

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

1997年9月

Vol. 20 No. 2 (通巻 39)

☆ 第42回画像分科会プログラム

1. 教育講演 「三次元画像の画質評価－臨床家の立場から－」

講師 藤田保健衛生大学衛生学部 片田 和廣

2. 画像討論会 テーマ「3DCTの画質評価」

1) 「三次元表示技術（臨床利用の実際）」

藤田保健衛生大学病院 井田 義宏

2) 「微細構造物の三次元表示」

耳鼻咽喉科麻生病院 宮下 宗治

3) 「三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 渡部 英樹

4) 「X線CT三次元表示画像評価用テストパターンの開発」福島県立医科大学 片倉 俊彦 他

☆ 技術特集「パソコンによる画像処理と再構成」

(1) 「パソコンによる画像再構成：CT画像再構成と特性解析」名古屋市立大学病院 市川 勝弘

(2) 「パソコンによる画像処理ツールの作成と教育への利用」京都医療技術短期大学 向井 孝夫

☆ 読者のページ

広島県立保健福祉短期大学 滝川 厚

☆ シカゴ通信

シカゴ大学放射線科カートロスマン放射線像研究所 石田 隆行

☆ 大学/研究室/研究会紹介

(1) 金沢大学医学部保健学科 2 関西画像研究会 3 東海画像研究会

☆ 國際会議報告 ① IMEKO 学会に出席して

大阪市立大学病院 畑川 政勝

② ECR '97 報告

熊本大学医療技術短期大学部 東田 善治

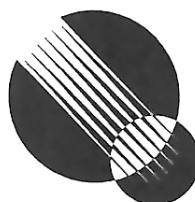
③ 第4回大韓Digital 映像学会に参加して

大阪市立大学病院 白石 順二

☆ 國際会議開催案内 ① CAR '98

2 第4回ディジタルマモグラフィに関する国際ワークショップ

☆ Metz's ROC Software Users Group News



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

社団法人 日本放射線技術学会
画像分科会

第43回 画像分科会予告

日時： 1998年4月8日（水）

会場： 神戸ポートピアホテル 第2会場 15:30~18:00（予定）

テーマ： 未定

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 画像情報講座
(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
ohisa@mcgroup.or.jp

小倉 敏裕 癌研究会附属病院 放射線部
togura@ns.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
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 画像情報講座
hara@fjt.info.gifu-u.ac.jp

松井 美橋 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
kcmt-rad@kyoto.macnet.or.jp

img-com@fjt.info.gifu-u.ac.jp 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。

第42回画像分科会プログラム

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

(1) 教育講演 9:20～10:20

「三次元画像の画質評価 - 臨床家の立場から - 」

講師 藤田保健衛生大学衛生学部 片田和廣

司会 岐阜大学工学部応用情報学科 藤田広志

(2) 画像討論会 10:20～12:20

テーマ：「3DCTの画質評価」

司会 藤田保健衛生大学衛生学部 辻岡勝美

1) 三次元表示技術（臨床利用の実際） 藤田保健衛生大学病院 井田義宏

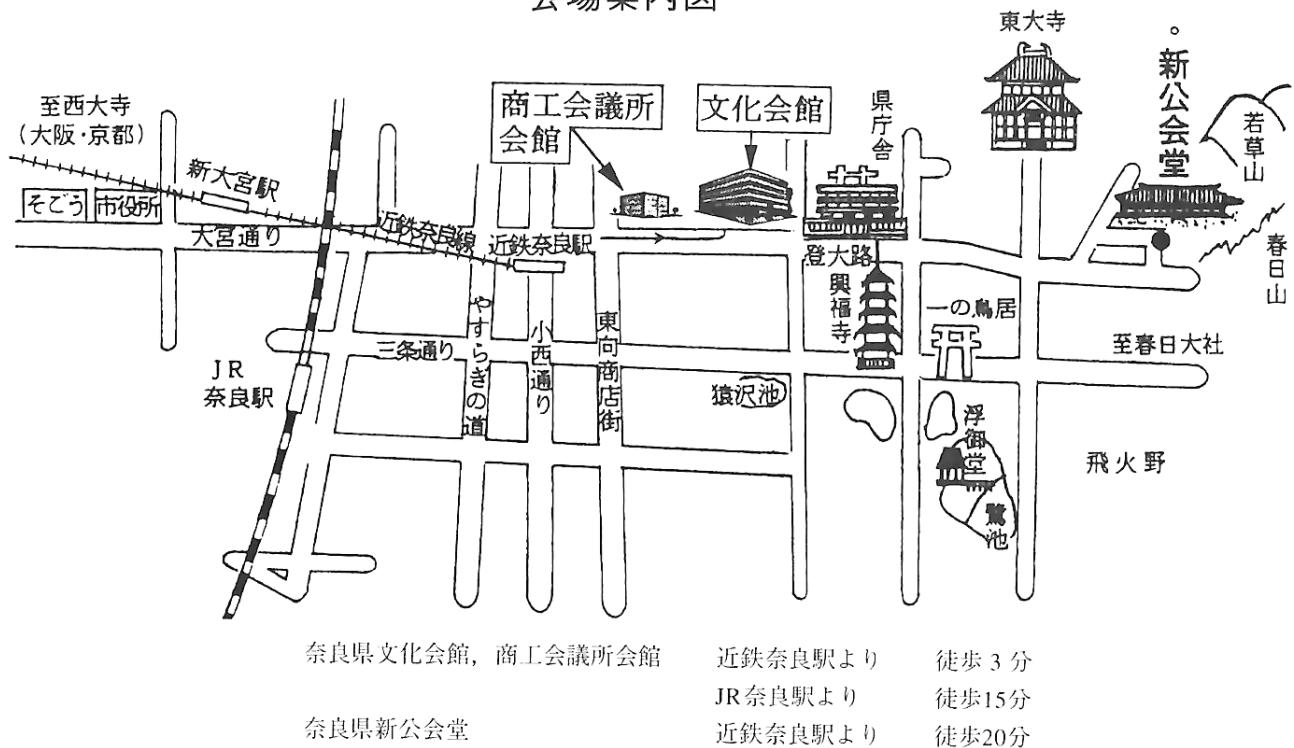
2) 微細構造物の三次元表示 耳鼻咽喉科麻生病院 宮下宗治

3) 三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 渡部英樹

4) X線CT三次元表示画像評価用テストパターンの開発

福島県立医科大学 片倉俊彦

会場案内図



三次元画像の画質評価—臨床家の立場から—

藤田保健衛生大学衛生学部

片田和廣

1. はじめに

ヘリカルスキャンの普及により、三次元画像の日常診療への応用が進んでいる。なかでも脳動脈瘤などの一部の疾患においては、その有用性が広く確認されつつある。しかし一方で、安定した画質の三次元像が得られている施設は必ずしも多くはない。信頼度の高い三次元画像診断には、良質の三次元像が必須である。X線撮影など従来の二次元投影像、あるいはCT像などの断層像においては、それぞれ標準的なファントム、画質測定方法が定められており、各施設において標準的な画質評価を行うことが可能である。しかし、三次元画像については、画質評価基準やその手法が確立されていないため、客観的な評価が困難であり、臨床上大きな問題となっている。本稿では、三次元画像の画質評価について、臨床家の立場から考察を加える。

2. 画質評価の手法とその問題点

三次元画像の画質を云々するにあたって、まず考慮しなければならないことは、現在の三次元画像が、複数枚の断像像からの再構成によって生成されていることである。このことは、画質評価にあたっても、原画像の画質と三次元画像再構成像の画質とを分けて考える必要があることを意味する。

a. 原画像の画質評価

三次元画像のもととなる断層像の画質評価に関しては、従来行われてきたノイズや空間分解能、コントラスト分解能だけでは不充分なことに注意を払うべきである。むしろ断層像の体軸方向分解能および体軸方向の連続性・変形などの因子の方が、良質の三次元像を得る上で重要性が高い。これらの因子に関しては、既に多くの測定法、評価法が提案されている。今後の課題としては、これらのなかで適切な手法（あるいはそれらの組み合わせ）を選択し、標準としてのコンセンサスを得る必要がある。その過程においては、当然ファントムの標準化も行う必要がある。簡便性も重要な因子で、あまり複雑な測定法や、多数のファントムの計測を要するものは臨床的に望ましくない。

分解能・連続性をはじめとする体軸方向の画質因子を評価する際においては、どのような画像を用いるかも問題となりうる。三次元画像を評価に用いれば、当然三次元画像再構成アルゴリズムの優劣が評価に影響を与える。この点からは、MPR画像などを用いた評価が良いのではないか？その他の方法としては、各種の標準的なアルゴリズム（標準サーフェスレンダリング、標準ボリュームレンダリングなど）を設定し、それを用いて評価することも考えられる。しかし、メーカーを越えて全ての機種に標準的なアルゴリズムを装備させることには、非常な困難が予想される。

b. 再構成三次元像の画質評価

上記原画像の画質評価については、既に多くの検討がなされており、その実現も比較的容易と考えられる。むしろ困難なのは、再構成三次元画像の画質評価法の確立であろう。この場合最も問題となるのは、原データの質との関係である。例えば、原データの質が良好な場合、再現性の良好な三次元画像再構成アルゴリズムを使用することにより高画質の三次元像を得ることができる。一方、強い平滑化フィルターを使用したアルゴリズムでは、空間分解能が不良な三次元像しか得られない。ところが、原データの質が不良で、顕著なアーチファクト（例えばstair-step artifact）を含む場合、再現性の良好なアルゴリズムでは、これらアーチファクトまでもが忠実に再現されてしまう。これに対して、平滑化の顕著なアルゴリズムでは、アーチファクトがぼかされて見え難くなり、一見画質が良好なように見えてしまう。このパラドックスこそが三次元画像の画質評価における最大の問題点と言ってよい。

この対策としては、片倉らが提唱するように、原画像の画質に影響されることなくアルゴリズムの評価が可能な手法を確立する必要がある。すなわちコンピュータ上で数学的に生成された理想的な原データを用いることにより、純粋に三次元画像再構成アルゴリズムのみの性能を評価することである。この

場合問題となるのは、生成する原データの品質をどのレベルに置くのかの判断で、現実と余り解離が激しいデータを使用することにも問題がある。今後、アーチファクトを有する場合から理想的な場合まで複数のデータを用意し、比較検討することが必要であろう。

こうして得られた三次元像を評価するにあたって、どのような画質評価項目を上げるべきであろうか？また、どのような評価法を用いるべきであろうか？三次元的な空間分解能評価一つをとっても、なかなか頭を悩ませる問題である。ノイズの評価も、しきい値あるいは境界値の設定で変化し得るため、一筋縄では行かないであろう。

また、現状で数多くある三次元画像再構成アルゴリズムとその変法相互間の画質の差をどのように評価するかも大きな問題である。例えば、三次元画像特有の評価項目として、対象物のエッジ付近に現れるノイズがある。これはサーフェスレンダリング法などの2値化を伴うアルゴリズムでとくに顕著なのに対し、ボリュームレンダリング法では僅かに透明度を持たせることにより目立たなくすることができる。この点ではボリュームレンダリング法がより優れているといえる。しかし、仮想内視鏡においては、境界面の座標の正確性の点でサーフェスレンダリング法が勝っている。このようにアプリケーションが異なり、画像再構成時間など臨床上の実用性においても大きく異なるアルゴリズムの画質を同列に論じて良いかどうかについては、充分議論される必要がある。

c.総合的画質評価

実際の臨床上、三次元画像の画質は、上記の2つの因子の総合として現れる。従って、何らかの総合的画像評価法もまた、考案される必要がある。実用的な手法としては、適切な標準ファントムを設定し、その画質の比較において評価されるべきであろう。この場合、最終出力時のメディアと解像度、カラー表示の有無などの条件を統一する必要があろう。

d.臨床評価

そして最終的な画質評価は、おそらく各種の臨床的評価にゆだねられるであろう。一例として、複数の医師による診断能評価、ROC解析などが考えられる。この場合、各疾患毎にprospective, randomized, double-blind studyを行い、患者の予後に与える影響を”科学的”に証明することが必要であろう。これによってはじめて三次元画像の臨床的有用性を世の中に示すことができると思われる。

3. おわりに

X線の導入以来、それぞれの時代には、それぞれ新しいモダリティが生み出され、臨床的役割を果たしていった。三次元医用画像は、ヘリカルスキャンの普及を契機として、広く臨床の場に浸透しつつある。このような状況下で、誰もが容易に用いられる三次元像の標準的な画質評価法が存在しないことは、画像の品質管理、ひいては患者の利益の点からも到底容認し難いことである。衆知を集め、早急に評価法を確立することが望まれる。

三次元表示技術（臨床利用の実際）

藤田保健衛生大学病院 放射線部

井田義宏

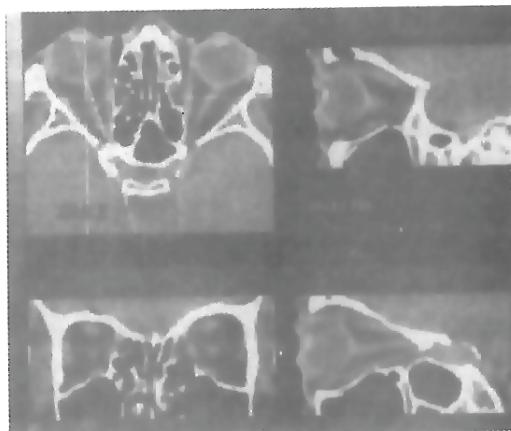
はじめに

ヘリカルスキャンの実用化によりCTの三次元画像の臨床応用が急速に普及してきた。三次元画像は従来の存在診断、質的診断に加え手術支援画像や立体模型の作成、バーチャルリアリティによる様々なシミュレーションなど多くの分野で利用されている。最近の三次元画像の作成に関する多くの報告は2種類に大別される。まず第一には三次元画像処理に対する工学的アプローチである¹⁾²⁾³⁾。三次元画像の構築や表示の手法などのCG技術の研究、また生体からの三次元データの収集方法（撮影技術）の研究がこの範疇に入る。第二には前述した技術を臨床応用し、医学的な診断・治療に対しての意義や適応範囲、さらに新たな応用範囲に対する研究である⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾。この様な研究報告から理解できるように医用三次元画像の発展のためには工学者、医師、技師が互いにオーバーラップした領域での技術を求められている。

作成・表示方式の特徴

1.MPR (multiplanar reconstruction, 断面変換表示)

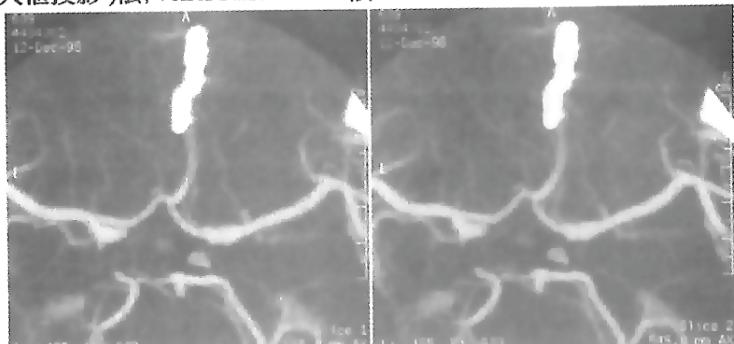
連続した軸位断画像を用いて矢状断、冠状断、斜位断画像を再構成により表示する方法であり、広義の三次元表示として考えることができる。軸位断画像と同じくすべてのCT値の情報を持つので微妙なCT値差を表現できる。すなわち低コントラスト領域を表示するのに優れているといえる。最近ではリアルタイムの変換や曲面の再構成が可能となるなど、より一層有用性を増している。欠点としては一つの断面上に対象物がない場合は表示が困難となることである¹⁾（写真）。



MPR(multiplanar reconstruction)

2.MIP (maximum intensity projection, 最大値投影)法, voxel summation法

これらはある投影方向に沿って並んでいるボクセルのCT値に対して、MIPは最大値を投影し、voxel summationは積分して投影する表示法である。閾値処理が不要なので作成者によらず同一な画像が得られるが、原理上二次元平面に投影するためステレオ表示や動画でないと立体感が乏しい¹⁾²⁾¹²⁾（写真）。

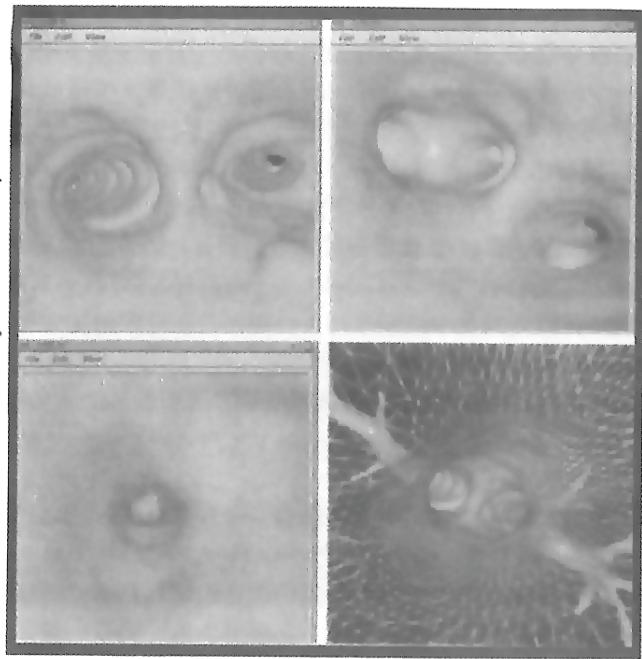
MIP (maximum intensity projection, 最大値投影)法
ステレオ表示

3.表面表示

表面表示の構築法にはサーフェイスレンダリングとボリュームレンダリングの二種類に大別できる。前者が輪郭抽出により表面形状のみを構築表示するのに対し、後者は、内部情報のデータをボクセルの形で有したまま構築・表示する手法である。現在、臨床で用いられている多くの三次元画像はボリュームレンダリング像である。

3-(1)サーフェイスレンダリング

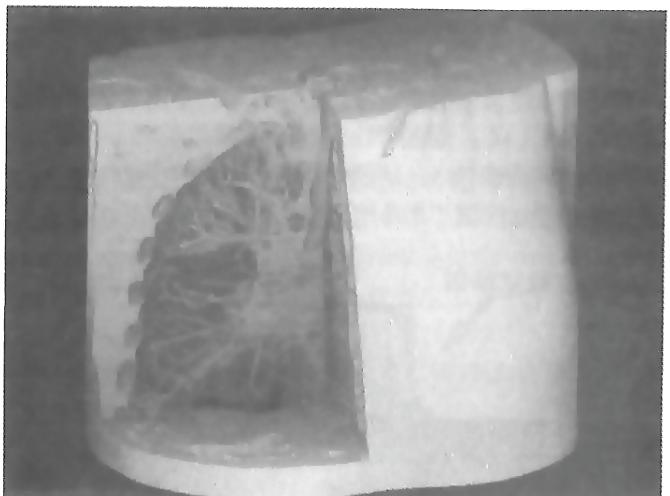
抽出された輪郭情報をそのまま表示する（ワイヤフレーム法など）か、もしくは面素を張り付け表現するものである。従って、一般的には細かな構造を表現するのは苦手である。しかし、この手法は前処理に若干の時間がかかるものの、データ量が少なく、高速処理が可能なため手術のシミュレーション、仮想内視鏡（バーチャルエンドスコピ）などに用いられている（写真）。



サーフェイスレンダリング（文献3より引用）

3-(2)ボリュームレンダリング

ボリュームレンダリング法は対象に対して主に反射と透過という現象を用いる方法で、現在多く使用されているものはSSD(shaded surface display)法、VT(voxel transmission)法がある。両者ともCT値による閾値決定により表示範囲を限定し表現するものであるが、一般的にはSSD法が閾値による二値化のみで表示するのに対し、VT法は閾値の中のCT値に応じて透過率が変化しCT値の差による質感を与える工夫がなされている。しかし最近では閾値を多数に分割、色別に表示し、さらにそれぞれの閾値に対して透過度を持たせることの可能なSSD法も製品化されている（写真）。



ボリュームレンダリング

ヘリカルCTによる三次元画像作成の実際

1. データ収集

当然の事ではあるが軸位断画像に描出されないものは三次元画像にならない。すなわち、三次元画像の原データとなる二次元画像自身の解像度、画像ノイズ、コントラストを要求されたレベルに保つ事が重要である。具体的には、ヘリカルスキャンを利用する場合、すでに周知の事項ではあるが、設定スライス厚（X線ビーム厚）を薄くするほど、また、寝台移動速度を遅くするほど体軸方向の空間分解能が良くなる。加えて実際の臨床では、臓器（病変）の大きさやコントラストによりスライス厚、スキャン範囲、スキャン時間（寝台速度）線量、再構成関数を決定していくこととなる。

2. 閾値の決定

適切に収集された軸位断画像から三次元構築に必要な病変や臓器などを分離するために閾値を設定する。一般的にはCT値の差により分離を行うが、コントラスト、形状などにより特に辺縁部において周囲の組織とのバーサルボリューム効果でCT値が本来目的部位の持つCT値から変化していることを考慮に入れて閾値の決定を行う。閾値の設定が適切でない場合には本来あるものが消失したり、余分な表示のため目的臓器の表示・観察が困難になる危険性を含んでいる。微妙な部分は軸位断画像もしくはMPR画像と見比べながら試行錯誤の繰り返しにより最適な画像を得るようにする。

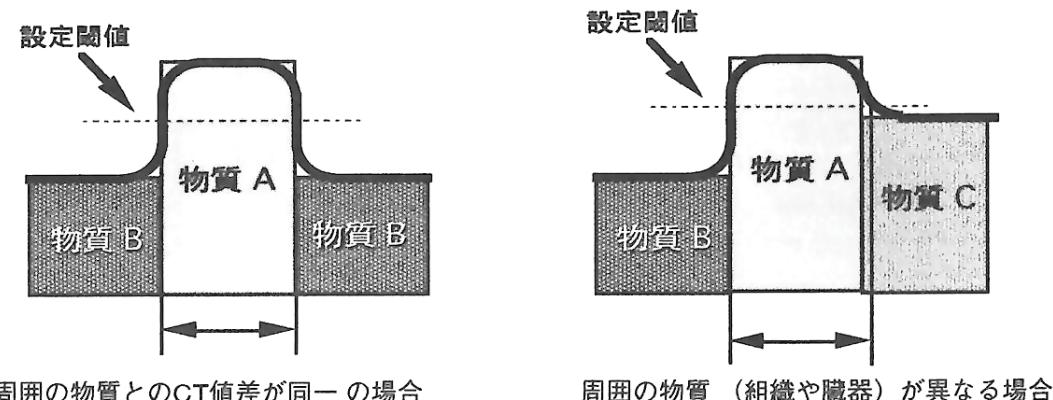
3. カラー設定

複数の閾値を使用できる場合、それぞれの閾値に対してカラー設定をすることにより表現力を広げている¹³⁾。隣り合う閾値のカラーはバーサルボリューム効果によって両方の臓器（組織）に対して色が付いてしまうのでそれぞれ近い色を設定したり、透過度の調整、時には人体にあり得ない色を使用し臓器間の分離をよくすることも必要である。カラー設定は絵画のセンスを要求されたりもするが重要なのは多くの観察者（医師、患者）に容認される色を配置する事である。さらに同一の症例は、同じカラー設定を使用することにより画像の統一化を図る。

CT三次元画像の問題点

1. 閾値処理

前述のように、現在多く用いられている三次元画像の処理過程の中にはCT値に基づく閾値処理がおこなわれている。周囲の物質とのCT値差が同一の場合は、閾値による対象物の抽出は容易であるが、実際の臨床画像では、周囲の物質（組織や臓器）が異なる場合が多く、現在の装置では最適な閾値を設定する事は困難である（下図）。



2. ボクセルの非等方性

三次元画像の原データとなる軸位断画像は、断層面(X-Y)方向のピクセルの大きさに対する体軸方向(Z)のスライス厚が大きいため、これらより構成されるボクセルは直方体となる。従って再構築された三次元画像は観察する方向により解像度が異なる。

3. 時間分解能の限界

ヘリカルスキャンを三次元画像の原データ収集法として使用している限りは、撮影開始時間と終了時間には数十秒のズレを生じる。このため速い動きのある臓器や造影剤の動態を正確に三次元表示することは不可能である。

おわりに

三次元画像は現在のところ二次元の画像データから必要な領域を取捨選択し、様々な処理を加えて立体的にわかりやすい形で再構築するものである¹⁾²⁾。このため最終的な画像を得るまでに多くの人為的操作が加わることとなる。従って三次元画像作成に対し最も重要なことは、目的に応じた取捨選択（閾値の決定など）と画像処理（表示の手法）を適切に行わねばならないことである。しかし、現在CTによる三次元画像の作成は、CTスキャナーの性能や画像処理ソフトウェアで異なり、細かな作成テクニックも個々のシステム毎に存在する。今後、原画像と処理ソフトウェア個別の解析ならびに作成者による画像の差の少ない領域抽出の手法の研究開発が望まれる。

文献

- 1)周藤安造：三次元画像処理技術の歴史. 臨床放射線41,1159-1165(1996)
- 2)鳥脇純一郎：三次元画像処理の応用技術. 臨床放射線41,1179-1192(1996)
- 3)森 健策 鳥脇純一郎他：仮想化気管支内視鏡システム. 臨床放射線41,1385-1391(1996)
- 4)片田和宏：X線CT装置. 医用画像診断装置—CT, MRIを中心として一. 岩井喜典他編. コロ社,(1989)
- 5)katada K et al : Three-dimentional angioimaging with helical scanning CT.Radiology 177(suppl) : 364(1990)
- 6)小林尚志 編：新世代三次元CT診断 南光堂(1995)
- 7)小倉祐子 他：ヘリカルスキャンCTによる三次元血管造影法の頭部領域における臨床応用.
神経放射線学の進歩. 吉井信男 編,437-44 日本医学館(1992)
- 8)安野泰史、井田義宏 他：螺旋走査型CTにおける造影剤の使用法. 日独医報38,83-89(1993)
- 9)井田義宏、辻岡勝美 他：CT透視法を応用したヘリカルスキャンの最適造影タイミングの自動設定
(リアルプレップ・Real prep.)の検討. 日本放射線技術学会誌52(9)1054 (1996)
- 10)片倉俊彦、田中隆、辻岡勝美、花卉構造：ヘリカルスキャンの性能評価. ヘリカルスキャンの基礎と
臨床.木村和衛,古賀佑彦監修.医療科学社(1993)
- 11)井田義宏 辻岡勝美 他：X線CTにおける三次元表面再構成法とリアルタイムMPRの有用性.
日本放射線技術学会誌46(8) (1989)
- 12)小林尚志、片田和廣：三次元画像診断に関する基本事項と臨床的意義. 臨床放射線41,1193,1200(1996)
- 13)小倉祐子 他：脳腫瘍例におけるhelical scanning CT(HES-CT)の有用性-特にカラーワン三次元CT像の
応用. CI研究,17 : 245-250(1995)

微細構造物の三次元表示

耳鼻咽喉科麻生病院

宮下 宗治

【はじめに】

近年、高速螺旋CTを用いた三次元画像の臨床応用が、装置の普及と共に急速に広がりつつある。その背景には著しい装置の進歩に加え、使用者側の臨床応用に向けた並々ならぬ努力があったことは言うまでもない。開発当初高速螺旋CTの課題とされていた、実効スライス厚の増加・線量不足・処理時間の問題も、それぞれ対向ビーム補間法の開発・大容量X線管球と高感度固体検出器の組み合わせ・高速演算装置の開発によって解決せしめた。特に処理時間の高速化には隔世の感があり、現在の1秒前後で次々補間再構成をした画像が出現する装置や、スキャン中にリアルタイムで画像を観察可能な装置を見るにつけ、一枚の画像に十数秒かけて補間再構成していたのがほんの数年前の事であったのが信じられない思いである。三次元画像についても同様で、時には数時間単位の作業を強いられる様な、言うなれば作成者の情熱の産物であった時代は終わりを告げ、最近は観察者の意のままの画像が瞬時に出現する処理装置も存在する。しかし、三次元画像の真価はいかに対象とする物を正確に描出するかであり、その点において元となるCT画像の質が、三次元画像の出来上がりの善し悪しに決定的影響を与えることは今も昔も変わりは無い。筆者らは今日まで、その対象とする部位の特殊性から、CTの空間分解能・時間分解能・密度分解能の内、空間分解能に対して最も重きをおき検討を重ねてきた¹⁻⁵⁾。ここでは、微細構造物に対しての三次元画像に影響を与える因子として、螺旋CTの体軸方向分解能とアキシャル空間分解能について考察する。

【使用装置及びPhantom】

使用装置は東芝社製CT Xvigor [Sub millimetre仕様]を用いた。画像処理は任意断面変換表示 (multiplanar reconstruction: MPR) は装置本体にて、三次元画像は同じく東芝社製画像処理装置 Xtension を用いて作成した。Phantomは、体軸方向分解能 Phantom 2種類 (Fig. 1) と、空間分解能 Phantom 2種類 (Fig. 2) を使用した。我々の使用しているCT装置は名称に示しているように、実効スライス厚の改善を目的として、特殊な Collimation を施している。

【体軸方向分解能】

現在我々の使用している装置の体軸方向分解能は、以下の条件のもとに回転中心付近において0.3mmを有している。(Fig. 3)

| | |
|-----------------------|--------------|
| 管電圧 | 130 kVp |
| 管電流 | 150mA |
| F O V (field of view) | 40mm |
| 使用スライス厚 | 0.5mm |
| 寝台移動速度 | 0.5mm/rot |
| 補間方法 | 180度対向ビーム補間法 |
| 再構成間隔 | 0.1mm |
| 再構成閥数 | 骨閥数 |

一般的に、設定スライス厚1mmにおいて0.5mmの体軸方向分解能を有すると言われているが、各装置間によって実際のスライス厚やCollimationの手法、Geometryの違い

等により異なる可能性がある。また同一機種によっても Collimation の精度による個体差も考えられる為、今後性能評価の一項目に測定方法と共に加える事が必要と考える。

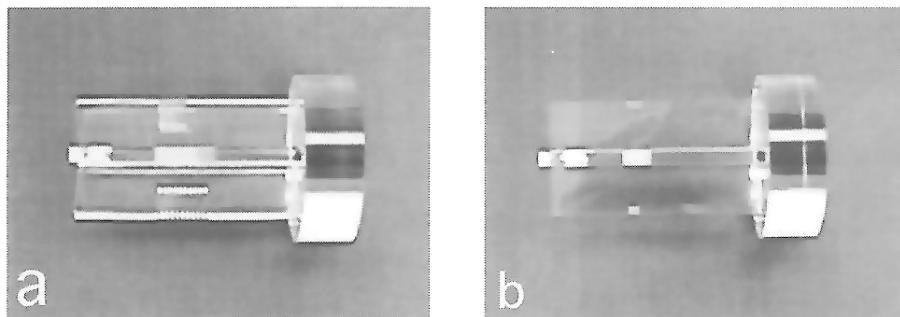


Fig. 1 体軸方向分解能 Phantom
(a:0.5~1.0mm, b:0.2~0.5mm)

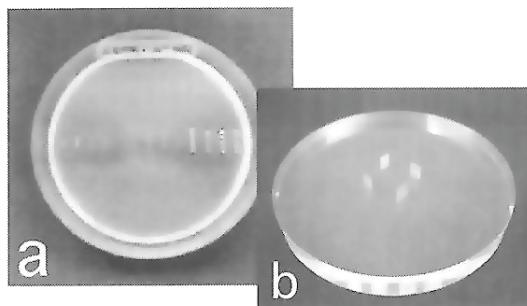


Fig. 2 空間分解能 Phantom
(a:0.30~0.90mm, b:0.30~0.45mm)

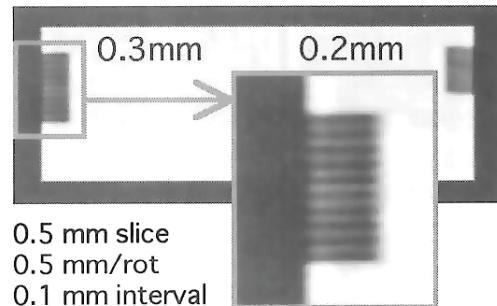


Fig. 3 体軸方向分解能

【アキシャル空間分解能】

我々の知る限り、第三世代型高速螺旋CTの180度対向ビーム補間法で得られた画像で、装置の持つ最高のアキシャル空間分解能が達成される機種は存在しない。それは本来その装置の持つ最高の空間分解能を達成させる為には、従来の再構成の過程において対向ビーム（若しくはそれに準じる物）が必要不可欠であるという理由による。ところが高速螺旋CTの180度対向ビーム補間法では、対向ビームは本来のビームを得るために補間相手として使用するため、分解能を向上させるための材料としては用いることが出来ない状況となる。従って、高速螺旋CTを用いて最高の空間分解能を得るために、それに代わる物を何らかの方法で新たに作成するか、2回転分のデータを用いて、それぞれの補間データを作成する事が必要となる（Fig. 4）。現在のように三次元画像がAxial画像の積み重ねによって成り立つ以上、画像の持つQualityが必要条件を満たす物でなければ、それ以降の検討は意味を持たない物となる。

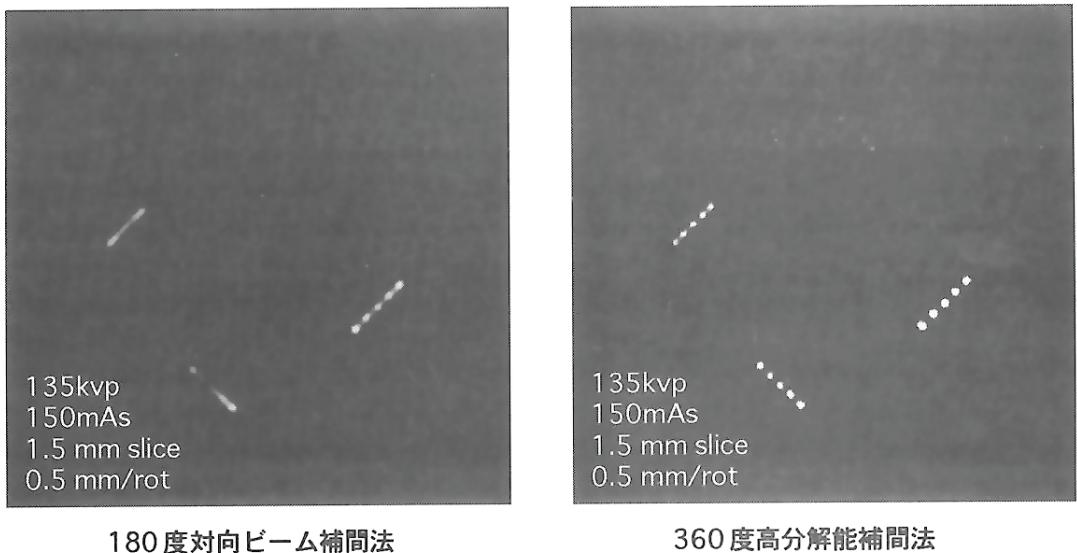


Fig. 4 空間分解能 (Phantom b:0.30~0.45mm 使用)

【再構成間隔と F O V】

高速螺旋CTにおける再構成間隔については、過去に我々が実験結果により対象となる物体の大きさの1/10が望ましいと結論づけたが²⁾、その後の種々の検討により比較とする物を、対象物体から体軸方向分解能に置き換えて1/3~1/5と考えている。即ち、設定スライス厚と寝台移動速度から予想される体軸方向分解能より広い間隔での再構成からは、データに見合う三次元画像は描出出来ないと言うことになる (Fig. 5)。近年問題視されている再構成間隔に由来する Stair step artifact の出現⁶⁾に対しても、効果的な有効策が考え出されつつあり、それ自体が広い再構成間隔を用いる理由にはならない。FOVに関しても考え方と同じであり、画像の持っている分解能の1/3~1/5のピクセルサイズでの再構成が望ましいと結論される (Fig. 6)。

【まとめ】

筆者は優れた空間分解能こそ高速螺旋CTの真骨頂だと考えている。現在MRIや超音波等種々のモダリティに対する三次元画像の臨床応用が試みられているが、時間分解能・密度分解能に比し空間分解能の見地で高速螺旋CTが圧倒的優位にあるのは、衆目の一一致した意見であろう。我々は限られた範囲ではあるが、三軸方向に0.5mm未満の分解能を持つ三次元画像の描出を可能とした。しかし、対象が広い範囲であったとしても、それは微細な構造物の集合体と考える事が出来る。頭部CTAに例えられるように、同様の高分解能がより広い範囲で可能となるなら、三次元画像の応用範囲はよりいっそう拡大する物として歓迎されるであろう。現在の装置の持つ優位性を損なう事無く、次世代機への進化を期待する。また、今後の三次元画像の更なる可能性に向けて、評価基準の構築とそれに伴うデータのネットワーク化および共通化を提起してまとめとする。

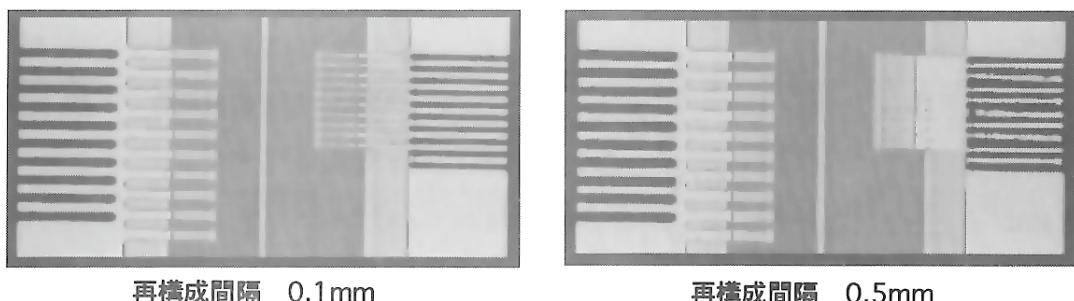


Fig.5 再構成間隔の違いによる影響
(体軸方向分解能 Phantom a:0.5~1.0mm 使用)

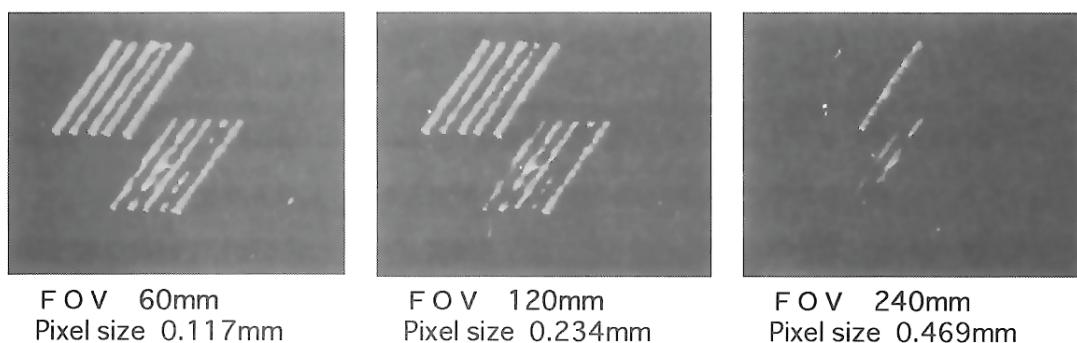


Fig. 6 F O V の違いによる影響
(空間分解能 Phantom a:0.30~0.90mm 使用)

文 献

- 1) 宮下宗治ほか：9.3 ヘリカルスキャンの特殊領域への応用 1) 中耳・内耳. ヘリカルスキャンの基礎と臨床；連続回転型CTの応用, 第1版第1刷. p 243-256, 医療科学社, 東京, 1993
- 2) 嶋田真理ほか：微細構造物のヘリカルスキャンによる三次元表面表示の検討. 北海道放射線技術雑誌 53 : 19-25, 1993
- 3) 宮下宗治ほか：ETS-HS CTを用いた側頭骨の3次元画像. メディカル・レビュー 18 : 42-51, 1994
- 4) 米川博之ほか：2. 三次元画像の応用. 内耳・側頭骨. 臨床放射線 41 : 1250-1258, 1996
- 5) 宮下宗治ほか：耳鼻咽喉科の 3 D. 3 D C T作成技術マニュアル, 第1版第1刷. p 24-29, 産業開発機構株式会社, 東京, 1997
- 6) 平野雄士ほか：ヘリカルスキャンにおける三次元アーチファクトの検討、日本放射線技術会雑誌 52 : 1392, 1996

三次元画像の利用とネットワーク

京都桂病院 放射線科

渡部英樹

●はじめに

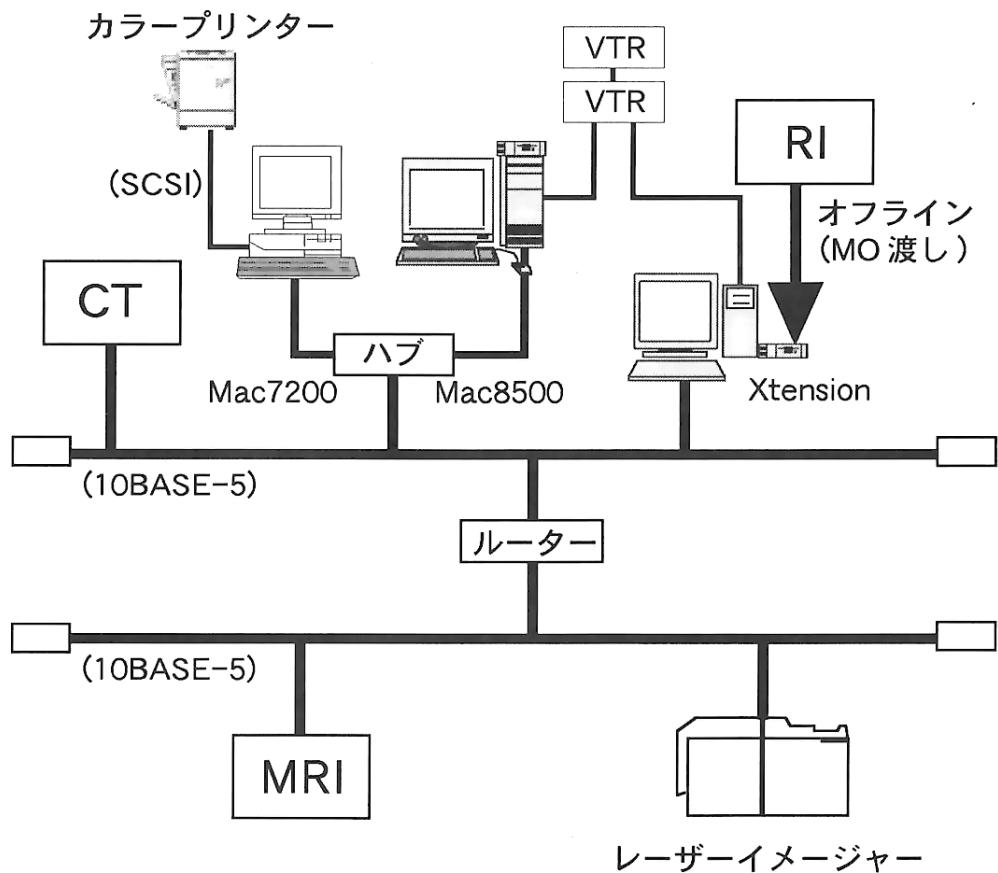
ヘリカルスキャンの登場とともに三次元画像の臨床利用も急速に普及してきていますが、その解析手段には装置本体で行うものとワークステーションでおこなうものとの2種類があります。特にワークステーションで行うものにおいては、CT装置からアキシャル画像をワークステーションに転送して解析するわけですが、この転送はMODなどを使ったオフライン転送とLANを使ったネットワーク転送の2種類に分かれており、現在ではそのほとんどはネットワーク転送になっています。そのうえ最近の三次元解析用のワークステーションでは市販されているワークステーション（SUNやSGIなど）に専用のソフトを搭載したものがほとんどですので、その通信には通常Ethernetを用いています。このことから物理的には特別なネットワークを必要とせずに通信を行うようになります。

ここで現状での三次元画像解析を考えますと、現在各装置メーカーが市販している三次元解析用ワークステーションでは、日常のルーチン業務レベルの三次元画像解析はできても、パワーユーザーが求めるような三次元画像や研究開発ベースでの特殊な解析を行うことはまだまだ難しいと思われます。このため我々の施設では基礎的なレンダリングを装置メーカーのワークステーションで行い、そこで得られた画像をネットワーク経由でパソコンに転送して二次処理を行っているのが現状です。

つぎに最終的に処理された三次元画像を臨床の場に提供する場合にもネットワークを利用する場合があります。とは言いましてもPACSにデジタル情報として三次元画像を展開するには若干先の話になりますので、ここでは出力系に対する話しになります。三次元画像といいましてもその種類には三次元表面再構成、MIP、Projectionなどがあり、そこで発生する画像もグレースケールやRGBカラーがあり、その画像も静止画か動画の2種類になります。このためそれをアナログ出力するためにはレーザーイメージヤー、カラープリンター、VTRなどに出力する必要がありますが、最近のプリンターはネットワーク対応になっているものも多いためワークステーションだけでなくその他のパソコンからも利用できるメリットがあります。また研究用としてはパソコン用の画像ファイル（PICTやTIFFなど）やQuickTimeなどの動画ファイルとしての提供も必要になってきますので、その変換のためにネットワークを使い、パソコンまでダウンロードすることもあります。

●機器構成

当施設で三次元画像解析を行うために接続しました機器構成を接続図と共に以下に示します。
(一部オフラインを含みます。)



1 : CT装置2台（東芝Super HELIX、東芝Xforce）

2 : MRI装置1台（東芝Visart）

3 : RI装置1台（東芝GMS-5500）

4 : 3Dワークステーション（東芝Xtension）

5 : パソコン（Macintosh 8500/120、Macintosh 7200/90）

次に画像出力用の機器構成を以下に示します。

1 : レーザーイメージヤー (FUJI FL-IM3535)

2 : カラープリンター (FUJIX Pictrography 3000)

3 : ワークステーション用ダウンコンバーター (chromatek PALMEDIA)

4：Macintosh用ビデオ入出力ボード（Media 100）

●画像出力

前述しました機器構成を使って三次元画像の出力を行っていますが、まず初めに当院での静止画の出力方法について述べます。Xtensionにて作成したRGBの三次元画像は、一旦Xtension内部でTIFFに変換してSpoolしておき、カラープリンターが接続されているMacintoshに転送します。このときの転送方法はFTPを使っていますのでMacintoshからFetchをつかって画像を取りに行き、転送後はSpoolエリアにある画像を消去します。この方法で得られた画像はオーバーレイの情報（患者名やID、表示角度など）を持っていないので、プリント時に患者名やIDだけを表示しておけば良いときには、その情報を取り込んだ画像に直接書き込んで出力しています。しかし表示角度などの付帯情報までも出力しなければならないときには、Xtensionで表示している画面をそのままスクリーンダンプしてこのファイルをMacintoshで取りに行って出力しています。ProjectionとMIPのグレースケール画像は、RGB画像と同じでTIFFに変換してMacintoshから取りに行っています。出力にはカラープリンターを使うこともありますが、ほとんどの場合はネットワーク接続されたレーザーイメージヤーへMacintoshからAdobe Photoshopのプラグインを使って直接出力しています。曲面MPRにたいしてはXtension内部でのTIFF変換ができないために、その画像が保存されているデーターエリアに直接入ってヘッダーと画像を取りに行き、そのヘッダーから画像サイズを書き出してPhotoshopで開いた後にレーザーイメージヤーから出力しています。

つぎに動画処理した三次元画像の出力について述べます。当施設での動画の出力には2種類の方法があり、ひとつにはXtensionのモニターを直接ダウンコンバーターでNTSCに変換してVTRに送り出しています。この方法では動画ファイルができあがり次第にVTRに落とせるわけですが、Xtensionのモニター出力は表示階調を256色に圧縮して出力しているため、かなりの画質劣化をおこしています。このため時間的な余裕があるときなどは、内部の24bitカラーの画像ファイルをMacintoshに転送してDirectorやAdobe Premiere、Media 100などのアプリケーションで再編集した後にVTR出力しています。

以上のようなワークステーション、Macintosh、CT、MRIなどとの相互通信にはホストアドレスやパスワードを装置メーカーから提供してもらう必要性があります。現在のメーカーサイドの対応は自社製品のデータ保護や装置トラブル防止などの理由により、専用の転送ソフトなどを購入して使用するよう推奨されています。しかしこのようなソフトは高価なものが多く、また一方向の通信しかできないことがあります非常に不便なものになってしまいますが、インターネット上に公開されていますフリーウェアやシェアウェアなどが使えますと非常に安価で双方通信が可能となります。ただしユーザーとしては必要なファイルを消去したり、不要なファイルを書き込んだりしないように注意するシステム管理

が必要となります。

●まとめ

今回の話しでは当施設での三次元画像を運用するにあたって、出力系を中心としたネットワーク利用について述べさせていただきました。前号の画像通信でも医療画像におけるネットワーク利用法がかなり詳しく述べられていましたが、このような環境は決して複雑なものではなく、だれでもちょっとインターネットをかじればできるものだと思います。また今回のネットワークではDICOMフォーマットを一切使っていませんので、一部はヘッダー解析を必要としましたが、この問題もDICOMの普及とともに解消されると思います。現在の三次元ワークステーションの購入では接続の問題でCTやMRI、RI装置に同一メーカーのワークステーションを接続していることがほとんどだと思いますが、各メーカーのワークステーションにもいろいろな長所と短所があり、自分たちが求める一番いいと思われる機種を購入するほうが良いのではないでしょうか。そのためにも早急なフォーマットの統一を望んでいます。

●今後の課題

最近の三次元解析用ワークステーションでの研究において画像合成が行われつつあり、また標準で三次元画像合成の機能を持ったものまで発売されています。当施設でもRIでの機能画像とCTやMRIの形態画像との三次元合成を今後の課題として取り組んでおり、マーキングやスキャン位置の整合性から合成精度を上げる試みと、顔表面や骨の再構成した三次元画像から位置を合わせる試みも行っています。また単に三次元画像合成を行うだけではなく、診断的価値の高い二次元の合成画像を作成するために、一旦ボリュームデーターでの位置を合わせた後、そのボリュームからMPRでそれぞれの二次元画像を作成して合成する方法も模索中です。それぞれのモダリティーでの歪みの補正など問題点も多くありますが、このようなことを進めていくためにも各モダリティーからのスキャンデーターを一台のワークステーションに転送することが必要になります。

連絡先：京都桂病院 放射線科

〒615

京都市西京区山田平尾町17

☎075(392)3507 fax075(381)4224

E-mail : watabe@mbox.kyoto-inet.or.jp

X線CT三次元表示画像評価用テストパターンの開発

福島県立医科大学附属病院放射線部

片倉俊彦 鈴木憲二 遊佐烈 清野真也 村上克彦
遊佐雅徳 高野基信

1：目的

X線CT三次元表示画像の評価においては大きく二つの要素について勘案する必要があるものと思われた。一つはX線CT画像そのものの評価であり、他の一つは三次元画像の表示技術の評価である。これらの要素のうちCT画像自体の評価については、得られる断層画像そのものの物理的性状が三次元表示画像におよぼす影響についての検討も多く、議論も深まりつつあるものと思われるが、三次元表示技術については、一般的なコンピュータグラフィックス技術(以下CG)の流用が主であり、その評価方法も医用画像本来の目的である被写体に対する画像の忠実度という観点から見れば充分とは言えないよう思われた。特に、被写体の微細構造の描出能に関しては、X線CT装置に起因するものかCGによるものか判然としない主観的な評価となる傾向が強いものと思われた。

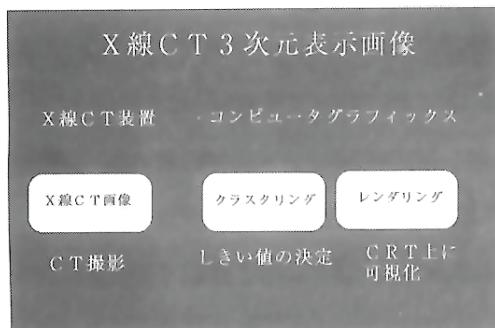


図1 X線CT 3次元表示画像構成因子

図1にX線CT3次元表示画像の構成する因子を示す。私どもは、図1のCT画像に相当する部分をテストパターンに置き換えることによって、X線CT三次元表示画像のCGのみを客観的に評価することを試みた。

2：方法

構造の明確なオリジナル画像を得るために、パソコンを用い人為的に描画したCT画像(三次元テストパターン)を作製した。更にこの画像上に正規分布を持つノイズを附加した。図2は、この実験方法を図示したものでパーソナルコンピュータで作製した画像をMTを介してTCT900Sに転送し、更にXlink50, Xtensionへと転送した。このテストパターンの、それぞれの三次元表示装置上における三次元画像を比較検討した。

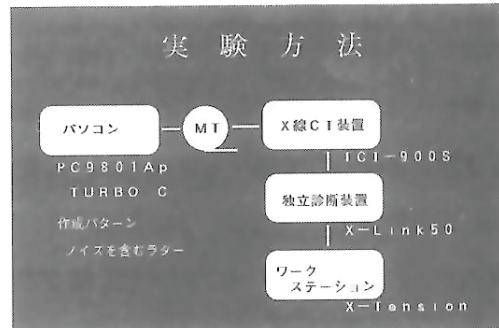


図2 実験方法

2-1 CT画像平行方向の評価テストパターン

図3は、CT画像に平行な方向の評価のために作製したテストパターンを示す。

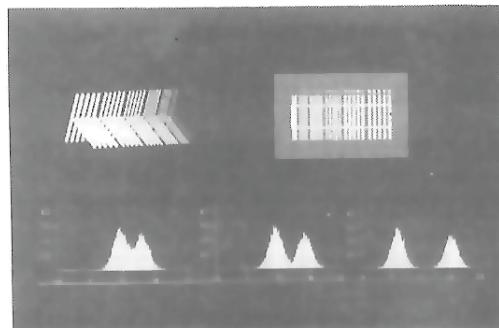


図3 テストパターン画像

このテストパターンは実際のCT撮影で得られるCT画像に相当しており、図の上段右の画像は100枚のテストパターンの中央部のものである。作製したテストパターンから得られる三次元画像は図の上段左の如くである。なお、ラダーのサイズは、1ピクセル～6ピクセルの四角柱であり、ラダーのサイズと等間隔に配置したものが直行する形となっている。また、図の下段はテストパターンのノイズ分布であり、バックグラウンドとラダーに含まれるノイズを示す。この分布は図の上段に示すROIで得られたものである。図のようにノイズ分布は、ノイズを含めてバックグラウンドとラダーが完全に分離するもの(以下分離分布)、バックグラウンドとラダーが一部重複するもの(以下一部重複分布)および分布の約1/2が重複するもの(以下1/2重複分布)の3種類であった。

2-2 CT画像直行方向（体軸方向）の評価テストパターン

図4は、体軸方向評価のためのテストパターンのMPR画像を示す。図のコロナル像からわかるように1ピクセルラインを1枚ごとに2ピクセルラインを2枚ごとにと4ピクセルラインまで配置した。なお、画像間隔は0.5mm一定とした。

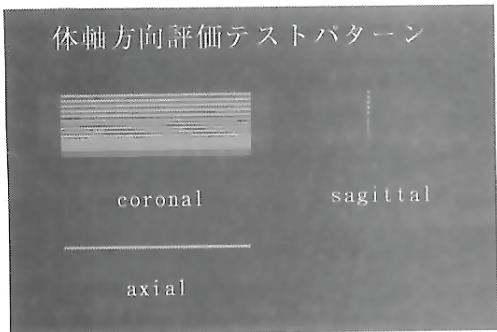


図4 体軸方向テストパターンMPR画像

3: 結果

3-1 CT画像平行方向の評価テストパターン

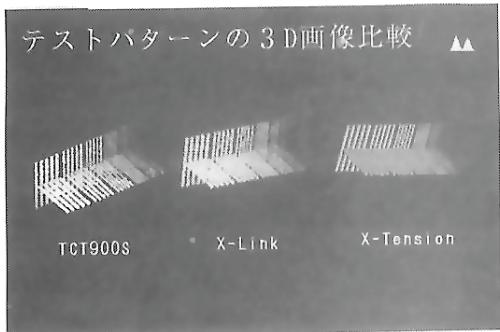


図5 ノイズが少ないときの3次元表示画像

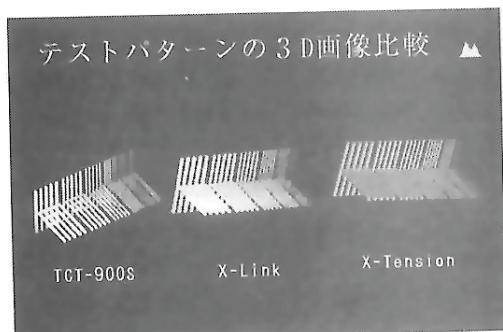


図6 ノイズが多いときの3次元表示画像

図5は、図の右上部に示すノイズ分布が一部重複分布のテストパターンより得られた三次元画像を示す。図からわかるようにTCT900Sでは全ての四角柱の存在が確認できるが、形状の把握は不十分であった。Xlinkでは形状の表現は900S

より優れるものの1ピクセルのスライス平行方向は消失し、2ピクセルのラダーの表現も不十分であった。Xtensionでは四角柱の様子が最も明瞭であるが1ピクセルの四角柱は不明瞭であった。図6は、図の右上部に示すノイズ分布が1/2重複分布のテストパターンより得られた三次元画像を示す。図からわかるようにTCT900Sでは全ての四角柱の存在が確認できるが、四角柱辺縁の凹凸が顕著となった。Xlinkでも四角柱辺縁の凹凸は顕著であり、形状の表現は図5と異なり900Sより優れるとは言い難いものと思われた。しかしながら、ラダー以外の部分のノイズは、900S比して明らかに少ないことから三次元表示画像の見易さの点では別の評価も考えられる(ノイズの三次元像が前にあると目的の場所が見えない)。また、ラダーの表現力を見ると3ピクセル以上のものでないと確実とは言えず今回の3機種の中では最も悪い結果となった。Xtensionでは四角柱の様子が最も明瞭であるが2ピクセルの四角柱は不明瞭であった。また、ラダー以外の部分におけるノイズもXlink同様に少なかった。

図7、図8は、図5、図6の画像に対し平滑処理を行った画像である。図からわかるようにノイズが少ないとときは平滑処理により細い部分の劣化が目立ち、ノイズの多い画像では平滑処理により画像は改善された。

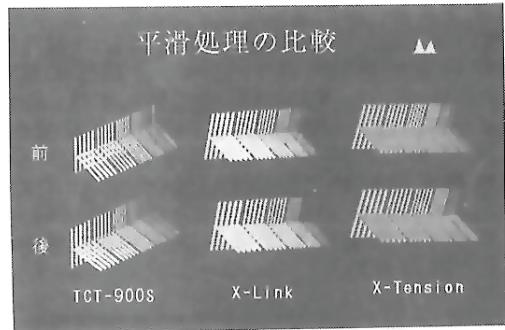


図7 図5の平滑化処理画像

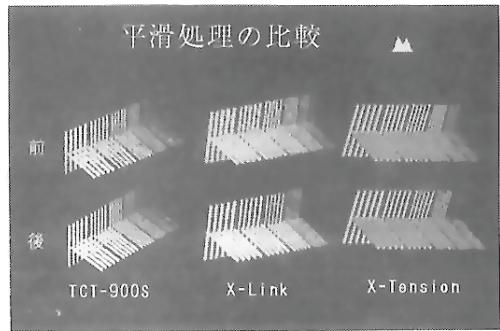


図8 図6の平滑化処理画像

これらの結果から、同一オリジナル画像に対する三次元表示画像の忠実度は表示装置によって異なる結果となり、CGそのものが画像劣化の原因となることが明確となった。また同一画像ノイズに對しても異なる結果となり、表示装置の特異性が

明らかとなった。

3-2 体軸方向評価テストパターン

図9は、異なるピクセルサイズ画像の0.2mm鉛球MPR画像による体軸方向のMTFを示す。図からわかるように同一CT画像をズームアップするだけで体軸方向のMTFが変化する。これは、三次元表示の際にボクセルデータを立方体とするために体軸方向にデータ補間を行うことによって惹起される問題と思われる。

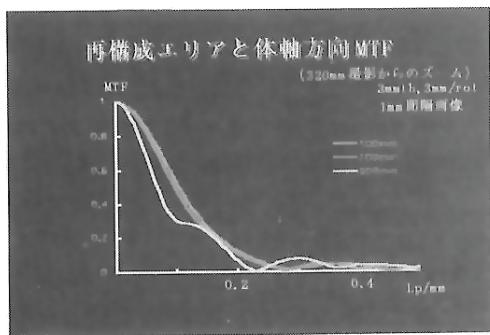


図9 ピクセルサイズの差異によるMTFの変化

図10は、テストパターンによるXlinkの三次元表示画像である。図のようにラインと周辺の中間値をしきい値とした三次元表示画像においてはCT画像平行方向評価テストパターンと同様の傾向が見られ、0.5mm間隔の画像に対しては、画像エリアが小さいほど分解能の良い三次元画像が得られた。このことから、CT撮影時のパラメータと同様に画像再構成時においてもピクセルサイズの1/2以下の画像間隔というような画像間隔とピクセルサイズの適正な関係も検討する必要があるように思われた。

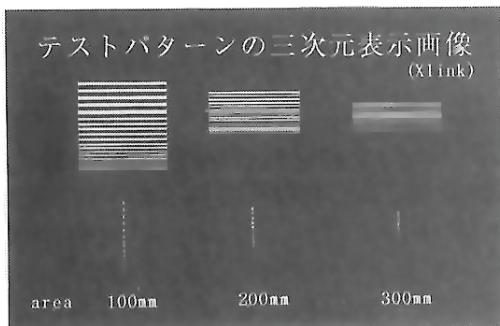


図10 体軸方向テストパターンによる3次元表示画像
(Xlink)

図11は、Xtensionにおける三次元表示画像を示す。図から、形状の描出は優れているものの、大きいピクセルサイズ画像の1ピクセルラインが消失しておりオリジナル画像のズームアップ処理の必要性が感じられた。

以上の結果より、このテストパターンによりそれぞれの装置の三次元画像の差はより客観的な

ものとなった。

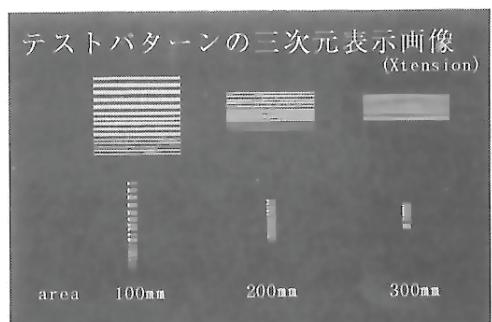


図11 体軸方向テストパターンによる3次元表示画像
(Xtension)

4: 結論

三次元テストパターンの開発により、X線CT三次元表示画像CG部の客観的評価が可能となり三次元画像表示装置のノイズ処理に対する特異性も明確に出来た。さらに、CGに起因する画像間隔とピクセルサイズの関係も明確に出来る可能性が示唆された。

パソコンによる画像再構成: CT画像再構成と特性解析

名古屋市立大学病院 中央放射線部 市川 勝弘

1.はじめに

X線CT装置は、コンピュータ画像処理の応用として最も成功した一例ともいわれ、現在の医学診断に不可欠なものとなっている。しかしCT画像の解析をするにあたっては、簡単な仕様が公開されているのみで情報不足なのが現実であり、仮に情報を得て、それを理解するに至っても、CTの再構成処理過程を実際に体験せんには、なかなか総合的な理解には至らない。これを少しでも解決するために、コンピュータシミュレーションは一つの有効な手段と考えられる。最近のパソコンの処理能力向上は、実用的な時間でCT画像再構成をシミュレートすることを可能にしており、これを利用して画像再構成処理を仮想的に構築し、CT装置の理解とCT画像特性の解析に利用することができる。以下に、パソコンレベルでのCT再構成シミュレーションの方法と、その利用例を述べる。

2.CTにおける画像再構成

2.1投影

物体のCT画像を得るために、物体の投影を測定する必要がある。物体のある断面のX線吸収係数の分布を $f(x,y)$ とする。X線入射強度を I_i 、透過した後の強度を I_o とすると、

$$-\int_s f(x,y)ds = \ln(I_i/I_o)$$

ただし、 ds はX線ビームにそった線素である。入射側と透過側のX線強度比の対数がX線通過経路に沿った吸収係数の積分値になる。図1に平行ビームによる投影の様子を示す。 $x-y$ 座標系から角度 θ だけ回転した $r-s$ 座標系を考えると、 θ 方向の物体の投影データ $p(r, \theta)$ は

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds$$

で定義される。また

$$r = x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta$$

$$s = -x \cdot \sin \theta + y \cdot \cos \theta$$

である。 $f(x,y)$ から $p(r, \theta)$ への変換をラドン(Radon)変換という。

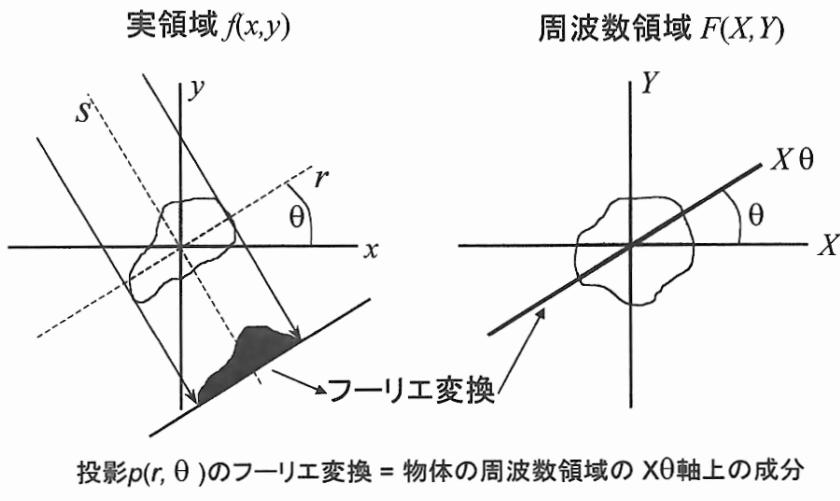


図1

$p(r, \theta)$ を物体のまわり $0 < \theta < 2\pi$ にわたって収集して、これから $f(x, y)$ を求めることが再構成である。

CTにおいて投影データ $p(r, \theta)$ から $f(x, y)$ が求められることは、投影切断面定理を用いて説明できる。 $f(x, y)$ の2次元フーリエ変換を $F(\mu, \nu)$ 、原点からの距離 $\rho = (\mu^2 + \nu^2)^{1/2}$ とすると

$$\mu = \rho \cdot \cos \theta$$

$$\nu = \rho \cdot \sin \theta$$

となり、

$$F(\rho \cos \theta, \rho \sin \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} p(r, \theta) \exp(-j\rho r) dr$$

という関係が成り立つ。図1に示すように、 $f(x, y)$ を2次元フーリエ変換したフーリエスペクトルを θ 方向で切断した断面は、 θ 方向の投影データの r に関するフーリエ変換で得られるスペクトルと等しくなる。これを投影切断面定理(projection slice theorem)と呼ぶ。

したがって、すべての方
向からの投影データを測
定して、そのフーリエ変換
を求めることにより、物
体の2次元フーリエスペクト
ルを求めることができる。

しかし、多方向からの
投影のフーリエ変換を重
ねると、 $1/\rho$ (ρ は、原点か
らの距離) に比例した密
度になってしまい(図2左)、
ここから再構成された画
像はボケた画像となる。

図2右にフィルタ補正をし
ない投影データからのシミュレーション画像を示す。このボケを防ぐためには周波数 ρ の絶対値
に比例した周波数特性をもつフィルタで補正する必要がある。

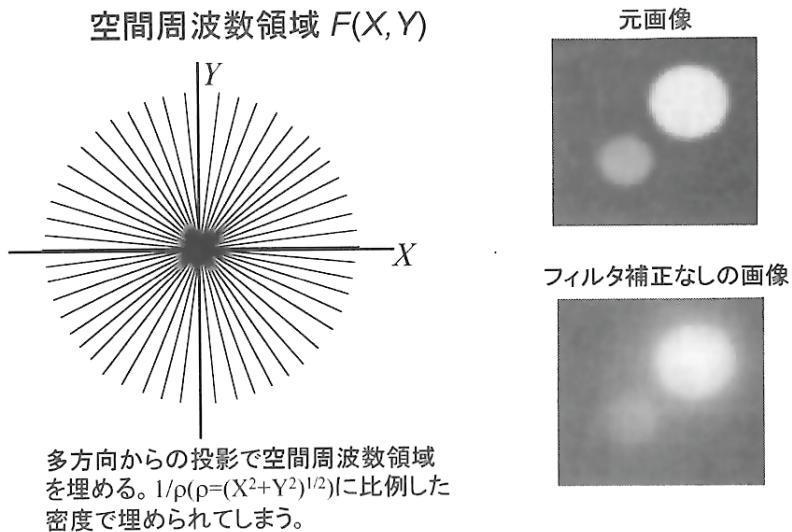


図2

2.2. 再構成アルゴリズム

CTの画像再構成法として、2次元フーリエ変換法、フィルタ補正逆投影法、重畠積分法が提案されている。重畠積分法は、フィルタ補正を重畠積分で行うものである。重畠積分法はフィルタ補正逆投影法と同じに分類されている場合もあり、現在のCT装置に一般的に用いられている手法である。図3に示すように、投影データに対して周波数領域で処理する方法がフィルタ補正逆投影法であり、実データ領域で処理する方法が重畠積分法である。

フィルタ補正に用いられる関数をフィルタ関数という。フィルタ関数は図3のごとく周波数 ρ の絶対値に比例した値をもつが、標本化された投影データでは最高周波数が限られるので、標本

化のナイキスト周波数を ρ_H として、フィルタ関数の上限を決めるのが一般的である。

図4のRLフィルタは、最も基本的なフィルタ関数である。しかし、この関数では最高周波数の部分の急峻な変化に問題があるので、SLフィルタが考案された。実際のCT装置では、この他に様々なフィルタ関数が用いられている。

2.3 ファンビームCTにおける再構成

ファンビームCTにおける再構成の概要を図5にしめす。投影は、ファンビームの中の角度 α について値をとる。平行ビームと同じく、フィルタ補正をした後、ファンビームの経路に従い逆投影を行う。投影データとフィルタ補正演算に、処理を加えることが必要であり、その点が平行ビームとの相違である。

これら投影やフィルタに関する詳細は、参考文献1に詳細が記されているので参照していただきたい。

3.パソコンによるCTのシミュレーション

パソコンによって、CTの走査及び再構成をシミュレーションするには、メモリにセットされた被写体吸収係数情報についての投影計算、フィルタリング演算及び逆投影計算をするプログラムを作成する必要がある。この場合、投影計算とはX線の通過経路に沿って吸収係数データ

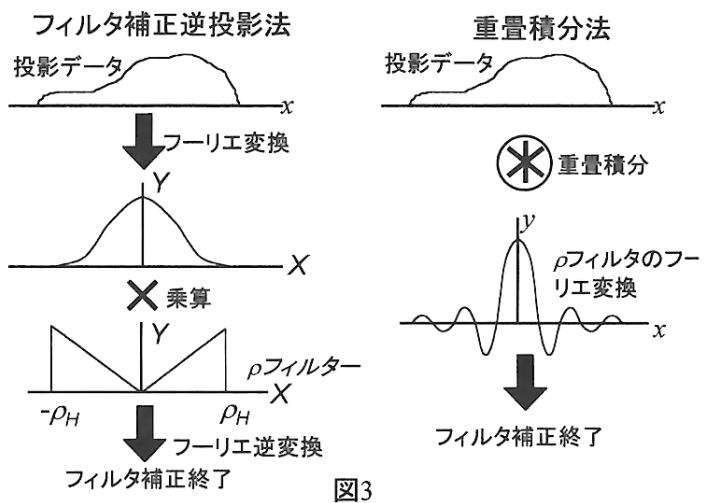
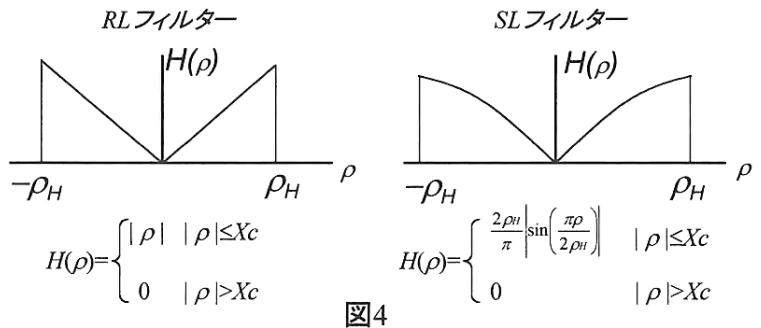
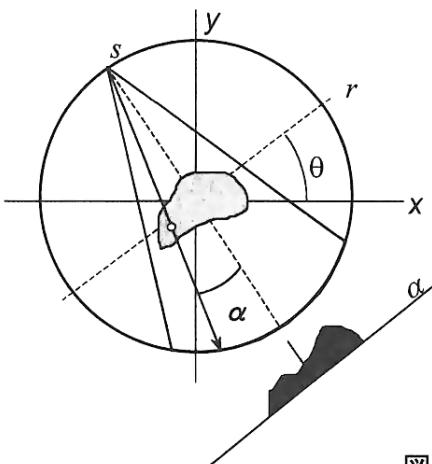


図3



ファンビームにおける再構成



1. 投影データ $\rho(\alpha, \theta)$ を得る。
 θ だけ回転した座標系での r, s への変換は
 $r = x \cos(\theta) + y \sin(\theta)$
 $s = -x \sin(\theta) + y \cos(\theta)$
 $\alpha = \arctan(r/D - s)$
ただし D は焦点-回転中心間距離
2. 投影データに $D \cdot \cos(\alpha)$ を乗算。
3. フィルタ関数に $(\alpha / \sin(\alpha))^2$ を乗算。
4. フィルタリング(重畠積分演算)
5. ファンビーム通過経路に沿って逆投影。

図5

を加算することであり、逆投影はフィルタリングされた投影データをX線の通過経路に沿って、同一データを加算していくことである。CTのシミュレーションプログラムに関しては参考文献2に詳しく説明されている。今回使用したプログラムは、この文献を参考にして開発した。

3.1 プログラム言語

パソコンでシミュレーションを実現するためには、プログラム言語を使う。一般的に大量の演算処理を高速に処理するためには、C言語等を用いることが多い。しかしC言語は、コンパイル時間やデバッグの複雑さ等のため、再構成パラメータの試行錯誤を繰り返すようなプログラミングには向かない。しかし、デバッグ等の容易性からBASIC言語となるとCTシミュレーションという大量の演算処理には膨大な演算時間を要する。そこでBASIC言語と、他の言語を組み合わせることにより、高速で開発のしやすい環境ができる。データの選択部分や1次元のデータ処理で比較的簡単なものはBASICで行い、投影演算や重畳積分演算は機械語などでつくり、BASICとリンクする。機械語の部分の開発は簡単ではないが、演算ルーチンを汎用性をもたせてパッキングして開発してしまえば、BASIC言語からパラメータを渡すだけで利用できる。こうして、あたかもBASIC言語のみで作業するのと同じぐらいの簡便性でプログラミングが可能である。

以前はこれを、IBM-PCのMS-DOS上からマイクロソフト社のQuick-Basic4.5を用いて行っていた。機械語の部分は同じくマイクロソフト社のMASM5.0によって作成した。

現在はWindows95が主流OSとなっているので、BASIC言語にマイクロソフト社のVisual-Basic4.0を用い、高速性を必要とする部分にはポーランド社のパスカル言語Delphi2.0で作成してコンパイルしたものライブラリとして用いている。

3.2 投影演算

図6に投影演算の概要を示す。配列Mは被写体データを格納するところである。投影はX線の通過経路で考えるよりも、被写体の配列要素側から考えた方が効率的である。まず、M(0,0)の角度θでの座標系の位置r,sを通常座標の位置x,yから計算し、求められたr,sから検出器のどの位置に投影されるかを示すαを求める。αから検出器用のデータ配列Dの格納番号を求め、その要素にM(0,0)の値を加算する。この処理を配列すべてについて行えば、投影を計算で実現できる。

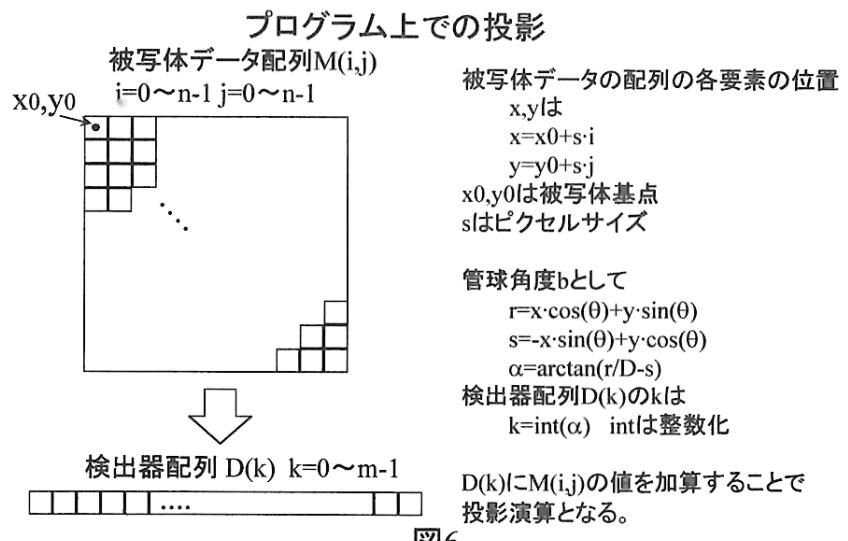


図6

3.3 フィルタ補正

図7のごとく、目的のフィルタ関数の形に応じてデータを作成した後、フーリエ変換してフィルタ関数のインパルス応答を求める。求めたインパルス応答と投影データを重畠積分して、フィルタ補正を行う。フィルタ関数は前述したRLフィルタやSLフィルタを基本として、他にはコサイン関数を乗じるなどして周波数特性を調節する。インパルス応答は、裾野がゼロに近い値に収束している必要がある。それによって少ないデータ数のデータを切り出して用いることができ、演算速度が向上する。

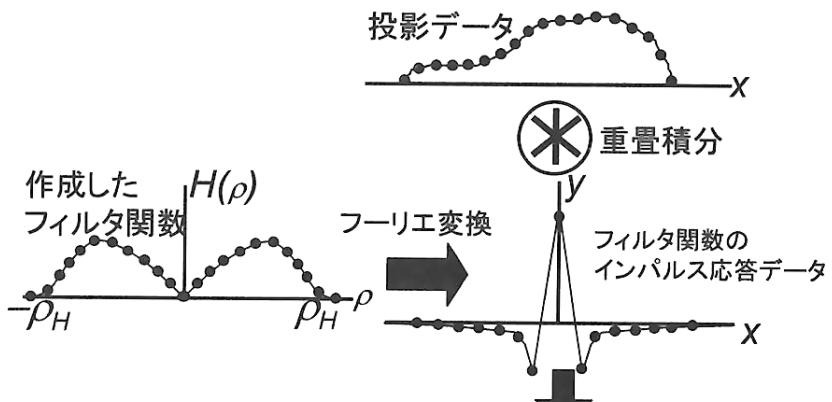


図7 フィルタ補正終了

3.4 逆投影演算

図8に逆投影演算の概要を示す。配列Gは、再構成画像の画素値を格納するものである。逆投影も投影経路から行うより、画像配列G側から行うと効率的である。Gの要素の位置から α を

求め、検出器配列D2の要素番号を求める。その要素番号のデータをGの要素に加算する。この処理を配列Gすべてについて行えば、逆投影計算を実現できる。

プログラム上での逆投影

フィルタリング後検出器配列
D2(k) k=0~m-1

投影の時と同様に再構成画像配列の各要素の位置x,yからkを求める。

G(i,j)にD2(k)の値を加算することで逆投影演算となる。

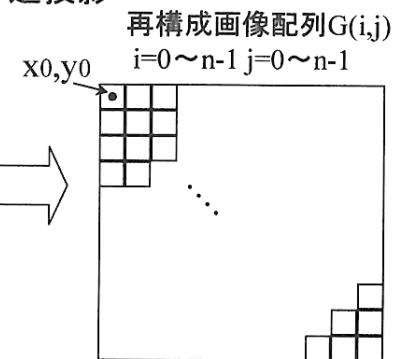


図8

3.5 画像表示

再構成された画像は、ウインドウ幅とレベルを設定して、白黒256階調で表示する。画像表示の部分も、ライブラリとして高速化することが必要である。CTシミュレーションを実用的なものにするためには、再構成途中の画像表示が役に立つ(図9)。それにはメモリにセットされた値を高速に画面に表示できなければならぬ。また投影データもグラフでリアルタイムに表示される必要がある。Windows環境になってこれらは更に効果的になった。表示された画像は

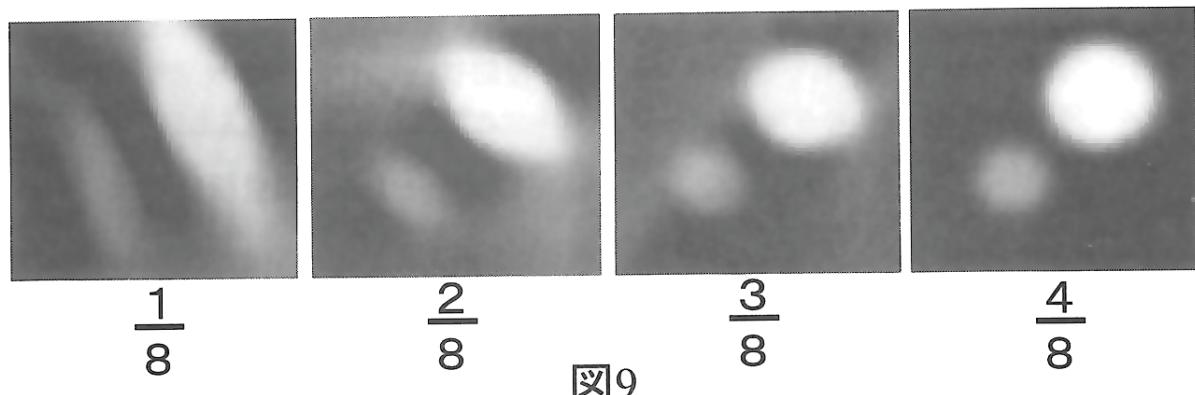


図9

OSの機能を用いて簡単にファイル化でき、後で比較に用いたりするときに便利である。

4.CTシミュレーションによる画像解析

4.1スライス厚のシミュレーション

今まで述べた、シミュレーションではスライス厚の効果が反映できない。スライス厚をシミュレーションするには、簡易的に薄層スライ

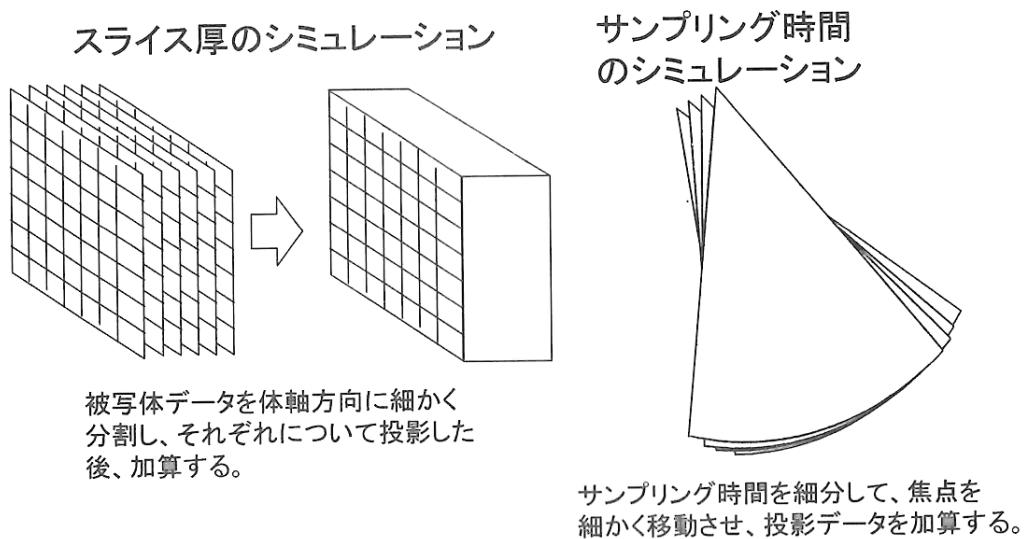


図10

スに分けてスキャンして、目的のスライス厚に合せて投影データを加算する(図10左)。例えばスライス厚の一単位を0.2mmとした場合、5mm厚は25スキャンの重ね合せとなる。この場合、被写体データも0.2mm単位で構成しておく必要がある。投影の際には、位置に対応した被写体データをディスクより読み出し、投影を行い、その投影データを加算する。

4.2焦点サイズ及びサンプリング時間のシミュレーション

CTにおける分解能は、検出器密度、投影数等に影響されるが、焦点サイズによるボケや、一投影データを取得するのに要する時間、すなわちサンプリング時間による影響も存在する。よってそれらをシミュレーションのパラメータに加える必要がある。焦点サイズのシミュレーションは、焦点と被写体位置と検出器位置から、簡易的に焦点サイズによる広がりを計算することにより行う。サンプリング時間については焦点位置を微細に移動させてサンプリング時間分を加算す

る(図10右)。

4.3螺旋状CTのシミュレーション

螺旋状CTのシミュレーションでは、寝台の連続移動と、投影データを用いた補間計算処理が必要となる。まず、被写体データを3次元的に作成しておく。

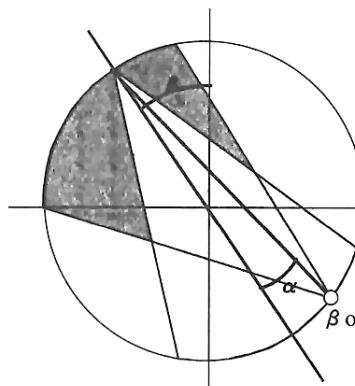
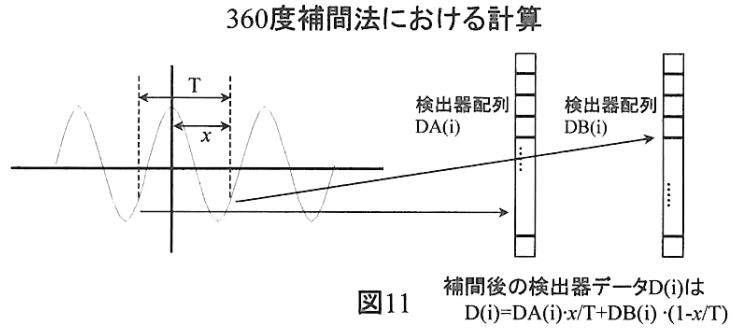
寝台移動をしながらの投影は、一

投影ごとにその時間と位置を計算して、その位置に対応した被写体データを呼び出すことにより可能となる。

補間法には360度補間と180度補間があるが、図11に示すように360度補間は計算

が単純である。一回転分離れた検出器データ配列の同じ要素番号同志を目的位置に応じた重み付け係数で加算するだけである。180度補間では図12に示す計算により対向ビーム位置を求め、図13のような複雑なデータ処理を必要とする。180度補間での補間データは、検出器の個々の要素について、対向する焦

点位置の投影ファンの中の更に対応した一要素との重み付け計算となる。重み付け係数も、対応する焦点位置により変わるので検出器の個々の要素で変化する。プログラムでは、対向焦点位置に対応した投影データを呼び出し、その中の目的の要素データを読み出す作業を



対向ビームの算出

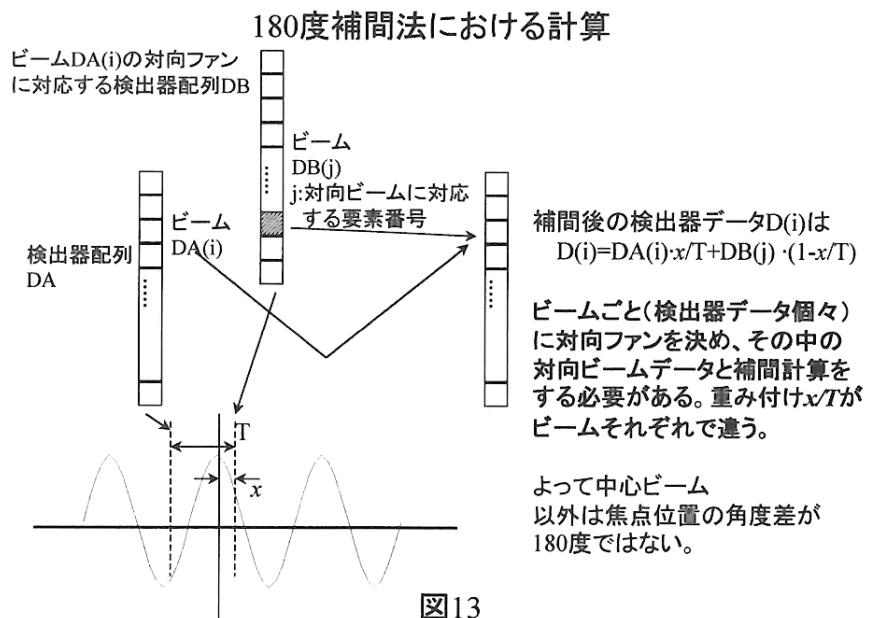
焦点角度 β 、ビーム位置 α における対向ビームの算出

対向ファンの焦点角度 β_0 、対向ファン中における目的ビーム(対向ビーム)の位置 α_0 は

β における寝台位置が目的寝台位置より前の場合
 $\beta_0 = \beta + \pi - 2\alpha$
 $\alpha_0 = -\alpha$

β における寝台位置が目的寝台位置より前の場合
 $\beta_0 = \beta - \pi - 2\alpha$
 $\alpha_0 = -\alpha$

図12



投影データの要素数分だけ繰り返す必要があり計算に時間要する。

5. シミュレーション画像

5.1 フィルタ関数

図14は、フィルタ関数の違いによる画像の変化である。この検討はあまり意味のあるものではないが、実際に自分の作成したフィルタ関数がどの程度の画像を作るか確認できるだけでも効果は大きい。ま

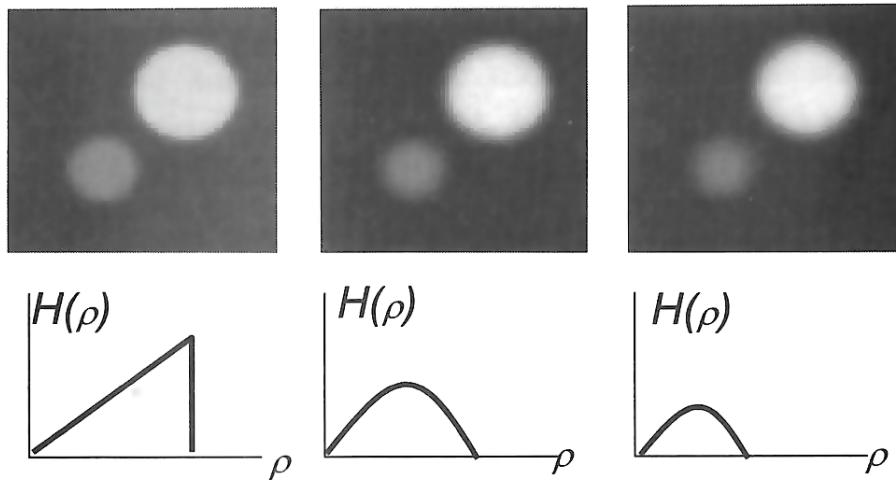


図14

たRLフィルタやSLフィルタを試すことにより、投影データを素直に再構成し、周波数処理をほとんど加えない場合の画像の程度を把握できる。

5.2 動きのシミュレーション

被写体の動きの影響を調べる時に、かなり厳密な影響を調べるのでなければ、シミュレーションは有効である。

動きの種類による画像の変化

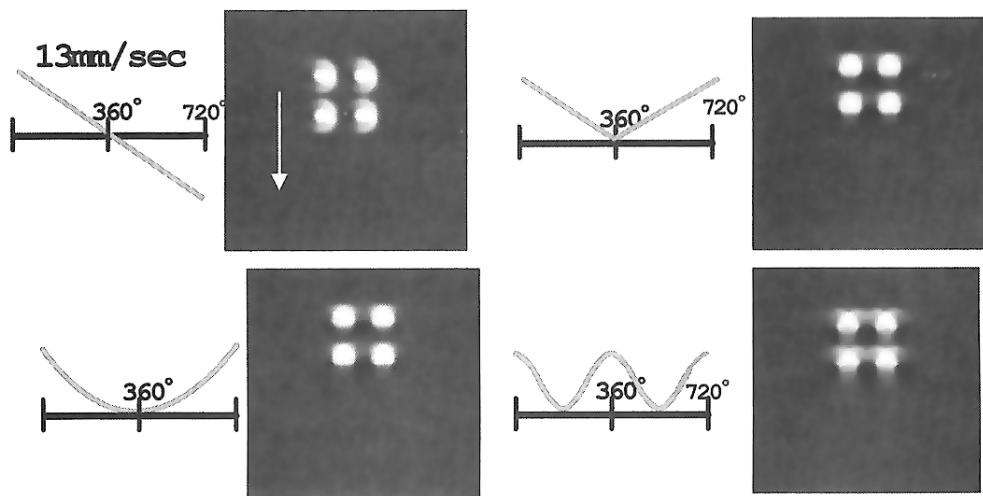
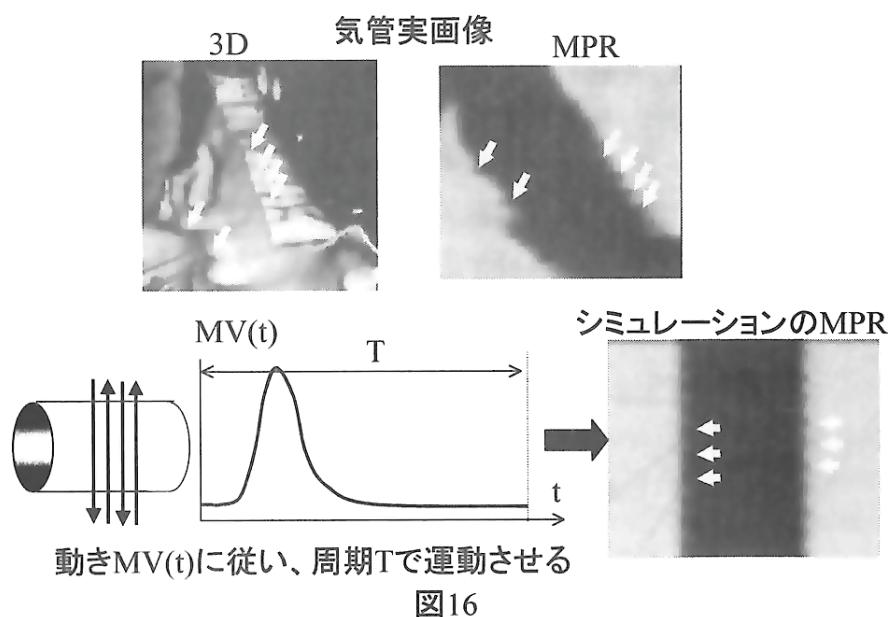


図15

図15は螺旋状CTにおいて様々な動きに対してどのような画像を呈するか調べた結果である。実際のCTでファントムを再現性よく複雑に移動させることは困難であるが、シミュレーション上では容易である。動きをプログラミングされた被写体を、一投影ごとに呼び出すだけである。図16は心臓拍動の気管への影響を調べた結果である。実際のCTで、3D画像に現れた現象の鑑別に役立った。図17は、最近話題のCT透視の特性の検討結果である。一定速な針の動きをシミュレートして、画像表示時点と実際の針先との誤差を画像上で分かりやすく表示した。



表示画像と実際の針先位置(白点)

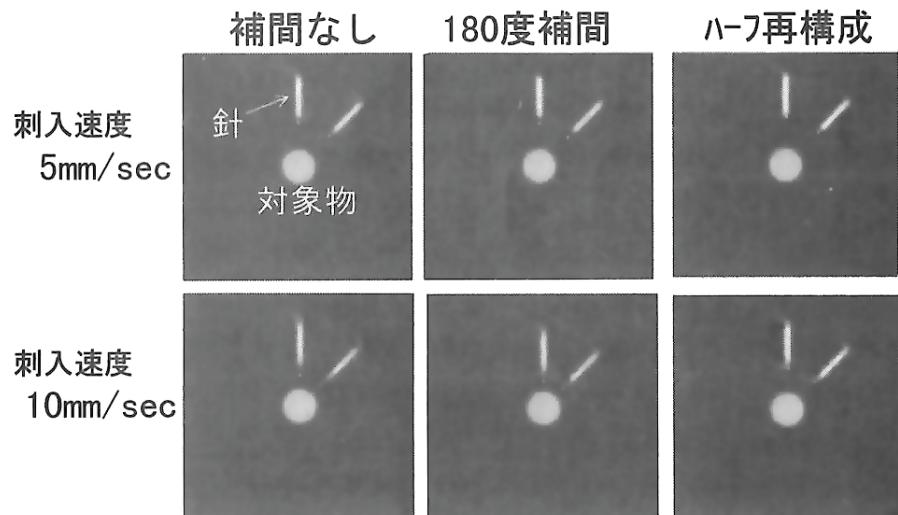


図17

5.3螺旋状CTにおけるスライス面の解像度の変化

螺旋状CTでは、体軸方向の特性変化について多くの研究がされてきているが、スライス面における解像度の変化についてはほとんど報告されていない。180度補間を用いる場合、周辺部の被写体では、焦点との相対位置が異なる投影データ同志を演算する。これは焦点による

ボケや、サンプリング時間中の回転移動によるボケの度合いが違うデータ同志の計算であり、このことと重み付け計算の係数変化が複雑に絡み合い、スライス面の解像度を変化させる。この影響を分析するには、それぞれ考えうる影響因子を個別に調べることにより、解析が容易となる。シミュレーションでは、焦点サイズを0mmしたり、サンプリング時間を0secしたり、対向ビームの計算パラメータを変化させることができ、それらにより再構成された画像や投影データを解析することができる。図18は焦点サイズ、サンプリング時間を変化させて、仮想ワイヤーファントムをスキャンして、そのMTFを測定した結果である。それぞれの因子の影響を調べることにより、スライス面解像度の変化の原因が明らかになった。

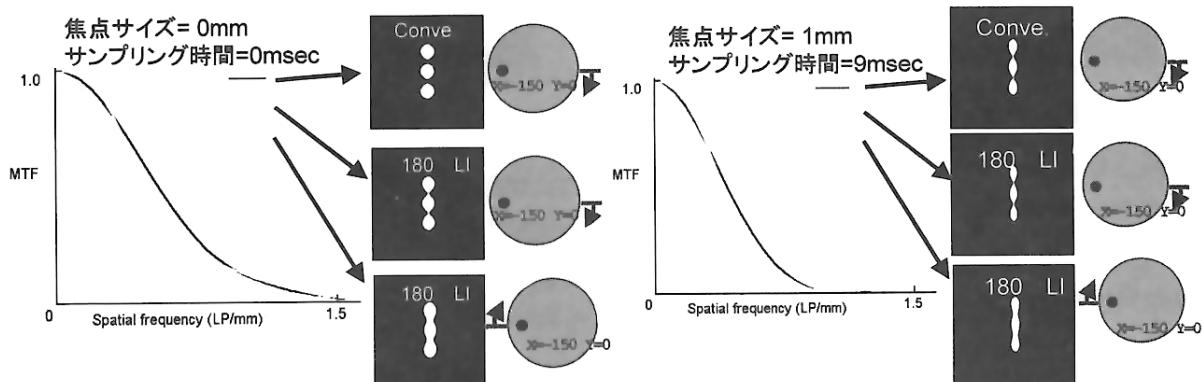


図18

6. 最後に

実際のCTでは、連続X線によるX線透過を扱うので、散乱線や線質変化等の画像への影響が避けられない。シミュレーションでは、理想的X線透過状態を仮定していて、散乱線や線質変化の影響が含まれない。このことは、CTの特性検討において誤差要因を除いた検討を可能にし好都合である。しかし反面、シミュレーションによって、解析可能な特性が限られることになる。しかも今回のような基本的なプログラムにおいてのCTシミュレーションは、物体へのX線投影を強引に数値化してプログラムするため厳密な意味での理想的X線透過のシミュレーションとはなっていない。よって用いるシミュレーションプログラムの欠点や限界をよく把握して使用する必要がある。

パソコンによるCTシミュレーションは、CTの画像再構成を非常に身近なものにし、使い方によつては、CTの画像特性検討に有用であることが、実際に使用してみて感じられた。最近では、CPUのクロック周波数も200MHzを超えるレベルにあり、数値演算コプロセッサの速度もどんどん向上している。よつてシミュレーションも、より複雑なパラメータを加えることが可能になるであろう。今後、螺旋状CTにおける補間法や3D画像のアーチファクト軽減策等の検討にも利用可能であると考えられる。

7. 参考文献

- 1) 斎藤恒雄：“画像処理アルゴリズム”，103～122，近代科学社，(1993)
- 2) 河田 聰, 南 茂夫：“科学計測のための画像処理”，221～236,CQ出版,(1994)

パソコン(PC-98)による 画像処理ツールの作成と 教育への利用

京都医療技術短期大学 向井 孝夫

1. はじめに

近年、パソコンによるグラフィックスや画像処理技術は広い分野で活用されており、医用画像においても日常臨床に非常に多く利用されています。また、CCD,VTR、メージスキャナ、デジタルカメラ等からの画像入力や高解像力CRT、カラープリンタ、スライド作成機など画像周辺機器も至れり尽くせりで、パソコンユーザーは今更、画像処理・表示ソフトを一から作成して実用しようとすることはまずないのではと思われます。

私が平成元年に現職場に赴任した時、コンピュータといえば 640kB,40MB-disk のスローで飾り気のない PC-98 のみで、充分な画像教育に対応できる機種はありません。今日の画像診断時代の教育に対処するには、臨床現場で使われているような画像ソフトを備えた高性能な処理装置の必要性を感じましたが、それがないのならまず初歩的な処理でも基礎的理解に役立つ何かをと思い、付属の PC-FORTRAN(NEC)コンパイラによりいくつかの粗末なプログラムを作成しました。画像マトリクスが小さいため、核医学画像を念頭においておりますが、シミュレーション的には X 線 CT 等の画像にも対応できなくはありません。本稿では最新の処理技術の紹介ではなく、細々と利用している昔ながらの画像処理の一端を紹介します。

2. 核医学画像と処理装置の変遷

ここで画像処理（特に核医学画像；本誌「画像通信」では殆ど RI 画像については触れられていないようですので）の遷移について私の経験を交えて少し述べてみたいと思います。

シンチスキャナから得た生体内 RI 分布のデジタル表示は 1960 年代の終わりから米国で試みられました。核医学画像は γ 線計数値の分布像です

から元来デジタルであり、濃度の量子化は必要なく、分布位置のデジタル化のみでよいという点で計算機処理の対象とし易いこと、また低画質（低分解能、高ノイズ）を改善したいという要望、および RI 診断の特徴である動態データから臓器機能パラメタを抽出したいという要求から早期よりコンピュータの利用が考えられていました。

私が初めて計算機を使ったのは 1970 年で、新設された京大大型計算機(FACOM-230/60)センター利用のバッチ処理からです。1 日に数回、IBM カードの束を抱えて往復する自転車バッチです。FORTRAN を使用しましたが普通の数値計算ではなく、ボスから指示された RI 画像処理でした。内容は γ カメラの x,y 位置信号を 1600ch. の PHA でデジタル化して得た 40x40 画像データやシンチスキャナからのデータの雑音除去、復元化など、いわゆる「コンピュータシンチグラム」の作成です。画像は 120x80 に内挿し line printer による文字の 2 重打ちで表示しています(図 1.a)。

それから数年後、ほつほつ現れたミニコンは Disk なしの 8kW 程度のものです。紙テープ(外部メモリ)の切り貼りやデバッグに長時間を費やし、ミニコンとは何と不便なものかと思いましたが、後の DOS(HP-2100A;16kW)の使用でその印象は一変しました。僅か 16kW ですから今日のパソコンとは桁が違いますが、DOS による労力の軽減は画期的です。それを用いて当時話題になり始めた X 線 CT の再構成を多くの人と共に検討しました。

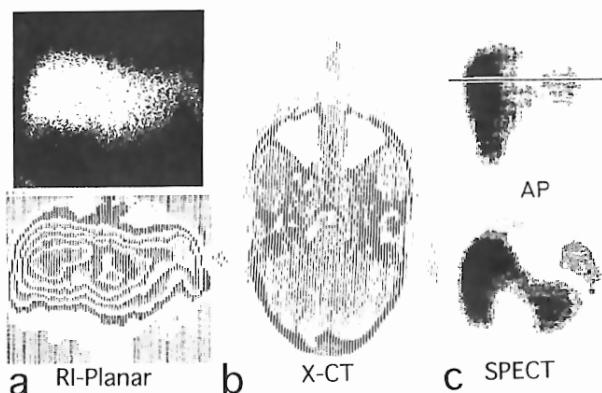


図 1. a. 1970 年頃の computer scintigram. 平滑化後の逐次近似法による鮮鋭化像(40x40 を 120x80 に内挿表示) b. FT 法によるファントムの X 線 CT(1975) c. 患者回転椅子を用いた FBP 法による SPECT.

図1.bは細くコリメートされたペンシルビームのX線とNaI(Tl)カウンタを用いて得た回転台上に置かれた治療用頭部ファントムの最初のX線CT像(1975年)です。再構成法は最も基本的な2D-Fourier変換(FT)法を用い、まだCRTがないためプリンタ(文字)表示しています。しかし、同年に本邦初のCTスキャナ(EMI-1000)が東京女子医大に導入されたため、こんな悠長なことをやっている場合でないと思いX線での実験を中止し、RI-CT(SPECT)の検討に切り替えました。少し遅れて京大にも設置されたEMIスキャナでは、付属のEclipsを用いて、Dual Energy ScanによるTomochemistry(物質の実効Z番号、電子密度像を算出し、 μ 分布以外の情報を得る)や病巣の辺縁抽出、脳室容積測定などを試みました。

RI画像では蓄積型CRTを備えた24kWのNOVA(R-DOS)を借用して、FT法および重畠積分法(FBP)によるSPECTの性能(感度、分解能、雑音、吸収など)を検討し、患者回転椅子を作成して臨床SPECTを始めました(図1.c)。また、動態画像から種々のfunctional画像の構成などを行っていながら、それまでは遊びだと思っていた核医学のコンピュータ利用が実際に臨床に役立つものだということを、その頃初めて実感した次第です。これで完全に大型計算機のバッチ処理とは縁が切れました。数年して待望のイメージメモリを備えたカラー画像表示可能なDECのPDP-11/60(RT-11)が購入され、以前のプログラムを移植したり、雑多な臨床用プログラムを乱造したりで最も長いつき合いとなりました。RI以外の画像では骨塩定量画像作成やX線CTとのfusion、CCDカメラ像の入力、また後のFCRの導入時にはデータをMTより得て周波数処理の真似ごとなどをしました。

SPECTプログラム作成から4,5年後にやっと検出器回転型カメラ(Maxi-400T;GE)を我が国最初に使う(借用)機会を得て本格的な臨床利用を始め、任意断層面SPECT、ECG-同期SPECTの構成やtransmission CT用平面線源を取り付け吸収、散乱補正などの検討を行いました。後にKarolinskaのPDP-11に精通した研究者(S.Larssonら)作成のSPECTプログラムをインストールしましたが、それは高速処理や操作性など非常に良くできたプロ

グラムであり、ハードは同じなのにソフト次第でこれほど違うものかと驚かされました。その他あれこれ検討は試みましたが元来の面倒くさがりやで、一応の結果が出ても学会発表程度できめ細かい詰めの効いたstudyをやらない。つまり論文にまで仕上げないので当時のボスによく怒られたものです。

それから4,5年後、パソコンが出回り始めましたが、画像表示やon-lineデータ収集可能な慣れ親しんだPDPから離れられず、あまり利用しませんでした。しかし、年々、パソコンの機能が向上し、そのうちミニコンを追い抜きました。数年前、数千万円で購入したコンピュータは今ではそれ以上の性能を持つものでも数十万円で入手できる時代になったのです。やがて、さらに強力なUNIXとX-Windowを採用したワークステーションが登場し、 γ カメラやPETスキャナ、また他の医用画像器機に接続されるようになり、今日に至っています。WSの信じられないくらいの高速処理能力には誰もが仰天したのではないでしょうか。

3. 画像処理実習ツールの作成

話が迂回しましたが、このような時期に全く不似合いな職種に転向した私は素朴なMS-DOSのPC-981台で何をしたらよいか思案しました。まあ、主な担当科目が放射化学とRI検査技術ですから、ワープロ程度ができれば敢えてパソコンとつき合う必要もないと安心していたのですが、卒業実験なるものを1度に5班も持たされたので一部を波形、画像のお遊びやトレーサ動態解析などで消化できればと思い、しかたなく以下のような学習用プログラムを用意しました。

<もっとも、現在は本学にもWS等を用いてもっと高尚な画像研究、教育をしている教員が數人おりますのでご安心を>

コンピュータの機能を充分に発揮することが出来ない私のような素人にとって、パソコンによる画像処理で最も問題なのは、メモリー制限と画像表示法です。C言語やグラフィックス機能を用いれば、ファイル処理や表示等にもっと気の利いたものが出来るらしいのですが。

16bitパソコンですからFORTRANの実行可能

メモリは原理的に上限(32kW;64kB)があり、数値計算は厳密な誤差を気にしない限り殆どことは出来ますが、画像となるとそうはいきません。128x128の整数配列なら32kBでOKですが、実数なら64kB、複素数なら128kB占め、memory overflowです（どなたか何かよい方法を教えて下さい）。従って、RI画像のような小さなマトリクスの画像の処理には対応できますが、大きな画像では実行時のデータのファイル操作で凌いでいます。

もう1つの問題は画像表示です。ここではFORTRANシステムサブルーチンの"PSET(x,y,c)"というCRT上の位置(x,y)に任意のカラー(c;8色)の点を1つ表示する機能のみを用いて画像表示用サブルーチンを作成し、種々のプログラムからCALLしています。濃度は10または17レベルで1画素を3x3、または4x4のカラードットのパターンで構成し、2色(Gray), Rainbow, Ironカラー, 3D(鳥観図)が選択できます。

Excel、NIH-Imageなど既製の高級ソフトを使えば高度な処理が迅速、鮮明に実行できますが、幼稚なプログラムでも一から自作することは実習教育には有意義であり、利用法に合わせて修正も自在ですから最初からスマートに作る必要はありません。基本的な画像処理実習のためのツールとして作成したプログラムは以下のようなものです。

- 1) シミュレーション・ファントムの作成
- 2) ノイズ発生、加算(白色, Poisson, Gauss)
- 3) 画像間の四則演算、相関
- 4) 画像表示(10/17レベル, 2~6画像/画面)
(2色(Gray), Rainbow, Iron, 3D(鳥観))
ROI処理(平均, SD), プロファイル
- 5) 1D, 2D重畠積分、逆重畠積分
- 6) 1D, 2D-Fourier変換(FFT)
- 7) 画像回転、移動、座標変換(極・直交)
- 8) 各種フィルタ作成(CT用、Planar用など)
- 9) 画質操作(統計雑音加算、ボケ(任意FWHMのGauss分布によるBlurring)、鮮鋭化、復元、平滑化、辺縁抽出、Laplacian, Gradient)
- 10) FFTを用いた波形、図形の周波数処理
- 11) X-CT, SPECT投影データ(Signogram)の作成
64x64x64の実測データより、および

シミュレーション・ファントムより
(透過型、放射型、任意View数、吸収、散乱、線束の広がり、統計雑音加算、画素サイズ、減弱係数などの指定)

- 12) CT(SPECT, PET)再構成(2D-FT法、FBP法)
(任意フィルタ, 180/360°Scan、吸収散乱補正、Fan-Para.変換(ファンビーム、ピントホールCT))
- 13) 非線形曲線近似を用いたトレーサ動態解析
- 14) NIH-Image, Photoshopのためのファイル作成

なお、 γ カメラ(Scinti-Pac(島津)、HARP(日立)からPC-98への画像データ転送にはメーカー作成のI/F-programを利用しています。

それではごく基礎的な処理ですが、それらを適当に組み合わせると、かなり多種にわたる画像に関する実習、演習に対応できます。

4. 画像実習の実際

学内実習では非密封RIが使い難い環境上、シミュレーション実験が中心になりますが、

- 1) 1D波形を用いてデータサンプリング法、ノイズ(S/N)、フィルタリング(周波数処理、重畠積分、逆重畠積分)、相互相関、自己相関。
- 2) 2D画像については空間サンプリング法、Fourier変換、逆変換、2Dフィルタリングによる画質改善、特徴抽出、解像力(FWHM, MTF), S/N, ROC, 部分容積効果(PVE)、輪郭抽出、画像情報量などの評価。
- 3) CT再構成についてはFT法とFBP法との比較、Pinhole-SPECT, View数, filter特性, Artifact, 吸収、散乱に関するシミュレーションやファントム実験。
- 4) その他、 γ 線エネルギースペクトルの改善、Dual Energy X-CT Scanによる画像操作、骨塩、脂肪の定量、PET, SPECTデータのコンパートメン解析による生理学的パラメタの算出。

などに関する学習を行ってきました(図2~17)。画像のシミュレーションでは普通、ファントムの作成、ボケの重畠、ノイズの加算によりデータを作り、様々な処理の練習を行うのが普通です。使っているのはFORTRANのみですから新しい知識なし

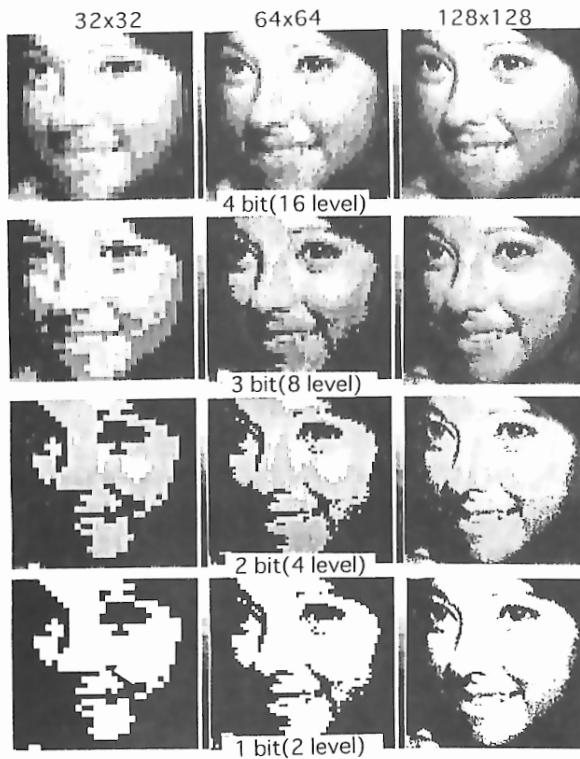


図2. 空間サンプリング($M \times N$), および濃度の量子化(Q)の異なる画質の観察. 最大情報量= $M \times N \times Q$ bits.

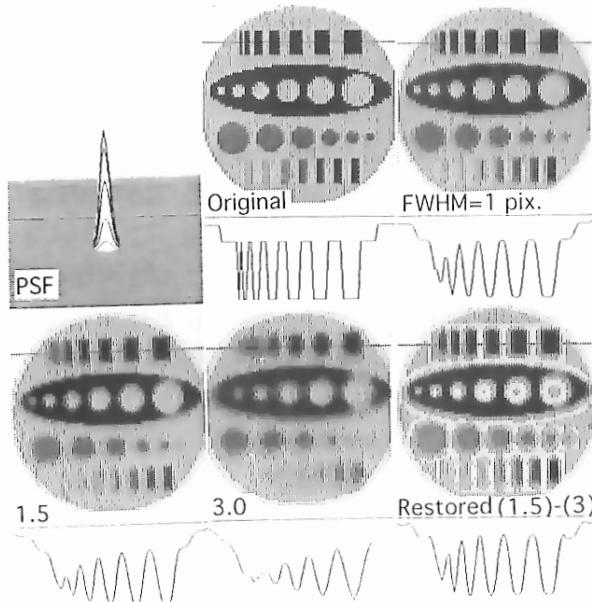


図3. Simulated phantom(test chart)のボケから得る近似的 MTF の測定と復元化の例.

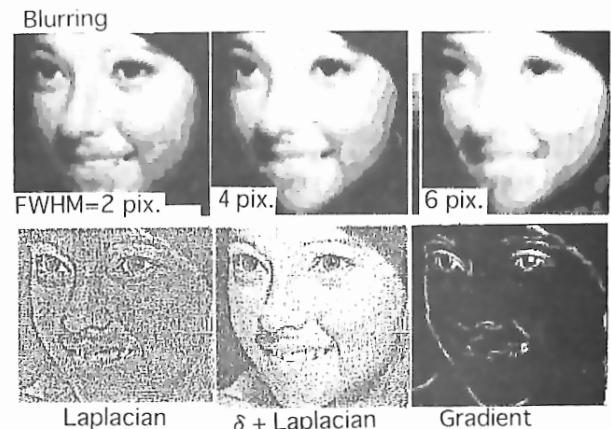


図4. 画像のボケ(LSFを $\sigma = 0.85 \times \text{FWHM}/2$ のGauss分布に近似)とLaplacian, 鮮鋭化(Laplacian+ δ), およびGradient画像の例.

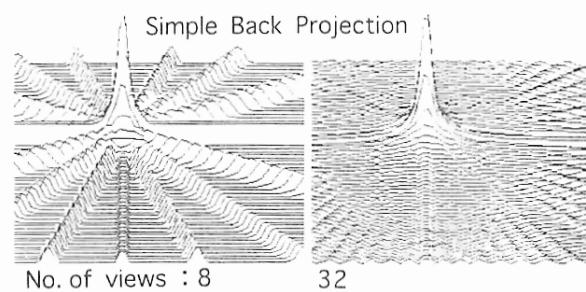


図5. 単純逆投影による点のCT再構成像. データ数を増やしても距離に反比例したボケが生じる.

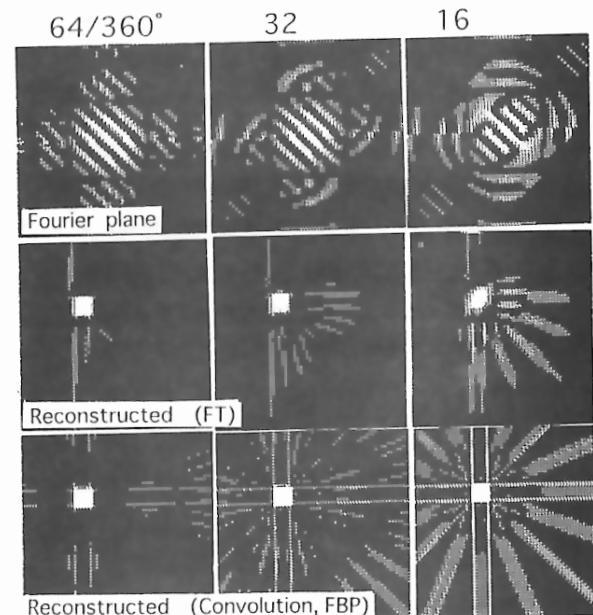


図6. Fourier変換法(FT)と重畠積分逆投影法(FBP)によるCT(SPECT)再構成. 投影データ数による比較.

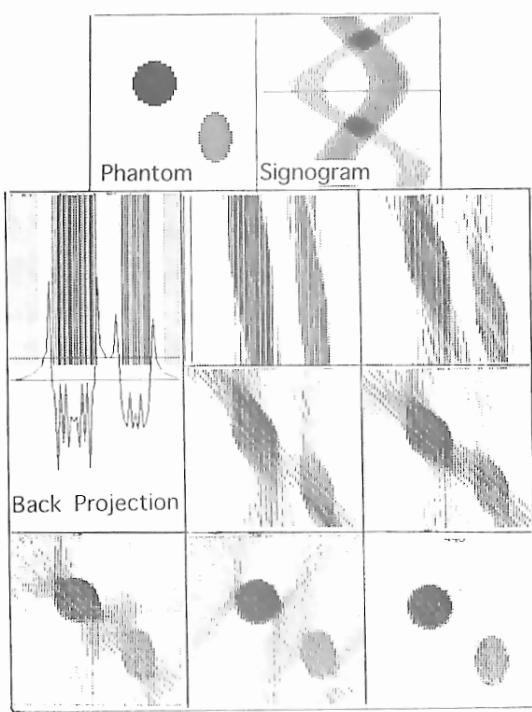


図 7. FBP 法による逆投影の加算の過程(180° で完了).

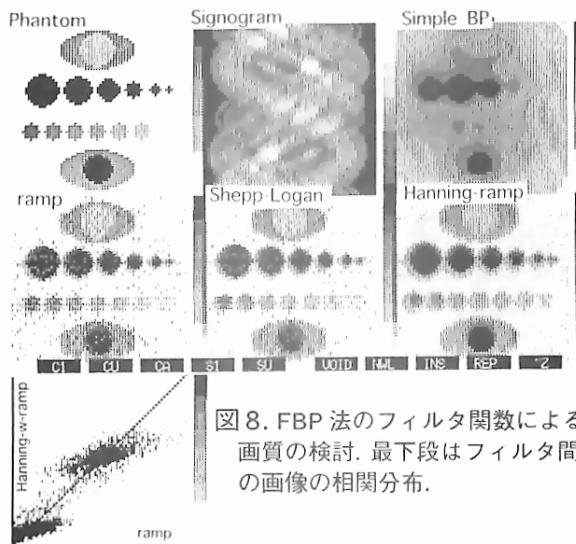


図 8. FBP 法のフィルタ関数による画質の検討. 最下段はフィルタ間の画像の相関分布.

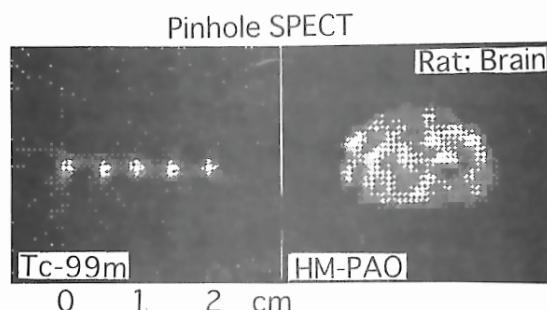


図 9. Pinhole SPECT. 投影データの Fan-Para. 変換後の再構成像. 2mm 以下の分解能(FWHM)を得る.

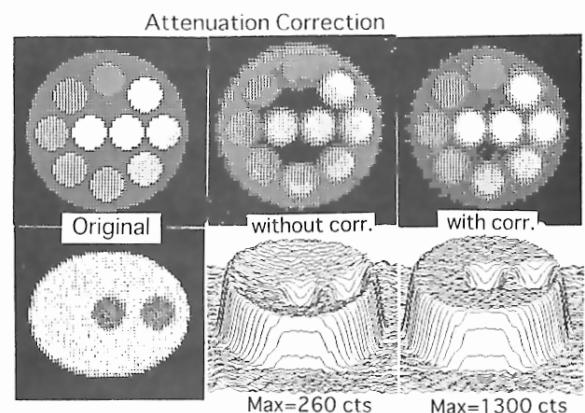


図 10. SPECT における γ 線減弱の補正の例.

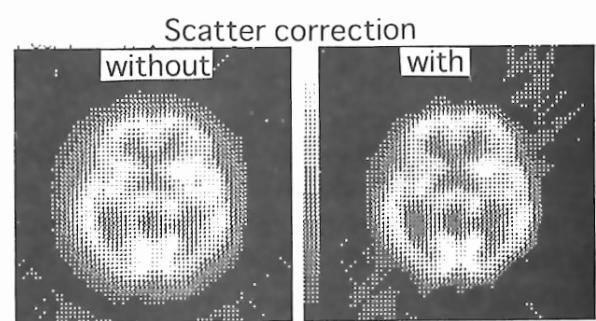


図 11. SPECT の散乱線補正の例. Fourier 変換を用いた投影データ p の deconvolution. $p = t * (\delta + s)$ より、
 $t = F^{-1} [F(p)/F(\delta + s)]$. t : 真値(補正後), s : 散乱特性.

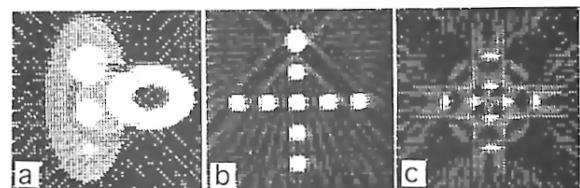


図 12. CT(SPECT)-Artifact のシミュレーション.
a. Ring 型(検出器感度の不均一性). b. Streaking(極端な高濃度線源). c. 回転中心のズレ.

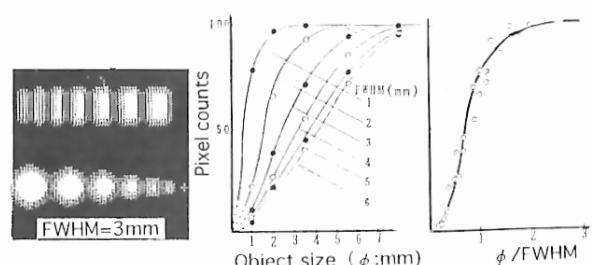


図 13. 部分容積効果(PVE)の観察. 被写体サイズが分解能(FWHM)の 2~3 倍になると PVE は無視できる.

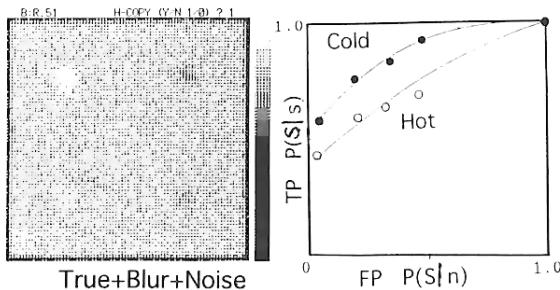


図 14. ROC のシミュレーション。種々の濃度、雑音を持った simulated phantom の Hot/Cold(100 枚づつ) の検出能の比較(複数観察者の平均)。

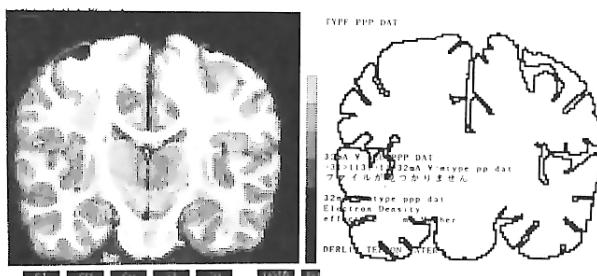


図 15. 輪郭(灰白質の外壁)抽出の例(CCD カメラより得た脳の切片)。

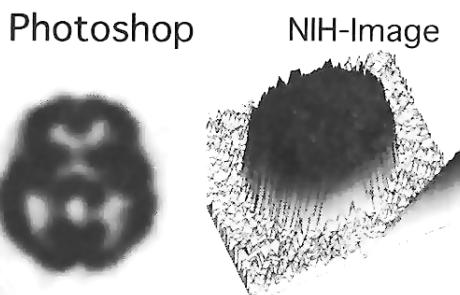


図 16. Photoshop, NIH-Image へのファイル転送。

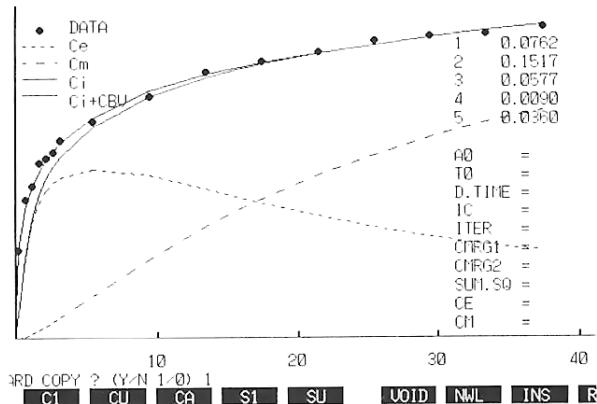


図 17. 動態 FDG-PET の ROI データの非線形曲線近似による compartment 解析(5-パラメタの探索)。

で思いつくままに新たなプログラムが作成でき、学内実習程度にはまだまだ当分使えそうです。

5. おわりに

お粗末な画像処理ソフトを道具とした学習の紹介で失礼しました。今日の 1GB-Disk でも満杯になるほどの膨大なソフトの詰まつたパソコンの普及を見たり、いざれ UNIX をも登載した PC 時代になると聞くとそれだけで頭が痛くなります。MS-Office, NIH-Image, Photoshop などの機能には感服しますが、氾濫するソフトの収集に追いまくらていると、その使い方をマスターするだけで精一杯で、工夫するとか創造しようとする習慣がなくなるのではと心配もします。コンピュータは使われるより使えとよく言われましたが、程度はどうであれ自分の命令通りに動くことが快感であり、そうでない時は、さらに努力するか諦めるか自分次第です。コンピュータも馬鹿とハサミと愚妻のようなもので、どうしてもこのように使わねばならないという決まりもありません。と自ら言い聞かせて開き直っていますが、医療現場で忙しくされている人からは「もうそんなんのんきな時代ではない」と叱られるかも知れません。実際、今日の医用画像工学は画質の改善・評価、ファイリング、データ圧縮、format 変換、通信、動画操作、3D 再構成・表示など難しい課題が山積みです。また、画像の特徴抽出をコンピュータの力を借りて行なおうとする研究が究極の目的である自動診断を目指して行われています。コンピュータの記憶量と高速再現性は遙かに人間を越えており、あとは超難題の専門医のパターン認識のニューラルネットワークを越えるか、完全に模擬することなのでしょうか。何年かかるか(100 年?)今後の健闘を祈ります。私は傍観させて戴きます。

(参) PC-98 による X 線、X 線 CT、MRI 等の画像処理については文献を参照下さい。私の program より遙かにスマートに作成されています。

文献：医用画像処理編集委員会.編：医用放射線技術実験「医用画像処理」，共立出版，1995.

再びコントラストについて

広島県立保健福祉短期大学 滝川 厚

“コントラスト”という言葉は日常よく使われる言葉ですが、その内容は複雑で、定義を明らかにしておかないと話がかみ合わなくなることがしばしばあります。

画像の品質を知るために、画像の調子（コントラスト）のほかに、シャープさ（鮮鋭度）やざらつき（粒状度）などを評価する必要があります。鮮鋭度は MTF が高いほど、粒状度は Wiener spectrum が低いほど良いと言えます。しかし、コントラストについては高すぎても低すぎてもダメで適切な範囲があるという特徴があります。そして、コントラストは最も基本的な画像の要素だということができます。なぜなら、コントラストがなければ画像を画像として認識できないからです。一般写真で色画用紙のようなベタ塗りの被写体を撮影したり、X線写真でアクリル板のように均質で厚さも均一なものを撮影した場合には、被写体コントラストがありませんから、できあがった画像を見ても何をうつしたものかわからないでしょう。

上に述べたように“コントラスト”は画像にとって大事な情報であるにもかかわらず、いろいろな人がいろいろに定義をして使っています。学会発表でもどのような意味で“コントラスト”という言葉を使っているのかわかりにくいことがあります。私の知っている限りでは、radiographic contrast、radiation contrast、subject contrast、object contrast など、いろいろな“コントラスト”についてその定義を明確に示しているオーソライズされた文書は ICRU report 41、Appendix B しかないといます。これは増感紙/フィルム系の MTF の概念と測定法について書かれたものですから、デジタル撮像系のことは含まれていません。デジタル系では X 線の検出、画像処理、画像表示を別々のコンポーネントで行うため、最終画像の“コントラスト”はアナログ系よりずっと複雑になります。画像通信 Vol.18, No.1 の「X 線写真コントラストについて」の中で吉田 彰先生はデジタル系も含めた一定の提案をされています。その内容についてはさらに検討が必要かもしれません、放射線画像の研究を進めるために、できるだけ早い時期にデジタル系も含めた用語の統一が必要ではないでしょうか。

シカゴ通信

シカゴ大学 放射線科 カートロスマン放射線像研究所

石田 隆行

私がシカゴに来て、早くも3年が過ぎた。ここは、多くの点で日本とは違う。自然環境、食生活、言語、そして私の場合は職業も変わった。そんな私が経験したシカゴについて、あれこれと書いてみようと思う。

シカゴは、北米大陸の中部（北東部）に位置するイリノイ州最大の都市である。アメリカ第3位の大都市であるが、シカゴから西側にしばらく車を走らせると、永遠に続くかと思うほどの広大な平原地帯もある。アメリカらしさがよく残っている素晴らしい州だと思う。気候は内陸性で、気温の変化が激しい。これは、社会の授業で習ったことではあるが、一度体験すると忘れられない。一晩で、気温が40 degree (摂氏20度) 近く変化することがある。四季は一応あるが、春秋はとても短い。だいたい、一年の半分が冬で、夏が3ヶ月ぐらい、春と秋で3ヶ月ぐらいである。冬が厳しいことで有名であるが、慣れてしまえばなんてことはない。

食生活は、鮮魚を除けば、安くて品質の良いものが手に入る。妻のおかげで日本食に飢えることはないが、大阪のおいしいすしや刺身のことを思う時、日本が恋しくなる。シカゴでも日本食は人気があり、いくつか日本食レストランがある。それでも、すしと刺身にこだわると、鮮度のせいか大阪のそれとは比較にならない。それから、意外に思われるかもしれないが、こちらには、日本のような食パンは無い。いろいろなパンを食べてみたが、日本のようなおいしい食パンはみつからなかった。

私にとって言葉の壁は大きかった。日本にいたころから、おしゃべりな方ではなかったが、その上、英語でということで余計に大変だった。しかし、だんだん度胸がついてくると、英会話にも困らなくなってきた。ほどほどの度胸は、人間にとって大事なもの一つなのかもしれない。現地の小学校に通う子供らは、私や妻よりも英語がはるかに堪能で、家にいても、こちらが要求しない限り英語を使う。姉妹喧嘩や寝言まで英語である。アメリカ人と暮らしているようで、複雑である。

私は日本にいた頃、大阪中央病院という病院で診療放射線技師をしていた。X線撮影中心の日常業務を行っていたが、それと同時に、阪大の山下一也先生（現、川崎医療短期大学教授）の指導のもと、骨粗鬆症のコンピュータ支援診断に関する研究を行っていた。その頃は、5時以降病院を離れてからが貴重な研究時間であった。このような生活スタイルは、放射線技師が研究を行う場合決して珍しいものではないと思う。今から3年前、シカゴ大学土井邦雄教授率いる、カートロスマン放射線像研究所に研究員として就職することが決まった。周知のように、この研究所でコンピュータ支援診断のコンセプトが生まれ、数多くのすぐれた研究がなされている。私にとって喜ばしいことであったが、同時に、放射線技師から研究者への転職ということで、生活が大きく変化した。私の場合、研究者らしい生活パターンを身につけるには時間を要した。アメリカで研究のプロとして生活するということは、生易しいものではないことを実感した。

現在私は、胸部X線写真のコンピュータ支援診断の多くのprojectにかかわっている。いくつかの研究

を並行して進められることは、研究のプロの条件である。そのためには、一日24時間を研究に使うつもりでいなければならない。このことは、ご存知の方も多いと思うが、土井先生が考えられている”良い研究者”の条件の一つである。私も同感している。また、一つの研究結果を出すのに、誰よりも早く成し遂げるには、思考力が勝負を決める。日頃の研究生活を通して土井先生から教えられたが、手足を使う前に頭を使えということである。この努力によって、目的を達するのに要する時間を最小限におさえることができる。私は、これらに加えて、プログラミングを含めコンピュータを自由に使いこなせる技術を高めることも、研究の能率を上げるうえで重要だと思っている。必要な作業を短時間で行うためにも、コンピュータを駆使すべきである。とにかく、競争の激しい研究分野では、遅れたら負けである。これらのことは、シカゴ大学での研究生活を通じて、私が強く感じていることである。言葉として理解するのは簡単であるが、実際に体得するのは、案外たいへんなことである。

私は、土井先生と朝夕一緒に自動車通勤している。近くに住む、他の日本人在外研究員とも一緒であるが、土井先生との通勤は今でも緊張する。往復約80分間、仕事について話をする。土井先生は、消極性と中途半端なことを嫌われる。仕事に関して、怒られることがあるが、それは、私たち研究員を教育しようとする熱意だと思っている。この通勤時間は、私たち研究員にとって、日頃忙しい土井先生と直接話をして、研究の方針を決めるための重要な meeting の機会ともいえる。

カートロスマン放射線像研究所では、多くの meeting が行われている。週に一度、section 毎の meeting があり、個人の研究状況を報告したり、問題点を検討したりしている。この meeting で、皆がどのようなことをしているのかを知ることが出来る。このような、アメリカの open mind の精神が、研究の活性を高めているように思う。その他に、週に一度 project meeting というものがあり、スタッフが交代で自分のやっている研究を発表している。これは、ラボのスタッフ全員が参加して行われているが、学会のように堅苦しいものではなく、発表中、いつでも割り込んで質問できる。

私たちは、日頃行っている研究の成果を、毎年12月上旬頃シカゴで開催される Radiological Society of North America(RSNA)で発表する。他にも、The International Society for Optical Engineering(SPIE)や American Association of Physicists in Medicine(AAPM)、そして Computer Assisted Radiology(CAR)などの学会があるが、ラボにとって RSNA が最も大きなイベントであり、かなりの精力をそいでいる。RSNA では、毎年ラボから 20 を越える演題が発表されるが、全てコンピュータ支援診断に関する研究である。そして、そのほとんどはその後論文としてジャーナルに掲載される。研究の規模を測り知ることができるとと思う。

日本放射線技術学会の短期留学制度を利用して、毎年放射線技師の方がこのラボを訪れる。私は、いろいろな人と一緒に仕事をできることを楽しみにしているが、日本での日常の仕事とは違う環境におかれ、しかも短期間の滞在とあってたいへんだろうなと思う。それでも、こちらに来た方は皆熱心で、多くのことを学んで帰っている。ここで得た知識や経験は、必ず役に立つだろうと思っている。

今回は、シカゴでの私の生活について、仕事を中心にして紹介してみた。シカゴでの生活も4年目に入ったが、今でも常に新しいことに出会っているような気がする。それほど、アメリカは、個性の豊かな国なのである。

—金沢大学医学部保健学科の紹介—

金沢大学医学部保健学科 真田 茂

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

1.はじめに

平成7年10月1日に金沢大学医部保健学科が発足し、今春、その第2回生を迎えるました。前身校である金沢大学医療技術短期大学部は、来春平成10年3月に最後の卒業生を輩出して25年の歴史にピリオドを打ちます。

当保健学科には看護学専攻、放射線技術科学専攻、検査技術科学専攻、理学療法学専攻、作業療法学専攻の5つの専攻があり、それぞれ編入学も含めて90, 45, 45, 25, 25人の定員となっています。ここでは放射線技術科学専攻についてだけ紹介させていただきます。

2.学生について

まず、男女比は約6:4で男子が多く、これは、最近の医療短大における女子が過半数を大きく超える傾向に歯止めを掛けた格好になっています。出身地は地元北陸が2割強で、あと、北は北海道、南は沖縄県からという様に全国から集まって来ています。これについても、医療短大では地元出身者が7割程度を常に占めていた状況から一変しています。

さて、基礎学力は？ 保健学科になった途端に「入るのが難しくなった」という一般的な評価は否定しません。ただ、高い人気→難関→高い学力、という図式で単純に考えたとしても、今後の状況を左右するのは教官の努力と社会（主として医療の現場）における先達の努力だと思います。すなわち知的好奇心を満足させ、さらにまた魅力ある卒後を提供できることが重要です。入学時点では、卒業後の進路を放射線技師（病院勤務）と考えている新入生が大半を占めています。しかし2年生にもなると、「とにかく血管造影を是非やりたい」という頼もしい女子学生もいれば、進学や企業への就職などの希望を熱く語る学生もいるといった様子でその方向性も多様になってきています。

3.教育体制

基本的に診療放射線技師を養成することに変わりはありません。しかし、医療短大における教育では充分とは言えなかった、基礎および臨床研究や新技術への対応などを充分に考慮したカリキュラムを組んでいます。専任の教育スタッフは教授8人、助教授4人、助手7人と、医療短大の時に比べてほぼ2倍のマンパワーになりました。その内訳は放射線技師が10人、医師が5人、理工学者が4人になる予定です。これによって、さらに幅広くそして深い充実した放射線技術科学の教育を目指しています。また、第1回生が卒業する時点には、修士コースの大学院が設けられることが予定されています。さらに学びたいという卒業生の要求に応えるための教育システムですが、同時に研究組織として飛躍的な充実が予想されます。

これらのシステムはこれから現役学生のためだけのものではありません。本学会会員の皆様にもその効果を享受できるように、編入学制度などの門戸も開かれています。準学士は学士へ、学士は修士、さらに博士への道が確実に開かれているということです。欧米の事情と照らし合わせると、社会人がキャリアアップのためにまた大学に戻るという状況は遠からず珍しいことではなくなると予想されます。

4. 研究体制

当専攻の専任教官が「金沢大学 研究者総覧」に公開している研究課題を要約すると、画像関係では（1）放射線医学領域における機器の開発と画像処理、（2）CT、MRIを使用した画像解剖学、（3）放射線画像の画質解析と評価、（4）デジタル放射線画像の撮像法、（5）コンピュータ支援の放射線医学、（6）放射線医学および核医学画像の特徴抽出、などに関する研究が挙げられます。他にも、（7）放射性トレーサーの生物・医学的応用、（8）核医学核種・薬剤の適用と品質管理、（9）核医学による生体機能評価、（10）放射線治療における多分割照射法の有効性、（11）医用情報計測と情報処理、（12）放射線の計測と被曝の評価、（13）放射線機器の品質管理、（14）甲状腺疾患の臨床病理学的研究、などに関する研究が挙げられます。

ただ残念ながら施設・設備が現状ではとても充分とは言えず、たとえばCTやMRI装置、インフラとしての画像処理・ネットワークシステムなどの導入が最重要課題として検討されています。

5. おわりに

教育体制のところでも触れましたが、臨床現場から国内外の大学や大学院を経て教育現場へ、また逆に教育現場から臨床へ、さらに企業、行政などへも、というような放射線技師のキャリアアップのための流れ、あるいは当人の適性や希望に沿った自由な流れが活性化することが重要だと思います。3年間から4年間へ教育内容が充実したということ以上に、そのような選択の機会、可能性を手にしたことが重要なんだと思います。これは理工学などの他の学問領域ではしばしばみられることですし、近いところでは看護の領域が既にそのようになります。看護の教官から婦長として臨床現場へ、そして50歳を過ぎて今度は学生として大学院へ、さらにまた大学教官へと非常に精力的に動いている人を筆者は目の当たりにしていますし、他にも臨床からアメリカの大学院へ、アメリカの臨床から大学教官へ、などなど枚挙にいとまがありません。

今後、全国の医療技術系短大が次々と4年制大学教育機関に昇格していきます。それらが良い意味で牽引力になりながら、本学会の大きな発展に寄与していくかなければならないと考えます。また、学会、分科会には今後増えるであろう学生会員の教育などにおいて何かとご協力をお願い申し上げます。



[金沢大学宝町キャンパス（保健学科）で歓談する学生たちです。]

関西画像研究会の歩み

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部

岸本 健治

1、研究会のはじまり

この研究会は放射線技術学会の関西支部が1980年に催した画像講習会が、大変盛会であったのを受け、これを継続的に行なうために1981年初めに研究会が発足しました。

記念すべき第1回は、シカゴ大学教授、上井邦雄先生の「放射線画像研究のあり方とすすめ方」という講演で始まり、研究会役員は（会長）若松孝司、（常任委員）山下一也、寺田一央、山本義憲、山哲男、長畠弘、畠川政勝、花山正行、滝川厚、（事務局）岡尚嗣、栗井一夫（以上敬称略）のメンバーで始まりました。第2回は「フーリエ変換法によるMTFの測定について」山下一也先生の講演とつづき、そして第3回～第14回まで約3回／年の割合で1986年まで5年間、研究会は行なわれました。

2、代表、事務局の交代

1987年より研究会の代表を畠川政勝、事務局を大阪市立大学医学部附属病院にかえ、役員を栗井一夫、松本貴、船橋正夫、今田順久、岡田弘治、吉川宗、（事務）吉田梨影、下西祥裕、岸本健治、渡辺晋一に一新しました。この体制で第15回から現在の第49回の研究会に至っています。

3、研究会の内容

3-1 MTF、ウィナースペクトルの測定

MTF、ウィナースペクトルの理論の講義と測定法についてかなり徹底的に勉強会を行ないました。また、いくつかの施設で測定をし、値を持ちよって何度も検討しました。このことで関西でのMTF、ウィナースペクトルの測定法が大きく前進しました。

3-2 シカゴ大学からの講演

シカゴ大学のロスマン研究所での最新の研究を随時講演していただいている。上井邦雄先生には1981年の第1回の講演に始まり、1982年、1984年、1992年、1993年と計5回、また、1989年Metz先生にはROCについて、1994年にはK.Hoffmann先生、R.Nishikawa先生にCADについての講演をしていただきました。

3-3 デジタル画像

1987年に大阪府立病院が全面CR化になり、デジタル画像への関心が高まる中、研究会もCRの画像形成についてやデジタル画像処理、デジタル画像の物理評価法などの講演を多く行なってきました。また、CR導入を考える施設のために、大阪府立病院や、その6年後にCR化をした大阪市立大学病院、大阪大学病院の施設見学を行ないました。

3-4 画像をよくするシリーズ

画質を左右する因子 1.自動現像機、2.グリッド、3.X線管焦点、4.幾何学的因素などをあげ、その因子の変化により画質がどのように変化するかをシリーズものとして行ないました。非常に基礎的な内容でしたが、会員の方には好評でした。

3-5 学会発表の再検討

放射線技術学会総会、秋季大会で発表した演題をもう一度ゆっくりと発表してもらい、学会では十分に検討できなかったことを研究会で時間をかけて行ないました。この企画は発表者に対しさらに研究を深めることになったり、また発表方法の見直しになったのではないかと思われます。

3-6 MTF測定の実習と講義

矩形波チャート法とスリット法でのMTF測定実習とMTF測定理論についての講義を日曜日に、一日かけて、大阪市立大学病院で行ないました。この企画を計画し参加者を募ったところ、関西圏以外の方か

らも多数の応募があり大変好評でした。また、参加者からは何年かに一度の割合でこの企画を行なってほしいとの要望がありましたが、企画する側にとっては準備など大変な労力が必要なため、2回目の予定には尻込みをしています。

3-7 山下一也先生退官記念講演

本研究会に大変ご尽力いただいた山下一也先生が大阪大学医療短期大学部を平成6年3月退官されるにあたり、「放射線画像の評価について」という演題で退官記念講演を行なっていただきました。

以上、研究会が発足してから16年間、49回の研究会での主だった内容を紹介ましたが、この他にもインサイトシステムなど新しい増感紙／フィルムの特性、ファジー理論、放射線技術学会のウィナースペクトル班、MTF測定検討班の報告など、その時話題になっている事柄についても多く取り上げてきました。

4、研究会の運営

研究会の運営は会費500円だけで、通信費、講師謝礼その他をまかなっています。したがって、非常に貧乏な研究会であるために遠方より著名な方の講演をお願いすることなどはできませんが、その反面、各種メーカーなどから協賛金などをもらっていないため、研究会の内容は何の束縛もなく自由に決定することができます。この方針はこれからも続けていこうと考えています。

5、研究会の名称

本研究会の正式名称は放射線画像研究会でありましたが、数年前から関西画像研究会という名称に変更しました。これは、この研究会が発足した頃は全国で画像研究会と名のつくものはこれしかなかったのですが、数年後には全国のあちこちで画像研究会ができたためです。このことは、この会がかなり前進的であったことを示しています。

6、関西画像研究会のこれから

この関西画像研究会も16年目を迎え、今年の11月の研究会で第50回を数えることになりました。また、2代目の役員が決まってから11年がすぎた今、代表、事務局はそのまで、役員の若返りをはかりました。新役員は上村正信（近畿大学病院）、櫻山和幸（大阪府立病院）、野間和夫（滋賀医大）、中前光弘（奈良医大）、大竹野浩史（国立循環器病センター）、小阪清志（北野病院）、前本武志（星ヶ丘厚生年金病院）、本田育子（大阪大学病院）、島田繁也（大阪市立総合医療センター）、井上一誠、奥迫謙治、花岡信子（大阪市立病院）に決まりました。1997年11月、第50回目の記念すべき研究会より、企画、運営を行なっていきます。これからも、関西画像研究会は、放射線画像研究において基礎的なもの、また、話題性のあるものなどを取り上げ、自由で気軽に参加できる研究会を進め行こうと考えています。

今後とも、ご支援よろしくお願ひいたします。

東海支部画像研究班の紹介

安城更生病院 放射線技術科 澤田 道人

1. 東海支部画像研究班とは、

平成2年に設けられた、日本放射線技術学会東海支部での最初の研究班。

現在、東海支部には7つの研究班（画像、MRI、コンピュータ応用技術、X線CT、循環器画像、乳房撮影技術、放射線防護）があります。これらの支部研究班は、日本放射線技術学会の分科会に相当するものであり、自由に参加でき、参加した会員が各専門分野での、深い知識を習得できるように企画されています。それぞれの研究班は、定期的な活動報告義務があるものの（東海支部からの予算補助があるため）、研究活動そのものは、各班長のもとで自由に企画され、実施、運営されています。

東海支部画像研究班も、この様な環境の下で育ち、育てられて現在に至っています。

2. 画像研究班の活動開始

平成2年東海支部に画像研究班が発足しました。藤田広志先生（現画像分科会会長）を班長とし、私も含めて世話人3名で班活動を始めました。当時、東海支部内での放射線画像に関する研究活動は、全国に目を向けた場合、決して満足できるレベルではなく、しかも各施設で統一された画像評価がなされていないのが現状でした。また、実験を行うための環境（測定機器等のハード面、測定データの処理等におけるソフト面）も十分整ったものではありませんでした。この様な状況から、名称は研究班ではあるけれども、分科会的な役割を果たすことで1年3回程の予定で画像研究班研究会をスタートさせました。研究会の第一の目標は、東海支部の各施設に、基礎的な画像理論と画像評価法を浸透させること、その後、正確な測定ができるよう測定法を確立、標準化することとしました。

実際の活動面では、班長の藤田先生の存在が、世話人3名にとって大きな力と、支えになりました。

3. 具体的な活動（前期）

活動開始当初は、東海地区基幹病院を主に100施設程に呼びかけ、勉強会形式で研究会を開催しました。幸いなことに研究会には、毎回30～40人程の参加を得ることができました。外から見れば、一見閉じられた様な画像評価という世界に、必要性を感じてくれた、多くの東海支部会員がいることに喜びを感じました。以下に活動の内容を紹介します。

平成2年～3年にかけて、特性曲線。平成3年～4年にかけて、MTF。平成4年～5年にかけて、ウィナースペクトルをテーマとして研究会を開催しました。

特性曲線では、放射線画像系における特性曲線の意味について、から始まり、X線センシトメトリについて（10施設間での測定精度を調査し、問題点の抽出とその解決法を検討）、X線センシトメトリの標準化とテキストの作成（Intensity scale センシトメトリの標準化をはかり、テキストを会員に配布）を行いました。また、平成5年には、『X線フィルムの特性曲線の作成』のプログラムコンテストをコンピュータ応用技術研究班と合同で開催、採用されたプログラムは会員に公開し、測定データの処理等でのソフト面の充実もはかることができました。MTF、ウィナースペクトルでも同様に、画像評価の一つの尺度としてのMTF、ウィナースペクトルの概念、位置づけ、理論等の基礎的事項から始め、MTFでは、矩形波チャート法によるMTF測定法について、測定結果の比較（基本的な部分での測定法は統

一して、7施設での結果の比較・検討を行い、矩形波チャート法によるMTF測定法の標準化をはかりました。ウィナースペクトルでは、測定法、計算プログラム、測定結果の評価法について解説・検討を行い、ウィナースペクトル計算プログラムを作成しテキストとともに会員に配布し、加えて測定実習を行いました。それぞれ、若干の課題を残した施設も有りましたが、東海支部でもほぼ全国的な水準でMTF、ウィナースペクトルを測定することが可能となりました。

4. 具体的な活動（後期）

平成5年以降は、アナログからディジタルに目を向けた研究会で、ディジタル画像に関するテーマをメインに活動しました。まずは、ディジタルの世界を体験（学習体験）し、ここからディジタル画像の評価に取り組んでいこう！ こんな予定で多くの教育講演会を企画・実行しました。毎回35～45人程の参加が得られました。特性曲線、MTF、WS、CAD、FCR、ヘリカルCT、DRの物理的評価、ROC等、内容にも変化をつけました。これら講演会には、シカゴ大学の4名の先生をはじめ、多くの先生方、企業の研究員の方々に協力をしていただきました。大変感謝しています。講演会後の懇親会での自由なディスカッション、これらも有意義な学習となり、講師の方々に直に接することで、知識と考え方を学ぶことができました。学んでゆく上で、自由に討論ができる場というものが、いかに大切な再認識しました。

5. これからの活動

23回を数える研究会活動で、やっとディジタル画像の物理的評価、測定に取り掛かることができました。今後しばらくは、①ディジタル画像の物理的評価法を課題として、研究会を進めようと考えています。また、世代の交代もあり、②新しい会員を対象に画像理論と画像評価法の基礎講座も必要なのかな？と考えています。③世話人を中心とした少人数のトップアップ勉強会の開催（平成9年5月に第1回を開催した）の必要性も感じています。企画、実践していく予定でいます。

6. まとめ

平成2年からここまで、23回の研究会を開催することができました。これも、班長（平成2年～7年）の藤田広志先生のご苦労と、世話人の方々の労を惜しまない働き、支部会員の支えによるものと感じ、心から感謝しています。また、背後から研究班活動を支えて下さった、日本放射線技術学会東海支部に謹んで感謝の意を表します。

最後に、東海支部画像研究班の紹介という機会を与えて下さった、藤田広志画像分科会会長および小倉敏祐、杜下淳次、両画像通信編集委員に感謝いたします。

東海支部画像研究班構成

| | | | | |
|-----|------|----------------|------|------------|
| 班長 | 澤田道人 | 安城更生病院 | | |
| 委員 | 藤田広志 | 岐阜大学工学部 | 竹田浩康 | 浜松医科大学付属病院 |
| 世話人 | 津坂昌利 | 名古屋大学医療技術短期大学部 | 市川勝弘 | 名古屋市立大学病院 |
| | 安藤康徳 | 社会保険中京病院 | | |

東海支部画像研究班研究会には自由に参加していただけます。

案内状希望の方は、

〒446 愛知県安城市御幸本町12-38 安城更生病院放射線技術科 澤田 道人

E-mail : QYM06340@niftyserve.or.jp 又は、葉書でご一報ください。

IMEKO 学会に出席して

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 畑川 政勝

1997年6月1日から6日までフィンランドのタンペレ市で開かれた国際計測連合(IMEKO)の第14回世界会議に出席しました。この学会は3年に1度開かれ、前回はイタリア、前々回は中国と世界各地を回っており、次回は2年後に大阪で開かれます。参加者は約900名で600近い演題があり、内100題ほどがポスター発表でした。口述発表はほとんど9割以上がOHPを使用し、スライドは僅かでした。ポスターは張つておくだけで、質問したい人は用紙に質問したい時間を記入し、発表者はその時間にポスターの所に行く事になっているようでしたが、記入している例はほとんどありませんでした。

学会の名前から予想されるように、計測に関する分野は非常に多く、内容的に21の分野に分かれています。その中でわれわれに最も近いのはTopic 13のMeasurement in Biology and Medicineです。演題提出はほぼ1年前で、アクセプトされると半年前にフルペーパーを書かれます。そのためプロシーディングは技術学会の予稿集よりもずっと厚いものが13冊にもなり、参加者にはIndexと自分の希望する物を1冊もらえます。また、別に買うこともできますが、全てを含んでいるCD ROMを一枚もらえます。参加費は約8万円でした。実際にプログラムや自分の発表を知るのは、インターネットでIMEKOのページを開かなくてはなりません。学会からは詳細は送ってこないで、これが分かるまで、何日発表するのか、スライド枚数や発表時間など、一切分かりませんでした。

タンペレは”湖に浮かぶ美しい都市”で、ヘルシンキから飛行機で40分、列車で2時間の位置にある、人口17万人ぐらいの都市です(フィンランドで2~3番目に大きい)。行きの列車の食堂車で、隣に座っていた夫婦からIMEKOに行くんですか、と声を掛けられました。この方は奥さんが日本人でご主人はドイツ人でした。学会場はタンペレホールという大きなガラスのテラスが付いた、白いモダンな建物で、9会場に分けて使用していました。受付、運営はフィンランドの金髪美人が多く、それだけでも目の保養になりましたが、初めての英語での発表を控え、緊張の連続でした。各セッションは、一人20分の発表で5~6演題あり、座長2人でこなしていました。これは、各演題同じ分野でもかなり内容が異なるので、適当に分配するためのようでした。発表は、各国なりの英語が飛び交っていましたが、あまりしつこい質問はありません、特に英語が苦手な日本人への質問は少ないようで、顔を覚えて後で親密になる、という形式のようです。

初日の夜は、タワーの上でウェルカムパーティーがありました。高いところから見る湖は美しく、北欧の景色を堪能しました。2日目以降は特別講演、発表が目白押しで、

その間にコーヒーブレークがあります。その時コーヒーサービスがありますが、他の時間に飲むと 5FIM 取られます。結局、一度も無料のコーヒーにありつけませんでした。昼食も会場内ですが、スープとパンだけで 900 円もしていました。この日の夜は、立派な旧市庁舎でパーティー、翌夜はゴシックの教会でパイプオルガンによるバッハの演奏があり至れり尽くせりですが、夜といっても 10 時ぐらいまで眩しすぎるぐらい明るくてムードはありません。私は 3 日目の医学関係のセッションでデジタル系の MTF 測定発表しましたが、体温測定とか血液などが主で、放射線関係ではただ一人、前の演者がデジタルラジオグラフィーのノイズ処理に関するものを発表していました。この人は Zindy さんといって、イギリス人でした。発表前に、会場に画像分科会長の藤田先生の顔を見たときには千人の味方を得たようでしたし、また他に数人応援が居てくれましたので、かなり安心して発表できました。発表は原稿まる読みでしたが、なんとか旨くいったのではないかと思っています。そして、案の定 Zindy さんが、質問してきましたが、なんなく答えられて無事終わりました。もっとも、答えが正しかったのかどうか私には分かりませんでした。

この夜は全員が期待していたバーベキューパーティーで、船で湖の中の小さな島に行きました。素朴なカルテットが奏でる調べの中で、ささやかな肉のないバーベキューを頂きましたが、実に気持ちの良い夜でした。大会長が挨拶でサウナもあります、とのことでサウナを経験してきました。湖のそばの小さなサウナ小屋は中が混浴で、15~6 人でいっぱいでした。中にはスッポンポンの女性も居たようでしたが、和気藹々でまさに国際会議、隣の女性はチェコ人、反対の隣は例の Zindy さんでした。フィンランド人は薪をくべ、Vihta と呼ぶ白樺の枝で体をたたきます。トルコ人がこれを神主さんのように皆の頭の上で振り、また自分の体をたたいで大騒ぎしています。そのうちに湖に飛び込む者も現れ、Zindy さんも素裸のままで大衆の面前で湖に飛び込んでいました。発表も終わりサウナと国際学会であることを満喫した夜でした。翌日は、郊外の農場ツアーに行きましたが、これは奥様方のために学会が用意しているもので女性が大半でしたが藤田一家も一緒でした。フィンランドの田舎は素朴で美しく、ヤギや牛と戯れてきました。この時も例のドイツ人の奥さんと会い色々話をしましたが、他にマセドニア、エストニアやロシアの人とも美しい所ですねなどと話をして、雄大な自然をみながら、家庭料理を食べてきました。

このように、長くいる内にヨーロッパで行われる国際学会は、ヨーロッパ各国から 3 時間以内でこれることもあり、本当に国際色豊かであることが分かりました。また英語は、単に英國語ではなくフィンランドなり、ドイツなり、日本なり等ありますが、国際語であることも改めて感じました。また、計測は色々な分野を含んでるので、一見関係ないようですが、むしろ他の分野でどのように用いられているのかを知り、放射線に応用することは大いに利用価値があるように思われました。

ECR'97 報告

熊本大学医療技術短期大学部 東田善治

第 10 回ヨーロッパ放射線学会 (ECR '97 : European Congress of Radiology) が、3月 2 日から 7 日までオーストリアのウィーン・オーストリアセンター (Austria Center Vienna) で開催された。この場所は、ウィーン国際連合および原子力国際センター (頭文字をつないで UNO-City と呼ばれる) の巨大なビルディングが立ち並ぶ所に隣接している。筆者にとっては、1995 年同地で開催された ECR '95 に続いて、今回が 2 回目のウィーン訪問であるが、この会議について簡単に報告する。なお本稿の主要部分は、コニカ X-レイ写真研究 5 月号への投稿原稿の内容に基づいていることをお断りしておく。

今年の ECR 参加登録者は、12,430 人で前回に比べて 2 割強の増加である。また発表論文も前回に比べ 2 割程度増加しており、ECR に関する関心が年々高くなっているものと思われる。ECR の運営方式は、Honorary Lecture (名誉講演), 一般発表, リフレッシャーコース, Film Reading Session, 学術展示など RSNA と全く同様の方式であるが、規模が適当に小さいので、われわれ体力のない日本人にとっては好都合である。

3 題の Honorary Lecture には、これまで放射線医学に貢献した Wilhelm Conrad Rontgen, Guido Holzknecht (ホルツクネヒト), Marie Curie の 3 名の研究者の名前が付いており、それぞれ Lund 大学 (Sweden) の T. Almen 教授, 熊本大学高橋睦正教授, European Radiology の元編集委員長 (Germany) の Lissner 教授によって行われた。

一般発表の方は Chest, Head and Neck, Neuro など 19 のトピックス (テーマ) に分かれているが、筆者は主として Physics of Medical Imaging, Chest, Breast Imaging, およびこれらに関係するリフレッシャーコースを中心に拝聴した。CAD, selenium を用いたデジタルシステム, 3D 画像による診断, CT などがその中心である。筆者のグループからは次の 3 つの研究結果を発表した。

1. Usefulness of magnification digital mammography in the detection of microcalcifications. (東田) .
 2. Evaluation of new antiscatter grids for portable chest radiography. (羽手村) .
 3. Development of a patient immobilization system for head and neck in radiation therapy.
- (守部) .

幸い筆者の発表が、ECR Today (学会新聞) に大きく掲載され、発表の励みに

なった。今回のECRでは、2人の名誉会員が選出されたが、うち1人は羽曳野病院長の小塚隆弘先生（前大阪大学医学部教授）である。わが国からの名誉会員は今回が初めてと思われる。ECRは、規模およびアカデミックな点ではまだRSNAに及ばないが、今後はヨーロッパ全体の放射線学会として確実に成長すると思われる。今回も、前回に比べ参加人数演題数とも増加しているが、この陰にはECRの指導者のリーダーシップによるところが大きいものと思われる。ヨーロッパといつても、国の歴史や経済状態によって放射線医学のレベルも違うと思われるが、ECRは放射線医学における発展途上国へ積極的な呼びかけを行っている。特に東欧の国に対しては経済的な面も含め積極的な支援を行っているようである。さらに若手研究者に対する研究費の助成や教育に対しても企業や学会が経済的な支援を行っている（今回も10名の研究者に対して研究費を送ることが決まった）。これらの事実は、学会に対する指導者の明確なポリシーが確立していることによるものであろう。ECRは、次回（1999年）まで隔年開催であるが、翌年から毎年開催されることが決まっている。毎年開催については、ネガティブな意見も聞かれた。開催場所については、2000年までウィーンであるが、他の国からの開催要望も出されているような情報もある。

ECR'97について、主観を交えていくつかの印象を述べが、技術学会の指導者も是非いろいろな学会に出かけていき、今後の学会運営に生かしていただきたいものである。ECRやRSNAから学ぶものは大きい。

RSNAに比べECRの夜のスケジュールは、ゆっくりしている。会員を対象にしたパーティーは2回だけであった。このうちの一つは、ECR主催で今回が最初の試みである。これはECR Gala（日本流にいえば懇親会）と呼ばれ、新しい市長舎で開催された。出席者の多くはタキシードの正装であったが、筆者らはスーツで出席した。会費はシャンパン付きで7500円程度であるが、これには食べ物は含まれておらず、会場で求める必要がある。料理は、ウイーン料理（子牛のカツレツ）、イタリア料理、それにフランス料理などが用意されていたが、カツレツはパスし、イタリア料理（スパゲティ）を求めた。パーティーの最初にウインナーワルツを拝見したが、正装した男女が優雅に踊る姿を眺めているだけで豊かな気分になり楽しかった。しかし、多くの催しは夜遅く（11時過ぎ）行われるので、日本人にはかなりの体力が必要である。筆者らは、4名の外国人とテーブルを囲んだが、同席した者の一致した意見は、会費が高い、食べ物が高いということであった。特に、アメリカから来た放射線科医夫人の意見は、酒が入っていたこともあってGalaに対する意見がかなり辛辣であった。懇親会に関しては、日本の学会が質量ともに数段上であろう。

最後の夜に熊本大学の仲間とワインを楽しんだが、筆者らにとっては、居酒屋で飲むワインの味が印象に残った。

第4回大韓Digital映像学会に参加して

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 白石 順二

1. はじめに

第4回大韓Digital映像学会春季大会が、平成9年5月30日に韓国ソウルの三星医療院（Sam Sung Medical Center）で開催されました。今年、4月にJMCP出席のために来日された大韓Digital映像学会の漢学会長から、その学会で発表する機会を与えられた私は、昨年のJMCPで発表した「Quantitative Estimation of Patient Dose from S and L Parameters Associated with Computed Radiography (CR) System」の演題を携えて、期待と不安の入り交じる複雑な心境で、ハングルの飛び交う異国の放射線技術学会に参加することになりました。本編は、韓国の学会参加を通じて、私が知り得た韓国の学会活動の実情を、日本の方々に紹介する目的でまとめられています。

2. 韓国における放射線技術関連学会の仕組み

韓国の放射線技術学会関連の仕組について、少し説明しますと、韓国にも日本と同じように放射線技師だけが所属することのできる韓国放射線技師会（Korean Association of Radiological Technology: KART）という職能団体があります。ほとんどの放射線技師はこの会に所属し、年会費30000ウォン（1ウォン≈0.13円、約4000円、安い！）を支払っています。ここに所属する技師の数は約12000名で、そのうちの約7000名が学術的活動を行っています。学術的な活動は、この韓国放射線技師会の傘下に所属する形で存在する、8つの学会で行われています。これらは放射線技術学会（日放技学会の撮影分科会に相当）、核医学技術学会、超音波学会、放射線治療学会、歯科放射線技術学会、放射線保健管理学会（Society of Radiation Health：保健所等の健康保健業務者を対象とした学会）、MRI学会、そして今回、私達が参加したDigital映像学会の8つです（＊注 正式にはすべての学会の名称の前に大韓が付きます）。各学会でも個々に会費を徴収しており、Digital映像学会の場合は年会費が10000ウォンで、大会登録料が春季大会で20000ウォン、秋季大会で50000ウォンとなっているそうです。秋季大会の会費が他に比べて高いのは、秋季大会が、上記の8つの学会の中の関連のある4～5つの学会の共催で、大きな会場を借り切って開催されるためです。

韓国の学会の形態はつまり、日本で言うなら、技師会の下に日放技学会の分科会が独立して存在しているようなものです。ただ、最近は、8つの学会が集まって学術団体として技師会から独立し、日本放射線技術学会のような大韓放射線技術学会を設立するための協議を進めている、とお聞きしました。

3. 第4回大韓Digital映像学会春季大会の印象

大韓Digital映像学会は1994年春に、今回、私達のHost役を務めて下さった漢学会長が設立した学会で、漢学会長が技師長をやっておられる三星医療院（Sam Sung Medical Center）の開院と同時に発足した学会です。現在の会員数は約480名で、韓国全国に会員がいるそうです。

今回の学会もその三星医療院の地下にある大講堂を利用して開催されました。この三星医療院ですが、非常に近代的で設備が充実しており（ベッド数は1200床、20階建），特に、今年中には完全フィルムレスが実現するであろうと言われているPACSや自動検体搬送システムは、私がこれまでに見学したどの病院よりも優れたものでした。韓国第一の電気メーカー三星の企業病院ですので、病院自体が研究所でショールームと考えれば、この膨大な投資にも納得がいくと思います。働いている人々は、どれも厳しい採用試験をパスした優秀そうな人ばかりで、特に看護士（韓国では看護婦とは言わない）や薬剤士等の女性スタッフは、容姿までもが選考基準にあったかのように、若くて美人揃いでました（うらやましい？）。

学会は5月30日金曜日の午後4時から始まりました。韓国では、家族とのリクレーションのために週末

を大切にするらしく、一般的にこういった時間に学会が開催されることが多いそうです。定員400名程度の会場が、いつも一杯になるほどの会員が集まるそうで、当日も380名程度の会員が参集していました。まあ、三星医療院の放射線技師だけで70名、それに20名程の学生会員がいましたから、役員や私達のようなゲスト（私以外にも数名の日本人学会関係者が出席しておられました）を加えると100名は身内と考えるのが妥当なところです。それにしても、会員の50%以上の参加率というのは韓国の放射線技師の、学会への関心の高さを物語っていると思います。日本ではなかなかできないことです。

学会会場受付で驚いたことは、登録がすべてノートブックのパソコンで行われ、受付と同時に名札がプリントアウトされるようになっていたことです。会員数が少ないのでできることなのでしょうが、会員の学会活動を管理、掌握するためには非常に有効なシステムだと感じました。

学会の最初のプログラムは総会で、その後に特別講演が行われました。特別講演の後の休憩時間には、会場外のロビーに韓国名物の海苔巻やフルーツ、それにキムチが並べられ、参加者全員に軽食が振る舞われました。これも日本では経験のないことで、日本でも、夜に開かれる研究会などでこのスタイルを採用すれば、お腹がすくのを気にせずに議論ができるのではないかでしょうか？

30分程の休憩の後にテーマ演題と一般演題の発表が行われました。テーマ演題は新しいPACSの使用経験的なもので、一般演題では私の演題も含めて、CRやDRについての研究発表が行われ、活発な議論が交されました。そして、学会は予定を30分以上オーバーして夜の10時過ぎに閉会しました。

すべての演題の発表前抄録は、当日、配布されたりっぱな学会雑誌に記載されており、学会の3週間前に送付した私の日本語の発表前抄録も見事に（？）ハングル語に翻訳されて掲載されていました。

私の発表は英語で行ったのですが、韓国の方々の発表は、どれも当然ながら韓国語で、スライドの文字にもハングル語が多用されていましたので、内容を十分理解することはできませんでした。ただ、図表や時々出てくる英語のタイトルから、韓国の方々の発表を見ていて感じたことは、装置の機構の説明や、新しいシステムの紹介ばかりで、発表の中に、それらを評価したという部分がほとんどないということでした。つまり、日本の学会では当たり前になっている特性曲線やMTF、WS、ROC解析等の評価項目が彼等の発表に出てこないのです。唯一の評価と言えば、被曝線量や照射線量の測定結果だけでした。

漢学会長にお聞きしたところでは、韓国の技師教育（韓国では専門大学で行われる）では、日本で言うところの画像工学が重視されていないので、その重要性や必要性に関する学会員の認識が甘い、ということでした。これから、もっとそういった分野の教育を進めなくてはいけないということも、学会長は言っておられましたが、今はとにかく、新しい装置を理解し、使えるようになると、学術的なことに放射線技師が目を向けるように啓蒙することが第一、とお考えのようでした。

4. 最後に

今回の訪韓中に、一番感じたことは、韓国の学会を運営しておられる方々の学会に対する熱心さと、それに私達日本人に対しての親身な心づかいと、歓迎の気持ちでした。2泊3日の短い滞在でしたが、「礼を尽くす国」というCMのコピーがそのまま感じられた旅行でした。

韓国の放射線技術の学会が今後、どういった方向に進んで行くのか、また、今後、日放技学会とどのような関係を築いて行くのかについては、色々とお互いに協議が必要と考えられますが、私個人の考えでいうならば、現時点においては若干、学会の運営や技術学の確立において「一日の長」があるわれわれ日本放射線技術学会の方がリーダーシップを取り、韓国を応援する立場をとるべきだと思いました。

今回の学会参加をきっかけにして、画像分科会と大韓Digital映像学会とが、今後、何らかの形で協調体制を築くことができるよう、私は私なりに努力したいと考えています。一番近い外国である韓国と、放射線技術学で競い合いながら、お互いに切磋琢磨する時期が、すぐそこに来ているとは思いませんか？

CAR '98 国際会議案内

大阪大学 医学部 医用工学講座

稻邑清也

第12回 Computer Assisted Radiology and Surgery CAR '98 コンピュータ支援放射線医学・外科学会議は来年、平成10年、1998年6月24日～27日、東京有楽町駅前の東京国際フォーラムにおいて開催されます。日本放射線技術学会の会員（私も会員ですが）の諸氏におかれましては是非御参加及び論文発表をして頂けるようお願い致したく存じます。これまでJSRT会員の方々がベルリンやパリでのCAR '96, CAR '97にて発表されており、CAR '98での発表件数、登録参加者の増大が期待されています。画像分科会の会員の関心は深かろうと推測します。画像診断のみならず放射線治療におけるコンピュータ利用の分野も含まれていて発表件数も多くあります。

本国際会議は1985年より、11回にわたり、ベルリンを主とする欧州、アメリカで殆ど毎年開催されてきました。そのうち奇数年で開催されたベルリンでの大会での参加者は、CAR '85=502名、CAR '87=731名、CAR '89=791名、CAR '91=950名、CAR '93=1054名、CAR '95=1125名、CAR '96（パリ）=1241名であり、今年のCAR '97では、約1200名が41ヶ国から参集しました。これまで日本では一度も開催されていはず、14年目にして、ようやく日本での開催を決定したものです。これからは4年に一度は日本での開催が予定されており、次々回は2002年での大阪での開催が期待されています。参加人員は国内700名、国外500名、合計1200名を予定しています。

また会議の内容は次の通りです。

(1) 学術講演会

- (a) 放射線診断学・乳癌診断学・インターベンションナルラジオロジー
- (b) 整形外科学・心臓外科学・神経外科学・一般外科学へのコンピュータ利用
- (c) 画像処理と表示のための医用ワークステーション
- (d) 遠隔画像診断・遠隔医療・画像管理と通信
- (e) 画像利用の放射線治療・放射線治療へのコンピュータ利用
- (f) 放射線診療情報システム・病院情報システム・画像診断装置・医用画像保管システム
・保健医療情報システム
- (g) エキスパートシステムとコンピュータ支援教育

(2) 特別招待講演： 上記のトピックスの中から選定予定

(3) 教育講演：

〃

(4) 学術展示： タ

(5) 機器展示

参加登録料は1998年4月下旬以前は3万円、論文発表者は2万円、学生会員は1万円を予定しています。1998年5月から当日まではすこし高く設定するつもりです。また論文の英文アブストラクト（A4半分くらいの英文）締切は12月下旬を予定しています。口演発表に採択された人は8ページ以内のカメラレディのフルペーパーを3月上旬締切で提出して頂きますと、大会初日に1,000ページ余りの論文集としてElsevier社から出版され、参加者に配布されます。

今後詳しいアナウンスメントと論文募集が発行されます。JSRTの秋期大会で会場に置かせて頂きますが、下記の事務局に請求して下さって結構です。

事務局 〒565 吹田市山田丘1-7 大阪大学医学部保健学科医用工学講座

CAR'98 準備委員会委員長 稲邑清也

Tel 06-879-2570, Fax 06-879-2570,

E-mail : kinamura@sahs.med.osaka-u.ac.jp

国際会議開催案内

第4回デジタルマンモグラフィに関する国際ワークショップ 4TH INTERNATIONAL WORKSHOP ON DIGITAL MAMMOGRAPHY (IWDM'98)

会期：JUNE 7-10, 1998

場所：UNIVERSITY OF NIJMEGEN, THE NETHERLANDS (オランダ)

IWDM'98 is the fourth in a series of international workshops on Digital Mammography. It follows the successful meetings in San Jose, USA (1992), York, UK (1994) and Chicago, USA (1996). The workshop is established as a platform for discussing new developments in digital mammography, including topics as computer-aided diagnosis, image processing, detector development, system design, observer performance and clinical evaluation.

Organizing Committee:

Nico Karssemeijer, Ph.D., Jan H.C.L. Hendriks, MD.

Martin A.O. Thijssen, Ph.D., Leon J.Th.O van Erning, Ph.D.

Scientific Committee:

Sue M. Astley, Ph.D. (UK), Kevin W. Bowyer, Ph.D. (USA), Laurence P. Clarke, Ph.D. (USA)

Hiroshi Fujita, Ph.D. (Japan), Alastair G. Gale, Ph.D. (UK), Roland Holland, MD. (Netherlands)

W. Philip Kegelmeyer, Ph.D. (USA), Robert M. Nishikawa, Ph.D. (USA)

Heinz-Otto Peitgen, Ph.D. (Germany), Robert A. Schmidt, MD. (USA), Martin Yaffe, Ph.D. (Canada)

Program :

The workshop will begin on the evening of Sunday, June 7, with a reception and introductory guest lecture. Presentations of scientific papers will take place from Monday to Wednesday morning. Both oral and poster sessions are planned.

Submission of papers :

Three copies of an abstract should be submitted before December 1, 1997 to the conference secretariat. The abstract should contain the title of the paper, the name and affiliation of each author, and the address and e-mail of the corresponding author. In addition, please state preference for oral or poster presentation. Please clearly state purpose, method, results and conclusions, and limit the abstract to 500 words. Figures with supporting data may be attached. Abstracts may be faxed, but originals should be mailed also. Notification of acceptance of papers will be mailed by January 20, 1998. The conference proceedings will be published. Authors whose papers are accepted should submit a camera ready full paper before April 15, 1998.

Please submit to :

Dr. Nico Karssemeijer

Department of Radiology

University Hospital Nijmegen

P.O. Box 9101, 6500 HB Nijmegen

Fax : 31 24-3540866

Conference Secretary :

Registration will be handled by the conference secretariat. More information on accommodation and costs will follow.

IWDM'98, Conference Agency

P.O. Box 9111, 6500 HN Nijmegen

Tel : +31 24-3615968, Fax : +31 24-3567956

E-mail : j.berns@buro.kun.nl

World Wide Web :

A home page of the conference is under construction.
<http://www.azn.nl/rrng/xray/digmam/iwdm98>

（ 国内での問い合わせは藤田まで
e-mail : fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp ）

Metz's ROC Software Users Group NEWS

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

Metz's ROC Software Users Groupの概要や登録方法、それにROC解析に関するさまざまな情報を、多くの方々に提供するために、平成9年9月1日より、Metz's ROC Software Users Groupのホームページを開設いたします。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くことになりますが、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いたします。Metz's ROC Software Users Groupにアクセスしていただきた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。

2. 標準デジタル画像データベース（胸部腫瘤陰影編）の頒布

先の画像分科会でも報告されましたように、（社）日本放射線技術学会では、平成7年4月より標準デジタル画像データベース構築班を学術委員会内に設置し（現在は画像分科会画像データベースタスクグループ），各種画像処理やCAD，CRT評価，教育に有用なデジタル画像のデータベースを構築してまいりました。

このデータベースは、ROC解析がさまざまな処理の評価方法の手段に用いられることを考慮して作成されています。つまり、今回の胸部腫瘤陰影編の場合、胸部の腫瘤陰影を含む異常症例像だけでなく、異常が確かに無いとCT像で確認された正常症例像もデータベースに含まれています。ですから、ROC解析の実験計画者は、このデータベースを用いるだけで、これまでROC実験で一番の難点とされていた試料集め（作成）の苦労から解放されるのです。

しかも、多くの施設が同じ試料を用いてROC解析を行う訳ですから、評価結果の比較が容易になり、信頼性も遥かに向上すると考えられます。

データベース班でも、現在、このデータベースの基本となるROC解析の結果を得るために実験作業に入っています。今後、このデータベースを中心として、様々な新しいROC解析の評価が展開されるものと期待されます。

データベースの頒布はCD-ROM4枚組で、UNIXはもちろんのこと、MacintoshやWindowsといったパソコンでも、画像を取り扱うことが可能です。予定販売価格は未定ですが、できるだけ安価で会員の方々に提供できるようにしたいと考えています。現在、急ピッチで頒布のための最終作業に入っていますので、平成9年秋には、頒布が開始されると思われます。

ぜひ、前述のMetz's ROC Software Users Groupのホームページや日本放射線技術学会雑誌の広報に注意していただき、このデータベースを手に入れ、ROC解析の新しい扉を開かれますよう期待しています。

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

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、年度初めにお送りした専用の振込用紙、または、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・分科会会計係に至急納入して下さい。 年会費は2000円です。

注意：第42回 画像分科会（平成9年10月30日）の会場では受け付けておりません。

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) | | |
| 連絡先が自宅 の場合記入 | * | 会 費 | * |
| 分科会番号 | * | 会 費 | * |
| | | 会 誌 | * |

* は事務局記入欄



編集後記

螺旋状スキャンCTの発表から7、8年になるでしょうか、この装置により従来得られなかつた画像診断情報が得られ多くの患者さんの診療に役立っています。臨床に携わるものにとって、癌の早期発見や診断能の向上など、この装置の威力を直接肌で感じています。X線単純写真では見えない微小肺癌の発見や、"内視鏡は絶対いやだ"という大腸癌の患者さんにバーチャル内視鏡を行ったり、まさに患者さんのための装置であると言えます。新しい試みに挑戦され、螺旋状スキャンCTの開発に携われてこられた先生方のご努力に敬服いたします。今回、そのパイオニアの方々に原稿を執筆していただき、奈良にて開催される第42回画像分科会において三次元画像の画質に関するご講演、討論会をお願いしました。技術的な話だけでなく、パイオニア精神も拝聴できるかもしれません。楽しみです。また、技術特集、シカゴ通信、国際会議報告や案内、大学および研究会紹介など読者の皆様の欲求を満足させるに十分な画像通信となるよう分科会委員一同が努力したつもりです。御多忙を極める先生方に一方的に原稿やご講演をお願いし、皆様が快諾して下さったことに感謝しております。

○記

今回から新たに「読者のページ」として、広く皆さまからの原稿を募集し掲載したいと思います。初回は画像分科会委員の滝川氏にお願いしました。画像に関連したこと、日頃から疑問に思っていること、何でも結構です。下記まで連絡下さい。

連絡先：岐阜大学工学部 應用情報学科 画像情報講座
藤田 広志
〒501-11 岐阜市柳ヶ原1-1
電話 058-293-2742 FAX 058-230-1895
email: fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp

画像通信 Vol.20 No.2 (通巻39)

発行日 1997年9月10日

発行所 (社)日本放射線技術学会

〒604 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 株式会社大洋堂 〒615 京都市右京区西院上花田町8-2

☎ 075-315-8900 FAX 175-322-4576
