

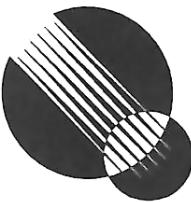
Communication of the Imaging Group of the JSRT

# 画像通信

1998年3月

Vol. 21 No. 1 (通巻 40)

- ☆ 平成9年度事業報告・平成10年度事業計画
- ☆ 第43回画像分科会プログラム（1998年4月9日（木））
  - 1. 活動報告 他
  - 2. 画像データベース構築タスクグループ報告 大阪市立大学附属病院 白石順二
  - 3. 教育講演 「デジタル画像と放射線医学 - CRT診断を中心に -」  
講師：名古屋大学医学部放射線医学講座 石垣武男
  - 4. 画像セミナー「画像診断用のCRTの画質性能評価」  
講師：JIRA システム開発部会 CRT委員会委員長 大林勇雄
- ☆ 技術特集「CRTディスプレイ」 東京工芸大学 長谷川 伸
- ☆ 読者のページ 安城更生病院 澤田道人・柘植達矢
- ☆ 大学/研究室/研究会紹介：
  - ① 名古屋大学医学部保健学科 前越 久
  - ② 医用画像情報研究会 広島保健福祉短期大学 吉田 彰
- ☆ 國際会議報告：
  - ①ヨーロッパ呼吸器学会：京都大学胸部疾患研究所 田中龍藏
  - ② RSNA97：産業医科大学 小田叙弘 ③ RSNA97：札幌医科大学 坂田元道
  - ④ 全国中華医学影像技術学会：熊本大学 東田善治 ⑤ World Congress on Medical Physics and Biological Engineering : 金沢大学医学部保健学科 真田 茂
- ☆ 國際会議開催案内：The First International Workshop on Computer-Aided Diagnosis
- ☆ Metz's ROC software users group news
- ☆ 標準デジタル画像データベース頒布のお知らせ
- ☆ 会費納入のお願い ☆ 画像分科会入会案内 ☆ 画像分科会入会申込書



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

社団法人 日本放射線技術学会  
画像分科会

## 第 44 回 画像分科会予告

日 時：1998 年 10 月 29 日（木）予定  
会 場：札幌市 北海道厚生年金会館  
テー マ：CR 関係（案）

### 画像分科会委員電子メールアドレス

藤田 広志 岐阜大学工学部応用情報学科（画像分科会長）  
fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp

大久 敏弘 NTT 東北病院放射線科  
t\_ohisa@pb.highway.ne.jp

小倉 敏裕 癌研究会附属病院放射線部  
togura@ns.jocr.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  
j-shiraishi@msic.med.osaka-cu.ac.jp

滝川 厚 広島県立保健福祉短期大学放射線技術学科  
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 岐阜大学工学部応用情報学科  
hara@fjt.info.gifu-u.ac.jp

松井 美楯 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  
morisita@kyoto.medtech.ac.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すべての委員に届きます。

画像分科会についてご意見やご希望等がありましたらご連絡ください。

# 1997年度（平成9年度）事業報告

## 1) 第41回画像分科会

日時：1997年4月5日(土) 16:00～19:00

会場：パシフィコ横浜会議センター 第13会場（参加者数：約150名）

内容：

1. 活動報告
2. 教育講演

司会 岐阜大学工学部 藤田広志

「絵とき 画像のための分かりやすいウェーブレット」

講師 新潟大学工学部 菊池久和

3. 画像討論会「画像データベース実用講座」

司会 コニカ（株） 松井美楯

第1部 日常業務編

(1) 「パソコンから始める画像データベース作成法」

大阪市立大学医学部附属病院 木村俊彦

(2) 「パソコンを用いた画像データベースによる業務支援」

N T T 東北病院 大久敏弘

第2部 臨床研究編

(3) 「標準ディジタル画像データベースの構築」

大阪市立大学医学部附属病院 白石順二

(4) 「シカゴ大学における研究用画像データベース」

岩手医科大学 桂川茂彦

## 2) 第42回画像分科会

日時：1997年10月30日（木）9:20～12:20

会場：奈良県文化会館 第2会場（参加者数：約160名）

内容：

1. 教育講演

司会 岐阜大学工学部 藤田広志

「3次元画像の画質を考える」

講師 藤田保健衛生大学衛生学部 片田和廣

2. 画像討論会「3 D C T の画質評価」

司会 藤田保健衛生大学衛生学部 辻岡勝美

(1) 「3次元表示技術（臨床利用の実際）」

藤田保健衛生大学病院 井田義宏

(2) 「微細構造物の3次元表示」

耳鼻咽喉科麻生病院 宮下宗治

- (3) 「3次元画像の利用とネットワーク」  
社会福祉法人京都桂病院 渡辺英樹  
(4) 「3次元画像の客観的評価法」  
福井県立医科大学 片倉俊彦

3) 学術講演会の開催

学術委員会、東海支部（画像研究班）との合同開催

日時：平成10年1月10日、名古屋市内）

内容：

・勉強会

「デジタル画像におけるエイリアシングエラーについて」

講師 名古屋市立大学病院 市川勝弘

「蛍光体からのK特性X線のScreen-LSFへの影響」

講師 安生更生病院 澤田道人

・教育講演会

「マモグラフィーを導入した乳がん検診の精度管理に関する調査研究」

講師 熊本大学医療技術短期大学部 東田善治

4) 画像通信の発行

Vol. 20, No.1 (通巻38), Vol.20, No.2 (通巻39) を発行した。内容の充実に努力し、大幅な増ページとなった（それぞれ66ページと54ページ）。

5) ROC解析ソフトの登録および配布 (Metz ROC Users Group)

シカゴ大学Metz教授から譲り受けたROC解析用ソフトについて、登録、配布、および登録会員の管理を行った。また、WWWページの開設を行った。

6) 画像データベースの構築 (画像データベース構築タスクグループ)

胸部腫瘍画像のデータベース構築を行い、その出版化のための作業を行った。

7) 委員会の開催

・全委員会（2回） 4月、10月に行った。

・編集委員会（1回） 10月に行った。

・電子メール会議（多数回）

## 1998年度（平成10年度）事業計画

### 1) 第43回画像分科会

日時：1998年4月9日（木） 15:30～18:00

会場：神戸ポートピアホテル

内容：

- |                          |      |
|--------------------------|------|
| 1. 活動報告                  |      |
| 2. 画像データベース構築タスクグループ報告   |      |
| 大阪市立大学附属病院中央放射線部         | 白石順二 |
| 3. 教育講演                  |      |
| 司会 岐阜大学工学部               | 藤田広志 |
| 「デジタル画像と放射線医学」           |      |
| 講師 名古屋大学医学部放射線医学講座       | 石垣武男 |
| 4. 画像セミナー                |      |
| 司会 コニカ（株）医用事業部           | 松井美楯 |
| 「画像診断用のCRTの画質性能評価」       |      |
| 講師 JIRAシステム開発部会CRT委員会委員長 | 大林勇雄 |

### 2) 第44回画像分科会

日時：1998年10月29日（木）

会場：北海道厚生年金会館

内容：

テーマ「CR, DRの画質（案）」

### 3) 教育講演会

日時：平成10年8月, 平成11年1月（2地区を予定）

内容：CR画像, CT画像, MR画像などの画質とデジタル画像処理

### 4) グループ活動

- ・ Metz's ROC Software Users Group

### 5) 画像通信の発行

- ・ Vol. 21, No.1 (通巻40), No.2 (通巻41) の発行

### 6) 委員会の開催

- ・ 全委員会 年3回（予定）
- ・ 小委員会 年2回（予定）

# 第43回画像分科会プログラム

日時：1998年4月9日（木）15:30～18:00

会場：ポートピアホテル 第4会場（本館、偕楽3）

(1) 活動報告 15:30～15:40 藤田 広志 分科会長

(2) 画像データベース構築タスクグループ報告 15:40～16:00  
大阪市立大学附属病院 白石 順二

(3) 教育講演 16:00～17:00

「ディジタル画像と放射線医学 - CRT 診断を中心に-」

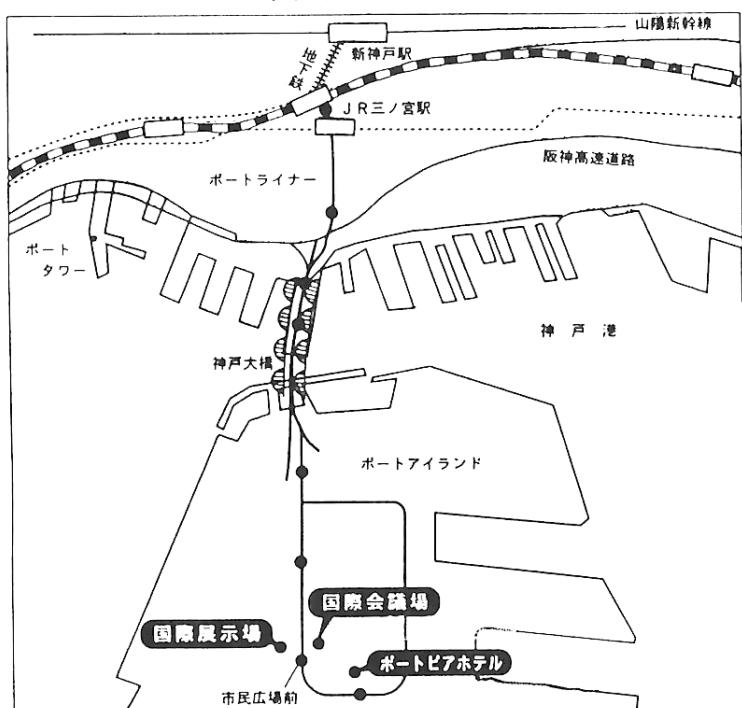
講師 名古屋大学医学部放射線医学講座 石垣 武男  
司会 岐阜大学工学部応用情報学科 藤田 広志

(4) 画像セミナー 17:10～18:00

「画像診断用のCRTの画質性能評価」

講師 JIRA システム開発部会 CRT 委員会委員長 大林 勇雄  
司会 コニカ（株）松井 美楯

## 会場案内図



・JR 三ノ宮駅 → 市民広場駅（10分），徒歩3分

ポートライナー

・JR 新神戸駅 → JR 三宮駅（2分）→ 市民広場駅（10分），徒歩3分

地下鉄

ポートライナー

# デジタル画像と放射線医学—C R T 診断を中心に—

名古屋大学医学部放射線医学講座

石垣武男

## A. はじめに

放射線医学の進歩は今世紀末になり、ますます目覚ましいものがあるが、特に診断分野で著しい。ほぼ20年位前まではX線およびラジオアイソトープによる診断であったが、ME技術の進歩・普及に伴い超音波断層撮影、X線CT、サーモグラフィ、SPECT、PET、MRIなどが実用化され普及してきた。これらの画像は最近の超音波画像も含めてデジタル画像として扱われ、その事自体がまた、これら画像診断法が普及した理由の一つでもある。デジタル画像の利点としては種々あるものの、種々の画像処理ができること、定量的な画像解析ができること、画像データを電子的に保存できること、画像伝送に都合が良いことなどが臨床的には主な点である。画像処理については診断の補助支援という観点では意味があるが、これによりこれまでの臨床的診断技術が著しく発展したということは少ない。一方、画像の伝送・電子保存という点はデジタル画像の大きな特徴であり、医学に大きく貢献すると期待される。特に、通常のX線画像がコンベンショナルな撮影系からイメージングプレートを用いたcomputed radiography(CR)により、直接デジタル画像化されたことは、画像管理の分野でも画期的なことといえる。

## B. P A C S

デジタル画像の普及、病院情報システムの導入、情報通信網の発達に連れて病院内の医用画像管理システム、いわゆるP A C Sが現実のものとなりつつある。コンピューターやネットワークの性能は1~2年間隔で驚くべき進歩・改良が行われており、画像の伝送に関して言えば現在の問題点は近い将来解決されるであろう。しかし、画像を送るのも受けて診断するのも臨床に携わる医師が行うことには変わりはない。したがって、放射線科が行うべきP A C Sの評価として最も重要なことは、臨床現場で現実味のあるシステムとして使えるかどうかであり、コンピューターやネットワークの性能そのものの評価ではない。現実には完成されたP A C Sは存在しないわけであるが、実際に日常診療でこれを用いるという観点で、その構築を考える必要がある。

## C. C R T 診断

P A C Sでは画像の観察は現時点ではC R Tモニターを用いるのが一般的である。この際診断画像の観察目的によりC R Tモニターに要求される画像の精度やC R Tワークステーションに要求される機能は自ずと異なる。例えば、発生した画像について診断を行いレポートを作成して画像と共にネットワークへのせ、依頼元へ送る場合であれば、高解像度のC R Tモニターにより、必要に応じて他の画像を同時に参照しながら読影を進める必要がある。したがってC R Tワークステーションは大がかりなものになるであろう。当然のことながらレポーティングシステムも付随していなければならない。一方、病棟や外来などで忙しい最中に画像を見る場合には操

作が繁雑であったり、検索に時間を使したりしたのではまずい。レポートと編集された画像で十分なことが多いであろう。院内の画像管理システムと院外を結ぶ遠隔画像診断でも同様なことが言える。このように使用する目的によりCRTモニターの性能、機能・操作性が異なるはずである。しかし現状ではどちらの場合でもハード・ソフトとも臨床の使用に耐え得るものは世に出でていない。画像情報が全病院的に伝送可能となつても臨床医が納得できるような観察系が完成されなければ臨床現場では使えない。観察系を完成させるには、臨床現場で医師がどのような診断手順に基づきいかに読影を行っているかを、理論的に解析したうえで、CRTワークステーションの機能・操作性の改善をしないと臨床現場で使用に耐えるCRTワークステーションを作りあげることはできそうもない。さらに重要なことはCRTワークステーションの診断環境、例えば部屋の照明やCRT読影に際してのモニターの位置や視線との角度など人間工学的な配慮も必要である。これはすなわち観察者の疲労、しいては診断能の低下にもつながる恐れがあるからである。

#### D. CRT画像の評価

用いるCRTがフィルム画像などに比べて適切かどうかは医師の主観的評価でも十分なことが多い。しかし、経験的な評価の場合、比較対象のCRT画像で少しでも劣ると受け入れられないとする傾向がある。逆に経験の少ない場合には劣悪な画像でも容認してしまうことがある。異なる表示画像を同時に観察して比較しても、画質を比べているだけであり、診断能の比較にはならない。臨床的な診断能は必ずしも画質とは直線的な関係ではないからである。したがって、客観的な評価としてはsensitivity, specificity,accuracyによる評価やROC解析が行われる。最近ではROC解析が一般的である。ROC解析である結果が出たとしても、すべてが良いと言うわけではない。基本的には信号の有無で観察者の判断を求めた結果であるので、病変の存在の有無に関しての比較であり、それ以上の質的診断に関して画像の善し悪しを比較したものではないからである。CRT画像の評価に関しては超音波、CT、MRIではあまり問題はなさそうである。最も問題とすべきは胸部単純写真であろう。平成6年度厚生科学研究費補助金健康政策調査研究事業石垣班を中心とした我々の多施設間における胸部単純写真のROC読影実験からはCRT画像はフィルム画像でもCRTモニター画像（1000本系）でも胸部の微細陰影の検出能においてはスクリーン・フィルム系画像と差がないことが明らかにされた。これにより病変の存在診断には使えるという最低限の安全性が確認された。

## 「画像診断用CRTの画質性能評価」

J I R Aシステム開発部会

**大林勇雄**

### 1. 概要

“CRT診断の診療報酬設定に関してCRT装置の基準化が必要”との厚生省の見解に従い、日本画像医療システム工業会(以下JIRA)で標準化活動に取り組んできた。JIRAではCRT診断推進委員会を組織し画像診断用CRTの基準の作成作業を進め、このほど案ができあがった。医療関係者とのすりあわせ、理解を求める目的で本基準の紹介をしたい。

### 2. CRT装置の基準化の考え方

CRT診断に必要な画像性能(画質)そのものの基準は、

- ・診断の有効性と直接に関連することである、
- ・本来、切磋琢磨して向上を目指すべきもの(基準化になじまない)、

などの理由で工業会としては決めにくい。そこでJIRAとしては画像性能を試験する方法を基準化することにした。

### 3. 基準の骨子

CRTの基準を製造者向けと使用者向けの2本立てで作成した。その特徴、期待される効果などは以下のとおりである。

#### (1) 画像性能試験方法(製造者向け)

- ①11項目の画質パラメータの試験方法、表記方法を記述(表1)
- ②モノクロ、カラーCRTの両方に適用可能
- ③JIS、ANSI/EIAなど既存の基準を引用
- ④期待される効果
  - ・製造側の試験方法を標準化することでカタログ、仕様書などでの性能表示のばらつきを減らす。
  - ・性能表記を統一して使用者の機種比較を容易にする。

#### (2) 画像劣化試験方法(使用者向け)

- ①6項目の画像パラメータの試験方法(表2)、評価基準の参考値を記述
- ②モノクロ、カラーCRTの両方に適用可能
- ③IEC 1223-2-5を準用
- ④据え付け状態で使用者が簡便に試験できることを意図した(試験パターンの默認確認)。
- ⑤期待される効果
  - ・使用者自身がCRTの性能変化に早く気がつくので対応がとりやすい。結果的に性能維持が実現しやすい。

#### 4. 今後の予定

基準案を作成したのでJIRAとしては今後引き続き

(1) JIRA規定化

(2) 規定の運用方法の検討

(3) 放射線画像研究班との意見調整

などの活動に取り組んでいきたい。

1)コントラスト比
2)解像度
3)偏向ひずみ
4)最大輝度および明るさの変換特性
5)黒レベル偏位
6)インタレース
7)画面有効サイズ
8)色純度
9)コンバーゼンス
10)白の均一度
11)白バランス

表1. CRTモニタの画像性能試験パラメータ

1)観視条件の不变性
2)グレースケール
3)画像ひずみ
4)空間解像度と低コントラスト解像度
5)画像の安定性とアーチファクト
6)カラー画像関連事項

表2. CRTモニタの不变性試験パラメータ

# CRT ディスプレイ

東京工芸大学 芸術学部 映像学科  
同 工学部 光工学専攻

長谷川伸

情報システムの発展や計測の電子化に伴い、ディスプレイを見て情報を得るケースが増えている。このことは医学分野でも例外ではない。一方今日のディスプレイについては、テレビ受像機は勿論、コンピュータの端末、監視用、その他あらゆる用途の装置がカラー化され、さらに携帯用として液晶などを利用した薄型化が進められているのに対し、医学分野ではX線テレビジョンやCT、MRI、超音波診断装置などにブラウン管による白黒ディスプレイが多く使われる。本稿ではまず白黒ブラウン管ディスプレイの原理、特性について紹介し、次にX線診断への適用を目的とした最近の高解像度ディスプレイについて述べる。

## 1. はしがき

真空放電の際に陰極から放出される陰極線に外部から磁界をかけると陰極線が曲がる。そこでK.F.Braun(独)は放電管内に蛍光板を置き、陰極線(これが電子線である事は後に判明)が衝突して現れる光点の移動から磁界の時間的な変化を知ろうとした。これがブラウン管の始まりとされ、電子発見と同じ1897年の発明、また日独での名称ブラウン管、一般に欧米で使われる名称CRT(Cathode Ray Tube、訳は陰極線管)の語源となった。発明は真空管(2極管、1904年)より古く、100周年に当たる昨年は専門の学会誌に特集号が組まれた<sup>1)</sup>。

電圧波形表示を目的とする管はその後真空管の技術を取り入れ、観測用CRTとして発展してきた。一方この管で電子線を偏向して長方形の画面を作り、輝度を変調してテレビ画像を表示する試みは高柳健次郎が始め、1926年に成功したのちテレビ受像用として大画面、高輝度、カラー化が進められ、同様のものがコンピュータの情報表示にも利用されて大きな産業規模に発展した。現在はテレビ用は殆ど全てカラー化されておりカラー受像管またはCPT(Colour Picture Tube)、コンピュータ用、特に高解像度の管はCDT(Color Display Tube)と呼ばれるようになった。これら波形観測用、画像表示用CRTとも電子銃から発生する電子ビームを偏向して蛍光体を光らせるという基本原理は同じである。しかし前者は高速に変化する電圧情報で電子ビームを偏向すること、後者は大きなカラー画面で画素ごとの細かい輝度や色の情報を表示するという目的の違いから偏向装置(前者は静電偏向、後者は電磁偏向系)や蛍光面が異なり、細部でもそれぞれに適した設計が行われ、管の外形も相當に異なる。

表示技術は電子工学の重要な課題であり、学会誌の特集号も多く、その中でCRTも扱われているが<sup>2)~5)</sup>、多くはハイビジョン用CPTや高解像度のCDTのもので、白黒CRTはX線像やCT、MRIなど医学には重要であるがCRT分野での比重は小さい。本稿では画像表示用白黒CRTについて一般的な原理や特性について述べたのち、最近X線診断への適用を目的として開発された高解像度の白黒CRTディスプレイについて示す。

## 2. C R T の基本原理

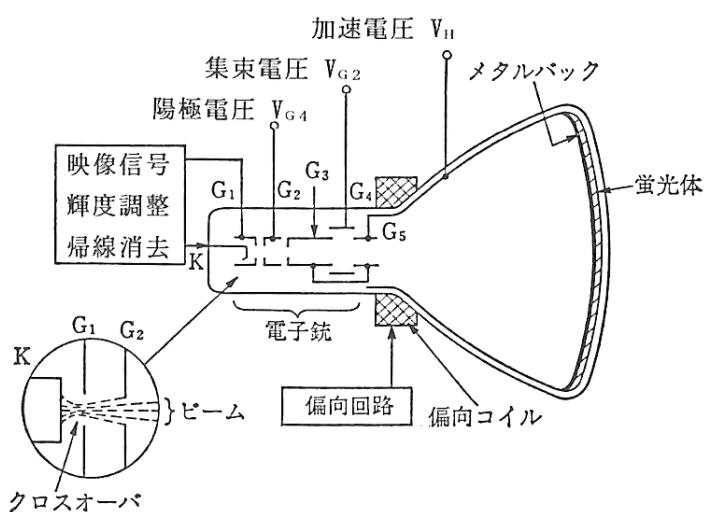
画像表示用白黒C R Tの構造・動作は古くから知られていることではあるが<sup>(1)</sup>、断面を示す図1について簡単に述べる。図の電子銃は軸対称の電極群からなり、電子ビーム、すなわち細い電子流を発生する機能をもつ。その中の陰極は熱電子放出能の高い BaOを主成分とする材料を表面に塗り、内部にヒータを備えた金属電極である（通常酸化物陰極と呼ばれる）。加熱した陰極から真空中に放出された電子は制御格子と呼ばれる電極  $G_1$  の小孔を通って陽極内の空間に進む。 $G_1$  には陰極より数十V 負の電圧が加えてあり、負電荷をもつ電子はこれに反発されて  $G_1$  の小孔の中心部のみを通り、見掛け上ここを電子源として陽極内の空間を放射状に広がって走る。電子流の最もくびれた部分をクロスオーバーという。 $G_1$  の負電圧を変えると通過する電子流の量が変わる。

電子レンズは電圧の違う2個の金属円筒電極を突き合わせたものが基本で、それらの作る電位分布が光学レンズの集束作用と同様、発散する電子流を集束する機能をもつ。実際には複数の円筒を組合せたものとなっており、それらの電圧の調整でレンズのピントが調整される。電子銃を出た後の空間は陰極に対して10~20 kV 正の電位となっており、この電位で高速度に加速された電子は細いビーム（ペンシルビーム）となって蛍光膜に衝突し、電子の運動エネルギーは効率よく光に変換されて輝点を作る。

偏向装置は電子ビームの進行方向を変えるもので、画像表示用のC R Tでは磁界偏向を採用している。すなわち図2のようにC R Tのネック部に設置したコイルに電流を流すとコイルの間に空間にコイルの軸方向の磁界を生じ、電子はフレミングの左手の法則に従って磁界の強さと電子の速度の相乗積に比例した力を受けて進路を曲げる。そこで軸が鉛直な方向を取るよう設置したコイルに、時間に対して鋸歯状に値が変化する電流を流すと、電流値に比例して変化する磁界の偏向作用により、輝点はC R Tを前から見たとき、蛍光面の左端を出発し水平に等速度で動いて右端に至り、瞬間的に左端に戻る運動を繰り返す。さらに軸が水平の方向をもつコイルに同様な鋸歯状波を流すことにより垂直方向に同様な偏向を行う。前者すなわち水平偏向を 15750 Hz 、後者すなわち垂直偏向を 60Hz とすると水平な走査線 525本で構成する長方形を毎秒 30 回、飛び越し走査（インタース…1本おきの粗い走査2回で完全な1枚の像を作る）の方式で描く。この数値は現行のテレビジョンの標準に準拠して示した。

図1 白黒C R Tディスプレイ

- K : 陰極
- $G_1$  : 制御格子
- $G_2$   $G_3$  : 陽極
- $G_4$  : 集束電極
- $G_5$   $G_{II}$  : 加速電極



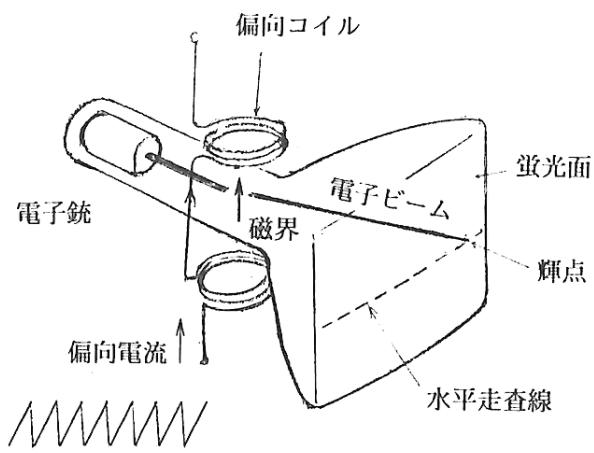


図2 磁界偏向（水平偏向）の原理

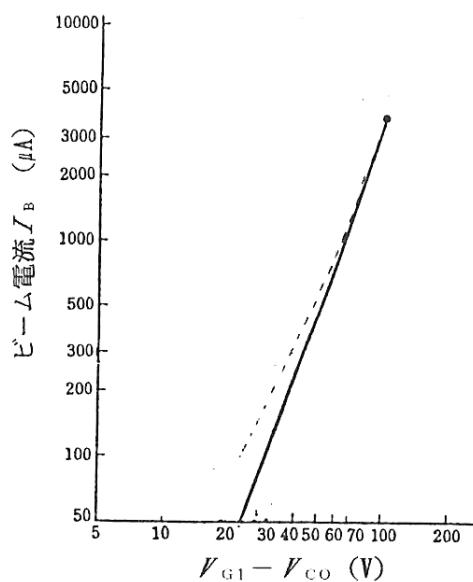


図3 C R T の変換特性の代表例

蛍光体は使用する種類によってC R Tの発光色、発光効率、残光時間（電子ビームを遮断した後に輝度が下がり、初期値の10%に落ちるまでの時間）などが決まる。白黒画像表示用C R Tには表1の何れかが使われる。蛍光材料の記号のうちWWなどはW T D S (Worldwide Type Designation System)として国際的に決めた記号、P番号は工業会で定めた記号である。また蛍光面の背面にはメタルバック（Al薄膜の蒸着）が施され、絶縁性の蛍光膜の表面電位を保つと同時に発生した蛍光を前方に反射して輝度を向上させる。

偏向の動きに合わせて制御格子の電圧を変えると、陰極直前の電界の変化により電子の放出量が変わり、輝点の輝度が変わって蛍光面に光の強弱が分布し、画像が描かれる。

真空容器はバルブと呼ばれ、蛍光体を塗布する前面部分をフェースプレート、漏斗形の部分をファネル、電子銃を入れる円筒部分をネックと呼んでいる。ファネル部分には内外面に導電膜を塗布し、両者間の静電容量を高電圧に耐えるコンデンサとして加速電圧の平滑用に使う。フェースプレートは電子ビームの衝突により発生するX線を遮蔽する役目も兼ねている。地表での大気圧は約 1 kg/cm<sup>2</sup>であるため、20型ブラウン管に加わる総気圧は3トン程度となる。大型管やフェースプレートが平らな管は安全上相当のガラス厚を要する。

表1 白黒ブラウン管用蛍光体

記号*	材料	発光色	発光 ピーク波長	残光**
WW (P4)	ZnS:AgCl + (Zn, Cd)S:Cu, Al	白	450nm, 560nm	60 μs
WB (P45)	Y <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb	白	418nm, 544nm	1.8 ms

\* WWなどはWTDSの国際記号 (P) は工業会登録番号

\*\* 残光は電子線照射を断ったのち光が初期値の10%に落ちるまでの時間

### 3. C R Tディスプレイの特性

我々が購入して使用するのはディスプレイ装置であり、関心のある特性は装置としての特性である。しかしディスプレイ装置はC R Tに必要な電源や増幅器を付加したものであり、装置

としての特性は C R T の特性でほぼ定まる。そこで主要な特性を C R T の機構との関係と合わせて次に述べる。

### (1) 変換特性

上述のように電子銃の陰極 — 制御格子間の電圧  $V_{G1}$  (陰極が基準) を変えると電子ビームの量  $I_B$  が変わり、それに従って蛍光体の輝度が変わる。 $V_{G1}$  と  $I_B$  の間に近似的に

$$I_B = C (V_{G1} - V_{CO})^\gamma \quad (1)$$

の関係がある。 $V_{G1}$  と  $I_B$  の関係を両対数図にプロットすると、図 3 のように傾きの値が  $\gamma$  の直線となる。 $\gamma$  は通常 2.2 とされている。 $V_{CO}$  はビームカットオフ電圧と呼ばれ、 $V_{G1}$  を次第に負にして行く時ビームが丁度カットオフされる電圧を指し、-20~-100 V となるよう設計されている。実測に際して  $V_{CO}$  の測定誤差があると同図の点線のような形をとる。

ほとんどのテレビカメラは入力と出力が比例する関係にあるため ( $\gamma = 1$ ) 、これをそのまま C R T につなぐとその出力輝度はカメラ入力照度の 2.2 乗に比例し、自然の画像が得られない。そのためカメラ出力を  $1/2.2$  乗する処理がガンマ補正として行われている。

### (2) 最大輝度

C R T の蛍光面の光の発生は、ビームの加速電圧  $V_H$  、ビーム電流  $I_B$  、フェースプレートの光透過率を  $t$  とすると、およそ  $t f(I_B)(V_H - V_O)^n I_B$  で表される。 $n$  は 1~3 であるが、大ざっぱには発光は  $V_H^2 I_B$  にほぼ比例し、輝度向上には蛍光体の効率が大きな要因となるが現状からの画期的な改善は難しいとされる。一方コントラスト向上のため(後述)  $t$  を小さくしていることにより、それだけ画面の輝度が低下する。最大輝度は  $V_H$  が ~20 kV 、  $I_B$  が  $200 \mu A$  程度のとき、  $200 cd/m^2$  程度とされている。一般のテレビ番組鑑賞やコンピュータの作業環境としては  $100 cd/m^2$  程度あれば足りるとされている。

### (3) コントラスト

画像を表現する際、最大輝度と最小輝度の比がコントラストである。

C R T の最大輝度は上述の値で、電子ビームから蛍光体に供給されるエネルギーと蛍光体の効率、フェースプレートの光透過率できる。一方 C R T の蛍光面は通常の使用環境ではスイッチを切った状態でも外光や背景の映り込みが相当あり、蛍光面は“灰色”に見える。画像表示中の C R T では更に画像の明部で発生した光の反射が加わるから、画像上の“黒”は上記の“灰色”より明るく、最小輝度が上がり、その分コントラストが低下する。

図 4 は外光の映り込みの状態を示す。C R T のフェースプレートは球面、または円筒面の一部となっており、その曲率が大きい程(半径が小さい程)機械的強度は強いが映り込みの範囲は広い。1990年頃から対策としてフェースプレートのフラット化が計られ、曲率半径がそれまでの画面横幅の約 2 倍から約 4 倍の値となり、背景光の映り込み範囲が約  $53^\circ$  から  $37^\circ$  に減じて現在に至っている<sup>7)</sup>。なおテレビ画像や文字の表示を見る際 C R T 画面の外光反射輝度の心理的な許容限界が測定されているが<sup>8)</sup>、医用画像の参考にはならないであろう。

図 5 は外光の映り込みのミクロな状態を示す。B は背景光、R1、R2 はそのフェースプレート外面、内面からの反射と共に整反射、R3 は蛍光体による拡散反射を示す。ガラス界面に垂直に入射した光はガラスに入るときも出るときもほぼ 4 % が反射する。W は画像明部での蛍光体発光を示す。R4、R5 はそのフェースプレートの反射による整反射、蛍光体による拡散反射を

背景の映り込み範囲

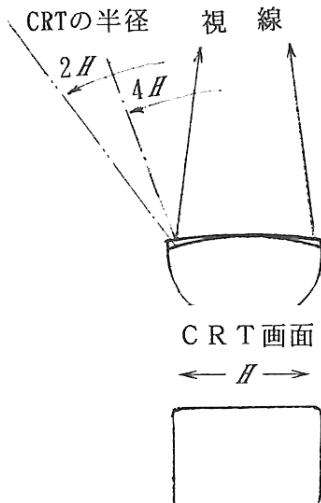


図4 外光背景の映り込み範囲

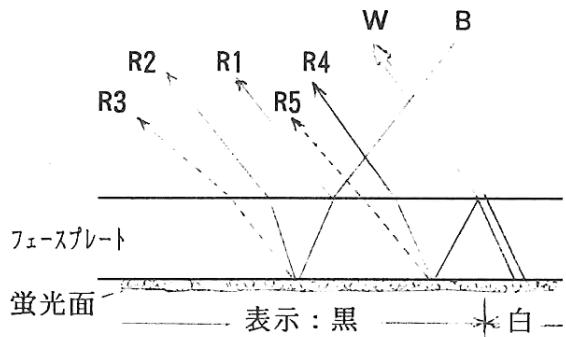


図5 フェースプレートによる光の反射

画面の黒の部分に外部光・背景Bの反射光R1～R3が映り込むと同時に画面の白の部分の反射光R4、R5も映り、コントラストを下げる

示す。R4、R5は蛍光の発光源からガラス厚の約2倍までの距離範囲の蛍光面のバックグラウンドを上げる。フェースプレートの光透過率を $t$ とすると( $t < 1$ )、外へ出る蛍光体の光Wが $t$ に減少するが外部光の写り込みによるR2、R3は $t^2$ となるため、コントラストは両者の比として $1/t$ に改善される。更にR4、R5は $t^3$ となるため改善される。可視光透過率50%以下のフェースプレートはdark tintと称されるが、現在の管は30%程度のdark tintとなっている。また反射光R1を減らすためフェースプレート外面に反射防止膜を施したものもある。

#### (4) 解像度

CRTの解像度は蛍光面部分での電子ビームの直径でほぼ決まる。クロスオーバーにおける電子線の直径を $\sigma$ 、電子レンズの物点距離を $a$ 、像点距離を $b$ とすると、蛍光面部分での直径は基本的には $\sigma \times b/a$ で表され、これに電子レンズの収差、電子相互の反撗による広がりが加わる。このことから高解像度のCRTでは物点距離 $a$ を伸ばした長い電子銃を使う。

レンズの収差に関しては広い電子レンズの中心部のみを使うことが望ましいが、管径の制約(管径を増やすと偏向電力が増える)から妥協を強いられる。また電子が負電荷を持つため相互の反発によって走行中にビームが広がる。CRTの輝度を上げると解像度が下がることは日常経験されるが、これはビームの負電荷が増し、電子相互の反発斥力が増えることによる。同じ輝度を得るために、解像度の点からはビームの加速電圧を高くビーム量を減らすことが望ましい。また画面の中央部と周辺部ではビームの走行距離が違うため電子銃のピント調整をする必要がある。そのため簡易なテレビ受像機などは別として、高品質のモニタでは走査に同期して電子銃の集束電極の電圧を変化させる。ダイナミックフォーカスという。

解像度の特性を正確に表すにはOTFを使うことが望ましい。ビームのピントを合わせた状態では、輝点の中の光分布(PSF)はガウス分布に近い。従ってOTFもガウス分布に近い形となる<sup>9)</sup>。しかし一般の解像度評価にはテストチャートを映し、目視により白黒縞の分れて見える極限を求めた限界解像度が用いられる。12型以下の小型モニタでは600～800本程度、

17~21型で1500~2000本程度のものが多い。この縞本数はテレビ分野で慣用されている表現で、画面の縦の長さを $\lambda$ 等分して白黒交互に塗ったものが $\lambda$ 本の縞である。図1の信号系はこの解像度に見合う帯域幅を持つよう設計され、標準方式のテレビに準じたディスプレイでは4~10 MHzとされる。

#### (5) 偏向角度

偏向角度の大きいC R Tは管の全長が短い利点はある半面、偏向電力が偏向角の3乗に比例して増えること、画面の中央と周辺とで電子ビーム集束系の像点距離の違いが大きくダイナミックフォーカスの負担が大きいこと、大きな角度偏向に伴いビームの対称性や長方形画面(ラスター)の形状が歪むなどの欠点がある。このため奥行きを縮めたい家庭用受像管の偏向角度は114°など比較的大きい値としているのに対し、一般のモニタでは12型までの小型C R Tで70~90°、15~21型のC R Tで110°までと小さめの値としている。

#### (6) 寿命

C R Tの寿命は陰極の電子放射の劣化が第1の要因で一般に10000時間といわれる。A. Fayらの報告<sup>10)</sup>でも酸化物陰極の電子放射は10000時間で60%に低下している。実際は陰極が多少劣化してもディスプレイの輝度調整でカバーして気付かず使用していることが多いと思われる。しかしこの調整は制御格子G<sub>1</sub>の負電圧を減らし、陰極の広い範囲から電子を集めることを意味し、クロスオーバーの直徑を増し、解像度が劣化する結果を伴う。

以上C R Tの一般論を述べた。医用としては超音波診断装置には7~12型、M R Iに15~17型、X線装置には15~21型が比較的多く使用されている。市販の白黒ディスプレイは標準方式のテレビ受信を目的としない場合でも放送標準方式に似た仕様、すなわち走査線数/毎秒像数が525本/30枚、またはヨーロッパの625本/25枚の方式を基礎としていることが多い。またディジタルラジオグラフィーなど医用装置の一部には毎秒像数60枚、画素数1024×1024などのシステムが使用され、ハイビジョンの技術が生かされているがC R Tとしては現状技術の延長上にあると思われる。

### 4. 医用高解像度C R Tディスプレイ

本誌の読者には周知のように、P A C Sの進展に伴いまた従来銀塩フィルムに頼っているX

表2 放射線像ディスプレイの特性

形名(メーカー)	画サイズ	画素数(H×V)	輝度 [cd/m <sup>2</sup> *]	毎秒像数	帯域幅**
DR-110 (D社)	21型	2048×2560	411 (120)	50~85	
M21P2KHBMax (I社)	21型	2048×2560	411 (120)	55~80	500 MHz
MD8-4820P (M社)	21型	2560×3200	411 (120)	78	650 MHz
UHR21P (N社)	21型	2048×2560	514 (150)	50~130	500 MHz
UHR17L (N社)	17型	2048×1536	1028 (300)	50~200	150 MHz

\* カッコ内に示す原カタログのfL表示の数値をcd/m<sup>2</sup>に換算した値

\*\* 映像信号帯域幅

線画像をデジタル技術に変えたいとして、フィルムの精細度 20 M画素(メガピクセル, 4K×5K)に至らないまでも 5 M画素 (2.5K×2K) 程度でダイナミックレンジの大きいディスプレイを求める声が1980年代からあった<sup>11) 12)</sup>。1996年にはこれに応える医用高解像度C R TがドイツA E G社から発表され<sup>10)</sup>、外国の数社からX線像用ディスプレイシステムが発表された。筆者の知る4社のカタログ値の抜粋を表2に示す。測定条件などが個々に違う可能性があり、表形式で簡単に比較するには無理があり、数値の大小関係が逆転する場合があるかもしれない。

次に発表されたC R Tの特徴をあげる<sup>10)</sup>。

(1) 高解像度……電子銃設計変更、高集束電圧

電子レンズの設計を変更して収差を減らし、加速電圧を25 kVと高くし、電流を押さえ気味にして電子反撥による解像度劣化を防ぎ、高輝度かつ高解像度を得た。

(2) 高輝度、長寿命……陰極に含浸カソードを採用

前述のように酸化物陰極は寿命に問題がある。含浸カソードは従来は高出力マイクロ波管に使用されているもので、中にBa化合物を入れた容器を多孔質タンゲステンの蓋で覆い、この部分から電子を取り出す構造となっている。使用に従って陰極表面からBaが蒸発しても内部から拡散補充される。熱電子放射が10A/cm<sup>2</sup>と酸化物陰極の10倍あり、20000 時間の使用でも電子放射の劣化が少く、輝度低下は極めて少い<sup>10) 13)</sup>。

(3) コントラスト大……フェースプレートの曲率半径が大

フェースプレートが平面に近く、また表面に反射防止膜を施して背景の映りこみを防いでいる。実物を見たところ光透過率も通常の30%より相当小さいと思われる。

(4) フリッカ小……順次走査、毎秒像数は50～130枚

高解像度C D Tでは大型画面にウィンドウを並べ、その一つを目を近付けて見るのが通例である。この場合目的外のウィンドウは注視しないがフリッカに敏感な網膜の周辺部に映り、ちらつきが気になることとなる。これを避けるためフリッカが目に付き易い30 Hz 飛び越し走査を避け、順次走査かつ毎秒像数50～160 と多くしている。医用の場合も同じ理由で上記の仕様になったものと思われる。

(5) 信号周波数……水平走査は標準方式の10倍、映像信号は 100倍。

画像1枚当たりの画素数と毎秒像数が共に多いことから水平走査周波数は標準方式の10倍、映像信号帯域幅は 100倍となっている。

このC R Tは解像度、輝度、寿命とも従来のC R Tの数倍という画期的な特性をもつ。特に従来品の輝度は長い間X線フィルムの観察に使用されたシャウカステンの1500 cd/m<sup>2</sup>の10%しかなく、放射線分野へのC R T普及のネックとされていたが、上に示したA E GのC R Tはこの欠点を除いた画期的なものと言える。ただし価格も現状では画期的である。

## 5. 結び

以上、白黒C R Tディスプレイの一般論と医用高解像度C R Tについて記した。今後、高度情報化の波に乗って高性能のC R Tディスプレイに対する要求は益々強くなろう。年産1億本に近い世界のC R Tの生産の殆ど全てが視覚効果の高いカラーC R Tであり<sup>14)</sup>（うちテレビ用が80%）、技術者の努力はカラー管の性能向上やコストダウンに向けられている。しかし現状でマーケットが小さくいわば特殊用途ではあっても、医療用には白黒C R Tディスプレイが重要であり、今後病院内のシステム化や遠隔医療の進展に伴ってX線診断用の高解像度ディス

プレイへの期待は増すものと思われる。

参考論文には示されていないが、走査3000本の鮮鋭な画像表示のためには偏向電流波形には0.01%の安定度が要求され、電子銃の集束電極電圧にも相応の安定度が必要である。CRTやそれを用いたディスプレイはアナログ装置の粹ともいべき性格をもち、新材料や新技術開発のほか「他の項目への悪影響を考えてこの値をどこで折り合うか」といったトレードオフ（天秤事項）が設計上多く存在し、技術や経験の蓄積が重要であろうと思われる。白黒CRTメーカーは現在は世界的にも少なく我が国も1社（東芝ホクト電子）だけとされ、関係のディスプレイ技術者も数が少ないと思われるが新製品開発への努力を期待したい。

筆者は白黒CRTの研究に携わったことはあるが古い時代のことであり、現状を十分フォローしておらず、上記内容に誤解や不適切な表現があることを恐れている。お許し頂き、ご叱責いただければ幸いである。本稿執筆に当たりご教示頂いたCRT及びディスプレイのメーカーの方々に感謝する。

## 参考文献

- 1) CRT Centennial Issue, Information Display, Vol. 13, 6 (1997)
- 2) 表示技術小特集号 テレビ学会誌 Vol. 48, 9, (1994)
- 3) ディスプレイ技術の最近の進歩 電子情報通信学会誌 Vol. 48, 7 (1995)
- 4) CRT Issue, Information Display, Vol. 12, 6 (1996), ibid Vol. 11, 6 (1995),
- 5) ディスプレイ論文小特集号 映像情報メディア学会誌 Vol. 51, 7 (1997)
- 6) 大石巖 大越孝敬 中山典彦：画像ディスプレイ，コロナ社 (1975)
- 7) 福田久美雄：カラー受像管：電子情報通信学会誌 Vol. 48, 7, pp. 640～643 (1995)
- 8) 崩田悟：CRTディスプレイ画面の外光拡散反射輝度の許容限界値、テレビ学会誌 Vol. 49, 2, pp. 1620～1623 (1995)
- 9) Carlo Infante: Issues in Standards and in Measurements of CRT Display Quality, 鈴木弘訳、CRTディスプレイの画質の評価と標準化に関する諸問題、テレビ誌 Vol 47, 5, pp. 607～609 (1993)
- 10) A. Fay and R. Korbeck: High-Resolution CRTs for Medical Imaging, Inform. Display Vol. 12, 6 pp. 16～18 (1996)
- 11) S. Clark, et al: Displays for Medical Imaging, ibid, Vol. 5, 11, pp. 4～7, (1989)
- 12) D. Scheff: Medical Displays:challenge and opportunity, ibid, Vol. 8, 9, pp. 14～16, (1992)
- 13) S. Sasaki, et al: Characteristics of an Impregnated Cathode for HD-CRTs, SID 91 Digest, pp. 707～709 (1991)
- 14) R. Alexander, et al : CRT Monitors Repel the FPD Challenge, Information Display, Vol. 13, 1, pp. 10～13 (1997)

# 表計算ソフトを利用したフーリエ解析（MTF 計算）

安城更生病院放射線技術科

澤田 道人

QYM06340@niftyserve.or.jp

柘植 達矢

KFC02445@niftyserve.or.jp

パソコン用の表計算ソフトにはフーリエ変換処理機能を有するものがあり、これを活用することで簡単にフーリエ解析を行なうことができます。CT 装置の体軸方向分解能の MTF 計算を例にして、MS-Excel 97 を用いた具体的な処理方法を紹介します。

## 1. データ収集

MTF 計算に必要な SSP (断面感度プロフィール) データを収集します。方法については「ラセン CT の物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告」, 日放技学誌, 53 (11), 1997, 1714-1732 を参照して下さい。

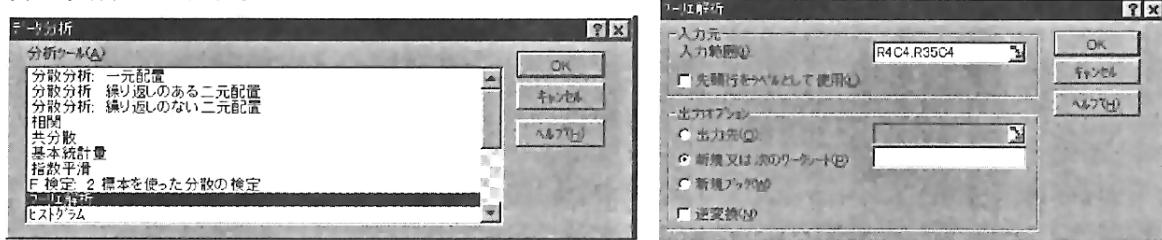
## 2. データ入力

SSP データをワークシートに入力します。ここで SSP のベースがゼロでない場合、数值をデータ全体に加減しゼロになるようにします。また、フーリエ変換を実行するにはデータ数を 2 のべき乗にしておく必要があります。このため SSP データの両端にはゼロを埋めて、32 個あるいは 64 個程度の入力データとしておきます。

## 3. フーリエ変換

[ツール] メニューの [分析ツール] より [フーリエ解析] を選択します。入力元の範囲に SSP データ全体を指定し、計算を実行させます。

1	2	3	4	5
1 SSP data	CT value	CT value -1200	ベースを0に揃えて データ数を2のべき乗にする	
2 Distance			0	
3			0	
4			0	
5			0	
6		1201	1	0
7	-4.8	1199	-1	0
8	-4.4	1205	5	0
9	-4.0	1196	-4	0
10	-3.6	1203	3	0
11	-3.2	1200	0	0
12	-2.8	1202	2	2
13	-2.4	1252	52	52
14	-2.0	1571	371	371
15	-1.6	1673	473	473
16	-1.2	1714	514	514
17	-0.8	1710	510	510
18	-0.4	1714	514	514
19	0.0	1704	504	504
20	0.4	1710	510	510
21	0.8	1713	513	513
22	1.2	1702	502	502
23	1.6	1706	508	508
24	2.0	1711	511	511
25	2.4	1623	423	423
26	2.8	1465	265	265
27	3.2	1352	152	152
28	3.6	1215	15	15



#### 4.複素数の絶対値計算および正規化

出力されたフーリエ解析の計算結果が複素数のため、ここでは複素数の絶対値計算を行ないます。[挿入] メニューの [関数] より [IMABS] を選択して各データの絶対値を求めます。空間周波数 0 LP/mm である最初の値で全体を割って正規化を行なうと MTF 値が求まります。

The screenshot shows a software window with two main parts. On the left, a 'Function Selection' dialog box is open, showing a list of functions under 'Category' 'IMABS' and a list of recently used functions. On the right, a table lists results for each data point from 1 to 27. The columns are labeled 2, 3, 4, and 5. Column 2 contains spatial frequencies, column 3 contains FFT results, column 4 contains IMABS of result, and column 5 contains MTF (normalized) values.

	2	3	4	5
1	Spatial Frequency(LP/mm)	FFT result	IMABS of result	MTF(normalized)
2	0.000	6339	6339.00	1.000
3	0.078	-4712.84810438011+902.27294379047i	4798.44	0.757
4	0.156	1476.29270915052-511.089273822296i	1562.26	0.246
5	0.234	588.872579184543-484.282788903154i	762.43	0.120
6	0.312	-743.607214462436+653.671139593965i	990.07	0.156
7	0.390	188.288045669771-0.481028941850742i	188.29	0.030
8	0.468	124.656733368158-403.901082753791i	424.61	0.067
9	0.546	-192.27980059737+196.75783684553i	275.11	0.043
10	0.624	139+100i	171.23	0.027
11	0.702	50.7430801742903-137.559402188976i	146.62	0.023
12	0.780	-195.645765548612+53.0148095737467i	202.70	0.032
13	0.858	96.3402057514856+23.4242753610361i	99.15	0.016
14	0.936	93.607214462436-82.3288604006352i	124.66	0.020
15	1.014	-114.813821229792+48.6275860336188i	124.59	0.020
16	1.092	2.69632302993135+87.8265985052431i	87.87	0.014
17	1.170	63.6978154271801-139.039244610161i	152.94	0.024
18	1.248	-69	89.00	0.011
19	1.326	63.6978154271806+139.039244610157i	152.94	0.024
20	1.404	2.69632302993125-87.8265985052419i	87.87	0.014
21	1.482	-114.813821229791-48.6275860336189i	124.69	0.020
22	1.560	93.6072144624364+82.3288604006347i	124.66	0.020
23	1.638	96.3402057514857+23.4242753610377i	99.15	0.016
24	1.716	-195.645765548613-53.0148095737457i	202.70	0.032
25	1.794	50.7430801742935+137.559402189974i	146.62	0.023
26	1.872	139+100i	171.23	0.027
27	1.950	-192.279800597369-196.757836845532i	275.11	0.043

#### 5.空間周波数の割り振り

SSP データ全体（ゼロを埋めた分を含む）の距離を D とすると、フーリエ変換した値の周波数間隔 FD は  $1/D$  となります。例えば再構成間隔が 0.4mm でデータ数が 32 の場合、D は 12.8mm で  $FD = 1/12.8 = 0.078$  (LP/mm) となります。32 のデータのうちフーリエ変換した結果は、この場合、はじめの 16 (表中矢印) までが使えるので、 $0.078 \times 16$  で 1.248 LP/mm まで求まります。

The screenshot shows a software window with a table of data points. The columns are labeled 1, 2, 3, 4, and 5. Column 1 contains spatial frequencies, column 2 contains FFT results, column 3 contains IMABS of result, and column 4 contains MTF(normalized) values. Rows 18 and 27 are highlighted with red boxes. An arrow points to row 18.

1	2	3	4	5
1	Spatial Frequency(LP/mm)	FFT result	IMABS of result	MTF(normalized)
2	0.000	6339	6339.00	1.000
3	0.078	-4712.84810438011+902.27294379047i	4798.44	0.757
4	0.156	1476.29270915052-511.089273822296i	1562.26	0.246
5	0.234	588.872579184543-484.282788903154i	762.43	0.120
6	0.312	-743.607214462436+653.671139593965i	990.07	0.156
7	0.390	188.288045669771-0.481028941850742i	188.29	0.030
8	0.468	124.656733368158-403.901082753791i	424.61	0.067
9	0.546	-192.27980059737+196.75783684553i	275.11	0.043
10	0.624	139+100i	171.23	0.027
11	0.702	50.7430801742903-137.559402188976i	146.62	0.023
12	0.780	-195.645765548612+53.0148095737467i	202.70	0.032
13	0.858	96.3402057514856+23.4242753610361i	99.15	0.016
14	0.936	93.607214462436-82.3288604006352i	124.66	0.020
15	1.014	-114.813821229792+48.6275860336188i	124.59	0.020
16	1.092	2.69632302993135+87.8265985052431i	87.87	0.014
17	1.170	63.6978154271801-139.039244610161i	152.94	0.024
18	1.248	-69	89.00	0.011
19	1.326	63.6978154271806+139.039244610157i	152.94	0.024
20	1.404	2.69632302993125-87.8265985052419i	87.87	0.014
21	1.482	-114.813821229791-48.6275860336189i	124.69	0.020
22	1.560	93.6072144624364+82.3288604006347i	124.66	0.020
23	1.638	96.3402057514857+23.4242753610377i	99.15	0.016
24	1.716	-195.645765548613-53.0148095737457i	202.70	0.032
25	1.794	50.7430801742935+137.559402189974i	146.62	0.023
26	1.872	139+100i	171.23	0.027
27	1.950	-192.279800597369-196.757836845532i	275.11	0.043

あとはグラフ機能を使って MTF カーブを表示することもできます。ぜひ一度試してみて下さい。

## 名古屋大学医学部保健学科の紹介

名古屋大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻 前 越 久

[インターネットホームページ：<http://www.met.nagoya-u.ac.jp/>]

### 1. はじめに

表題の紹介原稿依頼を頂いてからしばらくの間は余裕がなかったため、取りかかる優先順位を下げていた。いよいよ1月20日の原稿締切日が近づいてきたので、過去に投稿されているサンプルに目をやってみると、入学生のことまで克明に記載されているではないか。本学は、まだこれからセンター試験を受験して、前期日程または後期日程に従った入学試験に対応してからしか学生は入ってこない。少しお引き受けするのをはやまってしまったと後悔しているが後の祭である。今となっては、お断わりする訳にもいかない。従って、あまりご期待にそえるものではないかも知れないがお付き合い頂きたい。

### 2. 保健学科設立までの沿革

看護学科は何と言っても一番古い、明治27(1894)年8月創設である。しかし、ここでは放射線に限定して紹介することにする。昭和30(1955). 7. 名古屋大学医学部附属診療エックス線技師学校設立(修業年限2年), 昭和40(1965). 4. 専攻科設置(修業年限+1年), 昭和44(1969). 4. 名古屋大学医学部附属診療放射線技師学校と改称(修業年限3年), 昭和55(1980). 4. 名古屋大学医療技術短期大学部・診療放射線技術学科設置(修業年限3年), 平成9(1997). 10. 名古屋大学医学部保健学科・放射線技術科学専攻設置(修業年限4年)となる。この43年間で、専修学校から短期大学へ、そして大学へと教育制度が変革した。私にとっては夢のような移り変りに見えてならない。本学は放射線に関する講座を擁する大学として、国立大学では大阪大学(平成5(1993). 10. 設置), 金沢大学(平成7(1995). 10. 設置)に次いで3番目に設置されたことになる。私事で恐縮であるが、診療エックス線技師学校創立から名古屋大学医学部保健学科設立までの全ての期間に關係したのは本学では私だけとなってしまった。だから、私は本学の歴史とともに歩んできた現職員中の生きた化石“兜蟹”であると言われても仕方がない。しかし同時にその幸せもかみしめている。

### 3. 大学の目的

「名古屋大学は、教育基本法の精神にのっとり、学術文化の中心として広く知識を授け、専門学芸の各分野にわたり、深く、かつ、総合的に研究するとともに、完全なる人格の育成と文化の創造を期し、民主的、文化的な国家及び社会の形成を通じて、世界の平和と人類の福祉に寄与することを目的とする。医学部保健学科では、医療技術の理論と実践を科学的に追求する医療技術科学を学問領域として確立させ、その科学、技術学及び実践技術を研究、教授し、幅広い基礎と高度な専門知識及び問題解決能力、感性ある人間性豊かな資質を備えた医療技術者、教育者及び研究者を育成することを目的とする」と述べている。ありったけの単語を並べ立てたきらいはあるが、気構えだけは読み取っていただきたい。

保健学科は次の5専攻から成っている。入学定員（3年次の編入学定員）も併記しておく。

看護学80名(10名), 放射線技術科学40名(5名), 検査技術科学40名(5名), 理学療法學20名(5名)及び作業療法學20名(5名)である。4年後には大学院修士課程の設置が計画され, すでに具体的に準備が進行している。さらに名古屋大学では平成10年度の概算要求で医学部の大学院重点化構想が認められたこともあって, ますます医療技術科学の発展に寄与できるよう期待に胸を膨らませているところである。

#### 4. キャンパスと教育スタッフの構成

名古屋大学は東山地区キャンパスを中心であるが, 医学部医学科は鶴舞地区に, 保健学科は大幸地区に分散しているのが悩みの種である。大幸地区のすぐ隣に平成9年3月から, なごやドームがオープンした(写真1参照)。現在でもこのドームにからんで周辺部は地下鉄工事が進められている。完成すれば東山地区, 鶴舞地区, 大幸地区は環状につながることになり便利になる。保健学科の建屋は戦前からの古いもので, 三菱重工の払い下げである。地下には第2次大戦中の不発弾がまだ埋っているかもしれない。加えて, 南側の名大分院転じて大幸医療センターの建屋の2, 3階を改造して当分我慢して使用しなければならない。こんな大学であるが, スタッフはバリバリのつもりである。要するに, 中身で勝負というところか。短期大学部では教授, 助教授, 助手が3, 3, 3名の構成であったのが, 8, 4, 7名の構成になる。大講座制で基礎放射線技術科学講座(教授4, 助教授2, 助手3)及び医用放射線技術科学講座(4, 2, 4)である。放射線技師の資格を有する教官9名, 理工学士5名, 医学士5名の計19名が本学の教育に全力投球する。

#### 5. 卒業要件と研究体制

基礎医用理工学, 画像診断技術学, 核医学診断技術学, 放射線治療技術学及び放射線管理学が柱となっている。卒業要件は, 全学共通科目:33単位, 専門基礎科目A:23単位, 専門科目:68単位, 計124単位以上である。学生は4年次に卒業研究として5単位(必修)と臨床技術研究として1~2単位(選択)を取得する。教授, 助教授に直接指導を受けるチャンスがここにある。

#### 6. おわりに

最後に一言。大学教育といえども, 保健・医療に貢献できる保健学士の育成に関わるわけであるので, 人間不在にならない教育, 研究に専念するよう心掛けることを忘れてはならないと思っている。本日は1月17日(土), センター試験が行われている。どんな学生が入学してくるか楽しみである。



写真1.

名古屋大学医学部保健学科キャンパスとなごやドーム。



写真2.

加藤総長の書をもって製作された表札(医学部保健学科)の上掲式。

左から国井保健学科長, 加藤総長, 中島医学部長, 福島事務局長。

## 医用画像情報研究会を振り返って

広島県立保健福祉短期大学放射線技術学科 吉田 彰

私どもの研究会が発足したのは、1985年の春頃であったように記憶しております。この研究会がどのような経緯でできたか当時の私的状況を少し述べてみます。1980年に岡山大学医学部附属診療放射線技師学校を卒業後、広島大学歯学部歯科放射線学教室に助手として赴任しておりましたが、大学時代は化学を専攻していたこともあり、将来はRI関係を専門にするつもりでした。ただ、在学中、MTFの話を大学病院の技師の人から聞き、興味がありました。まだ画像工学の講義は、カリキュラムにはない時代でした。内田先生の「診療放射線技師のための画像工学」という本が出たばかりの頃だと思います。当時の歯科放射線学教室には小寺さんが在職中でしたが、丁度シカゴ大学に留学中で、面識はありませんでした。彼が帰国したとき、少しばかり話ができたらといいなと軽い気持ちで、上記の本を読み始めました。ところが、理工学書を読む場合の常ですが、数式を追う段になると数学的知識が足りなく、ついていけません。そこで基礎から始めようとフーリエ解析の本を1～2ヶ月かけて1冊読み上げました。その甲斐あって、元の本に返ると数式は追えるようになりましたが、本が悪いのか私の理解力が劣っているのか話の流れが一向に掴めません。悶々としておりますと、小寺さんの本棚にDaintyとShawの「Image Science」という書が目に止りました。もう時効だからいいと思いますが、勝手にその本を引っ張り出し、パラパラとめくってみると、これはという直感が働きました。急いでこの書の第6章を読み、デルタ関数、PSF、コンボリューション積分、線形性、不变性、MTFなどが、自分の頭の中で初めて一つにまとまっていたわけです。これは、感動しました。後から冷静に考えると、そんなにたいしたことではなかったのですが、混沌のまっただなかにいる当事者としては、その書を一条の光のように感じたわけです。Image Science自体は、本来、DQE、NEQの書だと思います。

翌1981年、母校の放射線技師学校に赴任しましたが、それまでは技師系の教官がいなかったせいもあり、X線装置1台もない教育環境でした。放射線を使用する学生実験は、すべて病院でおんぶにだっこという状況でした。医学部“附属”とは名ばかりで、経理的にも人的にも附属病院の“附属”でした。思えば、当時の中央放射線部の技師諸氏にはさぞお荷物だったことと思います。

1983年に指定規則が変更になり、「画像工学」も正式にカリキュラムに入ってきたました。興味を持ち続けていたのと、新しい科目でもあり、お前が担当しろということになりました。さて、こうなると後へは退けません。できるかどうか不安でしたが、本格的にこの分野に入ることに覚悟を決めました。覚悟は決めたものの実験機器はもとより学会発表のスライド作成もままならぬ劣悪な研究環境でした。また、文献もImage ScienceのReferencesを参考にあちこちにお願いをしたり、図書館にコピーをしに出歩きました。幸い、全国の国立の技師学校が短大化へと時は流れていきましたので、別予算がつき優先的に使わせていただいたことと中央放射線部の方々のご協力とで少しづつ実験機器も増えていきました。しかし、それでも2年位はコンピュータプログラミングと他人の論文ばかり読んでいて、実際にできそうな研究テーマは見つかりませんでした。当時、今もそうですが、同じ中国・四国地方会に所属する山口大学の若い人が、つぎつぎと学会発表・論文投稿をしているのを見つけいつもうらやましく思っていました。指導者あるいは適切な助言者のいない研究は、立ち上がりに極めて時間がかかり、効率の悪いものです。この経験を踏まえて、1985年に有志らと語らって放射線画像工学勉強会なるものを組織しました。

最初の会合は、岡山大学歯学部の講義室を借りて開きましたが、岡山、倉敷、香川から多くの人に集

まっていたときその数は、30名近くだったように記憶しております。これには、少々戸惑いを覚えました。中国・四国は技術学会の不毛の地と言われ、なかでも技師学校のある岡山がしっかりしないからいかん、とことあるごとに言われていた時代です。放射線の中でも更に狭い一分野の集まりにこれほど多数の人が集まつたことに驚きと困惑を感じたわけです。私としては、10人以下で、黒板に数式を交えながら突っ込んだ議論をするような「勉強会」をイメージしていたのです。幸か不幸か、2回目の集まりからは、10名以下に激減しました。通常は、5から10人くらいで月1回のペースで、1995年までの10年間続きました。基本的には、英語論文を各自に渡し、割当てを決め、次回に担当者が概要を説明し、ディスカッションをするといった大学の研究室で普通に行なわれている抄読会と似た形式です。いろんな施設にいる孤立した同学の士が、寄り集まって抄読会を開いていると考えればわかりやすいと思います。また、学会前には予演会も行いましたし、適当な洋書を決めて輪読もしました。土曜日の2時過ぎから始めて9時過ぎまで、時には11時頃までお菓子で空腹をなだめながら続けました。このような会でしたので、遠方の方には時間的に無理があり、積極的には参加を呼びかけてはいません。しかし、わざわざ新幹線を乗り継いで参加された熱心な方もいらっしゃいました。細々と月1で10年も続いたのは、会を大きくしないでひたすら実を取ったためだと思います。会が大きくなるとセレモニー的要素が強くなり、運営のための労力も馬鹿にはならなくて、怠惰な自分には到底耐え切れなかったことだと思います。したがって、来る者拒まず、去る者追わずで、強いて人を集めの努力はしておりません。これが、また、この勉強会の限界でもありました。他人の思惑など気にせず自由に腹を割って意見を言える気心の知れた勉強会でした。

1995年に三原市に設立されました広島県立保健福祉短大に移りましたが、このとき2、3年は、静かに学問を続けてエネルギーを貯えようと密かに考えておりました。これを機に勉強会も初期の目的を果たせたことだし、終わらせてもいいつもりでした。ところが、赴任して1ヶ月余り過ぎた頃、「勉強会の案内が来ないけれど、もう、勉強会に呼んでもらえないのでしょうか」といった声があることを知らされました。1人でも期待している人があるのなら始めてもいいかと思い直しました。心機一転するためにも会に名称をつけようと思い、「医用画像情報研究会」と大層な、どこやらで聞いたような名前を付けました。広島地区の関係病院などに案内を出す都合上です。内輪では、単に「三原ゼミ」で通っているようです。

この研究会では、新しい人が増えましたので、以前とは異なる研究会のスタイルを取ることにしました。すなわち、1日3~4演題を十分に時間を掛けて研究発表形式で進めるというものです。ただ、メンバーが20人足らずですので、1ヶ月毎に開催していたらすぐにネタが切れてしましました。現在は、2、3ヶ月おきに不定期に開催しておりますが、会をどのように進めるか試行中です。

通常の研究会は、日曜日の1日を費やしていますが、これとは別に岡山時代の終わり頃から始めたものにサマーセミナーがあります。これは、1~2泊の泊りがけで研究会を行うものです。よく利用させて頂いている会場は、鳥取県にあります岡山大学の三朝(みささ)分院です。夜は、酒を飲みながら、露天風呂につかりながら、ゆっくりと心と体の洗濯をします。このサマーセミナーには、実際に熱心なファンがいらっしゃいます、この日を待ちかねてわざわざ東京からお越しになります。

振り返ってみると、なんの特徴もない殊更お知らせするような研究会ではないと思っていましたが、最近気づいたことがあります。中小病院の研究意欲のある若い人がちょくちょく発表させてくださいとの申し出があります。こういった施設では、批判的意見をしていただく人が不足していますので、公式でじっくりと発表できるこのような研究会も必要であり、三原に来て研究会のスタイルを変えたのも、これはこれでいいのだと気づきました。若い人に限らず、他人の意見を聞くための発表の場としてせいぜい気軽にご利用ください。

## '97 ERS (European Respiratory Society) に参加して

京都大学胸部疾患研究所附属病院 放射線部

田中 龍藏

**ERS の概要：**'97 ERS (ヨーロッパ呼吸器学会) は1997年9月20日から24日までの5日間ドイツ、ベルリン国際会議センター(ICC)にて開催されました。私の所属する施設からは毎年多くの演題が出され、今年は私を含めて6題がacceptされました。シカゴで行われている北米放射線学会(RSNA)には95年に見学しましたが、国際学会で発表するのは今回が初めてでした。発表形式は、Oral presentation, Thematic poster sessionと、私が行ったPoster discussionに分かれます。演題数が3090題と多く、会期中継続して展示せずに朝8時30分までに掲示して昼の1時30分までにはがします。その間ポスターの前に立って質問を受け、最後に各5分程度説明と質問のコーナーがあります。参加者は世界各国から呼吸器に関する医師、物理学者、医療技術者など多岐にわたり378のsessionに分かれて発表します。私は Imaging in lung diseasesというsession で17題12カ国の演者で構成されていました。

**演題の内容：**私の演題は1996年の横浜総会で発表したものを探し直したUsefulness of Three-Dimensional (3-D) Images Reconstructed from the Pleural Side Using Helical CT Scans で、3D,HR-CT,術中写真など42の画像をメインにして色彩、レイアウトなど何度も考え直し、製作に約2カ月を要しました。内容はともかく、自称デザイナーの自分でも納得のいくような仕上がりでした。資料を張り終えると同時に通りかかった女医さん2名が思わず「Beautiful!」と叫んでいました。また、通りかかった人は必ず足を止めて見入っていました。

**発表の前後：**英語のできない私に外国人の前で発表することは生活パターンにまで影響しました。後悔しても逃る訳にはいかず、ひたすら暗記するしかありませんでした。3年間海外生活経験のある姪にテープに吹き込んでもらい、約40日間車から自転車通勤に変更してlesson を受ける（車で聞くとぶつかってしまいます）と同時に体力を養いました。持病の痛風は8月末に再発し尿酸値も正常値を大きく越えていました。ドイツではたぶんビール漬けになると予想し、薬をいっぱい持参しました。

発表当日、さほど大きくなない会場には2人の座長と約50人程度が来ましたが、他の演者の内容は全く印象に残っていません。何とか2分間の発表を終えましたが、今度は悪夢の質疑応答に移ります。実は、座長のR.C.Bittner 氏と事前に打ち合わせをし、応答は同行させていただいた大学院生の医師に答えてもらいました。

**発表後の印象：**CT装置が日本のように普及していないヨーロッパでは3D画像やVirtual endoscopyはあまり理解がないような気がしました。座長のR.C.Bittner 氏は放射線科医でしたので私の立場は理解していましたが、質問は「外科医はこの画像を要求しているのか」などと言っていたようです。ただ、我々の施設で行っている切除した肺標本を使用した末梢肺構造の3D画像には大きな関心を持たれ、「どうして作成したのか」などという質問も受けました。

参加して思ったことは、やはり展示時間の短さで、多くの参加者に印象を与えるにはRSNAのように巨大なホールで会期中を通じて展示する方がもっとやりがいがあったと思います。

**ドイツ・オーストリアの印象：**16年前に行ったフランス、スイスに続いて今回が2度目のヨーロッパでしたが、今回も独特の歴史を感じました。また、東西ドイツの統合後建設ラッシュが始まっているようです。ベルリンでは多くの博物館に足を運び、自転車通勤の体力はここで生かされました。ドイツと後で立ち寄ったオーストリアの交通網は整備され、市内を走るUバーンと郊外に通じるSバーンがあります。特に地下鉄は狭かったですが日本のようなすし詰め状態には一度も会いませんでした。しかも日本のように料金を間違えようものならけたたましく鳴り響く改札機はなく、また駅員も見あたりません。ヨーロッパ諸国のおおらかさでしょうか、それから見ると日本人は何とせかせかしているように思いました。ただ、チケットは販売しており、もしもつかまつたら多額の罰金を支払わなければならぬようです。我々は会期中どの交通機関も有効なバスをもらっていましたが、一度数名の検札官がバスに乗り込んできて乗客数名が降ろされました。若い女性が大声で言い訳をしていましたが許してくれなかつたようです。

帰りに立ち寄ったウイーンは市内全体が博物館のようなきれいな町でした。数分で歩いたカジノもホイリゲ(居酒屋)で飲んだワインも観客を飽きさせない楽友会館のコンサートも、そして前回の旅と同様窓辺に咲き誇る花は印象深く忘れられない旅になりました。

## RSNA`97に参加して

産業医科大学病院 放射線部 小田 紗弘

第83回北米放射線学会(RSNA)が11月30日から12月5日まで例年通りシカゴのダウンタウンの南にあるマコーミックプレイスで開催された。今回の会場は、私がRSNA`93に参加したときから着工していた南館(south Building)が完成し、従来からの北館(North Building)と東館 (East Building) を含めた3つの建物で行われ、第1回目の南館の使用でもあった。南館はロビーの広さ、吹き抜けの天井の高さも桁外れで、館内は彩光を多く取り入れられたガラス張りの設計であった。今年も学会総参加者数は6万人を超えていた。

私の発表はScientific Exhibitsで、胸部CR撮影におけるびまん性の均一影のヒストグラム解析に関する発表であった。発表の詳細については論文 ( Nobuhiro Oda, Hajime Nakata, et al : Evaluation of an Automatic-mode Image Processing Method in Chest Computed Radiography, Acad Radio 1997; 4 : 558-564 ) を参照してほしい。6日間の学会期間中、毎日12:00~13:00が質問を受ける時間帯であった。主にヨーロッパの放射線医からの質問があった。質問内容は基本的なことが多く研究目的の確認やヒストグラム解析のメカニズムによるものと考察についてであった。

今年の機器展示の目玉は、フラットパネルX線検出器(flat panel X-ray detecter)であった。Trixell(シーメンス, フィリップス, トムソン), GE, キヤノン, スターリングなど多くの放射線機器メーカーがこれらの直接X線デジタルシステムを展示していた。フラットパネルのサイズは最大で14×17インチ、17×17インチである。物理特性はX線強度に対して $10^4$ のダイナミックレンジを有し、解像特性が優れている。偶然にも、この学会期間中、スターリングのDirect RadiographyシステムがFDAの認可を受けた知らせに会場内がざわめいた。このことで、今後の放射線医用画像のデジタル化に一層の拍車をかけると確信した。もう1つの話題は、来年からアメリカでマンモCAD(コンピュータ支援診断)の装置(Image checker, メーカ名 ; R2)が販売される。いよいよ来年はCADの実用化の年になる。

今回、学会の宿泊費用の節減策として格安ホテルを7月から探し求めた。この学会期間中、100\$以下のホテルを見つけるのに苦労するが、私は2★★で一泊70\$, マグニフィセント・マイルから2ブロック離れたところに位置し、ショッピング街, レストラン, 観光名所などシカゴのすべての有名所から近い絶好の立地条件のホテルを見つけた。ホテルの中身については、Cass Hotel (カスホテル) ということで想像におまかせしたい。また、学会の合間に、入場無料の日を選んでシカゴ美術館に足を運んだ。お目当ては、シカゴ美術館以外での展示ができるない門外不出のコレクション、スーラの『グランド・ジャット島の日曜日』である。

大いに学び、大いに楽しませてくれたRSNA`97であった。

# バーチャルエンドスコピーを使った側頭骨イメージング --- 耳小骨連鎖異常への応用 ---

Temporal Bone Imaging using Virtual Endoscopy and  
Its Application in Patients with Ossicular Chain Abnormalities.

札幌医科大学附属病院 放射線部

坂田元道

バーチャルエンドスコピーは近年発達した技術であり、様々な臓器に応用され、いくつかの病変に対し使用されている。しかし、耳科学的病変への応用については十分には検討されていない。我々は、耳小骨連鎖異常に対するバーチャルエンドスコピーによる三次元画像の応用を検討した。特に、耳小骨連鎖異常の症例において、バーチャルエンドスコピー像と手術所見を対比し、バーチャルエンドスコピー像の正確さや最適さを決定するためである。

鼓膜所見が正常で、耳小骨連鎖異常をもつ20症例（年齢は6歳～60歳；平均年齢19歳）に対し、側頭骨のヘリカルCTを施行した。撮影装置はGE CT HiSpeed Advantage RPを使用しヘリカルスキャンモードにてスライス厚1mm, テーブル移動速度1mm/secによりスキャンをし、撮影条件は管電圧140kV, 管電流150mAにて施行した。目的とする耳小骨の大きさが3mm以下の為、空間分解能つまりピクセルサイズを最小にする為に、FOV=4.8cm, Matrix=256×256とした。このデータを使用して、バーチャルエンドスコピーによる三次元画像とShaded Surface Display (SSD)による三次元画像を作成した。中耳のバーチャルエンドスコピー像はSSDに比べて非常に短時間で画像が作成できるが、より正確な耳小骨の三次元画像を作成するためには、技術的なファクター（アルゴリズム、再構成間隔）の検討が必要であった。

バーチャルエンドスコピー像にて、耳小骨、特にきぬた骨長脚とあぶみ骨にいたる微細構造および周辺構造は明瞭に描出することができた。さらに耳小骨連鎖の異常所見は十分に描出可能であった。また、バーチャルエンドスコピー像からの異常所見は術中所見と非常に良く一致していた。バーチャルエンドスコピーによる三次元画像作成時間は通常のSSDによる三次元画像と比較し極めて高速に処理され、画像の登録から三次元画像計算、表示までにかかる時間は1分程度であり、三次元画像表示後もダイレクトにしきい値の設定を可変できるためアキシャル画像の補足確認として手軽に三次元画像作成が行えることも大きな有用点であると思われた。ただし、中耳腔の広さに制約され様々な方向からの描出は難しいが、下方からの描出は鼓室形成術 (Tympanoplasty) と同一視点であり、非常に有用であると考えられた。

## まとめ

バーチャルエンドスコピー像にて、耳小骨および周辺構造は明瞭に描出することができた。さらに耳小骨連鎖の異常所見は十分に描出可能であった。また、バーチャルエンドスコピー像からの異常所見は術中所見と非常に良く一致していた。

耳科学的に、このバーチャルエンドスコピーによる三次元画像は、術前プランニング、手術トレーニング、術後評価に重要な役割を持つと考えられた。

## 文献

1. Anson, B. J. et al : Surgical Anatomy of the Temporal Bone and ear. 2nd ed.  
W. B. Saunders Company (1981)
2. Newton, T.H. et al. : Modern Neuroradiology Vol.3 Computed Tomography of  
the Head and Neck A Clavadel Book Raven Press , New York (1988)

## 第2回中華医学会影像技術学術会議に出席して

学術交流委員長 東田善治

第2回中華医学会影像技術学術会議（学会予稿集にはこの名前で記載されているが、正式学会名は中華医学会影像技術分会：以下影像技術分会）が平成9年10月15日～18日、中国鄭州市で開催され、藤田総務理事と東田学術交流委員長が出席した。この会議は、4年前に最初の全国大会が開催されており、この時は速水学会長、野原総務理事の他に名古屋大学医療短大の山本千秋先生（いずれも当時）が出席されている（以下第一次訪中団）。中国では、中華医学会(Chinese Medical Association)の傘下に48分会（例えば麻醉学分会、放射学分会、結核病学分会、骨科学分会などなど）があり、以前この学会は放射学分会の中に含まれていた。しかし4年前に放射学分会から独立し、今回が2回目の全国大会開催である。開催地の鄭州はわが国ではありませんなじみのない名前であるが、上海から飛行機で北東方向へ約1時間30分の所にあり、われわれが訪れた次期は、雨が少なく非常に乾燥していた。

放射線技術学会ではこれまで毎年春の技術学会総会に海外特にアジアからの発表者に対して援助を行っていたが、中国からも毎年数名の会員が技術学会に参加されている。特に3年前（第一次訪中団の翌年）は、中華医学会影像技術学会会長も来日されている。このような経緯から、第2回全国大会には、技術学会を招待したいということがあり、今回の訪中となった次第である。

藤田理事、東田とも中国を訪れるのは今回が初めてであったが、それぞれわが国における核医学技術、診断画像の現状と将来展望について講演を行った。今回の会議における研究発表は約700題であるが、このうち613題が誌上発表、残りが特別講演あるいは一般講演である。一般講演には1題当たり約30分が当てられ、わが国では考えられない白熱した発表および討論が繰り返される。予稿集はもちろんすべて漢字で書かれているので誌上発表の詳細は不明であるが、全体の研究発表内容は技術学会で発表されている研究領域とほとんど同じである。この学会に発表される演題は、すべて各省で推薦された演題であり、発表者も同様である。参加者は約500名であったが、早朝からの会議が続くにもかかわらず、誰1人として居眠りをする人を見かけず、わが国の学会に浸りきっている筆者には驚きであった。開催期間に影像技術分会の指導者と公式な会議を持つ時間があったが、中国のわが国に対する期待は大きく、今後技術学会としても出来るだけの交流と学術的な支援をする必要性を感じた。詳細は、後日技術学会誌に報告するので是非一読していただきたい。

# WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING (NICE, FRANCE Sep. 14-19, 1997)

金沢大学医学部保健学科 真田 茂

医学物理学と医用工学に関する国際会議が、1997年9月14日から19日まで、フランス、ニースにおいて開催された。研究発表の機会を得、参加することができたのでその概略を報告する。

この会議は 18th International Conference on MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING と 11th International Conference on MEDICAL PHYSICS の2つの学会が合同開催されたものである。会場はアクロポリス・コンベンションセンターで、地中海沿岸の観光都市ニースの市街地東側に位置する。会期中は、およそ 2400 を超える研究発表が口頭とポスターに分かれて緻密なスケジュールのもとに行われた。プログラムは以下の10領域に分類され、さらに合計 90 ほどのセッションにわけられた。(1) Bioelectromagnetism, (2) Bioengineering in Physical and Chemical sciences, (3) Biomechanics, (4) Electromagnetic waves and Pressure waves, (5) Heart, (6) Signals and Models, (7) Specific medical applications, (8) Image engineering and Medical imaging, (9) Radiation Physics, (10) Topics of general interest (Telemedicine, Health care technologyなど)。すなわち、放射線技術学の全ての領域はもとより医学・医療に関わるほとんど全ての基礎科学が包含されるようなプログラムとなっていた。放射線画像に直接関連する学会に参加することがほとんどであった筆者にとって、今回は、たとえば人工臓器、細胞・組織工学、脳科学の一端を垣間見ることができ、大変興味深かった。しかし、マンモス学会であるがために演題群の分類が必ずしも適切ではなかったように思う。たとえば、筆者の演題はコンピュータ支援画像診断に関するものであったが、何故か「Image reconstruction and microscopic imaging」のセッションに分類されていた。ただ、その同じセッションにかねてより注目していた位相差コントラスト X 線 CT に関する演題が分類されており、個人的には逆に好都合でもあった。

これらの研究発表の他にも、早朝には1時間の教育講演、終日オープンの機器展示、合間に縫って種々の学協会会議、などが会場内で行われていた。また、特別講演は "Centennial of Radioactivity and Radium Discovery" のテーマで、「フルシャワのラジウム研究所創設におけるマリー・キュリーの貢献」および「放射能発見からの 100 年」と題する講演が行われた。これは、フランスにおける核物理学・放射化学の開化とそのめざましい発展、そしてポーランドに生を受けフランスに育てられた偉大な科学者マリー・キュリーの業績を彼女の孫娘である H. Langevin-Joliot 博士の講演で振り返るという、開催国フランスの科学の歴史の深さと底力を痛感させられる企画であった。機器展示については、J M C P や R S N A における大規模な機器展示を見ているものにとってはこぢんまりしているという印象で、主として放射線治療に関する機器が数多く出展されていた。

東京とほぼ同じ気候と聞いて日本を発ったが、着いてみれば海水浴もまだ盛り。既に 9 月の半ば過ぎでありながらニースの夏は終わっていなかった。次回の大会は、2000 年にシカゴで開催される。上記のように放射線技術学の大抵の領域が網羅されており、会員諸氏が奮って参加されることをお勧めする。

***The First International Workshop on Computer-Aided Diagnosis (CAD)***

Dear Colleague,

The University of Chicago will host the First International Workshop on Computer-Aided Diagnosis (CAD) on September 20-23, 1998. The meeting will provide a forum for leading researchers and practitioners in this rapidly expanding field, encompassing automated image analysis, quantitation of image information, 2D and 3D multimodality image integration, advanced image processing and artificial neural network applications. Sessions will include new developments in chest imaging, breast imaging, vascular imaging and 3D/CT/multimodality imaging. Related developments in digital imaging and PACS will also be addressed. Participants will be exposed to an intensive review of the current status of CAD as well as its future potential.

We sincerely hope that you will be able to attend this Workshop.

Sincerely,

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

Organizing Committee:  
Kunio Doi, Ph.D.  
Heber MacMahon, M.D.  
Maryellen L. Giger, Ph.D.  
Kenneth R. Hoffmann, Ph.D.

Scientific Committee:

D. Allison, M.D. (UK)  
C. E. Floyd, Ph.D. (USA)  
J. H. C. L. Hendricks, M.D. (The Netherlands)  
K. H. Hoehne, Ph.D. (Germany)  
H. K. Huang, Ph.D. (USA)  
M. J. Kormano, M.D. (Finland)  
H. U. Lemke, Ph.D. (Germany)  
R. Passariello, M.D. (Italy)

H. O. Peitgen, Ph.D. (Germany)  
J. Potchen, M.D. (USA)  
J.H.C.Reiber, PhD(Netherlands)  
M. Reiser, M.D. (Germany)  
H. Ringertz, M.D. (Sweden)  
J. Toriwaki, Ph.D. (Japan)  
M. W. Vannier, M.D. (USA)  
R. F. Wagner, Ph.D. (USA)

**Workshop site:** The University of Chicago Downtown Center  
450 North Cityfront Plaza Drive, Chicago, Illinois 60611 U.S.A.

**Advance Registration**

Note that attendance will be limited to 150 attendees on a first-come basis. Please send email ([croat@uchicago.edu](mailto:croat@uchicago.edu)) including your Name, Affiliation, Address, City/State/Zip/Country, Phone, Fax, and Email address or FAX(773-702-0371) to International Workshop on Computer-Aided Diagnosis attn: Evelyn A. Ruzich, Conference Coordinator The University of Chicago, Department of Radiology MC2026, 5841 S. Maryland Avenue Chicago, Illinois 60637 U.S.A.

**Registration Fee:** \$300.00 (before May 1, 1998); \$400.00 (after May 1, 1998)  
[includes Conference Proceedings and Conference Reception]

ワークショップの session や invited paper のリスト等は、シカゴ大学放射線科の website を参照ください([www-radiology@uchicago.edu](http://www-radiology@uchicago.edu))

# Metz's ROC Software Users Group NEWS

## 1. Metz's ROC Software Users Groupホームページ

前回の画像通信でお伝えしましたように、Metz's ROC Software Users Groupのホームページを昨年9月より開設いたしました（図1）。

現在は、Users Groupの概要や登録方法、ROC解析に関するさまざまな文献のリスト、それに標準ディジタル画像データベースの案内などを掲示していますが、今後、Metz教授のROC解析ソフトのダウンロードサイトへのコネクトや、ROC解析実験の手引き、観察実験お助けツールなどを追加し、多くの方々にご利用いただけるホームページにしていきたいと考えております。このホームページは、現在準備中の日本放射線技術学会のホストコンピュータが立ち上がり次第、技術学会のホームページからリンクしていただことになりますが、それまでは、暫定的にインターネット活用班の津坂班長の大学のアドレスをお借りして開設しています。Metz's ROC Software Users Groupのホームページにアクセスしていただくための日本放射線技術学会のホームページの暫定アドレスは以下の通りです；

<http://health.met.nagoya-u.ac.jp/JSRT/index.html>

多くの皆様のアクセスをお待ちしています。



図1 Metz's ROC Software Users Groupのホームページ

## 2. 連続確信度法の文献参照について

ROC解析の新しい評定実験法として連続確信度法が紹介されてから5年が過ぎ、技術学会での研究発表や論文でも、これまでの評定確信度法（5段階法）に替わって連続確信度法で行われたROC解析が多く見られるようになってきました。

連続確信度法を用いた研究を論文にする場合、その方法およびカーブフィッティングに関する参考文献には、これまで「Metz CE, Shen JH, and Herman BA: New methods for estimating a binormal ROC curve from continuously-distributed test results. Presented at the 1990 Annual Meeting of the American Statistical Association, Anaheim CA, August 7, (1990).」が一般に引用されてきました。しかし、この文献はproceedingであり、必ずしも最適な参考文献とはいえませんでした。このことは以前からMetz教授との会話の中でも取り上げられてきました。

そこで、今回Metz先生とも協議の上、連続確信度法ROC解析を用いた研究を論文にまとめる場合、その評定実験法についての参考文献には「Rockette HE, Gur D, and Metz CE: The use of continuous and discrete confidence judgments in receiver operating characteristic studies of diagnostic imaging techniques. Invest Radiol 27: 169-172 (1992)」を引用し、カーブフィッティングプログラム (LABROC1) については「Metz CE, Herman BA, and Shen JH: Maximum-likelihood estimation of receiver operating characteristic (ROC) curves from continuously-distributed data. Statistics in Medicine (in press)」を引用していただければ良いということになりました。後者の論文はこの原稿の執筆時点ではin pressですが、近日中（1998年3月頃）にはStatistics in Medicineに掲載されていると思います。どちらも連続確信度法に関しては重要な論文ですので、論文に参考文献として引用するだけでなく、十分に理解されることを希望いたします。

上記以外のROC解析に関する様々な参考文献については、前述のホームページで紹介をしていますのでそちらをご参照ください。

## 3. 標準デジタル画像データベース（胸部腫瘍陰影像&非腫瘍陰影像）の頒布開始

このNewsの中でもかねてより紹介して参りました標準デジタル画像データベースがついに完成し、頒布を開始いたしました。詳細は本画像通信の案内、またはUsers Groupのホームページでも紹介しています。¥2800という非常に安い価格設定となっていますので、ぜひ手に入れて一度でもROC実験を試みて下さい！しかも、この価格でMacまたはWindowsすぐに画像を表示し、いくつかの処理が出来るソフトウェア付です。このデータベースの画像を見ていただければ、ROC解析に必要な画像の難易度がよく理解できると思います。1998年春の画像分科会では、少し時間をいただいて、このデータベースの使い方（付属ソフトウェアを用いた画像処理も含む）の一例を紹介する予定です。ご期待ください。

Metz's ROC Software Users Groupに関するお問い合わせは；  
Metz's ROC Software Users Group事務局  
白石順二・宇都宮あかね  
大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部  
〒545 大阪市阿倍野区旭町1-5-7  
TEL 06-645-2240 or 2241, FAX 06-646-0370  
e-mail: j-shiraishi@msic.med.osaka-cu.ac.jp

# 標準ディジタル画像データベース

## —胸部腫瘍陰影像および非腫瘍陰影像—

(社) 日本放射線技術学会  
学術委員会

この標準ディジタル画像データベースは、1995年4月より約3年の歳月をかけて、本学会学術委員会 学術調査研究班（現：画像分科会画像データベース構築タスクグループ）が、日本医学放射線学会の協賛や日本全国および米国の医療施設からの症例提供の協力を受けて完成させたものです。

その特徴は；

- 多くのディジタル画像研究（画像処理、画像圧縮、ディスプレイ評価、コンピュータ支援診断システムの開発および評価、PACS、etc...）に応用が可能。
- 腫瘍陰影像および非腫瘍陰影像を用いたROC解析の研究に適応。
- 臨床画像と同等の高解像度、高濃度分解能の画質。
- 非常に高度な胸部単純X線像の読影トレーニング、および診断のための教育目的に利用可能。
- 豊富な付帯情報（年齢、性別、診断名、腫瘍のXY座標、簡易シェーマ、腫瘍陰影検出の難易度、腫瘍の良悪性の種別等）により、さまざまな解析が可能。
- CD-ROMからの読み取りで、ほとんどのコンピュータシステムに対応。
- パソコンでも表示可能な画像表示アプリケーション（OSIRIS）を付属。
- 誰もが簡単に手にいれることが可能な低価格（¥2,800）。
- 胸部放射線科医によって設定された腫瘍陰影検出の難易度で症例が5段階に分類されているため、必要に応じた難易度の症例を選択することが可能。
- etc...と、多種多様で、非常に応用範囲の広い画像データベースです。是非一度お試し下さい。

電子図書名	標準ディジタル画像データベース [胸部腫瘍陰影像] (CD-ROM4枚組 ISO9660フォーマット、一部HFS)
内容および仕様	腫瘍陰影像154画像、非腫瘍陰影像93画像 ヘッダなし、rawデータ、2048×2048マトリクス、 0.175mmピクセルサイズ、4096(12bit)グレイスケール、 1画像容量約8MB
付属ソフト	OSIRIS (University Hospital of Geneva)
対応機種	Macintosh (640xxおよびPPC, OS ver7.X), Windows (95, NT), Unix (sunOS) ※対応機種はOSIRISを使用の場合（いずれの場合も20MB以上の RAMメモリの空きが必要）
領布価格	2,800円（消費税および国内送料込）
申し込み方法	希望部数、氏名、所属、住所、電話番号をご記入の上、（社）日本放射 線技術学会事務局までFAXでお申し込み下さい。 FAX: 075-822-1041
代金支払方法	郵便振替 01020-5-16961 加入者名「（社）日本放射線技術学会 刊行事業係」 現金書留 〒604-8742 京都市西ノ京北壱井町88 二条プラザ内 （社）日本放射線技術学会 宛

\*その他、この画像データベースに関するお問い合わせは；

白石順二（大阪市大）j-shiraishi@msic.med.osaka-u.ac.jpまでお願いいたします。

## 平成9年度画像分科会費納入のお願い

平成9年度の分科会費をまだ納めていない方は、至急納入して下さい。

(郵便口座番号：01050 5 47803 加入者名：社団法人 日本放射線技術学会・分科会会計係宛) 年会費は2000円です。

注意：第43回 画像分科会（平成10年4月9日）の会場では受け付けておりません。

なお、平成10年度の分科会費については、後日、会員各位に請求書と振込用紙を送付いたします。

## 画像分科会入会のご案内

医療現場で用いられている画像は、増感紙/フィルム系に代表されるアナログX線画像主流の時代から、さまざまなモダリティによるデジタル画像の時代へ移りつつあります。画像分科会では、これらの画像に関する基礎的な画像理論や、CR、MRI、ヘリカルCTなどを含めた幅広い画像、あるいは、画像一般の応用テーマや臨床で特に問題となっている事項などを対象として、年2回の画像分科会を開催し、教育講演や画像討論会を行っています。さらに、Metz's ROC Software Users Groupの運営を通じて、ROC解析の普及や、Metz教授が開発したプログラムの頒布も行っております。また、年2回発行する「画像通信」では、画像分科会での講演の予稿原稿や解説記事に加えて、最新の「技術特集」も掲載されています。画像分科会は、これらの活動を通じて会員の画像に関する研究の促進を図り、画像工学の向上発展に寄与することを目的としています。

画像分科会への入会は、日本放射線技術学会の会員であれば自由に入会することができます。多くの会員の入会をお待ちしております。

[年会費] 2000円（年2回発行する「画像通信」を含む）

[入会方法] 入会希望者は次頁にある入会申込書に必要事項を記入していただき、下記の日本放射線技術学会事務局に送付してください。これと同時に、年会費2000円を下記の郵便振替口座に振り込んでください。

[入会申込書送付先] 〒604 京都市中京区西の京北壱井町88  
二条プラザ内 (社) 日本放射線技術学会 宛  
(問い合わせ先：日本放射線技術学会 電話 (075) 801-2238)

[郵便振替口座] 郵便口座番号： 01050 5 47803  
加入者名：社団法人 日本放射線技術学会・分科会会計係

## 画像分科会入会申込書

社団法人日本放射線技術学会  
分科会長殿

平成 年 月 日

私は下記により貴分科会に入会を申し込みます。

支 部 名	支部		技術学会 会員番号	
フ リ ガ ナ				性 別
氏 名				男 女
生年月日	大正・昭和 年 月 日			
勤務先名称 と				
所 属 部 課				
所 在 地	〒 (電話 )			
自 宅	〒 (電話 )			
分科会番号	*	会 費	*	会 誌

\*は事務局記入欄



## 編集後記

前任の畠川氏から引継ぎ、手探りで編集作業を始めて今回が4巻目の発行となりました。原稿をお願いした方々には、お忙しい中、無理な依頼をしているにも関わらず、皆さま快く引き受けてください、感謝しております。また、全ての原稿が、無事に集まり、印刷屋に手渡した瞬間は、実にホッといたします。画像通信の原稿は、基本的にはカメラレディの原稿しか扱っていませんが、それでも、編集という作業が想像以上時間がかかることを初めて実感しました。今までに、多くの方がこのような作業に関わってこられたことに敬意を表したいと思います。

さて、画像通信では、教育講演や画像討論会ならびに画像セミナーの抄録、分科会の開催案内、Metz's ROC software users group news 等の掲載内容に、新しく、「技術特集」、「読者のページ」、「大学/研究室/研究会紹介」、「国際会議開催案内」、「国際会議報告」などの項目を加えてきました。「読者のページ」については前号から新しく始めた企画のため、現状では、画像分科会から指名させて頂き、原稿をお願いしている状態です。今後は、皆さまからの自由で独創的な原稿が、多く寄せられることを期待しています。投稿を希望される方は、分科会長（藤田広志、岐阜大学工学部 応用情報学科 画像情報講座 (email: fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp)）までご連絡ください。

それでは、神戸で開催される第43回画像分科会でお会いできるのを楽しみにしています。 M記

---

画像通信 Vol.21 No.1 (通巻 40)

発行日 1998年3月1日

発行所 (社)日本放射線技術学会

〒604-8472 京都市中京区西ノ京北壱井町88

☎ 075-801-2238 FAX 075-822-1041

発行者 (社)日本放射線技術学会 画像分科会 分科会長 藤田 広志

印刷所 株式会社太洋堂 〒615-0007 京都市右京区西院上花田町8-2

---

☎ 075-315-8900 FAX 075-322-4576