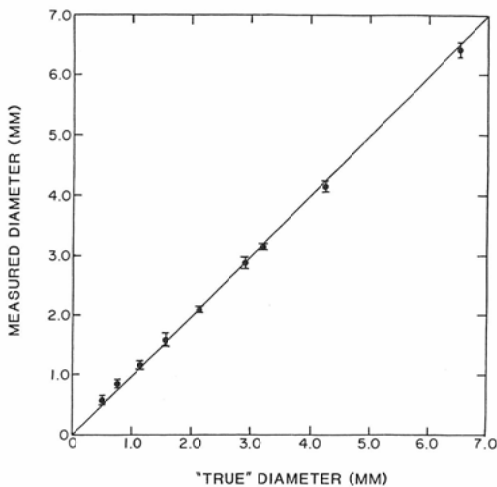
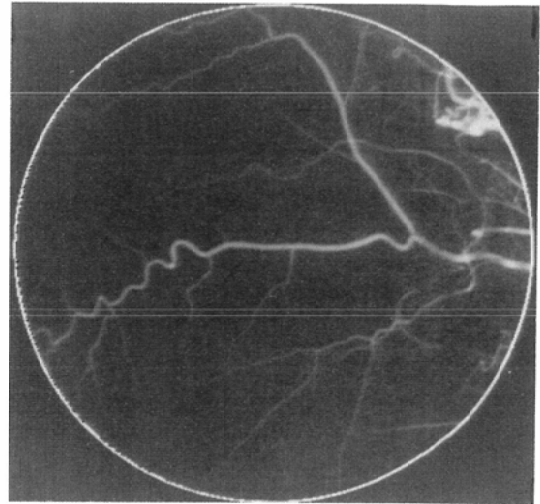


Fig. 16 Comparison of measured diameters of iodinated plastic tubes in the vessel phantom with their true diameters. For tube sizes greater than 0.5mm, the accuracy and precision are approximately 0.1mm each.

の再現性も $\pm 0.1\text{mm}$ です。このことは、ある意味では、大変興味ある結果です。なぜならば、この血管像を取得したDSAシステムのピクセル寸法は約0.3mmなのです。つまり、測定精度と正確度が、ピクセル寸法よりもはるかに小さな寸法まで到達できることを示しているのです。この理由は、イテラティブ・デコンボリューション技術が、プロフィール像の全データを十分に活用しているこ



(a)



(b)

Fig. 17 (a) & (b) Comparison of (a) digital subtraction image and (b) computer-reproduced image, which is obtained from vessel image information provided by use of a vascular tracking algorithm.

とのためです。一方、一次微分などの手法は、局所的な一部のデータしか利用していないのです。

Fig. 17(a), (b)は、DSA で得られた像と、これを血管像追跡技術を用いて取得した情報をコンピューターによって再現された像との比較を示します。コンピューターによって再現された像は、X線で得られた像によく類似していることが明らかです。特に、低コントラストの細い血管まで、よく再現されていることに注目して下さい。この技術では、血管像の径、コントラスト、そしてその位置を、血管像の基本的情報として追跡した結果、得られたものです。現在では、若干の誤差が認められますが、将来期待される手法と考えられます。

7. 結 論

デジタルラジオグラフィが、臨床に使用されるようになって、すでに数年になりますが、一部では、期待されたほどの結果ではないとの認識が定着しつつあります。一方、この方式の利点と問題点をよく理解しているグループは、着実にその経験を増やし、将来のより大きな発展へと進みつつあるように思われます。この将来の方向には、すでに PACS とコンピューター支援診断が登場してきています。これらの新しい概念と方式は、従来のアナログラジオグラフィに存在しなかった、そして従来の方式では不可能と思われたことを実現する可能性を持っているのです。これらが実現される日には、放射線診断および放射線科における多くの業務に対して、計り知れないほど大きくそして実際的な“便利さ”をもたらすことが期待されます。

この原稿は、昭和63年2月、東京における生涯教育講演会での講演の内容をもとに書かれたものです。この機会を与えて下さった高島 力先生、小塚隆弘先生、および日本医学放射線学会に感謝致します。また、この内容の大部分は、ロスマン研究所における最近の研究結果をまとめたもので、これらの研究とこの原稿の作成に寄与された方々には深く感謝致します。その方々は、H.P. Chan, K.G. Chua, 藤田広志, L. Fencil, M.L. Giger, K.R. Hoffmann, 桂川茂彦, H. MacMahon, C.E. Metz, 三隅 凌, 中森伸行, 太田健一郎, 佐々木康夫, C.J. Vyborny です。

文 献

- 1) Nudelman S, Healy J, Capp MP: A study of photoelectronic-digital radiology—Part II: Cost analysis of a photoelectronic-digital versus film-based system for radiology. *Proc IEEE* 70: 708—714, 1982
- 2) Schneider RH, Dwyer SJ(Eds.): *Medical imaging II: Image data management and display*. *Proc SPIE* 914(Part B): 782—1431, 1988
- 3) Lodwick GS: Computers in radiologic diagnosis. *Applied Radiology* Jan/Feb: 61—65, 1986
- 4) Chan HP, Doi K, Galhotra S, et al: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 1. Automated detection of microcalcifications in mammography. *Medical Physics* 14: 538—548, 1987
- 5) Fujita H, Doi K, Fencil LE, et al: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 2. Computerized determination of vessel sizes in digital subtraction angiography. *Medical Physics* 14: 549—556, 1987
- 6) Giger ML, Doi K, MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 3. Automated detection of nodules in peripheral lung fields. *Medical Physics* 15: 158—166, 1988
- 7) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs. *Medical Physics* 15: 311—319, 1988
- 8) 土井邦雄: デジタルラジオグラフィの現状と将来, *日本放射線技術学会誌*, 40: 581—604, 1984
- 9) Goodman L, Wilson CR, Foley WD: Digital radiography of the chest: Promises and problems. *AJR* 150: 1241—1252, 1988
- 10) Harrison RM: Digital radiography. *Phys Med Biol* 33: 751—784, 1988
- 11) Huang HK: *Elements of Digital Radiology*. Prentice-Hall, Inc, Englewood Cliffs, NY, p1—370, 1987
- 12) Bjorkholm PJ, Annis M, Frederick EE: Digital radiography. *Proc SPIE* 233: 137—144, 1980
- 13) Fraser RG, Breatnach E, Barnest GT: Digital radiography of the chest: Clinical experience with a prototype unit. *Radiology* 148: 1—5, 1983
- 14) Fraser RG, Hickey NM, Niklason LT, et al: Calcification in pulmonary nodules: Detection with dual-energy digital radiography. *Radiol-*

- ogy 160: 595—601, 1986
- 15) Kruger RA, Riederer SJ: Basic concept of digital subtraction angiography. GK Hall Medical Publishers, Boston MA, p1—279, 1984
 - 16) Doi K, Fujita H, Ohara K, et al: Development of a new digital radiographic imaging system with multiple-slit scanning X-ray beam: A preliminary report. *Radiology* 161: 513—518, 1986
 - 17) Kume Y, Doi K: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 11. Multiple slit beam imaging technique with I.I.-TV digital system. *Medical Physics* 14: 736—743, 1987
 - 18) Edmonds EW, Hynes DM, Rowlands JA: Digital format opens new doors for fluoroscopic imaging. *Diagnostic Imaging*, November, 1987
 - 19) Tateno Y, Iinuma T, Takano M(eds.): *Computed Radiography*. Springer-Verlag, Tokyo, p1—185, 1987
 - 20) Fuhrman CR, Gur DD, Good B, et al: Storage phosphor radiographs vs. conventional films: Interpreter's perceptions of diagnostic quality. *AJR* 150: 1011—1014, 1988
 - 21) Amitani K, Kano A, Tsuchino H, et al: A new photostimulable phosphor detector for digital radiography. *Konica Technical Report* 1: 120—125, 1988
 - 22) 土井邦雄: X線画像の信号検出と視覚特性の重要性, *日本放射線技術学会誌*, 43: 694—729, 1987
 - 23) Fujita H, Doi K, MacMahon H, et al: Basic imaging properties of a large image intensifier-TV digital chest system. *Investigative Radiology* 22: 328—335, 1987
 - 24) Doi K, Bunch PC, Holje G, et al: Modulation transfer function of screen-film systems. ICRU Report 41, p1—56, Published by International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1986.
 - 25) Doi K, Holje G, Loo LN, et al: MTFs and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. HHS Publication FDA 82—8187, 1982, p1—77
 - 26) Doi K, Kodera Y, Loo LN, et al: MTFs and Wiener spectra of radiographic screen-film systems, Volume II. HHS Publication, FDA 86—8257, p1—100, 1986
 - 27) Ishida M, Frank PH, Doi K, et al: High-quality digital radiographic images: Improved detection of low-contrast objects and preliminary clinical studies. *RadioGraphics* 3: 325—338, 1983
 - 28) Metz CE: ROC methodology in radiologic imaging. *Investigative Radiology* 21: 720—733, 1986
 - 29) MacMahon H, Vyborny CJ, Metz CE, et al: Digital radiography of subtle pulmonary abnormalities: An ROC study of the effect of pixel size on observer performance. *Radiology* 158: 21—26, 1986
 - 30) MacMahon H, Metz CE, Doi K, et al: Digital chest radiography: Effect on diagnostic accuracy of hardcopy, conventional video, and reversed grey scale video display format. *Radiology* 168: 669—673, 1988
 - 31) 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
 - 32) Ohara K, Chan HP, Doi K, et al: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 8. Detection of simulated low-contrast objects in DSA images. *Medical Physics* 13: 304—311, 1986
 - 33) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images. *Medical Physics* (in press).
 - 34) Hoffmann KE, Doi K, Chan HP, et al: Automated tracking of the vascular tree in DSA images using a double-square-box region-of-search algorithm. *Proc SPIE* 626: 326—333, 1986