

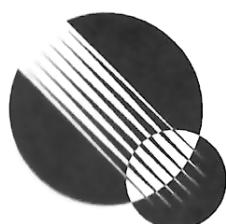
Communication of the Imaging group of the JSRT

画像通信

1996年9月

Vol. 19 No. 2 (通巻 37)

- ☆ 画像分科会長あいさつ
- ☆ 第40回 画像分科会プログラム
 - 1. 教育講演 「MRIにおける画像形成について」
講師 (株)東芝那須工場 町田 好男
 - 2. 画像討論会
 - I. 解説 「MRIの撮像パラメータと画質」
シーメンス旭メディテック(株) 木村 敏彦
 - II. MRIにおける画像評価の現状
 - 1) ファイナルMTFによるMRIの空間分解能評価
京都市立病院 小倉 明夫
 - 2) MRIにおけるMTFおよびウイナースペクトル測定
-測定法について- NTT東北病院 大久 敏弘
 - 3) MRIにおけるMTFおよびウイナースペクトル測定
-機種間比較- 仙台赤十字病院 安彦 茂
 - 4) MRIにおける画像評価の動向
名古屋市立大学病院 宮地 利明
 - ☆ 技術特集「ドライ処理イメージヤー」
 - ①小山悌次郎 (日本アグファゲバルト) ②三枝紀雄 (イメーション)
 - ③丸山則治 (コニカ) ④水上 博、藤井彰二 (日本ポラロイド)
 - ☆ 第3回ディジタルマンモグラフィ国際ワークショップ参加報告
岐阜大学工学部 原 武史
 - ☆ Metz's ROC Software Users Group Information



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

社団法人 日本放射線技術学会
画像分科会

第41回 画像分科会予告

開催日：1997年4月5日（土）予定

会 場：パシフィコ横浜会議センター（横浜市）

テーマ：未定

画像分科会新委員

藤田広志・岐阜大学工学部電子情報工学科

fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp

大久敏弘・N T T 東北病院放射線科

ohisa@mcgroup.or.jp

小倉敏裕・癌研究会附属病院放射線部

t_ogura@ganken.jfcr.or.jp

真田 茂・金沢大学医学部保健学科

sanada@kenroku.ipc.kanazawa-u.ac.jp

白石順二・大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

WZ6J-SRIS@asahi-net.or.jp

滝川 厚・広島県立保健福祉短期大学放射線技術科学科

takigawa@hpc.ac.jp

田中雅人・福井医科大学放射線部

masat@fmsrsa.fukui-med.ac.jp

原 武史・岐阜大学工学部電子情報工学科

hara@fjt.info.gifu-u.ac.jp

松井美樹・コニカ（株）医用事業部

mitate@konica.co.jp

杜下淳次・京都医療技術短期大学診療放射線学科

kcmt-rad@kyoto.macnet.or.jp

img-com@fjt.info.gifu-u.ac.jp

（このアドレスにメールを送れば上記の全ての委員に届きます）

画像分科会長あいさつ

岐阜大学工学部電子情報工学科

藤田 広志

4月より、小寺前分科会長の後を引き継いで、新画像分科会長に藤田がバトンタッチ致しました。また、委員も半数以上が交替し、ディジタル画像情報時代にマッチすべく、平均年齢がかなり若返りました。別項のリストにありますように、放射線画像情報分野で活発に日夜研究活動をされておられるメンバーを中心となっております。現在、全員が電子メールを活用して、会の運営を行っております。どうか新役員一同をよろしくお願ひ致します。

5月に全委員会を開催し、今後の画像分科会の運営について議論をしました。

まず、現在の委員のメンバーで、画像分科会として今後どのような活動をしていくべきか、また、何ができるだろうかという点について議論しました。基本的には、これまで同様に、主として広い意味での“新しい画像技術”的情報や討論の場の提供を会員に行なうことがあります。人体（患者）を取り扱った画像1枚のもつ“深さ”とか“重み”が分かる会員が増えて、臨床の現場に反映されれば良いと考えております。

春・秋の画像分科会の計画については、基礎的な画像理論、これまでに手薄であった画像分野（MR I, ヘリカルCT, マンモ画質関係など）の話題、あるいは画像一般の応用テーマや臨床現場で特に問題となっている事項などの教育講演や画像討論会などを計画していく予定です。本格的なディジタル画像情報時代になり、これまでの画像の教科書がほとんど役立たなくなっている昨今で、新しい教科書に書き換える時期になっています。このような時には、新しい技術をどんどん吸収していく必要があります。関連して、学術委員会と連携し、講演会を年に何回か計画しています。シカゴ大学のメッツ先生の学術講演会が、すでに7月に広島と大阪で開

催されました。特に、大阪では、本分科会が運営しております「Metz's ROC Software Users Group」の第1回ミーティングとなりました。さらに、今後、各地方の画像研究会とも連携をとり、このような講演会を共催したく考えております。

画像分科会の会誌であります「画像通信」の出版について、今号は37冊目になりますが、これまでには、春と秋の画像分科会の内容に関する予稿集が中心的な内容でした。しかし、分科会費が最近値上げされ、分科会会員と非会員との差別は会誌のみである現状、さらに技術学会の本誌の編集方針として分科会の教育講演等の解説原稿は基本的に取り扱わない方針、などを考慮しますと、今後内容の充実を行う必要があります。本号は早速その方針に従い、まず「技術特集」の第一段として、最近注目されています“ドライ処理イメージヤー”を企画致しました。短期間でしたので、全体的にはまだ十分ではありませんが、次第に内容を充実させるべく、努力していきます。また、今後、学会本誌のように、業者委託も考慮する必要があります。

リフレッシャー・スクール（RS）については、今回が11回目になります。昨年度からの計画で、今年は北陸金沢の地で行いました。しかしながら、今後RSについては、見直しを考えて行く必要があります。RSの最初の数回の頃は、抽選をする必要があるくらい参加希望者が多かったのですが、最近では締切後に参加者を呼びかける状態だからです。会員が今ほんとうに“希望している企画”を、いま模索中です。

以上、いくつかの点について書きましたが、会員皆様からのご意見が重要です。秋の仙台における画像分科会では、アンケート調査を実施しますので、遠慮無くご意見をお聞かせ下さい。また、参加できない会員は、事務局あてにご意見をお寄せ下さい。私や委員に直接連絡されても結構です。

会員皆様の積極的なご意見を参考にしつつ、新しい委員一同で画像分科会を盛り上げていきたいと考えておりますので、どうかよろしくお願い致します。

第40回 画像分科会プログラム

日時：1996年9月27日（金）9:00 - 12:00

会場：仙台市民会館小ホール・第2会場（地下1階）

テーマ：「MRIにおける画像評価」

1. 教育講演 「MRIにおける画像形成について」

講師 (株) 東芝那須工場 医用機器第4技術部
司会 岐阜大学工学部電子情報工学科

町田 好男
藤田 広志

2. 画像討論会

座長 NTT東北病院

大久 敏弘

I. 解説 「MRIの撮像パラメータと画質」

シーメンス旭メディック株式会社 アプリケーションセンター

木村 敏彦

II. MRIにおける画像評価の現状

1) ファイナルMTFによるMRIの空間分解能評価

京都市立病院 小倉 明夫

2) MRIにおけるMTFおよびウエーブレット測定 -測定法について-

NTT東北病院 大久 敏弘

3) MRIにおけるMTFおよびウエーブレット測定 -機種間比較-

仙台赤十字病院 安彦 茂

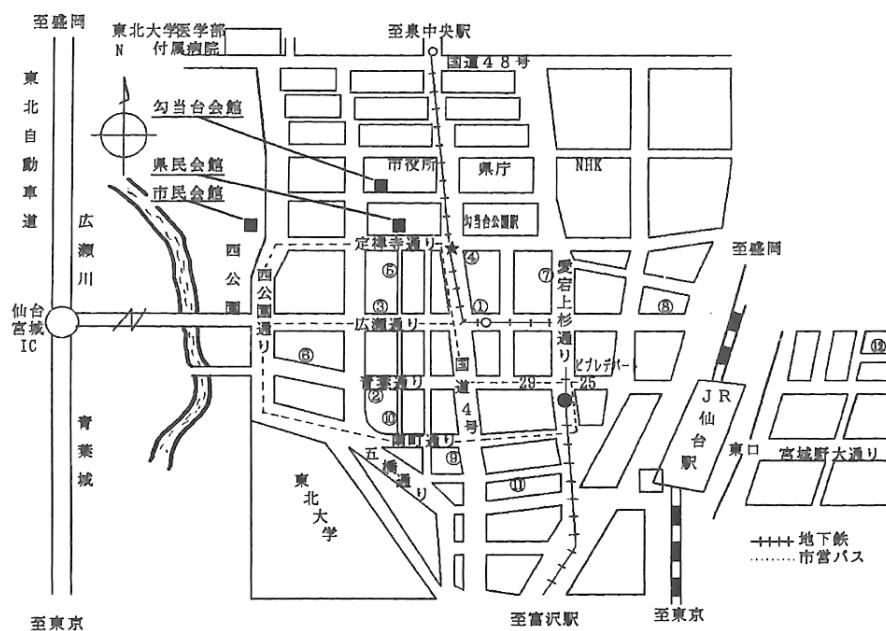
4) MRIにおける画像評価の動向

名古屋市立大学病院 宮地 利明

会場案内図

《宿泊先一覧》

- ①江陽グランドホテル
- ②仙台東急ホテル
- ③ホテルリッチ仙台
- ④三井アーバンホテル
- ⑤ホテルユニバース仙台
- ⑥仙台駅ニワシントンホテル
- ⑦ホテルJALシティ仙台
- ⑧イーストワン仙台
- ⑨仙台富士ホテル
- ⑩サンホテル仙台
- ⑪東横イン仙台



交 通 案 内	《JR仙台西口下車》
市民会館まで	→※バス 仙台駅西口バスターミナル、25・29乗降場より仙台市営バスで約10分
県民会館まで	→※タクシー 仙台駅西口タクシーホールより約7分
仙台空港から	→※地下鉄 地下鉄仙台駅から★勾当台公園駅まで約3分、公園駅から徒歩約5分
	→※JR仙台駅まで、バスで約40分
	※各会場まで、タクシーで約50分

MR I における画像形成について

(株) 東芝那須工場 医用機器第4技術部

町田好男

[0] はじめに

なぜMR Iで画像が得られるか？ 理解の糸口を掴みにくい内容である。画像についてのもう一つの要素である画像値あるいはコントラストの方は順を追って理解しやすいが、画像形成の部分は少し飛躍が必要である。結論的に一言で言えば、基本は、「MR Iは逆フーリエ変換を実行するシステムであり、逆に、画像は得られたNMR信号をフーリエ変換することにより得られる」ということにつきるといつていいだろう（図3）。一度分かってしまえば、X線CTの画像再構成よりもはるかにシンプルである。

MR Iの画像形成についての基本的な部分だけに焦点を絞って話をという要請であったので、その主旨に従ってお話しさせていただきたいと思う。

[1] 投影データの取得

励起されたプロトンは、磁気共鳴信号（MR信号）を発生する。このときの信号の周波数 ω はそのプロトンの存在する点の磁場強度Bに比例する。ラーモアの式、 $\omega = \gamma B$ に従うわけである。傾斜磁場を重畳して観測した時に、各点（各ライン）毎に異なる周波数のMR信号が発生する様子を図1に示した。これらの信号は検出コイルにより加算された形で観測されるが、フーリエ変換により周波数分析をすると各周波数毎の強度分布、すなわち投影データが得られる。これは1次元のイメージングともいえる。

磁場強度と周波数の比例関係を与えるラーモアの式、空間位置と磁場強度の比例関係を与える傾斜磁場、この2つ（だけ）が、画像形成において本質的な役割を果たしている。

こうした投影データを傾斜磁場の印加方向を磁気的に回転させて各方向から得れば、X線CTと同様のアルゴリズムにより2次元の画像が得られるから、MR Iでは少なくとも画像形成に必要な情報が取得できることは納得できるものと思う。

[2] 2次元の場合

投影データの場合、つまり実質的に1次元の場合に各点（各ライン）から異なる周波数のMR信号を発生させられるということを述べた。2次元の場合の類似の説明を図2に示す。ここでは読み出し方向をx、位相エンコード方向をyとしておこう。

実空間の原点ではどんなバルスシーケンスにおいても傾斜磁場強度が常にゼロであるから、ここからの信号は直流成分として観察される(a)。次にx方向だけに少し離れた点からの信号を考えよう。この点でもy成分が0であるから位相エンコード傾斜磁場G_yによる位相の変化は生じない。読み出し時には原点とはわずかに共鳴周波数が異なるので図に示すような緩やかな"x方向の2次元的な波"となる(b)。もう少しx方向に離れた点(c)からの信号についても図示した。一方、(d)はy方向だけに少しだけ離れた点と対応する信号を表わしている。位相エンコード傾斜磁場G_yを印加するとy方向に磁場強度が変わり共鳴周波数が変わる。そのためG_y印加終了後信号位相は変化を受けており、読み出し時の初期位相の違いとして観察される。その後読み出し傾斜磁場G_x印加時には原点と同様磁場強度の変化は無いので直流成分として観察されるので、全体としては"y方向の2次元的な波"として観察される。x, y両方向へ離れた(e)からの信号は、初期位相の違いもあり読み出し時の周波数もゼロでないので図に示すような"斜め方向の2次元的な波"として観察される。

結局、ピンファントムからの信号はその位置に対応した方向で原点からの距離に比例した周波数を持つ"2次元的な波"として観察される。MR Iの2DFT法で得られた信号は、こうした多数の2次元の波の成分が検出コイルにより加算された形で観測されたものとなる。従って、得られた信号に対し、2次元の周波数分析である2次元フーリエ変換処理を行えば、との画像が得られることになる。

[3] 次の理解のために

以上の説明をおさらいをすると

$$\text{実空間の } 1 \text{ 点} \longleftrightarrow \text{収集したMR信号として "2次元的な波"} \quad (1)$$

の対応をベースとして考えたわけである。しかしながら、さらに発展的で応用をきかせるためにはさらに突っ込んだ理解が必要である。似ているが逆の関係になる。すなわち、実空間における空間的な周波数成分をMR Iは直接観察しているという理解である；

$$\text{実空間の "2次元的な周波数成分"} \longleftrightarrow \text{MR I信号の "1点"} \quad (2)$$

という関係である。

(1) と (2) は対をなす関係である。フーリエ変換 "対" と呼ばれるのに対応している（図3）。

[4] k空間

上の (2) は "k空間" の考え方を理解するということでもある。今度は実空間のスピンは最初から面内全部について考える。

理想的には励起直度のスピンの様子は、図4の(a)のように表せる。観察されるスピンはベクトルとして表現している（図5）。G_yによる位相エンコードを行うと空間内のスピンの様子は(b)の様になる。y座標に比例して共鳴周波数がちがうためその分だけスピンの位相がねじられるのである。次に読み出しが行うとx方向に位相がねじられ、(b)の状態からさらに(c)の状態になる。これを検出コイルを用いて加算した形でMR信号として観測するのである。[2]と非常に似ているが、あくまで実空間内のスピン全体の挙動を考えている点に、再度注意をはらって欲しい。

原像f(x,y)があったとき、これをある方向に位相を周期的にねじって積分して観察した時に大きな信号として観察されるということは、丁度これに相当する空間周波数成分が原像にたくさん含まれていることを示す（正確にいうと方向が同じでねじりかたは逆方向の成分である）。信号が小さければ、成分があまりないことを示す。つまり実空間の被検体の空間周波数分析を行っているわけである。いわゆる "k空間"（波数空間）のデータを取得していることになる。今述べたことを式であらわすとフーリエ逆変換そのものになる。従って得られた信号に対しフーリエ変換を施すと原画が得られるのである。

注) ここではフーリエ逆変換が "分析"、フーリエ変換は "合成" の役割を演じているが、フーリエ変換対は分析と合成が互いに対になっている。変換の役割を分析か合成とみるかは解釈によることであり、数学的な区別ではない。

結局、

- ・ MR Iは、傾斜磁場の印加により逆フーリエ変換処理を実行しており、被検体の空間的な周波数分析を行っている。
- ・ その結果通常k空間と呼ばれる、実空間の波数（周波数）空間、k空間の情報を直接得ている。
- ・ それに従ってフーリエ変換（という合成処理）により、原画が得られる。

と考えるのがよい。なぜよいかというと、MR信号を直接解釈できるため、MRイメージングを幅広く正確にシンプルに理解できることが多いからである。

[5] さらに

以上基本のみについて述べた。フーリエ変換の理解がポイントである。この先にはさらに下記のような世界が広がっている。

- ・ 3DFT法などの高次元化。分割スキャンと、高速撮影。
- ・ 種々の非線形項やエラーが画質に与える影響。（ボケ、リング、エンコードゴースト……）
- ・ 種々の位相エンコードイメージング。（化学シフト、速度、加速度……）

等などである。

参考文献)

MR I 入門書は数多く出されているのでリストアップはしないが、最終的にはフーリエ変換の理解が重要であるので、特に参考として下記の 2、3) をあげておきたい。

- 1) 岩井、他、「医用画像診断装置」、コロナ社、1988
- 2) トランシナショナル・カレッジ・オブ・レックス、「フーリエの冒險」、ヒューブル・ミリーグラブ（万人向け、フーリエ変換の突っ込んだ内容）
- 3) E.O. Brigham著、宮川訳、「高速フーリエ変換」、科学技術出版社、1979（離散的FTが詳しい）

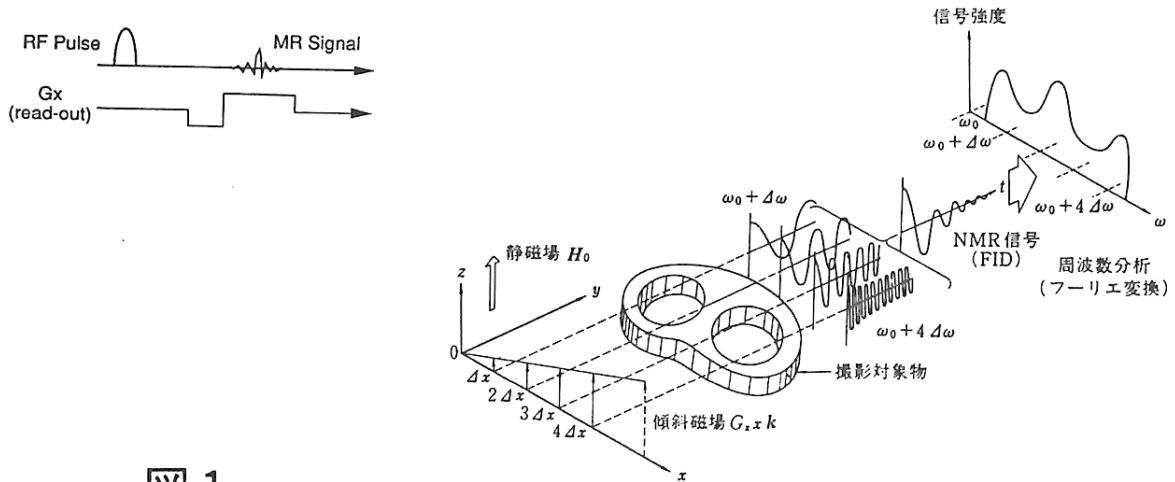


図 1

図 2.14 傾斜磁場 G_{zxk} の役割 文献 1) より引用

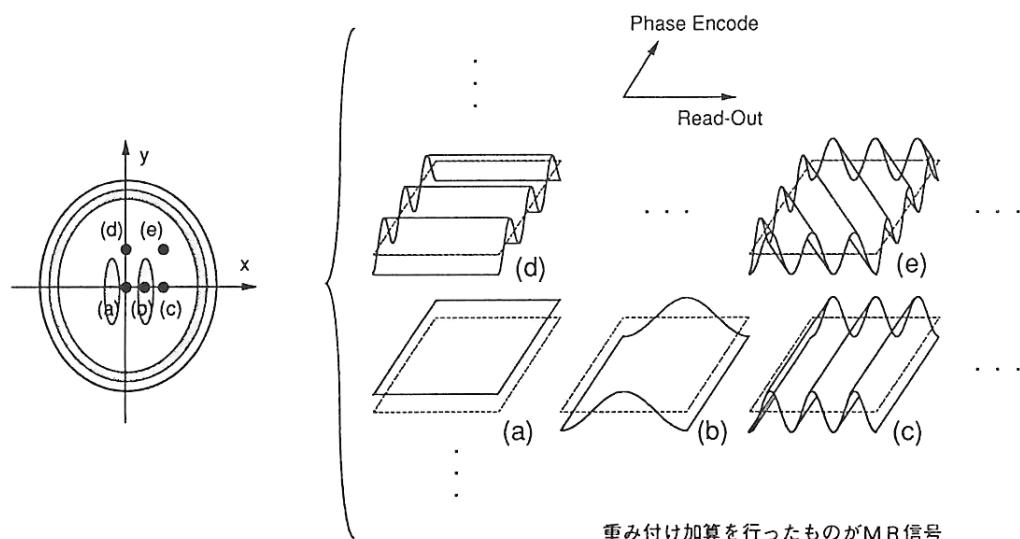


図 2



図 3

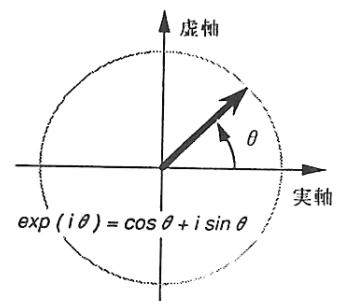


図 5

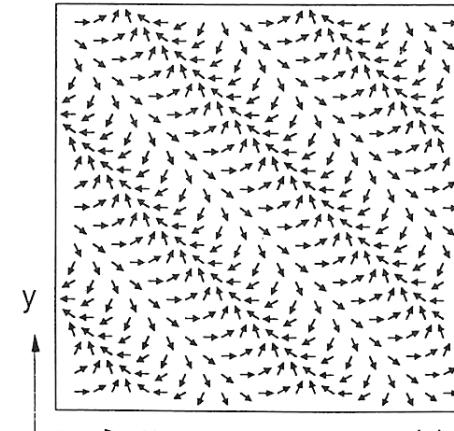
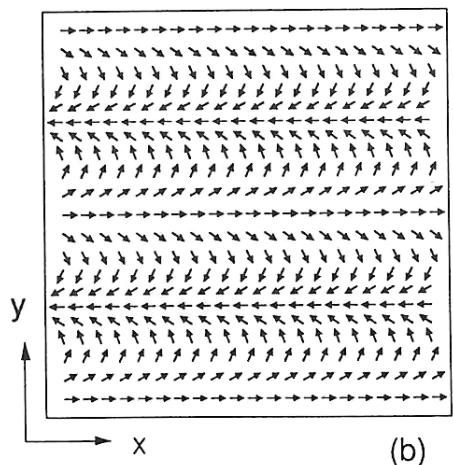
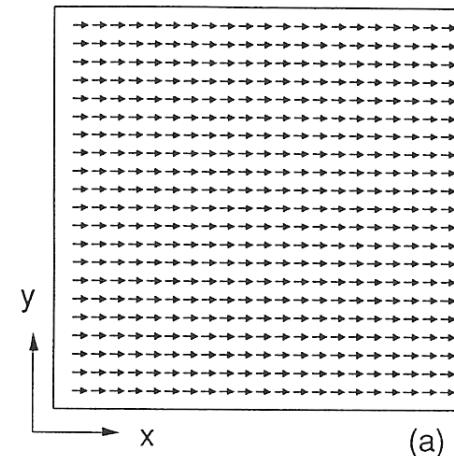
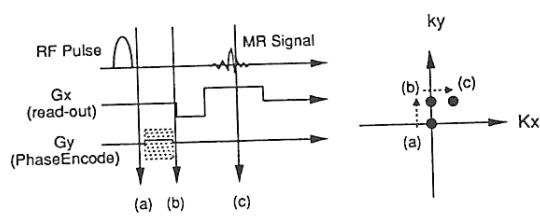


図 4

MRI の撮影パラメータと画質

シーメンス旭メディテック株式会社

アプリケーションセンター

木村敏彦

【画質の判断基準】

MRI の画質の良し悪し、または最適な撮影パラメータであるか否かを判断する場合の基準として、ターゲットとする病変や組織が十分な

1) コントラスト

2) SN 比

3) 解像度

をもって描出されているかどうかという点が問題となる。これらの要素について最近の動向を含め考えてみる。

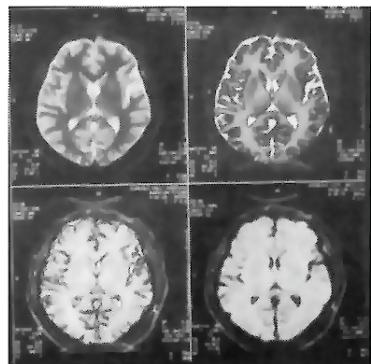
【3つの要素】

1) コントラストについて

MRI の画像コントラストは組織の持つ各性質 T1、T2、T2*にしたがって撮影パラメータの組み合わせによってさまざまに変化する。その撮影パラメータとして、

TR、TE、フリップ角、TI

などが挙げられる。特にインバージョンタイム TI は古くは IR 法で用いられていたものであったが、現在パルスシークエンスの超高速化に伴い画像コントラストをコントロールするための重要なパラメータの 1 つとなっている。ターボフラッシュや EPI では撮影時間を重視するので TR、TE の設定範囲は非常に限定されコントラストがつきにくいため、あらかじめ縦磁化にコントラスト情報を持たせておきそれを高速に読みとる方法が取られる。このような方法をプリパレーションパルス法と呼び、TI 以外のパラメータも導入することで T1 強調（他に FLAIR、STIR）だけでなく T2 強調や拡散強調といった画像コントラストを非常に短時間で得ることも可能になってくる。



※ IR プリパレーションパルスの EPI
で TI を変化させた時のコントラスト



高速イメージングのコントラスト法

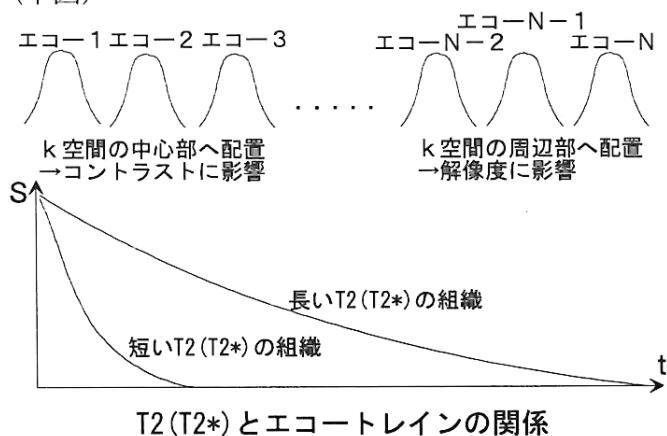
2) SN比について

MRIでは単位時間当たりに収集できる信号の大きさには上限があり、これは装置の静磁場強度(T :テスラ)と核種(通常プロトン)によってのみ決定されてしまう。したがって限られた量の信号を如何に効率よく収集するかが重要になってくる。この効率を決定する要素には次の3つが挙げられる

- a) ピクセルサイズ: 1ピクセルに含まれるプロトンの量にしたがって信号強度は大きくなる。ピクセルの体積が2倍になればSN比は単純に2倍になる。したがって、空間分解能を妥協できるぎりぎりの大きさに設定することで検査時間を最短にすることができる。
- b) エコートレイン: ターボSE(高速SE)で用いられるようになったパラメータで、従来のSE法での無駄な時間をデータ収集にまわすことで単位時間当たりのデータ収集効率を改善することができる。しかしエコートレインの大きさはいたずらに延ばせば良いわけではなく、目安として従来法のTRの2倍以上になってしまいうようなエコートレインの大きさではそれ以上のSN比の改善は望めない。
- c) 受信コイル: 観察する対象に接近していればしているほど、観察する領域を限定すればするほど強い信号強度が得られる。コイルの適切な選択を行うか否かでSN比は数倍違ってくる。この差は検査時間に換算すると10倍近くの違いになるため、適切なコイルがあるか否かで特定の検査ができるかできないかが決まってしまう。最近ではとくに腹部領域へのアレイコイルの適用が従来のボディコイルに比較して検査時間、解像度ともに著しい改善をもたらしている。

3) 解像度について

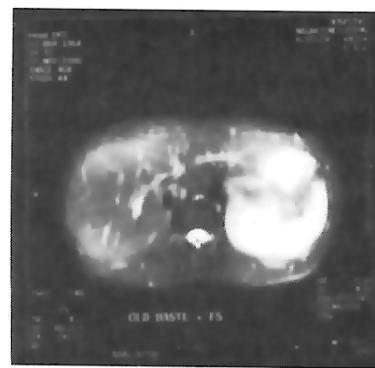
一般にピクセルサイズを表し、関心領域の大きさFOVとマトリクスサイズ、スライス厚で決まるため、通常SN比を決定するパラメータの1つに含まれ検討される。しかし、パルスシーカンスの著しい高速化により必ずしも上のパラメータだけでは解像度が決まなくなってきた。これはひとえにエコートレインの長さが組織のT2またはT2*に比べて長くなってしまったことに原因する。(下図)



エコートレインの長さに比べて T2 または T2* の短い組織の信号は、一連のデータ収集の途中で消失してしまうことになり、空間分解能を決定する情報が欠けることになる。その結果、実際の空間分解能は表示マトリクスよりも低いものになり、画像上にはボヤッとしたものとして写る。シングルショットのターボ SE ではこのような傾向が組織の T2 にしたがって顕著になってくる。EPI では組織の T2* が問題になり、磁化率の変化が急激な組織を含むピクセルは信号の消失となって観察される。



左 : ETL=290ms

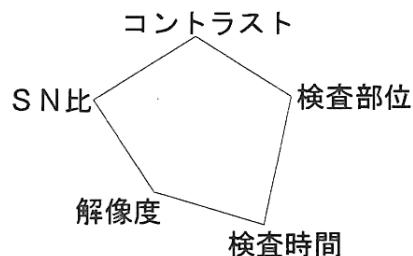


右 : ETL=580ms

※ エコートレインの長さが(ETL)異なるシングルショット TurboSE
表示マトリクスは同じだが T2 の短い組織のシャープさが大きく異なる

【最適撮影パラメータ】

MRI の撮影パラメータの最適化とは対象とする検査部位や撮影時間を考慮しながら上記 3 つの要素(コントラスト、SN 比、解像度)について妥協点を見つける作業であると言うことができる。



このことは異機種間での画質評価を目的とするファントム実験を行う場合も例外ではなく、

- その検査の目的 (求められるコントラスト)
- それが適用される部位 (使用されるコイル)
- 必要とされる空間、時間分解能 (パルスシークエンス)

などをすべて考慮した上で撮影プロトコールを決定しなければ、せっかく多くのサイトからデータを集めてもかえって一般性を欠くことになり兼ねない。

ファイナルMTFによるMRIの空間分解能評価

京都市立病院 放射線科 小倉 明夫

1。目的

MRIが医療診断の場に登場してから十数年が経過している。その間、MRIの画質評価は、このモダリティの特徴であるコントラスト分解能の優位性からコントラスト特性とSN比が主に測定されてきた。しかし近年、高速SE（以下、FSE）法の登場により、エコートレイン上でT2-decayによる信号量の異なるエコーに起因するblurringの発生等、空間分解能の定量評価も必要となってきた。

MRIの空間分解能測定に対し、いくつかの報告があるが、今回我々はFinal MTFの手法を用いることを検討した。基礎的研究として、MRIのMTF測定に際し、MRI特有の要因によるMTFへの影響について検討し、それらのデータを基にその測定法を構築した。それらを使用し、FSE法の空間分解能に依存するETL(echo-train length)やIES(interecho spacing)の影響を検討した。

2。Final MTF

Final MTFは畠川（大阪市大）らが、デジタルイメージのMTF測定法として、提倡したものであるが、イメージ表示系の最終過程であるフィルム上で、サンプリングに依存するshift alignmentとcenter alignmentを平均したoverall MTFを測定する方法論である。

3。方法

3-1。Final MTFの測定法

5,4,3,2,1,0.5mm厚さのアクリル板がそれぞれ板厚と同じスペースを保って配列されたコントラストチャートを作成し、硫酸銅溶液中に固定し、基本的にチャートの配列が位相エンコードと垂直になるように撮像を行った。撮像はオーバオールMTFを測定するため、オフセットのスキャンセンターを0.1mmづつずらし、5回撮像した。それらのイメージをレーザフィルム上にプリントし、マイクロデンシトメータにより2回づつスキャンを行い濃度曲線を得た。SMPTEにより濃度をピクセル値に変換し、その後は、アナログのコントラスト法のMTFを測定する方法と同様の過程で測定を行った。

3-2。SNRによるFinal MTFの測定誤差

SNRによるFinal MTFの測定誤差を検討するため、平均加算回数を1回から16回まで変化させ撮像を行った。また、AAPM基準に基づき同条件のSNRを測定した。

3-3。スライス厚とパーシャルボリュウムによる測定誤差

スライス厚を2、3、5、10、20mmと変化させ、それ以外のパラメータは同一として撮像を行った。また、スライス厚が5、10、20mmにおいて、チャートファントムに対し、0,5,8度とスライス面を傾斜

し、測定を行った。

3-4。ファントムの位置による影響

マグネットコイル内の静磁場強度の不均一性のため、ファントムの置かれた位置により、信号強度が変化することが予測される。そのため、ファントムをマグネット内の中心、中心より15cm開口部側、15cm反開口部側において撮像し、Final MTFの測定誤差を検討した。

3-5。Echo train length, Interecho spacingによるFSE画像のbluring

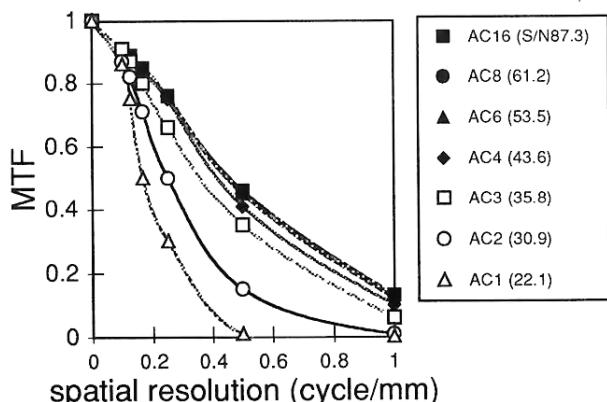
FSE法のT2強調画像とプロトン密度強調画像において、ETLを27-1まで変化させ、Final MTFを測定した。また、異なるバンド幅の撮像法による画像のFinal MTFの測定を行った。

4。結果及び考察

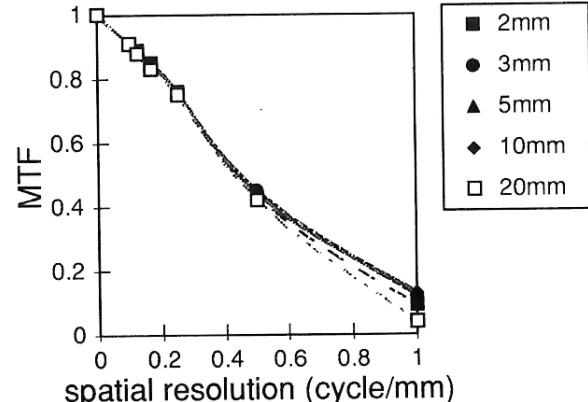
積算回数の減少に伴うMTF値の実験誤差は大きく、積算回数が5回以上であれば、殆どMTFに変化はなかったが、それ以下ではMTFの測定値が劣化した。これらをSN比で表すと、SN比50以上であれば、MTFに影響する実験誤差はないと考えた。(Fig-1)

スライス厚に関しては殆ど影響は見られなかつたが、2mmや20mmでFinal MTFに測定誤差による若干の劣化がみられ、それらの原因と考えられるSN比やパーシャルボリュウム効果を考慮し、スライス厚は5mmが妥当と考察した。(Fig-2,3)。

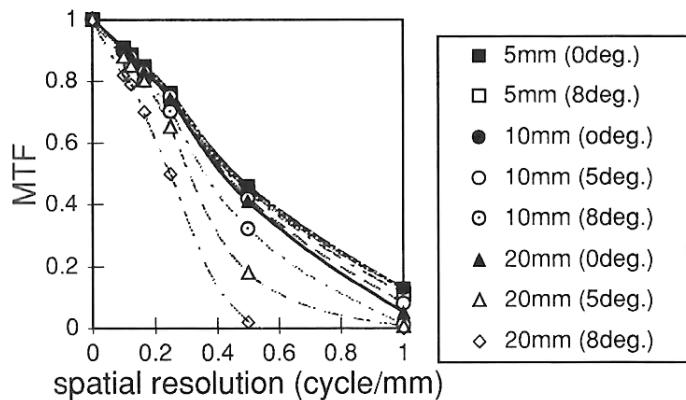
また、チャートを置く位置について、チャートがガントリの中心から奥の方では、MTFに影響しないが、手前では若干劣化する傾向があった。つまり、静磁場の不均一性によりチャートを設置する際の位置依存性が存在した。(Fig-4)これらの結果より当装置においては、信号強度の安定しているガントリの中心からやや奥の方に設置するように配慮した。



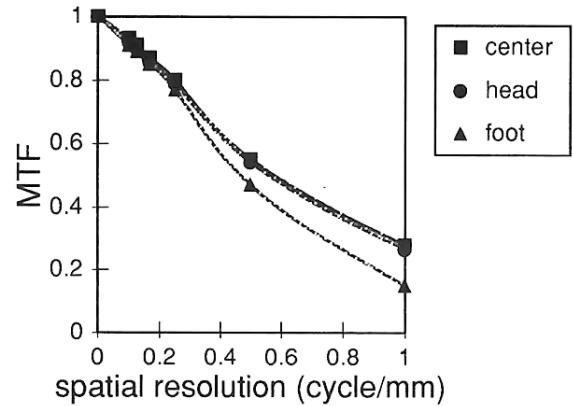
(Fig.1)



(Fig.2)



(Fig.3)

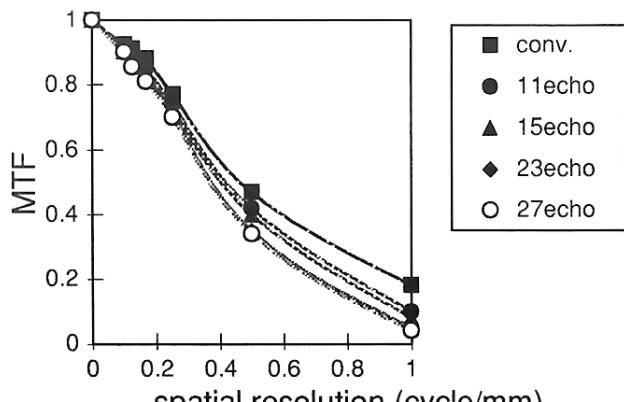


(Fig.4)

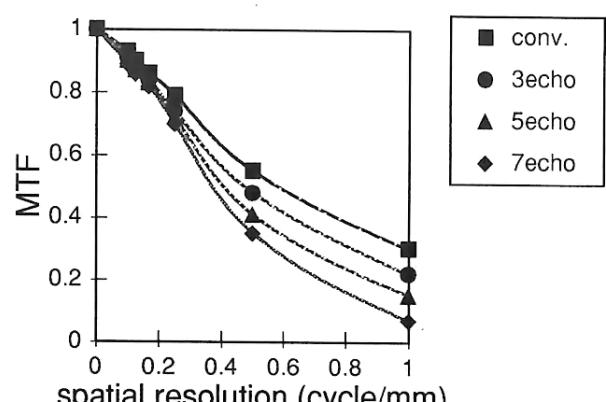
以上の結果より、上記に示すようなMR I画像のFinal MTF測定法のプロトコルを作成した。これらの測定法を使用し、FSE法におけるETLとバンド幅に依存する空間分解能の変化を検討した。結果はFIG-5,6に示すように、ETLの増加に伴い画像の鮮鋭性は劣化した。また、それらは、プロトン密度強調画像であり顕著であった。また、バンド幅の縮小により、サンプリングタイムが増加するため、必然的にIESも増加する。その結果、鮮鋭性も劣化する傾向を示した。(Fig-7)

これらは、FSE法におけるマルチエコー信号強度のT2-decayによる影響と、それらの信号のK-space上での不均一なサンプリングに起因する ringing artifactによるblurringが原因と考えられた。

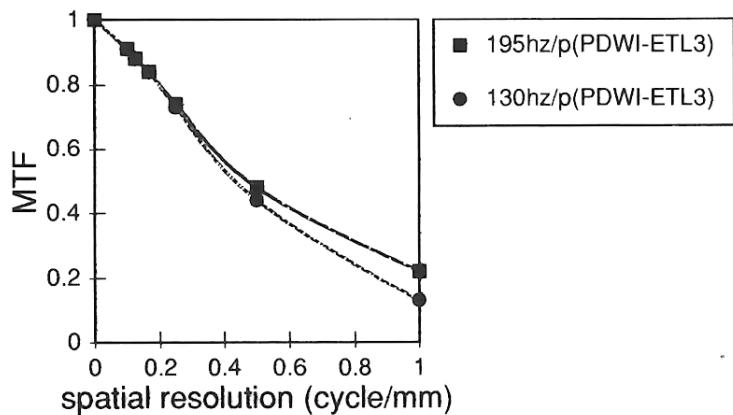
以上の実験を統括して、MR I画像の空間分解能測定としてFinal MTFを使用する手法の優位点は、チャートを測定することにより、アーチファクトによるblurringが測定可能なことがあげられる。アーチファクトはsignal-gainとsignal-lossとspatially mismatchにわけられるが、spatially mismatchによるblurringは、本法がよく評価できると考えられる。また、短所としては、チャートを置く位置依存性があることや、overall MTFを測定するため、多くの資料を必要とすることがあげられ、評価目的によって測定法を選択考慮する必要性があると考える。



(Fig.5)



(Fig.6)



(Fig.7)

MRIにおけるMTFおよびウィナースペクトル測定 —測定法について—

NTT東北病院

大久 敏弘

【目的】

MRIにおいてMTFおよびウィナースペクトルの測定を試み、MR像の画像評価への適用性について検討する。

【方法および結果】

MTF：

内径0.96mmのビニール針に水で希釈したマグネピスト溶液を気泡を含まないよう充填し、受信コイル中心付近の空中に固定する。特定のピクセルに対し、Center alignment、Shifted alignmentの位置に対応する横断像を撮影する。それぞれの点像について2次元のフーリエ変換を行い、絶対値を求め、0周波数の値で正規化する。両者の平均値を求め最終的なMTFとした。

点像のProfileをFig.1に、MTFをFig.2に示す。種々のシーケンスについて測定を行ったが、位相エンコード数の違いやエコートレイン数の違いで位相エンコード方向のMTFに変化がみられた。

Wiener spectrum：

均一性評価用球状ファントムの横断像を撮影し、Fig.3のように複数の矩形領域をセグメントデータとして切り出し、フーリエ変換法によりウィナースペクトルを求めた。

MR像はShadingが強く、そのままウィナースペクトルを求める低周波域で過大評価することになり、何らかの補正が必要となった。Fig.4にShadingの程度の違いによるウィナースペクトルを示す。補正のため2画像間の差分像を用いる方法（以下差分像法）と、2次元のShading(Trend)補正処理を行った像を用いる方法（以下Shading補正法）を比較した。Fig.5にファントム像のProfile(A)、Shading(Trend)補正カープ(B)、Shading補正後のProfile(C)、差分像のProfile(D)を示す。ただしProfile(D)には現れない周期的な変動成分がProfile(C)に現れた。このような変動成分は機種に依

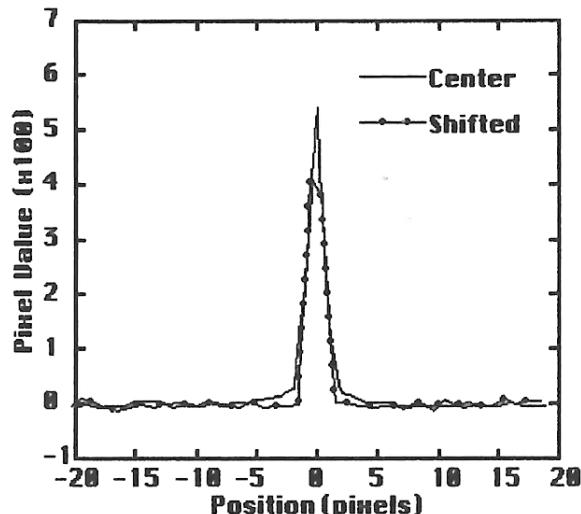


Fig.1

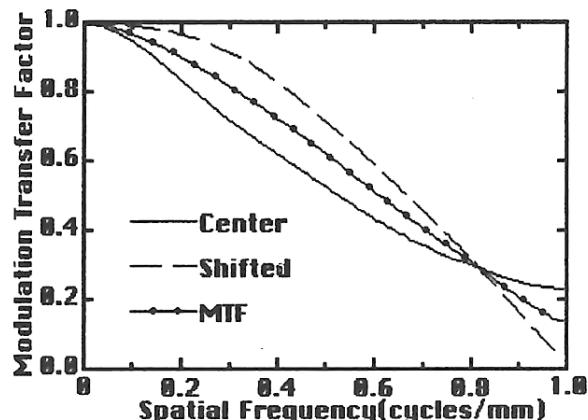


Fig.2

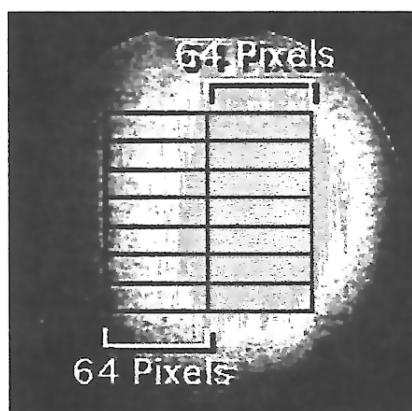


Fig.3

存することも確認した。Fig.6に差分像法(A)およびShading補正法(B)により求めたWienerスペクトルを示す。Shading補正法によるものは低周波域に大きなピークをもつ。種々のシーケンスについて撮像パラメータを変更し測定を行った。

【まとめ】

1. MR像のMTF、Wienerスペクトルの測定が可能になった。
2. MTF測定時、MR像形成における離散的フーリエ変換時の周波数分解能の影響による点像の歪みのため、その補正が必要だった。
3. Wienerスペクトルカープの形状は、基本的にはシーケンスの違いに因らずホワイトノイズ様であった。
4. 従来の差分像からのノイズ評価法では、機種固有の不均一性を評価できなかった。
5. シーケンスの違いや撮像パラメータの違いによって、リードアウト方向に比し位相エンコード方向のMTFおよびWienerスペクトルが低下し等方性を有しない場合があった。

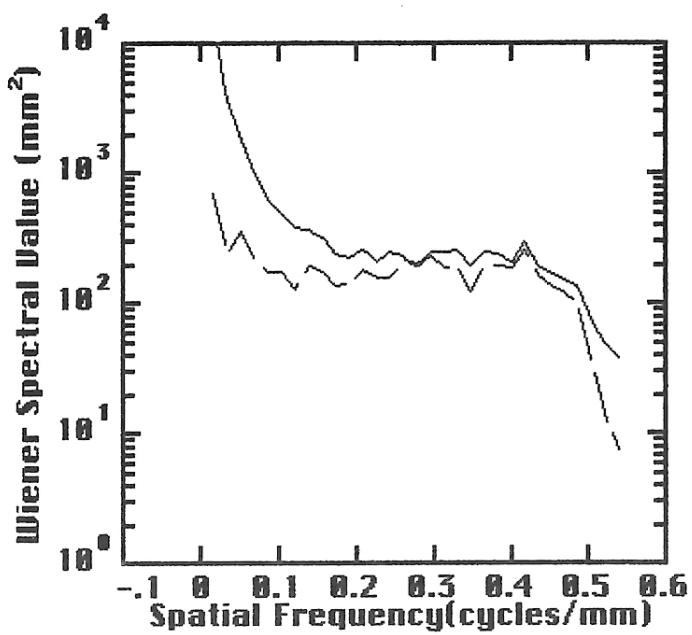


Fig.4

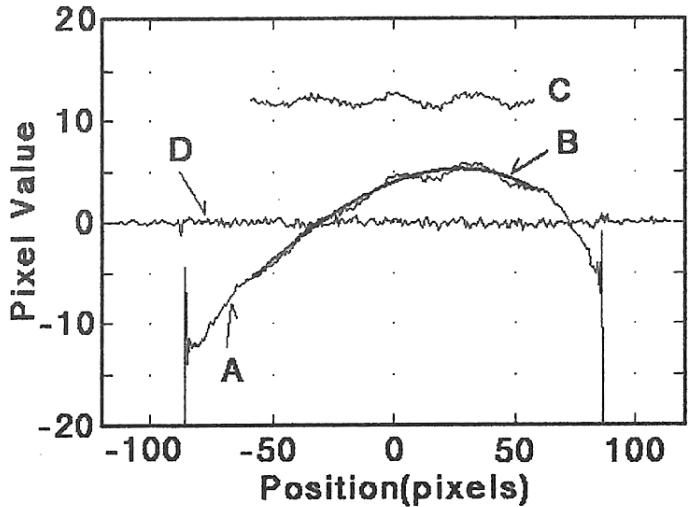


Fig.5

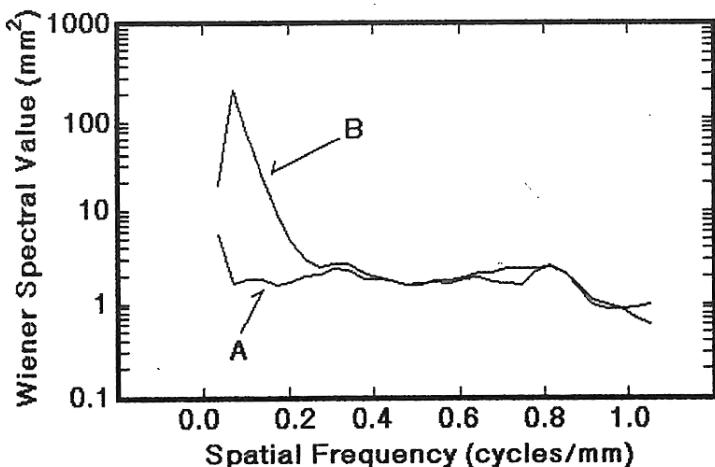


Fig.6

MR IにおけるMTFおよびウィナースペクトル測定 —機種間比較—

仙台赤十字病院 放射線科

安彦 茂

【目的】

現在、機種間の画像評価については、分解能は空間分解能評価用ファントムの目視によるもの、ノイズの評価はNEMA基準による差分法などの標準偏差から求めたSNRにより評価されている。しかしながら、これらの方法はいずれも定量的な評価法としては不十分であると考えられる。そこで今回は、MR IにおけるMTFおよびウィナースペクトル測定（測定法について）の報告の中で述べた方法により、異なる機種間でMTFおよびウィナースペクトルを求め、分解能およびノイズの評価をすることを目的とする。

【方法】

MR IにおけるMTFおよびウィナースペクトル測定（測定法について）の報告の中で述べた方法により、異なる機種間で以下の測定を行った。

1. ウィナースペクトルの測定

同一の装置付属の性能評価用ファントムを使って、バンド幅、ボクセルサイズ、TR, TE等の撮影パラメーターが等しくなるようにしてシングルスライスにより撮影を行い、得られた画像データをパソコンに取り込んでウィナースペクトルを計算し、機種間のノイズの比較を行う。

2. MTFの測定

水で希釈したGd-DTPAをチューブに入れ、センターアライメントとシフトアライメントとなる画像を撮影し、得られた画像データをパソコンに取り込んでセンターアライメントとシフトアライメントのMTFを計算する。

この2つのMTFより最終的にプリサンプリングMTFを求め、機種間の分解能の比較を行う。

MRIにおける画質評価の動向

名古屋市立大学病院中央放射線部 宮地利明

近年、MRI装置の普及は目覚ましく、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MRIの画質を評価する客観的手法が一層必要とされるが、完全に満足できる画質評価法は未だ存在しない。以下にMRIの各種画質評価法の動向を、特徴と問題点を交えて要約する。

MRIの画質評価法は、後述のNEMA⁽¹⁻⁶⁾、EU (COMAC-BME)⁽⁷⁻¹¹⁾、AAPM⁽¹²⁾などのプロトコルに代表され、次の特徴を持つ。

1. (画像) 信号雑音比： signal-to-noise ratio (SNR)

最も使用頻度の多い評価法である。通常、信号値としては定義付けられた関心領域における信号強度の平均値を使用するが、ノイズの定義付けに関しては各種の算出法が存在し一長一短がある^(1, 6, 8, 9, 11-13)。また以下に示した因子が信号雑音比に影響するので、特に機種間比較の際にはそれらを考慮しなければならない。

- a) 共鳴周波数, 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シールディング, f) コイルローディング, g) サンプルロス, h) 画像処理法, i) スキャンパラメータ

尚、2DFT法のMR画像においてピクセルの信号雑音比は次の関係がある。

$$SNR \propto d_x \cdot d_y \cdot d_{sl} \cdot N_x^{1/2} \cdot N_y^{1/2} \cdot NSA^{1/2} \cdot N(H) \cdot F \cdot (I/BW)^{1/2} \cdot \omega^2 / (aR_c \omega^{1/2} + bR_p \omega^2)^{1/2}$$

ここで、 d_x, d_y --ピクセル長, d_{sl} --スライス厚, N_x, N_y --ピクセル数, NSA --信号加算数, $N(H)$ --プロトン密度, BW --バンド幅, ω --共鳴周波数, R_c --コイル抵抗, R_p --被検体の抵抗, a, b --幾何学的状況に依存する定数, F --TR, TE, T₁, T₂などパルスシーケンスに依存するエコー信号収集時の横磁化の大きさ。

2. 画像均一性：image uniformity

画像均一性に関与する代表的因子としては、

- a) 静磁場の不均一性, b) RF場の不均一性, c) 湧電流, d) 傾斜磁場波形の補正
- e) 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MR画質評価法の一つである^(3, 6, 8, 9, 11, 12)。

3. コントラスト雑音比： contrast-to-noise ratio (CNR)

一般的には、対象とする二種類の組織の信号雑音比の差をコントラスト雑音比としているが、信号雑音比と同様にノイズの定義付けに関しては各種の算出法が存在する^(8, 9, 12, 14)。また幾らかの新しい算出法も試みられている⁽¹⁵⁾。

4. 解像特性： resolution properties

過去において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く大まかなものであった。しかし、近年、空間分解能が飛躍的に向上するとともに、撮像時間短縮のために様々な方式でk-spaceを trajectoryするパルスシーケンスが出現して以来、解像特性に関する画質評価は極めて重要になってきた⁽¹⁶⁻¹⁹⁾。これに伴い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する報告が増加している^(8, 9, 11, 20-24)。

5. その他.

スライス厚、スライスプロファイルなどのスライスの特性に関する評価、T1、T2値、画像の歪み、アーチファクトの評価など他にも多くの重要な画質評価法がある^(2, 4, 5, 8, 11, 12)。ほとんどの画質評価法は、相互に影響しあい独立していない。また簡便で再現性があり普遍的な画質評価方法ほど受け入れられやすい。現時点においてはウィナー・スペクトルやNEQ、DQE、ROCなどの評価法はあまり使用されていないが、今後はこれらの画質評価法が一層必要とされるであろう（ただし解決しなければならない問題点もある）。

上記の画質評価法を提示した主要な機関と、対象とする画質評価法を以下に示す。

1. NEMA (National Electrical Manufacturers Association) Magnetic Resonance subdivision "NEMA Standard".

・1988年から1991年の間に6種類の評価方法を提唱⁽¹⁻⁶⁾

【特徴】

- システムの変更に伴うチェック
- パフォーマンスチェック(FDA)
- 実験
- × 他機種との比較
- × CSI, Spectroscopy

NEMA Standard→IEC(Internal Electrotechnical Commission)の標準（日本ではJIS）となる。

【評価項目】

- 1) 画像信号雑音比、2) 幾何学的歪、3) 画像均一性、4) 音響雑音、5) スライス厚、
6) 特殊コイルの特性。

2. EC (European Community), 現在はEU : Concerted Research Project COMAC-BME

・1984--開始

・1986--8社13種でプロトコール⁽⁷⁾

・1988--60施設10製品でテスト、Magn. Reson. Imagingに掲載⁽⁸⁻⁹⁾

・1993--今までの画質評価法のまとめと提言をMagn. Reson. Imagingに発表⁽¹⁰⁻¹¹⁾

【特徴】

- *ヨーロッパとアメリカとの調整
- *簡易試験と特殊試験の二つのステージがある。
- システムの変更後
- 設置後のテスト
- メンテナンス
- ルーチンチェック
- △ 他機種との比較
- 組織の計測および標準化
(RF磁場の人体への影響)

【評価項目】

- 1) 画像信号値と画像信号雑音比の均一性、2) 基本の信号雑音比および画像信号雑音比、3) 幾何学的歪と信号直線性、4) スライスのプロファイル、厚さ、位置、歪み、5) 空間分解能とMTF、8) 画像コントラスト雑音比、9) T1、T2値の変動と精度、10) ゴースト、12) 静磁場均一性、13) 負荷：受信コイルのQ、14) RFパルス。

3. AAPM (American Association of Physics in Medicine) Magnetic Resonance Task Group No. 1.
・1990年Medical Physicsに発表⁽¹²⁾， [NEMAとACR (American College of Radiology) にReviewを依頼]
【特徴】

- 日常の装置性能の変動をチェック
- ×他機種との比較
- *一方方法とし，強制していない
- *ファントムは無負荷 (S/N比測定の際)

【評価項目】

- 1) 共鳴周波数， 2) 信号雑音比， 3) 画像均一性， 4) 空間直線性， 5) 高コントラスト分解能，
6) スライスの厚さ，位置，間隔， 7) 画像アーチファクト。

4. その他

IEC, JIS, ACR subcommittee, FDA, UK DHSS, NHS, DIN, 日本磁気共鳴医学界有効性評価委員会など。

以上，画質評価法の動向の概要を示したが，画質評価の手法は，誰が（メーカーもしくはユーザ），何を目的とし，どういった方法で行うかによって大きく異なる。一装置の画質管理はメーカー推奨でも施設独自の評価でも大して支障はないが，実験値の公表および他機種との比較においては，測定方法を十分検討し提唱された方法を使用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。今後，MRIの画質評価は，電離放射線領域の画像と同様に，画質と人体への障害⁽²⁵⁻²⁷⁾の両方の観点から評価する必要性が生じるであろう。

紙面の制約上，画質評価法の概要のみを記述するにとどめたが，詳細については下記の文献を参照していただきたい。

参考文献

1. National Electrical Manufacturers Association, Determination of signal-noise ratio in diagnostic magnetic resonance images., NEMA Standard Publication MS 1, (1988).
2. National Electrical Manufacturers Association, Determination of two-dimensional geometric distortion in diagnostic magnetic resonance images., NEMA Standard Publication MS 2, (1989).
3. National Electrical Manufacturers Association, Determination of image uniformity in diagnostic magnetic resonance images., NEMA Standard Publication MS 3, (1989).
4. National Electrical Manufacturers Association, Acoustic noise measurement procedure for diagnostic magnetic resonance imaging devices., NEMA Standard Publication MS 4, (1989).
5. National Electrical Manufacturers Association, Determination of slice thickness in diagnostic magnetic resonance imaging., NEMA Standard Publication MS 5, (1991).
6. National Electrical Manufacturers Association, Characterization of special purpose coils for diagnostic magnetic resonance images., NEMA Standard Publication MS 6, (1991).
7. 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).
8. 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).

9. 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).
10. Podo F, Orr JS, Bovee WMMJ, 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).
11. Lerski RA, de Certaines JD, Performance assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols., Magn. Reson. Imaging 11, 817-833, (1993).
12. Task Group No.1 (Ronald. R. Price, Leon Axel, Tommie Morgan, et al.) AAPM NMR Committee, Quality assurance methods and phantoms for MR imaging., Med. Physics 17(2), 287-295, (1990).
13. Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, et al, Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging., Radiology 173, 265-267, (1989).
14. Hendrick RE, Nelson TR, Hendee WR, Optimizing tissue contrast in magnetic resonance imaging., Magnetic Resonance Imaging 2, 193-203 (1984).
15. 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) .
16. Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC, Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging., Magnetic Resonance Imaging 10, 497-511, (1992).
17. Listerud J, Einstein S, Outwater E, Kressel Y, First principle of fast spin echo., Magnetic Resonance Quarterly 8, 199-244, (1992).
18. Constable RT, Gore JC, The loss of small objects in variable TE imaging: Implications for FSE, RARE, and EPI., Magnetic Resonance in Medicine 28, 9-24, (1992).
19. Farzaneh F, Riederer SJ, Pelc NJ, Analysis of T2 limitations and off-resonance effects on spatial resolution and artifacts in echo-planar imaging., Magnetic Resonance in Medicine 14, 123-139, (1990).
20. King KF, Moran PR, A unified description of NMR imaging, data-collection strategies, and reconstruction., Med. Phys. 11, 1-14, (1984).
21. Mohapatra SM, Turley JD, Prince JR, et al, Transfer function measurements and analysis for a magnetic resonance imager., Med. Phys. 18, 1141-1144, (1991).
22. Steckner MC, Drost DJ, 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).
23. Steckner MC, Drost DJ, Prato FS, Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager., Med. Phys. 21, 483-489, (1994).
24. Pipe JG, Duerk JL, Analytical resolution and noise characteristics of linearly reconstructed magnetic resonance data with arbitrary k-space sampling., MRM 34, 170-178, (1995).
25. FDA, Guidance for content and review of a magnetic resonance diagnostic device 510(k) application., Federal Register FDA, Rockville, MD, (1988).
26. 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, p. 533-535 , 東京, (1991).
27. 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).

技術特集
フルカラードライイメージャー

アグファ ドライスター2000

日本アグファ・ゲバルト(株) MED部

小山悌次郎

はじめに

画像診断領域の拡張に供い、その画像のハードコピーを得るため多くのイメージャーが普及しているが、これまでのイメージングシステムにおいては、プリントされたフィルムの処理は、現像機そして現像処理薬品を用いるいわゆるウエットシステムが主体であったが、近年、使い易さ、環境への対応などの考慮からドライイミジングシステムの導入が高まりつつある。

一方カラー画像による画像診断領域も年々増大し、また重要な分野となっている。これらの点を配慮したフルカラー ドライイメージャー アグファ ドライスター2000 がアグファより開発、発売されたのでその内容について紹介する。

1. 何故カラーイメージャーなのか

増え続けるイメージングモダリティから診断情報の中の一次元としてドプラー超音波診断装置や核医学、CT、MRI、3D ワークステーション、内視鏡検査など、カラー画像化の導入は診断効率を大きく向上させているのみならず、基本的な情報(カラーでなければ失なわれる情報)をも提供する。

画像診断におけるカラー画像の重要性は今後益々増大すると思われる。特にドプラーで使用されるような人工カラー使用分野が重要になると思われる。人工カラーとは現実の色を表わす内視鏡検査とは対照的に、ハードコピーに表現される

色が人工的なもので(血流等)別の次元を表わすことである。

このような状況の中で高画質で色再現性の高いフルカラーメージャーの必要性が高まり、重要性も増大している。

2. ドライスター2000 のプリント技術
および特長

ドライカラープリント技術は、従来の現像処理液を用いるフィルム処理方式とは全く違った技術が使われている。

現在ドライプリント技術としては、電子写真方式、連続インクジェット方式、熱転写方式等があるが、前の2つの方式は、グレイレベルのレンダリング性能やハーフトーン手法が診断画像用としては満足すべきものではない。熱転写方式にはワックス転写式と熱転写昇華方式(D2T2 とも言う)がある。アグファ ドライスター2000 は透明なPET フィルム(175μ)を使って高品質のカラーハードコピーを確実にするために、基本技術として後者の技術を用いている。

熱転写昇華プリント技術

熱転写昇華プリント(TSP)は色素拡散熱転写(D2T2)とも言わるワックス転写技術と似ているが、幾つかの長所により通常の銀塩写真に近い画質が得られる。

TSP では2シートコンセプトに基づき、従来のハロゲン化銀フィルムで使われている連続階調

(コントーン)方式でプリントするサーマルヘッドから発生される熱を、慎重にコントロールすることにより、各カラー(cyan, magenta, yellow)に対して最大256階調を作り出し、16,777,216色までのプリントが可能となりグレイレベル階調と解像度は従来のレーザーイメージヤーと同等である。

技術的にはデュアルコンポーネントシステムを基本に、熱エネルギーにより色素をドナーシートからアクセプタフィルムに転写する。

熱転写昇華システムに用いられるドナーシートは、ビデオ信号の red, green, blue のプリントに使われる cyan, magenta, yellow の昇華色素をそれぞれ別々に含んだセクションに別れてい る。

ビデオ信号は最初、変換回路を通過し、次にサーマルヘッドに向う。そこでそれぞれのカラー別に、ビデオ信号内の各カラー量に比例した電気信号がサーマルヘッドを熱する。アクセプタフィルムがサーマルヘッドの下を通過したときカラーの色素がアクセプタフィルムのアクセプタ層に移る。(図1)

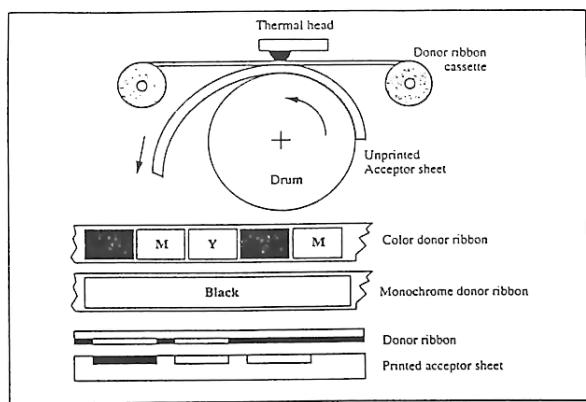


図1

熱転写昇華方式の長所

- ・カラーおよび白黒画像プリント可能

- ・高品質画像
 - 高解像度
 - グレイレベルが高い
 - 光学的濃度が高い
- ・フィルム厚さが厚い(従来のメディカルフィルムと同じ)
- ・長期保存可能
- ・キズ等に対して強い(アクセプタフィルム)

3. ドライスター2000の画像の保存性

ドライスター2000のプリント画像の保存性は、長期保存可能なハロゲン化銀フィルムと比べてどうであろうか。

通常診断画像フィルムの保存は、後の再診断する場合を考慮し最長で30年ぐらいと言われる。現在、写真の保存性に関する規格は ANSI/ASC-PH 4.8-1985 のみである。しかしこの規格は感光性ハロゲン化銀フィルムにのみ適用され、実際には処理されたフィルム、乾板、ペーパー等にどのくらいチオ硫酸塩などの化学物質が残留しているかの測定結果より決められる。したがってこの規格はドライスターフィルムのような非感光性フィルムには適用できない。

ドライスターフィルムのように、感光性フィルムと違ったカラー感熱プリント製品における、カラー画像では、従来のカラー写真の色素とは異なる3種類又はそれ以上のカラー有機物(色素)から作られている。しかしドライスターフィルム画像の保存性についての試験方法は、従来のカラー写真に用いられている方式、いわゆる Arhenius 試験方法に基づいて行っている。

Arhenius 試験

- 通常、Arhenius 試験は次の手順で行われる。
 - 画像をプリントする
 - 光学的濃度を測定する
 - 一定の相対湿度で、温度を変化させたオープン

で焼き付ける

—上記を繰り返し、その都度オーブンからフィルムを取り出し光学的濃度を測定する

この手順を最低10%の退色が起こるまで繰り返し、数式により、時間をX軸、濃度値および温度の逆数をY軸としてプロットを描くことにより画像の寿命を決定する。

Arhenius試験法から、ドライスターフィルムのカラー画像及び白黒画像では、20°Cにおいて、それぞれ最低20年間及び27年間の保存が可能である。

4. 高品質画像

一般にグレイスケールやカラーの生成にはコントーンプリントまたはハーフトーンプリント方式のいずれかが用いられる。ドライスター2000では熱転写昇華方式を採用しているが、その理由は高品質画像を得られる連続階調プリント、即ちコントーンプリント方式のためである。

高品質医用画像を得るには、次の必要条件を満たすことである。

- ・アーチファクトがない
- ・光学的濃度が高い
- ・空間分解能が高い
- ・グレイレベルが高い

コントーンプリント方式とハーフトーンプリント方式

コントーンプリント方式は2つのプリント方式のうち一般的に知られている方式である。コントーン(contone)は、連続調(continuous tone)の略語で、白から黒へ連続的にプリントができることうい。

つまり、入力エネルギー量と出力濃度との間に連続的な関係がある。この方式によるもので最も良い例は、ハロゲン化銀(AgX)フィルムである。熱転写昇華プリント方式も同じコントーン技術

を用いている。

一方、ハーフトーンプリント方式は、スクリーニングあるいはディザリングともいわれ2値プリントシステム、即ち白か黒のように2つのレベルの濃度しかない。

グレーやカラーは、画像セル(ハーフトーンセルともいう)を可変量の小さな黒色の画素(ピクセル)で埋めることによってシミュレートする。ピクセルのサイズはシステムの空間分解能で決まる。

プリントしたい色が増えるほど、ハーフトーンセルのピクセル数が多くハーフトーンセルは大きくなり又空間分解能は低下する。

従って、ハーフトーンシステムでは常に空間分解能の高さと色数の多さは逆の関係になる。(図2)

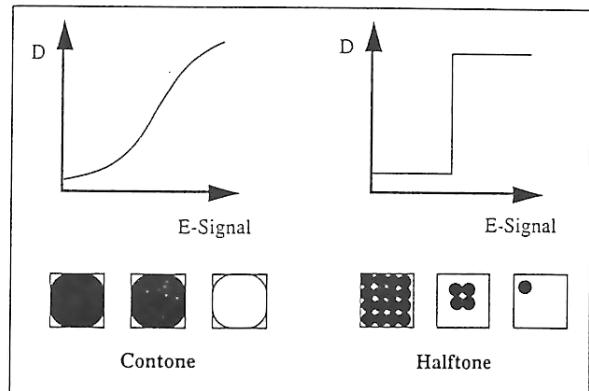


図2

5. 接続モード

Point-to-Point接続

超音波、RI、あるいは3Dワークステーション等からのビデオ信号を、Point-to-Point接続方式により接続されたドライスター2000に直接送ることにより、送られた信号に応じて、カラーまたは、白黒画像のプリントと行う。(図3)

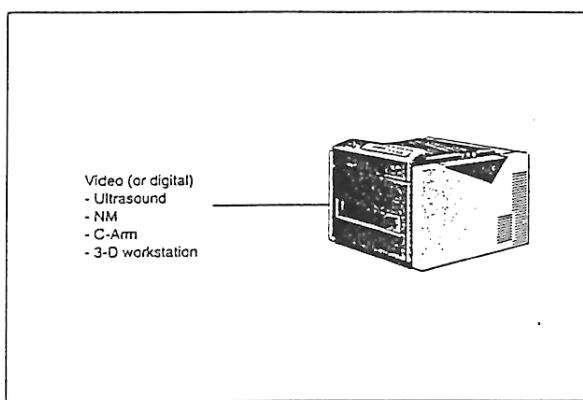


図 3

総合ネットワークモード

総合ネットワークの中でイメージヤーへのゲートウェイとしての機能を持つ MG3000 を回して接続するモードである。 MG3000 は総てのイメージングモダリティのためのコントローラーおよびバッファとしての機能を持っている。例えば、いま、使用されている 2 つのモダリティからオンラインにより接続し(同時 2 入力)、さらにもう 1 入力を MOD ドライブ等からオフライン入力するなど、1 台の MG3000 に対しデジタル又はビデオ信号で同時に 3 接続が可能である。 MG3000 を増設することによりさらに接続数を増すこともできる。入力された信号は、イーサネット (DICOM3.0) を回して、白黒画像はレーザーイメージヤー スコピックス LR 3000 でプリントし、カラー画像はドライスター2000 でプリントするなど、使い分けすることも可能である。(図 4)

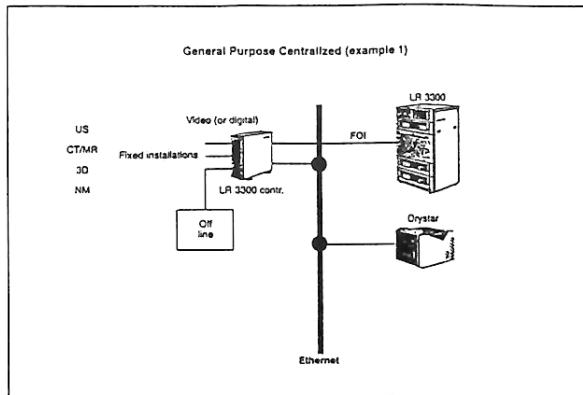


図 4

6. 環境への対応

作業環境の向上

ドライスター2000 のプリントシステムでは、暗室、現像機、処理薬品を全く必要とせず、又廃液処理のためのコストなども考える必要がない。

自現機管理のための時間が必要なくなるので、作業環境のための効率の改善向上を進めることができる。

7. まとめ

アグファ ドライスター2000 では 300dpi 以上の光学解像度を保証し、各色 256 階調(16,777,000 色)までの画像のプリントが可能である。

カラー調整方式はアグファの特許であるチューニング方式により WYSIWYG(画面で見える通りにプリントされる)原則に従って LUT によって制御される。

得られた画像は、他のメディカルフィルムと同じフィルムベース色のフィルム (8" x 10" サイズ) にプリントされているので、他のメディカルフィルム画像と全く同じ感覚でシャウカステン上で見ることができる。

また、白色ベースフィルム上へのプリントも可能でこの場合はペーパープリント感覚で見ることもできる。

アグファ ドライスター2000 は多くの特長を持つ高性能フルカラードライイメージヤーと言える。

技術特集

DryView™ レーザーイメージヤ・システム

イメーション株式会社* イメージングシステム事業部 三枝 紀雄

はじめに

1995年秋に3M社はDryView レーザーイメージヤシステムの出荷を開始しました。これまでのレーザーイメージヤシステムとの大きな違いは現像方式に Photothermography 技術を応用し、現像のプロセスに現像液、定着液、水を用いない乾式プロセスを達成した事にあります。乾式現像方式により使用に際して多くの利便性を生むことができます。本稿ではDryView レーザーイメージヤシステムの画像形成の方法、及び画質に関わる技術の概要を解説することを目的にしています。

Photothermography プロセス

乾式システムを達成するために、種々の画像形成方式が提案されています。医用画像診断に要求される画質を有する画像形成媒体としては現在のところ、銀、炭素粒子、及び色素、等が提案されています。それぞれが長所と短所を合わせ持ちはますが、DryView システムでは従来の湿式銀塩写真方式と同じ銀を画像形成媒体とする方式を採用しました。

Imation DryView システムは、Photothermography技術を基本にした乾式銀塩写真方式を使用しています。湿式レーザーイメージヤシステムとDryViewシステムの両方式の比較を図-1に示します。

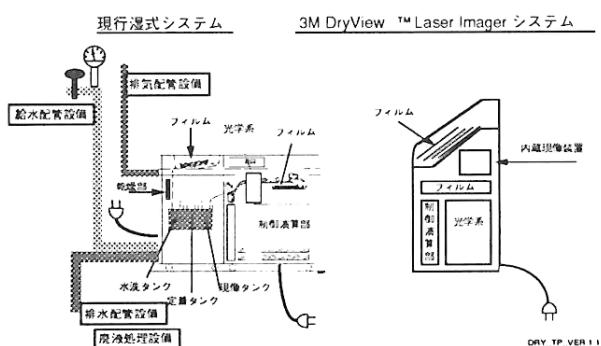
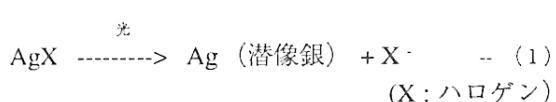


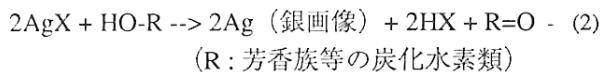
図-1 システムの比較

画像形成プロセスは以下のとおりです。画像の書込は半導体赤外線レーザーダイオードでフォトン・モードで行います。

従来の湿式銀塩方式では光が照射された部分に銀潜像が形成されます。



この銀を核にして、一般的にはフェノール化合物を主成分とする現像液によってハロゲン化銀が還元され、銀画像が形成されます。反応は以下のようにになります。



未反応の銀は定着液中に抽出されます。

Imation DryViewでも銀潜像を形成するプロセスは上の湿式と同じ上式(1)の反応プロセスをとります。Imation DryViewではこの銀潜像を触媒にして熱励起反応で、フィルム中に含まれている現像剤(フェノール化合物)により、有機脂肪酸銀(ベヘン酸銀)の銀が還元され、銀画像を形成します。すなわち(2)式のXがベヘン酸になる反応となります。未反応の銀は乳剤中に含まれる画像安定化剤により安定化されます。ベヘン酸銀は可視光領域でほぼ透明であり、未現像で乳剤中に存在してもフィルムの透明度に与える影響は非常に小さくなっています。

Imation DryViewシステムではグレースケールの表現は従来の銀塩写真と同様ピクセル全体の濃度を変化させ、4096階調(12ビット)の連続階調性を持っています。図-2にフィルムの特性曲線を示します。

DryView フィルムは赤外領域に感度のピークを持つ感光フィルムです。すなわち熱エネルギーを利用して書込を行うフィルムとは異なり、可視光に曝されると感光します。

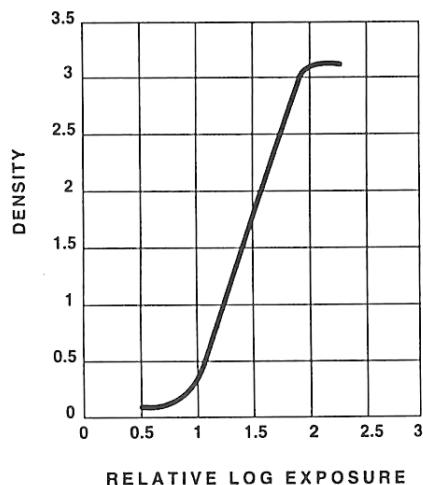


図-2 DryView フィルムの特性曲線

システムの動作

画像の書込は赤外線半導体レーザーダイオードで行います。光学書込システムは従来と同様のスキャン光学系を使用しています。光学濃度、コントラストの設定はレーザー光強度を制御することにより行っています。

レーザーで露光されたフィルムの現像は、マイクロプロセッサーで制御する精密熱現像ドラムで熱現像します。熱現像処理は約120°Cで15秒間で完了します。熱現像ドラムは温度の一様性を保つため、充分に熱シールドされています。システムからの他の発熱も通常のエレクトロニクスからのものと同等です。環境に対する熱の放出は最大で一時間当たり252kcalに保たれています。

図-3にImation DryView 8700 レーザーイメージヤの動作の模式図を示します。画像出力までの動きは次のようにになります：フィルムカートリッジからフィルムをバキュームカップ(1)でピックアップし、搬送ローラー(2)で露光モジュール(3)にフィルムを搬送します。半導体レーザーダイオードで露

光されたフィルムは、再び搬送ローラー(4)で現像モジュール(5)へ搬送されで現像されます。現像されたフィルムは内蔵濃度計(6)をとおり、イメージヤ本体上部のフィルムトレーに排出されます。内蔵濃度計で全てのフィルムの濃度パッチの濃度を測定し、画質をユーザーの設定にマッチさせるようにコントロールするシステム(AIQC)を構成しています。

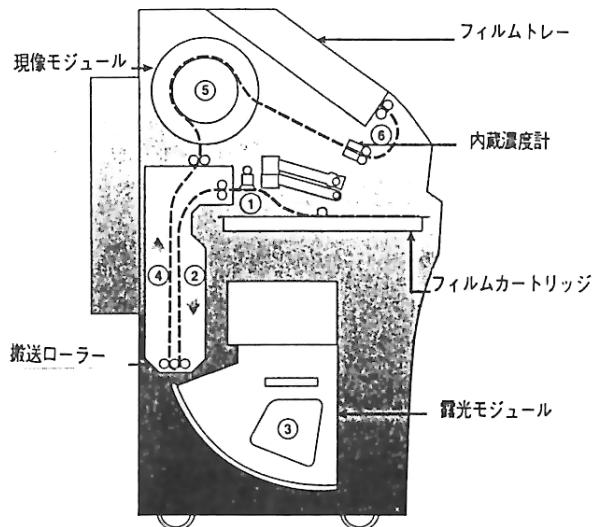


図-3 システムの動作模式図

画質

半切フィルム対応のImation DryView 8700 レーザーイメージヤの画素数は4620X5596ピクセルです。空間分解能は325DPIで従来のレーザーイメージヤと同等です。

Krupinski¹⁾によって湿式レーザーイメージヤとImation DryView レーザーイメージヤのCT, MRI, 超音波診断装置に対するROC解析による出力画像フィルムの診断精度についての評価が行われました。対象フィルムは、病変が存在する画像としない画像の各半分ずつで構成された、各々40種の胸部CT画像、脊柱MRI画像、腹部超音波画像を湿式とImation DryView レーザーイメージヤを並列に接続し同一の画像を出力しました。ランダムに並べ替えられた画像フィルムを6人の放射線医が独立に診断し、診断の決定の信頼性を評価しました。この評価ではImation DryViewと湿式システムのROC法のスケールでの比較では、3M DryViewTM レーザーイ

メージャと湿式レーザーイメージャの診断能力は同等である事が確認されました。MRIの6人の被験者ごとのAz値を図-4に示します。

CT, MRI, 超音波画像の診断対象の可視化、先鋭度、色調、及びコントラストの画質を決定する要素の官能評価でも3M DryViewTM レーザーイメージヤと湿式レーザーイメージヤは同等である事が確認されています。MRIの結果を図-5に示します。

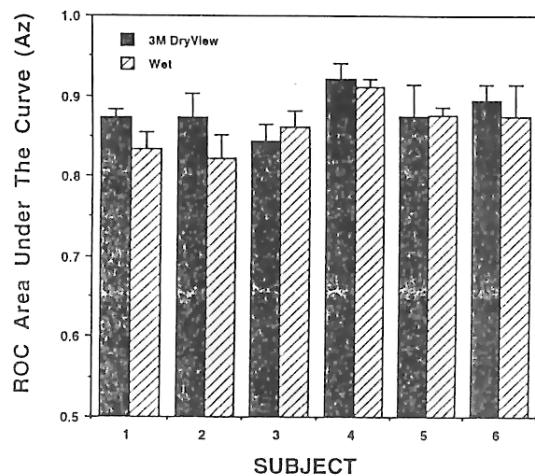


図-4 MRI画像のROC評価のAz値¹⁾

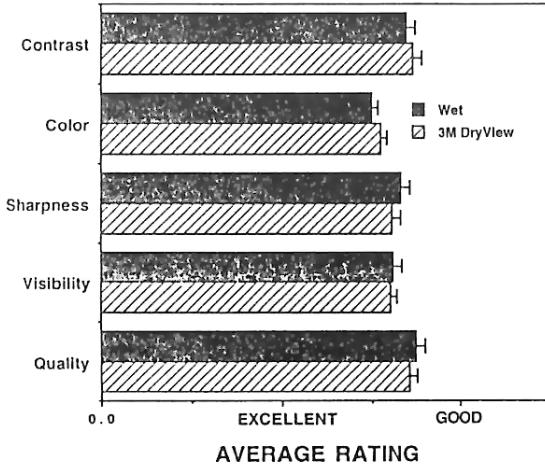


図-5 MRI画像の画質官能評価¹⁾

またCR及びDRに対するROC評価及び画質の官能評価も吉野等²⁾により行われ、湿式レーザーイメージヤとの画質および診断能力の同等性が確認されています。CR一般撮影、DR画像に対する画質の官能評価の結果を図-6及び7にそれぞれ示します。

Imation DryViewは従来の湿式レーザーイメージヤと同じ画像形成媒体である銀を使用して、同じ方式で濃度階調を表現しています。Krupinski¹⁾及び吉野等²⁾の画質評価から明かなように、Imation DryViewで得られる画像の画質の湿式イメージヤとの同等性が証明されています。

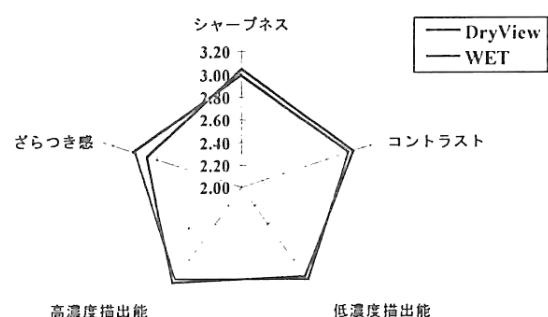


図-6 CR一般撮影画像の官能評価²⁾

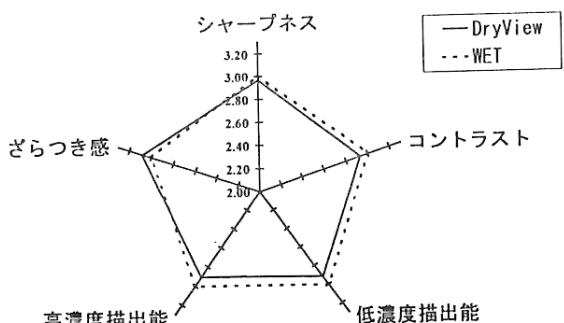


図-7 DR画像の官能評価²⁾

フィルムの保存性

DryViewフィルムの保存性は、45°Cから65°Cの間の5°Cステップの温度で、40以上のサンプルについて加速試験を行い、アレニウスの式を用いて、

ある温度での保存性の予測を算出しました。表-1に まとめ
結果のサマリーを示します。

連続保存温度	予測値	95%の統計的信頼性
25.0 ℃	750年	250年
29.4 ℃	120年	48年

表-1 保存性の予測

ANSI (米国規格協会) で定められた推奨試験条件又は JIS K 7641-1994 (ISO 5466:1992) で規定される「中期保存条件（最低有効寿命10年）の環境」で規定されている条件（連続25℃）では95%の統計的信頼レベルで250年の保存性があることが確認されています。JIS K 7641-1994 (ISO 5466:1992) の「中期保存条件の環境」で規定され、短期的なピークでも越えてはならない、と規定されている、「短期的ピーク温度」である32℃で連続して保存した場合でも保存性は15年間です。通常の保存環境条件を越えた極端な高温の環境で保存、例えば49℃で連続8時間以上、では画像が徐々に暗くなる現象が見られることがあります。これらの現象はDryView フィルムが熱現像を用いていることに起因しています。一般的なオフィス環境（日中はエアコンが行われ、夜間、土日、夏休み期間（9日間）はエアコンが切られる）で2年以上放置したフィルムでは光学濃度が測定誤差の範囲で変化しないことが確認されています⁽³⁾。

環境に対する影響

DryView フィルムに含まれる銀の総量は湿式の銀塩フィルムとほとんど同じです。それらの銀は湿式銀塩フィルムとは異なり、現像後も全てフィルムの乳剤中に残っています。乳剤中に含まれる他の物質も全てが、米国EPA（米国環境保護庁）の基準による危険物或いは有害物質のカテゴリーには入りませんので、フィルムの廃棄に際して特別な廃棄手順をとる必要はありません。詳細は述べませんが、DryView フィルムの主要構成物である銀及びPETベースフィルムを再利用することにより、環境に対するインパクトを最小にすることが出来ます。

DryViewレーザーイメージングシステムの画像に関する技術の概略の解説いたしました。従来の湿式銀塩写真技術は継続的な技術開発の結果、完成度の高いシステムになっています。DryView システムで使われている乾式銀塩写真技術も同様な開発・改良を継続的に行うことにより、より高い完成度の製品になると確信しています。

Reference :

- ① 3M社のメディカルイメージング事業部門は1996年7月1日付けで記録メディア及び印刷製品事業部門と共にスピノフレイメーション社を設立しました。
- 1) Krupinski, E. A.; Observer Performance Assessment of 3M DryView Laser Imaging Systems vs. Traditional "Wet" Film Imaging System, presented at SPIE Conference, Feb., 1996.
- 2) 吉野良雄等；乾式現像方式レーザー・イメージ（3M DryView）の性能と臨床評価、日本放射線技術学会第52回総会学術大会、1996年4月
- 3) 佐藤文彦等；乾式現像方式レーザー・イメージ（3M DryView）フィルムの開発、日本放射線技術学会第52回総会学術大会、1996年4月

技術特集

ドライ処理システム

コニカレーザーイメージヤ Li-1417D

コニカ株式会社

丸山 則治

キーワード： レーザーイメージヤ(laser imager), 乾式処理(dry processing), デジタルハードコピー(digital hard copy), 濃度安定性(density repeatability)

要旨： コニカレーザーイメージヤLi-1417Dは画像形成として、乾式処理方式、特に非銀塩高安定ラミネート処理方式を採用したレーザーイメージヤである。従来の湿式処理のイメージヤと比較した場合、乾式処理の各種利便性に加え、本画像形成方式は、特に画像濃度の安定性が良好である。また画像記録済みのフィルムの保存性も半永久的といえ、デジタル画像を12bitの出力濃度分解能で写真濃度として忠実に再現するハードコピー装置といえる。

1. はじめに

現在、ルーチンとして主に使用されている湿式処理によるレーザーイメージヤに対してその画質を維持し、設置上の制約等から現像処理薬品を使用しない乾式処理を実現したレーザーイメージヤの開発が望まれていた。当社は最近、従来の湿式処理によるレーザーイメージヤの使用経験を踏まえて、乾式処理を実現したレーザーイメージヤLi-1417Dを米国ポラロイドコーポレーションと共同開発した。ここではこのレーザーイメージヤの装置コンセプト、装置構成、採用技術について報告する。

2. 装置コンセプト

装置の開発コンセプトとしては、以下の点が重視された。

- (1)現像処理薬品を不要とする乾式処理の実現。
- (2)デジタルデータを写真濃度として忠実に再現すること。
- (3)従来のイメージヤでも重要視されていたマルチモダリティ・バックアップなどを可能とする柔軟性あるシステム構成すること。
- (4)従来のレーザーイメージヤと共通化可能な操作性を考慮したユーザーインターフェースを提供すること。
- (5)DICOM規格対応をはじめとする病院内ネットワークへの共通規格対応を考慮すること。

3. 装置構成

装置全体の外観を図1に示す。装置全体は

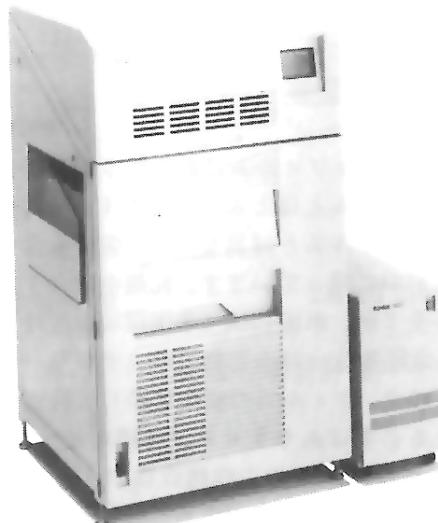


図1 コニカレーザーイメージヤLi-1417D
外観（写真右はネットワーク部）

表1 レーザーイメージヤLi-1417Dの主な仕様

■プリント部

レーザー光源	半導体レーザー
フィルムサイズ	半切 (14" x 17")
画像フォーマット	1, 2, 4, 6, 9, 12, 15, 16, 20, 24(画素数とフォーマット により制限有り)
記録画素数	最大4340x5360
画素サイズ	75(90)x75(90) μm
出力階調数	12bit(4096)
最高記録濃度	約3
サイクルタイム	30枚/時
画像補間	ピクセルリプリケーション およびスプライン補間
濃度キャリブレーション	可能
自己診断機能	内蔵
使用環境	16~30°C, 20~70%RH
電源	200V, 50/60Hz, 約1.5KW
外形寸法	W838xD864xH1524mm
重量	386Kg

■ネットワーク部

画像メモリ	1GB(最大2GBオプション)
インターフェース	ビデオ/デジタル
画像データ入力	8ビット(標準)/12ビット
リモートコントローラ	液晶タッチパネル方式
ホストコントロール	診断装置機種により可能
複製機能	1~99まで設定可能
ボーダー処理	フラック/クリア
マルチモダリティ	最大7CH (注1)
バックアップイメージヤ	最大3台の当社製イメージヤへ 出力可能
電源	100V, 50/60Hz, 0.5KW
外形寸法	W310xD700XH600mm
質量	50Kg

備考：プリント部とネットワーク部は、

イーサネット接続により結合

注1：マルチモダリティ入力数とバックアップアップイメージヤ
の出力数は合計8CHまで可能

画像形成を実際に行うプリント部、および各診断装置の画像データとユーザ操作のインターフェースを行うネットワーク部に分離して構成されている。診断装置のアナログまたはデジタル画像信号はネットワーク部にいったん入力・記憶され、フィルム単位のデータとして編集されて、必要なプリント制御情報とともに、イーサネット経由でプリントに出力される。各部の主な仕様については、表1に記載する。

4. 採用技術

4-1. 現像薬品を不要とする画像形成技術

今回の使用記録フィルムは従来の銀塩タイプとは異なり、カーボンを主体とする新開発のものを使用している。記録フィルムの構成および、画像形成の過程を簡易化したもの次頁の図2および図3に示す。このフィルムは、順番に”ピールシート”、“カーボン層”、“フィルムベース(支持体)”の3つの主要層から構成されており、ピールシートとカーボン層の間には、特殊な高分子化合物を

素材とするレーザー受光層が存在する。このレーザー受光層はピールシート側に塗布されており、記録前の状態では、カーボン層とフィルムベース間の結合力は、カーボン層とピールシート間の結合力よりもはるかに強い(図3-1)。記録手段として、レーザー受光層の位置において代表スポット径が約3μmでその断面強度プロファイルが略矩形形状のマルチモードレーザー光を照射するが、このレーザー光が受光された部分はその熱エネルギー(100~200mJ/cm²)により、高分子化合物が相変化し、カーボン層とピールシートが互いにレーザー受光層を仲介として結合される(図3-2)。記録終了後、均等なピールシートの剥離を実施することで、フィルムベース側には記録画像のポジ像が残る。一方ピールシート側には記録画像のネガ像が転写される(図3-3)。さらに記録表面を熱溶化性のラミネート材料を用いて保護する(図3-4)。従来の現像、定着、水洗等に相当する処理は、本方式では、フィルムの剥離、ラミネート処理として本体内部で行い、従来必要だった現像機、配管設備、廃液処理設備は不要である。またこの処理で、ガス・臭気は発

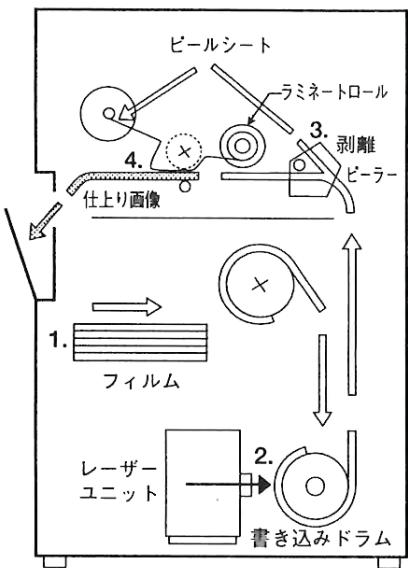


図2 本体内部構造

生しない。

濃度階調は、従来のレーザーイメージヤで実施されているアナログ的な光強度変調方式ではなく、記録濃度に対応した2値濃度のパターンを使用する面積変調方式を採用している（図4参照）。本方式の場合、濃度は一般的に1画素（ 75×75 または $90 \times 90 \mu\text{m}^2$ ）の平均濃度として以下の式で表現できる。

$$D = -\log_{10} \left[\frac{A_c T_c + A_b T_b}{A_{total}} \right] \quad (1)$$

- A_c : 画素内の透明部の面積
- T_c : 画素内の透明部の透過率
- A_b : 画素内の黒化部の面積
- T_b : 画素内の黒化部の透過率
- A_{total} : 画素面積 ($= A_c + A_b$)

本方式は、従来の湿式処理と比較して入力されたデジタルデータに対する濃度再現性に優れている。また、画像記録済みのフィルムの保存性については、表面がラミネート保護していることと、化学的に高安定な炭素を使用しているため半永久的といえる。

尚、フィルムは通常光での感光性は問題にならず、完全明室での操作が可能になる。

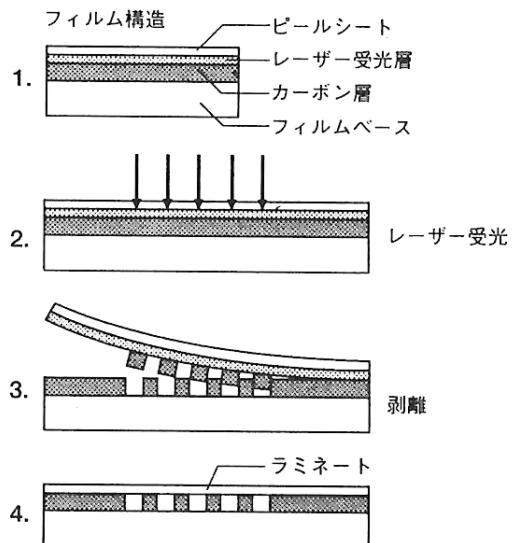


図3 画像形成の概略

4-2. フレキシブルなシステム構成

本システムは最大7台の診断装置とビデオ（画素クロック～130MHz）、デジタル（RS422パラレル）の形態で接続可能であり、バックアップ用として、当社製レーザーイメージヤを別に3台まで接続可能としている（図5参照）。画像メモリ（ハードディスク）は標準

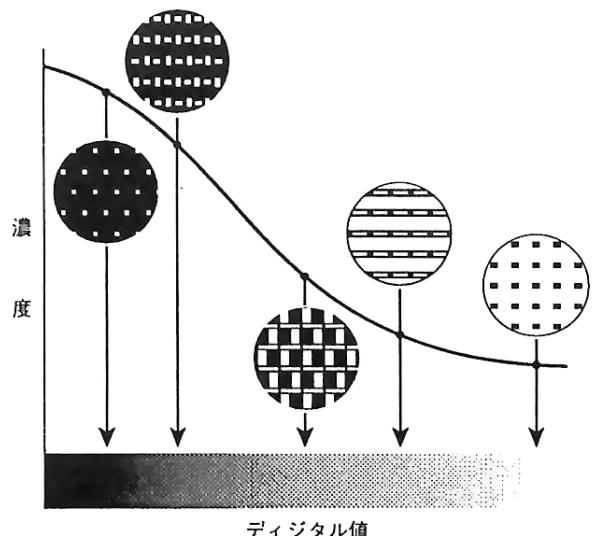


図4 デジタルグレースケーリング

で1GB、オプションで2GBの容量を有しており、撮影時の入力待ち時間はほとんど発生しない。入力画像はフィルムの出力が完了した後も最大99枚（ディスク容量と画像サイズ、コマ数に依存する）まで再度、フィルム上の印字を参考に呼び出し可能である。バックアップ用のイメージャが接続されている場合、リモートコントローラで出力先レーザーイメージャをマニュアルで指定することでプリントのキューを切り替えられるようになっており、トラブル時のバックアップが簡単に行える。

またリモートコントローラは接続された全てのレーザーイメージャに対して同一なものが使用可能であり、大画面タッチパネルの採用により、操作性の良い共通操作環境を提供することを試みた。

DICOM規格対応を始めとする院内ネットワークへの対応も現時点で進めており、入力から出力まで含めた完全デジタル環境のネットワークプリントサーバーとしての利用を構想している。

5. まとめ

”乾式（ドライ）処理”という用語は、現行の”湿式処理”、つまり潜像銀を酸化還元触媒としアルカリ液現像を行う方式との対比で使用されるが、乾式処理については、現時点では、各種の画像形成方式が検討されており、この用語はこれら現像処理液を使用しない各種の画像形成方法を総称するものとして使用されている。

レーザーイメージャLi-1417Dで採用した乾式処理技術は、特に”非銀塩高安定ラミネート処理”とも呼ぶべき方式であり、そのシステムと、採用された画像形成技術について簡単に紹介した。本画像形成方式は、乾式処理で当然考えられる、各種利便性に加え、画質に關しても濃度安定性が良好で、画像保存性についても従来と同等以上である特徴を有する。

また、画像のインターフェース技術に関しては、従来の湿式処理のイメージャで培った技術を集成しており、実用上充分であると考えている。

以上により、本レーザーイメージャは、増え続けるデジタル画像を忠実に写真濃度として再現するハードコピー装置として大きな役割を果たすことを希望している。

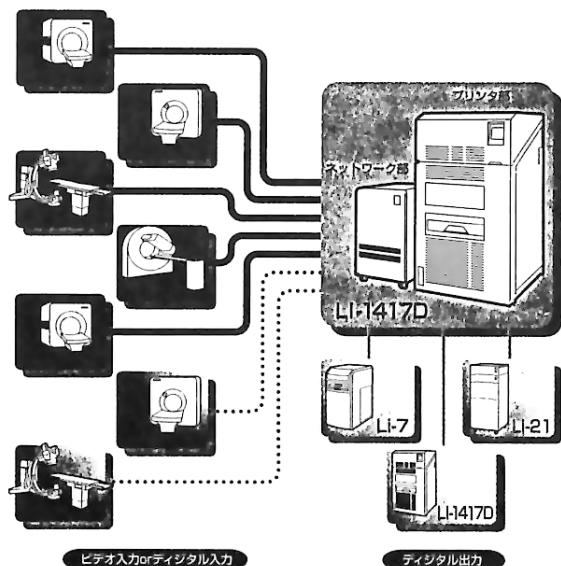


図5 診断装置およびイメージャとの接続

技術特集

ピグメント-トランスファ方式医用レーザーイメージヤの 階調性能と空間性能について

日本ポラロイド株式会社医療画像システム部

水上 博

藤井 彰二

階調再現精度とその安定性及び高位と低位の変調レベルでの空間周波数特性について、銀塩フィルム (Ag) 方式と乾式ピグメント-トランスファ (PT) 方式の 2 種類の半切サイズの医用レーザーイメージヤを比較検討した。比較に際して、従来の銀塩方式のイメージヤは実際の診療施設で稼働中の物と、研究所内に設置された物と 2 台、そして乾式ピグメント-トランスファ方式は研究所内の 1 台を使用した。

1 日 3 回 30 日間に渡り総数 180 点ものサンプルが各々のイメージヤから採集された。すべてのシステムが確実にメーカースペックの範囲内で作動するようあらゆる注意を払った。評価は、均一なフィールド、グレースケール・ステップ・タブレットおよび空間周波数回析格子から得られた客観的な濃度測定値を用い行われた。

1. 空間性能

空間性能はしばしば、微小な画像構成要素、特に 1 ピクセルサイズに匹敵するものを識別する能力と考えられている。このため、ハードコピーシステムの性能を査定する場合にプリンターのピクセルの大きさだけが使用される（即ち、描画点が小さいほど性能が良い）。しかしながら、空間性能はアドレス可能な空間解像度と実現可能な空間ディテールシステムを区別するためにシステムの画像品質を特定する場合に重要である。すなわち、レーザープリンターが、システムが解像することが可能な大きさよりもずっと小さいフィルム上の物理的位置を体系的にアドレスすることが可能と考えられるために、システム性能の評価が誇張されることが有り得る。システム性能の尺度としてピクセルの大きさを使用するこの欠点を軽減するために、画像の解像度（即ち、解像力）を代用することが合理的とされている。この方法では、線状格子を含むテストターゲットイメージがこのシステムから出力される必要がある。システムにより再生できる直線間のこの最小空間が、空間性能の尺度として用いられる。例えば、このシステムの解像度は 7 line-pair/mm と表現される。この方法は単にレーザープリンターのピクセルピッチを測定する方法より優れているが、単に単一点での空間性能、即ちシステム性能の限界を評価するだけであって、イメージングシステムの空間性能を十分に特徴づけるには、画像周波数全域にわたって性能を示す品質尺度が必要である。

再現されている画像周波数全体にわたる空間性能を表わすメトリックスは MTF(Modulation Transfer Function)である。このメトリックスは、ある範囲の標的周波数の既知の入力コントラストについて、イメージングシステムによりコントラストロスを測定するのに類似している。システムの MTF は正弦波透過率分布を使用して正確に測定されるが、本研究では正弦波の代わりに方形波標的を使用することによってシステムの特徴を表わす目的から、同様のメトリックスである CTF(Contrast Transfer Function)を使用することにする。

本解析で定義する CTF は Gur らが述べている方法を使用する。この方法では最初、50% 方形波標的大領域透過率がその方形波の濃淡部分に関する既知の透過率から計算される。

$$T_{\text{perfect}} = (T_{\text{dark}} + T_{\text{bright}})/2$$

次に、各々の方形波パターンから得た実際の透過率が、アパーチャを大きくした濃度計で得た測定値から計算される。最後に、既測定透過率の比率と計算した透過率（入力により倍率変更、方形波モジュレーション）を求める比率から CTF が計算される。

$$CTF = \frac{(T_{dark} - T_{bright})}{(T_{dark} + T_{bright})} \times \frac{T_{Measured}}{T_{perfect}}$$

2. 階調性能

イメージングシステムに関するトーンスケールの精度は通常の写真的方法で査定できる。そのプロセスは、プリンター内の特定のデジタルカウントに対応する濃度を持つルックアップテーブルを指定し、濃度測定のための既知のデジタルカウントパッチが含まれているテスト画像をプリントして、濃度測定を実施する。濃度誤差は指定された濃度レベルの関数としてプロットすることができる。

シート内の濃度均一性を測定するには、濃度が均一な 12 x 12 インチの画像を出力し、そのシート内の多くの位置で濃度を測定する。その結果得られた差異がフィルムシートの画像領域内のシステムノイズの測定単位となる。

濃度の繰り返し精度は、一定期間の一定入力について同一濃度をばらつきなく再現できるシステムの能力を測定することによって得られる。これは一般的な精度管理法で測定されるが、それにより一式の濃度パッチが定期的にプリントされ、測定されて経時的な濃度差異が得られる。このシステム性能の評価は、決められたあるいは指定された性能範囲内でシステムが確実に作動を続けるシステムを日常モニターするための管理限度を規定するために使用される。

3. 評価方法

従来のシルバーイメージングと乾式非シルバーイメージングの両システムの性能を検討するために、日常の臨床環境下だけでなく、両方とも入念に管理した研究室条件のもとで検査手順を実行した。

3.1 評価用に使用したイメージヤ機種

A) K 社製湿式レーザープリンター

マサチューセッツ州ニュートンの弊社研究室に設置され、専任技術者の管理のもとでメーカースペックを遵守し、評価期間中、性能をモニターし毎日精度管理記録を探った。

B) T 社製レーザーイメージヤ

米国の某大学放射線医学情報研究所より、臨床環境下で使用しているプリンターによる試験画像サンプルの提供を受けた。期間中、規定の品質確認プログラムと日常メンテナンスは全て通常どおりに行われた。また、通常行われない特別の調整は一切行っていない。

C) ポラロイド社製ヘリオス 1417 レーザーイメージヤ

上記のシルバーベースのプリンターと同じ評価を実行するために標準製造のプリンターを選択した。このイメージヤはカーボンベースのフィルムを使用し、薬品や余分な熱処理行程を必要としない独特のレーザー露光とデジタルグレースケール法を用いている。

3.2 試験標的画像の構成

シート全面に均一な濃度（1.0 または 2.0）が生成する試験画像を 2 つ作り、3 つ目の画像は種々のテストパターンを組み合わせたものとし、そのパターンには、1,2,3,4,6,8 ピクセル（水平、垂直両方）のバー／スペース方形波と 16 ステップの濃度ブロック、更に線の集合や連続ウェッジ、医用画像、コントラスト／ディテールターゲットなどが含まれている。

3.3 試験手順

上記の試験画像 2 種を 1 日 3 回（通常の就労日の開始、中間、終了時）30 日間採取された。評価期間中、メーカーのキャリブレーション手順と品質管理手順に従った。また、すべての QC 記録と稼働記録を残し、後の評価に備えた。

各設置場所のすべてのプリンターの画像濃度の正確性を期するため、同一のオペレーターが同一の濃度計（Macbeth model TR1224）を毎日、点検を行いながら測定した。次に均一濃度画像を 12 ビット CCD カメラを使用しデジタイズした。

図1 空間性能

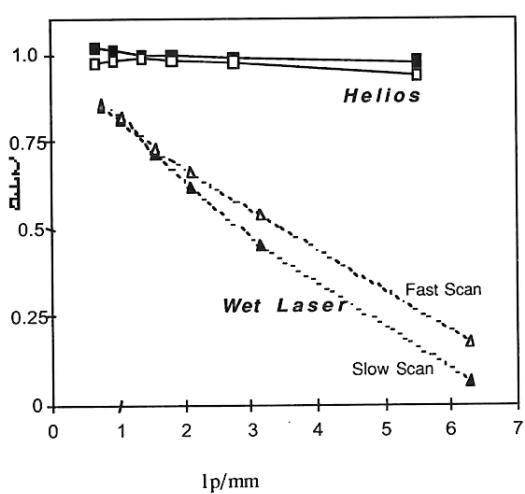


図2 濃度再現性能

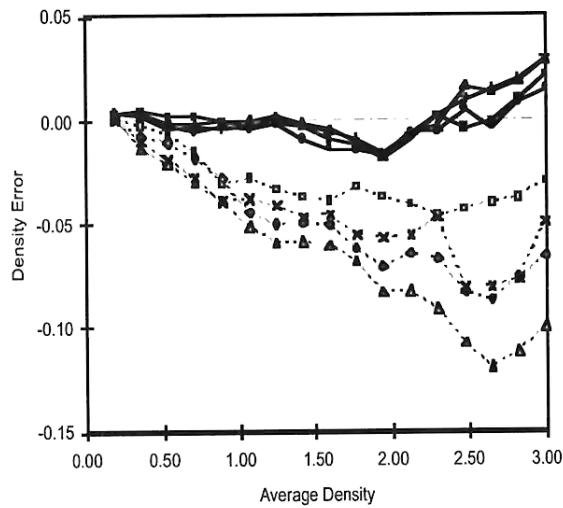


図3 濃度変動比較（研究所ベース）

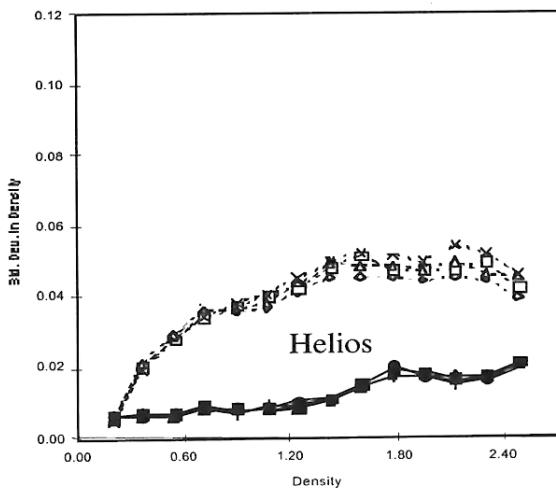


図4 濃度変動比較（臨床ベース）

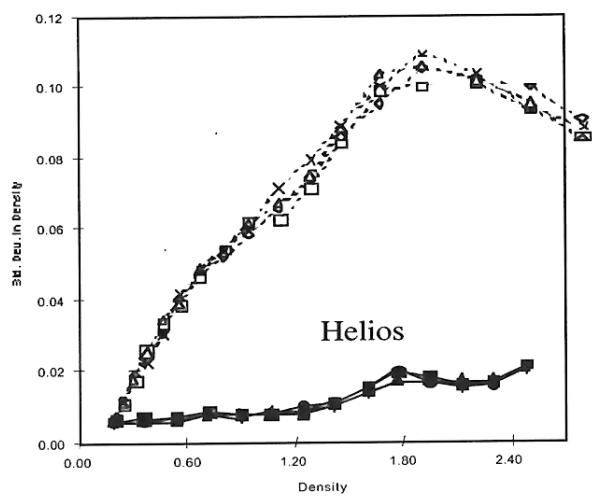


図5 濃度経時安定性(ピグメント・トランスファー)
Helios

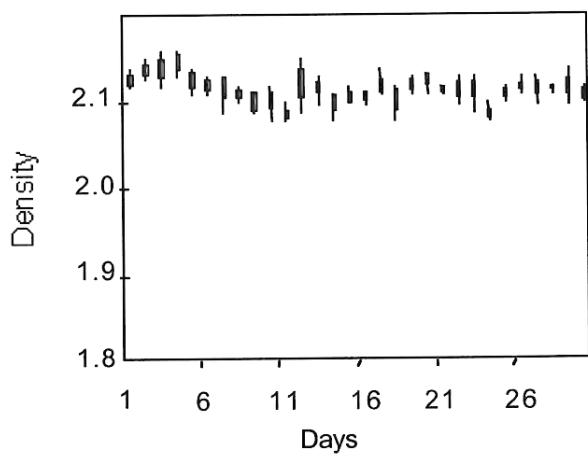
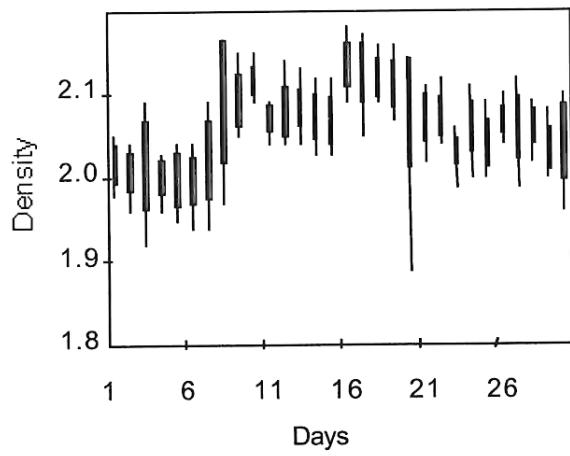


図6 濃度経時安定性(シルバーシステム)
Lab-Based wetSilver



4. 結果

4.1 空間性能

図1は、2種の研究所ベースプリンターについて行ったコントラスト・トランスファー解析の結果を示す。この評価には臨床ベースのプリンターは使用していない。理由は画像補間を無効にするための構成が容易でないことと、過度な調整が臨床活動を混乱させる恐れがあると考えられたからである。

シルバーベースシステム（Lab Ag）については、空間周波数が高位なほど性能が低下することに注目する必要がある一方、ピグメントトランスファーシステム（PT）は周波数域の大部分でほぼ完全なレスポンスを保持する。

この2種のプリンターのピクセルの大きさの相違（PTは90 nm, Lab Agは79 nm）は、1p/mmにスケールした場合、グラフ上の各点において空間周波数の相違を生じる。即ち、90 nm ピクセルで生成された2ピクセルON, 2ピクセルOFFのバー・ターゲットは2.8 1p/mmの周波数になるが、79 nm ピクセルで生成された同じパターンは3.2 1p/mmになる。また、Lab Ag プリンターについて、水平方向（スロースキャン）と垂直方向（ファーストスキャン）の特に高位周波数における性能の相違に注目する必要がある。

4.2 階調性能

図2は、2種の研究所ベースプリンターの濃度精度を示すもので、期待濃度と測定濃度の差異を測定したものである。ピグメントトランスファーシステムは期待値から0.02以内で作動するが、シルバーベースシステムでは期待値から0.12を超える誤差が見られる。グラフ上の個々の点は90（3回／日 × 30日間）のサンプリングの濃度の平均値を示す。

これら90サンプリングについて生じた濃度レベル当たりの濃度差異を図3と図4に示す。図3は研究所ベースのシルバーシステムとPTシステムを比較し、図4は臨床ベースのシルバーシステムとPTシステムを比較している。研究所ベースのプリンターに対して臨床ベースのプリンターの変動が大きいこと、さらにPTプリンターの繰り返し精度が著しく改善されていることに注目する必要がある。濃度が増加するに従い、差異（ここでは標準偏差値で示す）が増加する傾向は全てのプリンターに見られるが、臨床ベースのシルバープリンターでは差異が最大で、濃度1.50を超えるすべての濃度について0.09を上回っている。ラボベースプリンターでは変動性は少ない（0.05）が、両方とも2.50未満のすべての濃度でPTプリンターより著しく高い。

濃度の経時安定性を図5と図6に示す。各プロットされたデータは1枚につき4ヵ所、1日3枚を測定した単一濃度パッチのものである。ボックスと線で表示したプロットは1日毎に中央部の黒いバーとして示されている1シグマのレベルで、各日の最高と最低が線で示されている。ピグメントトランスファーシステムには毎日の変動性と濃度の安定性について著しい優位性が見られる。また、シルバーシステムの20日目に極度の最低値が見られるが、これはフィルムのロットが変わりキャリブレーションされるまでシステムが管理限界から外れたことを示している。ラボベースのシルバープリンターでは2種のロットしか使用されてなくキャリブレーションが必要であったが、ピグメントトランスファーシステムでは数種のロットが使用されたが、キャリブレーションの必要がなかったことは注目に値する。

5. 考察

ピグメントトランスファー画像は、シルバーシステム画像と比較すると空間ならびに階調の精度と安定性に優れていると言える。高位の周波数での空間性能が優れているため、観察者は対象物のコントラストがより微妙な細部まで得られる。この結果、画像の見かけ上の鮮銳度が増し、ハードコピー上でのスキャナー画像の表現効果を最大にして放射線医の読影を容易にことができる。

平成8年7月

第3回ディジタルマンモグラフィ国際ワークショップ参加報告

岐阜大学工学部 原 武史 (e-mail : hara@fjt.info.gifu-u.ac.jp)

6月では異常気象ともいわれた霧の立ち込めるシカゴの街の中, "3rd International Workshop on Digital Mammography"は、世界15ヶ国から約200人のマンモグラフィ関連の研究者を集め、6月9日から12日までの4日間、シカゴ川ほとりにある同大学のGraduate School of Business -The Conference Centerで開催された。このWorkshop (WS) は、一昨年のイギリスにつづき開催され、今回、私は初めてこのWSに参加することができた。噂どうりに、マンモグラフィのみを報告の共通点として構成された非常に内容の濃いWSであった。本稿では、このWSの内容を簡単に報告する。

WSは、特別講演、パネルディスカッション、口頭セッション、ポスターセッションで構成されており、特に特別講演に関しては、M.D.とPh.D.が交互に報告する形がとられ、その後の口頭セッションに関連する内容となるように企画されていた。

口頭セッションは次の5つに分かれており、

1. The potential clinical impact of digital mammography
2. Image acquisition, transmission and storage
3. Quantification of malignancy and risk of developing cancer
4. Detection of clustered microcalcifications
5. Detection of masses

となっていた。

それぞれ9演題（各10分）程度で構成されており、合計45演題であった。また、ポスターセッションは合計で30演題であった。参加15ヶ国の報告件数の内訳はつきのようである（括弧内はポスターセッション）。アメリカ：27 (16)、イギリス：9 (3)。

フランス、オランダ：各 2 (1)、カナダ：1 (2)、日本：0 (2)、イスラエル、イタリア、エジプト、ドイツ：1 (0)、オーストリア、スペイン、ブラジル、ベルギー、南アフリカ：各 0 (1)、であった。日本からの2演題のうち1件は私の報告であり、微小石灰化クラスタの検出に関するものであった(タイトル：Automated detection algorithm for clustered microcalcifications based on density gradient and triple-ring filter analysis)。もう1件もわれわれのグループの報告で、腫瘍陰影の検出に関するものである。

WSの実行組織は、

Sponsoring Chairman : Martin J. Lipton, M.D.

Organizing Committee : Kunio Doi, Ph.D.

Maryellen L. Giger, Ph.D.

Robert M. Nishikawa, Ph.D.

Robert A. Schmidt, M.D.

であり、Scientific Committeeには、アメリカから3名、イギリスから3名、ドイツ、日本、オランダ、カナダからそれぞれ1名で構成されていた。特に日本からの委員では藤田広志先生が参加されていた。

報告の内容は、概ね先の5つのセッションに基づいて分かれていたが、微小石灰化の検出、腫瘍の検出に関してそれぞれ1つのセッションが設定されているのは、同種の研究を行っている者にとって注目に値する。これらは、ほぼすべてがコンピュータ診断支援システム（Computer-aided diagnosis : CAD）の構築を前提とした研究であり、ニューラルネットワークやウェーブレット変換など、様々な手法を利用した検出システムが報告されていた。



会場となった "Graduate School of Business, The Conference Center, The University of Chicago." の外観。企業からの寄付で建てられた建物である。ミシガンAve.からシカゴ川沿いに、ミシガン湖に向かって歩いてすぐのところにある。この1階には、Book Storeがあり、ビジネス書と関連教科書を中心に販売していた。また、シカゴ大グッズも販売しており、急いでシカゴ大のマークの入ったお土産を買いたいときに便利である。

さらに、パネルディスカッション等でも常に活発な議論が行われていた項目にデータベース関連の内容があった。これは、現在日本の研究者の中でも議論されている内容でもある。特に、各研究者共通のデータベースを構築することは、CADシステムの客観的な評価を行うために必要であることから、熱心な議論が行われていた。前回のWSでは、イギリスのMammographic Image Analysis Societyから322枚のフィルムをデジタル化したデータベースが発売されており、今回のWSでは、CD-ROMにして12枚からなるデータベースの公開を報告しているグループがあった。

CAD関連のみならず、マンモグラフィ関連の新たな装置に関する報告も多く見られた。特に興味深かったのは、CCDを検出器として利用するデジタルマンモグラフィ装置であり、4つのグループがそれら装置の原理と評価を報告していた。特にNASA(!)との共同研究として報告していたあるグループは、高価なCCDを使うことをやめ、それほど高価でないCCDを合計48個ならべファイバーレートを使いスクリーンからCCDへ接続し1画素が約30 μ m寸法の画像を得る手法とその評価を報告していた。

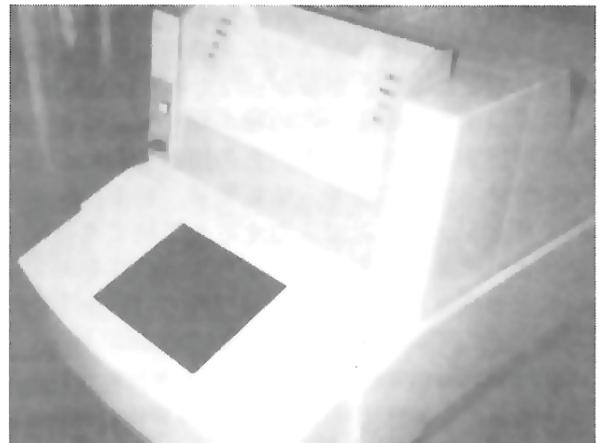
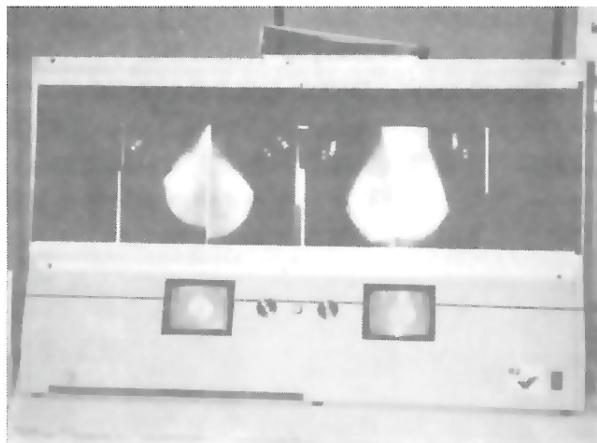
以上のような学術講演の他に、いくつかの企業が、機器展示を行っていた。その中に、以前からマンモグラムCADシステムの開発を行っており、

販売を計画している企業—R2 Technology, Inc.—があった。この企業は、95年の北米放射線学会(RSNA)においても展示を行っており、活動には非常に興味を持っている。今回のWSに来ていた担当者の話では、100台以上の試作機を現在製作予定であり、それらシステムを協力病院に試験的に導入し、臨床評価を計画しているとのことであった。

アメリカでは、この企業以外にも、シカゴ大学をはじめとして、マンモグラムCADシステムの臨床的な利用を進めている研究グループや企業がいくつもあるといわれており、今後、実用化へ向け猛烈な勢いで研究・開発が進んでいくと考えられる。2年後にオランダで開かれる予定であるつぎのWSでは、それらの臨床評価の結果や、共通のデータベースを利用した性能評価の結果等が報告されると考えられ、われわれも遅れではないと痛烈に感じた。

一番外編：海外から日本へのPPP接続

今回のWSへ参加する際に、私がいつも利用しているノート・パソコン（Apple PowerBook 550C, System7.5J : PB）を持参した。海外旅行にPBを持って行く事は2度目であり、前回の経験を活かした用意ができたため、今回はまったくトラブルなく接続でき、海外においても電子メールを使うことができた。海外からの接続方法には、海外にもア



R2 Technology, Inc.が展示を行っていたマンモグラムCADシステムの実機。

左：医師が読影するステーション。シャウカス滕とCRTモニタで構成される。フィルムをセットし、下の小さい白黒モニタ (VGA : 800×600, 9 inch程度) にコンピュータの検出結果が表示される。

RSNA95では、これより大型のシャウカス滕と組み合わせたシステムが展示されていた。

右：スキャナ部とコンピュータ本体。左右乳房の2方向 (CCとMLO) から撮影されたフィルム4枚を同時にセットする。操作は手前の液晶パネルで行う。パネルの下には、フィルム管理用のバーコードリーダーがついており、これでコンピュータの結果表示と読影するフィルムとの同期を行っている。

クセスポイントをもつ大手外資系プロバイダと契約する方法もあるが、それほど頻繁にない出張のためなら、若干割高ではあるが（料金は昼間の携帯電話程度），国際電話を利用していつも接続しているアクセスポイントへ接続するのが早い。以下の記事が参考になれば幸甚である。

海外に限らず、本体以外に持参するものには、
1. モデム， 2. 精密ドライバ， 3. 電話線を分岐させるための小道具， 4. 電話線の4つがあげられる。1. のモデムは、内蔵でも外付でも、日本で販売されているものはほぼ間違いなくアメリカで利用可能である。ただし、外付けのモデムでは、電源の対応を事前にチェックする必要がある。2. の精密ドライバは、電話線のジャックの爪が折れていることが頻繁にあるためである。3. の分岐用小道具は、日曜大工店の電線コーナでよく販売されているもので、特にモデムがコンピュータに内蔵されているモデルの時に役に立つ。これががあれば、電話とモデムを切り替る際に電話線をつなぎかえる必要がない。ただし、中級以上のホテルでは、通信用のポートを持った電話が用意されていることが多い。4. の電話線は必須である。

物理的な接続ができれば、日本のアクセスポイントへ電話をかける。ホテルの国際電話は非常に高いので、KDDのスーパーダイレクト・ジャパンを利用した。これは、アメリカ国内はフリーダイヤルであり、国際電話の代金はクレジットカードで引き落とすシステムである。以前はSprintから提供されている同種のシステムを利用したが、接続が不安定となることが多かったため、KDDのサービスをおすすめする。この種のサービスは、自動の音声アナウンスを聞き、その指示にしたがってクレジットカード番号、暗証番号、相手先電話番号をプッシュトーンで入力すると接続できる。コンピュータを接続するには、それら操作をモデムへの入力画面において、つぎのコマンドを手動で入力し、モデムに発信させればよい。

```
atdt 9-1-800-xxx-xxxx@@[クレジットカードの番号]#@@[暗証番号]#@@[相手先電話番号]#{return}
```

ここで、「atdt」はモデムのATコマンドの1つで、"dt"は"dial tone"で電話をかけるの意味である。注意するのは、atdtから{return}でリターンキーを押すまでが1つのコマンドになっていることである。「9」はホテルの外線発信番号で、これはその場で確認していただきたい。「1-800-xxx-xxxx」はKDDの番号で、航空券の裏表紙によく宣伝されており、最新の番号を利用していただきたい。オペレータ

経由の番号にかけてはいけない。@は通常5秒間の無音状態を待ってそれ以降のトーンを発信する記号である。電話がとられてからしばらく無音状態が続くことがあるため、「クレジット番号」+「#」の前には3つ位 "@"が必要であった。以下、同様に「暗証番号」+「#」、「相手先電話番号」+「#」を書く。あとは、リターンを押せば接続され、ユーザ承認の画面が表示されるはずである。

通信速度は、PBに内蔵されているモデム(Express Modem II)の最高通信速度が14400bpsであり、概ねその通信速度で接続が可能であったが、時々9600bps以下で接続される事もあった。今回は28800bpsのモデムは試すことができなかったが、以前Sprint経由で接続したときの使用感では、28800bpsの速度で接続することは困難なように思われる。しかし、メールを読むだけなら14400bpsで十分な速度である。なお、私はメールリーダーにEudora-J、その他MacTCP2.06、ConfigPPP2.01J6.3、MacTCPExchanger1.10を利用している。特にMacTCPExchangerは、コントロールパネルに入れおき、MacTCPにおける複数の設定を保存し、切り替ることが可能であるおすすめのソフトウェアである。

今年もRSNAの開催時期が近付いてきたが、機会があれば是非お試しいただき、ネットワークの（電話線の？）有効性を実感して頂きたい。なお、モデム以外の接続方法として昨年のRSNAでは、会場にInternetのアクセスコーナが用意されていた。それもパソコンのために、自由に接続できる形態で、IP、Gateway、DNSのそれぞれのアドレスの表のついた10Base-Tのケーブルが用意されていた。これは、今年の大会でも利用できる可能性が高いので、興味ある方はイーサネットへの接続も準備されると良いでしょう。



Metz's ROC Software Users Group News

I. ROCFIT頒布中止のお知らせ

Metz's ROC Software Users Group (以下Users Group) ではこれまで、5段階評価用のROCFIT (含むCORROC) と連続確信度用のLABROC1 (含むCLABROC) のROC解析用ソフトウェアの頒布を行ってきましたが、この10月よりROCFITの頒布を中止いたします。理由は1) 連続確信度法が十分に普及しつつある；2) ROCFITはバージョンアップのための作業が行われていない（シカゴ大学で）のでPowerPC搭載のMacintoshには対応できない；3) LABROCでも5段階評価のデータを取り扱うことが可能である；4) 来年早々にも新しい統合型ROC解析用ソフトウェア(ROCKIT：詳細は次項)の頒布が開始される予定で、そのROCKITにはROCFITも含まれているから、といったことです。ご理解いただきますようお願いします。

II. 第1回 Metz's ROC Software Users Group Meeting

先日、7月27日に大阪市立大学医学部附属病院において第一回目のUsers Group Meetingが開催されました。Users Groupの名前をいただいたシカゴ大学のCharles E. Metz教授を迎え、4時間を超える長時間にわたって活発な議論がくりひろげられました。Metz教授の講演はその前日(7/26)にも学術委員会および画像分科会、中国支部他の共催で広島市民病院において開催され、このときには120名を超える方々がこの講演を聞くために参集されました。

今回のMetz教授の講演のAbstractはこのNewsの最後に掲載してあります。要約すると以下の3点が主な内容でした。

1) 試料枚数が少なかつたり、観察者の読影技術(ROC解析に関しての)が未熟であったために生じたROC曲線のフィッティングの問題点を解消する新しいROC曲線フィッティングの理論を考え出された。

2) 試料間および観察者間の変動を考慮した統計的有意差検定の手法(Jackknife法)の正当性に関するシミュレーション研究が行われ、高い値のAz (>0.85)を示すROC曲線ではなくて、なおかつ観察者が5名以上であれば、観察試料の枚数が25枚(信号像) 25枚(雑音像)であってもJackknife法は正しく統計的な有意差を検出することができるということが確認された。

3) これまで、シカゴ大学で開発されてきたROC解析用ソフトウェアROCFIT, CORROC, INDROC, LABROC, CLABROCの5つのソフトを統合した新しい統合型ROC解析用ソフトウェアROCKITが開発された。このソフトの特長は、異なったFORMATを必要としたこれまでのソフトの入力ファイルのすべてを読み取ることが可能で、なおかつ自動的に統一されたROCKITのファイルに変換するということと、いくつもの新しい改良が盛り込まれるということである。たぶん最初のバージョンでは、統計的有意差検定のすべてに95%信頼区間の手法が追加され、さらに、モダリティ間で対応したデータと対応していないデータが混在している場合の実験結果にも用いることが可能となるような機能も追加される。現在、ソフトの実行に関する最後のテストと、Macintosh, DOSおよびUnixへの変換作業が進められており、数ヵ月後には皆に使ってもらえるようになるだろう。

また、Metz教授の講演に続いて行われたROCクリニックでは5つの新しいROC解析の応用に関する

る報告が行われ、どれも創造的で上手な使い方がなされているとMetz教授からもお褒めの言葉を頂きました。特に放射線画像に関する少ない骨量測定や腫瘍マーカの効果判定についての報告は、放射線医療関係に働くものにとっては新鮮に映ったのではないでしょうか。Meeting終了後にはMetz教授を囲んで懇親会が行われ、ROC解析に関する議論やMetz教授への質問が夜遅くまで続きました。ぜひ、また第2回、第3回のMeetingを開催したいと考えています。

*第1回Metz's ROC Software Users Group MeetingのAbstract集（Metz Abstractおよびその和訳も含む、B5版16頁）が若干残っていますので、ご希望の方に進呈いたします。ご希望の方は下記、UsersGroup事務局宛に返信用切手250円を張った封筒（できるだけ大きいもの）を同封の上、お申し込みください。

Metz's ROC Software Users Group事務局

〒545 大阪市阿倍野区旭町1-5-7

大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部内白石順二・宇都宮あかね

TEL 06-645-2240 or 2241 FAX 06-646-0370

e-mail wz6j-sris@asahi-net.or.jp

付録 [An abstract for Metz's lecture on July 27th at the User's Group meeting in Osaka]

SOME RECENT DEVELOPMENTS IN ROC METHODOLOGY FOR EVALUATION OF MEDICAL IMAGING SYSTEMS

Charles E. Metz, Ph.D.

Professor of Radiology

The University of Chicago

Chicago, Illinois 60637, USA

The purpose of this lecture is to describe three recent methodological developments that should increase the usefulness of ROC analysis for evaluation of medical imaging systems.

(1) "PROPER" BINORMAL ROC CURVES: THEORY AND MAXIMUM-LIKELIHOOD ESTIMATION. The conventional binormal model of ROC analysis -- which assumes an effective underlying pair of normal decision-variable distributions -- has been used for many years to fit smooth ROC curves to data, and algorithms such as RSCORE and ROCFIT are readily available for maximum-likelihood estimation (MLE) of such curves. When ROC curves with this conventional binormal form are fit to sufficiently large data sets, they rise rapidly from the lower-left corner of the unit square and then bend smoothly and steadily into the upper-right corner. However, if the conventional binormal model is used for small data sets or data sets with poorly allocated category boundaries, a "hook" in the fitted ROC may be evident near the upper-right or lower-left corner of the unit square, causing the neighboring part of the ROC to drop below the 45-degree "guessing line." Such ROC curves are said to be "improper," because their non-monotonic slope indicates that they could not have been produced by an optimal decision rule. In extreme situations of this kind, the data are fit exactly by a "degenerate" limiting form of the conventional binormal ROC that consists of vertical and

horizontal line segments.

To overcome these curve-fitting artifacts, we developed a "proper" binormal model and a new algorithm for MLE of the corresponding ROC curves. Like the conventional binormal model, our new model assumes that an effective pair of normal distributions underlies the data. However, the "proper" binormal model assumes that the ROC data were produced by a decision variable that corresponds to the likelihood ratio associated with the pair of normal distributions, rather than to the normally-distributed quantity itself.

MLE of the parameters of the proper binormal model can be difficult, because substantially different combinations of parameter values can produce very similar ROCs, causing the likelihood functions of some data sets to have long, narrow "ridges" in parameter space. We were able to overcome this problem by appropriate re-parameterization of the model and use of a novel iterative scheme. Extensive evaluation studies with computer-simulated and real data have shown the resulting curve-fitting algorithm, entitled PROPROC, to be highly reliable. Maximum-likelihood estimates of the proper and conventional binormal ROC curves are virtually identical when the conventional binormal ROC shows no "hook," but the proper binormal curves have monotonic slope for all data sets, including those for which the conventional model produces degenerate fits.

(2) THE DORFMAN/BERBAUM/METZ METHOD FOR TESTING THE STATISTICAL SIGNIFICANCE OF DIFFERENCES BETWEEN ROC INDEX ESTIMATES. The Dorfman/Berbaum/Metz "multi-reader multi-case" (MRMC) method for testing the statistical significance of differences between ROC index estimates (Invest. Radiol. 1992; 27: 723-731), which uses analysis of variance (ANOVA) after a statistical procedure called "jackknifing," provides a basis for generalizing the results of an observer-performance study to the populations of both cases and image readers that were sampled in the experiment.

Recently, we conducted computer-simulation studies to evaluate the validity of this method for continuously-distributed data. Each ROC estimate in this work was calculated by our LABROC5 algorithm, which bins continuously-distributed data into 10 or 20 categories in a natural way before fitting a conventional binormal ROC curve by maximum-likelihood estimation. Simulated data with multiple components of variation were needed to determine whether the Dorfman/Berbaum/Metz methodology gives valid p-values. Therefore, we developed software that generates normally-distributed decision variables according to a four-way mixed ANOVA model in which truth state (e.g., "actually positive" and "actually negative") and modality are fixed effects but the effects of individual readers and cases are random. Two thousand computer-simulated data sets were generated for each of three different ROC curves and several different variance-component patterns. The results of these extensive computer-simulation studies indicate that the Dorfman/Berbaum/Metz method is valid in a broad variety of typical situations.

(3) ROCKIT: A NEW SOFTWARE PACKAGE FOR ANALYSIS OF ROC DATA. Our group has been developing computer software for maximum-likelihood estimation of ROC curves and for testing the statistical significance of differences between ROC curves since the late 1970s. Currently, six programs are available in versions for UNIX workstations and DOS microcomputers, and the four most frequently requested programs are available in versions for the Apple Macintosh. Our software, which we distribute without charge, is now used by more

than 600 laboratories in 20 countries.

Soon we will release a new integrated software package entitled "ROCKIT" that combines five of our current programs (ROCFIT, LABROC5, INDROC, CORROC2, and CLABROC) into a single shell. ROCKIT will: (i) fit a single conventional binormal ROC curve to a single set of data collected on either a discrete or a continuous scale; (ii) test the statistical significance of a difference between conventional binormal ROC curves estimated from either paired or unpaired data that were collected on discrete and/or continuous scales; and/or (iii) estimate the effective correlation of paired data that are collected on discrete and/or continuous scales. An important practical feature of ROCKIT is its ability to read input files created by the five existing programs that it integrates, each of which now uses a different format. ROCKIT also adds several new capabilities, such as testing the statistical significance of differences between ROC curves that are estimated from partially paired case samples, and calculation and output of 95% confidence intervals for estimated differences between ROC curves. Additional features, such as "proper" binormal ROC curve fitting and the Dorfman/Berbaum/Metz method for testing the statistical significance of differences between ROC indices, will be added to ROCKIT in the future.

編集後記

今回の画像通信より、藤田新会長のもとでM氏とともに企画、編集することになりました。今回は、新メンバー編成後、発行まで、時間がありませんでしたので、藤田カラーを出し切れませんでしたが、次号より、いろいろと改革を進めて行く予定です。現在、新委員全員が文明の利器インターネットを駆使し、ディスカションし、日夜努力しています。そこでお願ひなのですが、画像分科会の活動方針を決定するためにアンケートを行います。第40回画像分科会会場で用紙をお渡しますので、ご協力お願ひ致します。(O記)

分科会費は年度初めにお送りする専用の払込用紙で納入して下さい。学会場では取り扱っておりません。年会費2000円

画像分科会では新会員を募集しております。
放射線画像はとても奥が深く、情報の宝庫
です。会員の皆様のまわりに画像に関心の
ある方いらっしゃいましたら是非お誘いく
ださい。

1996年9月1日発行
社団法人 日本放射線技術学会
画像分科会長 藤田広志

604 京都市中京区西ノ京北壱井町88
二条プラザ内
TEL(075) 801-2238(代)
FAX(075)822-1041