

放射線像研究

VOL. 12. NO. 2. (通巻71号) 1982年6月

* 目 次 *

研究会記事・会告	51頁
特別講演資料		
病院情報システム	55頁
関東通信病院	三宅浩之	
論文		
72-1	第3, 第4世代CT像への散乱線の影響 — 連続X線の場合 —	61頁
	京都工繊大 井上光二, 中森伸行, 金森仁志	
	東大医放 竹中榮一	
72-2	符号化開口を用いた断層像再生	67頁
	東工大像情報 大山永昭, 本田捷夫, 辻内順平	
	放医研 松本 徹, 飯沼 武	
	日立メディコ 石松健二	
72-4	NMR-CTの開発	74頁
	東芝総研 井上多聞, 佐藤幸三, 巨瀬勝美	
	東芝医技研 鈴木宏和	
	東芝メディカル 佐藤昌高, 武藤安弘	
	東大物性研 安岡弘志	
72-6	デジタル フルオロスコーピック アンジオグラフィ システムについて	80頁
	日立メディコ 神谷正己, 常岡雅幸	
71-3	エントロピー法による医療用X線デュープフィルムの画質評価	85頁
	岐阜工専 藤田広志	
	岐阜大 土井博志, 内田 勝	
	西濃運輸健康管理センター 横山三吉	
	大阪大学 山下一也	

第72回 研究会 記事

第72回RII研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和57年6月12日(土) 10:30～
場 所 東京大学附属病院 好仁会 大会議室
特別講師 関東通信病院 医用情報研究所 三宅浩之先生
出席者 約40名
プログラム (*印のものは本誌に論文が掲載されています)

特別講演

- * 病院における医用情報システムについて
関東通信病院 医用情報研究所 三宅浩之先生

研究発表

- * 1) 第3, 第4世代CT像への散乱線の影響 —連続X線の場合—
京都工繊大 井上光二, 中森伸行, 金森仁志
東大医放 竹中榮一
- * 2) 符号化開口を用いた断層像再生
東工大像情報 大山永昭, 本田捷夫, 辻内順平
放 医 研 松本 徹, 飯沼 武
日立メディコ 石松健二
- * 3) NMR-CTについて
旭 化 成 大島正明
- * 4) NMR-CTの開発
東 芝 総 研 井上多聞, 佐藤幸三, 巨瀬勝美
東芝医技研 鈴木宏和
東大物性研 安岡弘志
- 5) X線CTとNMR-CTの比較について
東 大 医 放 竹中榮一
- * 6) デジタル フルオロスコープ アンジオグラフィ(DFA) システムについて
日立メディコ 神谷正己, 常岡雅幸

————— 新 入 会 員 —————

下記の方々を会員と迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
宮 内 厚	530	東芝メディカル(株)関西支社 大阪市北区西天満5-2-18	06-362-6341
渡 辺 雄 三	113	順天堂大学医学部附属病院 中央放射線部 文京区本郷3-1-3	
有 村 信 一		同 上	
本 間 一 弘	305	通産省工業技術院機械技術研究所 システム部 バイオカニクス課 茨城県新治郡桜村並木1-2	
長 畑 弘	573	星ヶ丘厚生年金病院放射線部 枚方市星ヶ丘4-8	0720-40-2641
大 島 正 明	100	旭メディカル企画開発部 千代田区有楽町1-1-2 日比谷三井ビル	03-507-2611
山 崎 達 男	108	旭メディカル企画開発部 港区高輪2-21-46 富士工ビル	03-445-8821
井 上 光 二	606	京都工芸繊維大学電子工学科 京都市左京区松ヶ崎御所海道町	075-791-3211

————— 所 属 変 更 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
恒 岡 卓 二	860	熊本工業大学電気工学科 熊本市池田4-22-1	0963-26-3111
松 本 義 一	197	応用光研工業株式会社 東京都福生市熊川1642-26	0425-52-4511

会 告

————— 第 7 3 回 研 究 会 に つ い て —————

第73回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和57年9月25日(土)

場 所 大 阪

第74回研究会演題伺い

第74回研究会を下記により開催いたしますので演題をお寄せ下さい。

日時 昭和57年12月11日

場所 東京

演題切 昭和57年11月10日

申込先 (〒182)調布市調布ヶ丘1-5-1

電気通信大学電子工学科内 RII研究会 長谷川 伸

電話 0424-83-2161 内線 420

総会議事録

第72回研究会の休憩時間を利用し、総会-昭和56年度会計報告-が行われた。(参加者40名)

昭和56.4.1~昭和57.3.31

収 入		支 出	
費 目	金 額 (円)	費 目	金 額 (額)
前年度繰越金	78,384	交 通 費	147,100
賛 助 会 費	749,200	会 合 費	35,040
一 般 会 費	407,985	印 刷 費	746,500
利 子	3,100	通 信 費	222,420
雑 収 入	21,810	事 務 雑 費	1,815
		人 件 費	38,000
		謝 金	60,000
		次 年 度 繰 越 金	9,604
計	1,260,479		1,260,479





安全と健康を願う心から

X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区浜松町2丁目7番地18号(井上ビル) TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Canon

キャノン株式会社
光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地
☎ 044-733-6111

情報化時代をになう感材製品



小西六写真工業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電(270)5311 大代表
〈営業所〉 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731
札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)
電話 東京(03)490-2181(代表)

病院情報システム

関東通信病院 三宅浩之

最近、医療関係者以外の人々が医療業務に関心を示すようになり、外部から見た病院の機能についての論議が多くなってきた。しかしこれらの論議の多くは、病院を1つの医療機能単位としてとらえ、その機能や経済性や医療効果を論じているに止まっている。現実の病院、とくに高度な医療機能を提供することを期待されている総合病院の中に入ると、このような医療機能集約単位という概念では理解し得ない複合的な機構を内蔵していることに気づかねばならないだろう。これは医療という単語の定義、あるいは期待する内容が、対応する人ごとに異なるという不確かな対象を相手にしていることによるものである。すなわち、総合病院は個々に異なる医療内容の要求に対し対応できる各種の機能が準備されており、それらを効果的に能率的に組合せて医療を行なうことを期待されている存在であるということになる。したがって、病院という複合的な機能単位の集合体では、個々の機能が正確に能率よく働くとともに、それらの機能を結びつけて、個々の患者の医療を完成するという連携動作が正確で、よどみなく流れることが要求されることになる。

病院を訪れる患者の側からみると、受付に始まる診療開始のための事務手続、診療後の料金支払いに至る諸手続に代表される医療事務と、診察室・病棟における医師や看護婦との対話を中心とする診療業務、検査室における検査技師や看護婦・医師との対応による検査業務、薬局における薬剤師との対応による調剤業務などが発生す

ることが理解されたとしても、それらの手順すべての総和を診療時間とは考えない。これらの中の診療業務、とくに医師との対話時間だけをとりあげて、病院診療を3時間待ちの3分診療と評価する。

一方、病院の中にいる医療従事者側から見ると、医療行為の原情報は医師と患者の対診の場から発生するとはいいながら、そのための準備や、指示による諸種の検査処理とその後処理や報告の作成が、時間的にも量的にも大きな部分を占めているのが病院医療の特徴であることは容易に理解できるのだが、診療に関連して発生するこれらの情報の処理をいかにすれば、正確に、よどみなく流すことができるかという点になると、明快に答えられる人は少ない。これは、診療に関連するすべての病院内の機能は独立して動く形のものではなく、他の部門からの情報を集めることによって始めて機能する形のものから成立っている受身の機能の集合体であること、いい換えれば、情報連鎖の中ではじめて有効に機能する形態をとっていることによるものである。

病院情報システムを理解するためには、対象となる病院の中に存在する機能、ならびに情報や物の流れの関連を理解する必要がある。その後医療システムとしての総合的な病院機能を考え、効率化するための病院情報システムの現状に注目することにしよう。

1. 病院の中の業務分担と機能関連

病院の中では、きわめて多くの種類の業務が行なわれている。これらの業務の分担を管理し機能させる形態として、部、課、係などがあるが、ここでは診療上の機能

・みやけ ひろし 同病院電子応用医学研究室長

表 1 医療の機能分担

医療機関内の業務分担 (部門構成)	
病院管理事務部門	管理部, 庶務, 用度資材, 建築設備など
外来診療部門	外来診療科20科以上, 救急診療部門
入院診療部門	外科系, 内科系病棟, 小児病棟など
臨床検査部門	検体検査: 生化学, 血液学, 細菌学, 病理学 生体検査: 生理, RI, 放射線など
治療施設部門	手術部, 放射線治療部, 理学療法部 リハビリテーション部など
材料供給部門	薬剤部, 輸血部, 中央材料部 給食部など
医療事務部門	医療記録管理部, 医事会計部など

分担という面から分けてみることにしよう。

全体の統制機能としては病院の管理事務部門があるが、これは診療機能とは別の存在である。診療関連機能としては、表1のように外来診療から医療事務に至る6部門の機能を分けることができる。それぞれの部門の中では、さらにそれぞれ独立した形の機能分化が認められることが多いのは、表の中に記したとおりである。もちろん、この分化はすべての病院に共通しているとは限らないが、少なくともこの7つの部門の機能は病院の規模に関係なく、すべて備えているはずである。そして、病院を訪れる患者は、少なくとも2つ以上の部門と直接に接触しなければ、診療は終了しないことは容易に理解できよう。

これらの機能単位である部門間での情報の流れを示したのが図1である。

病院を訪れる患者は、まず医療事務部門の受付を訪れる。ここで受診に必要な登録がなされて、診療部門に引継がれる。この段階で記録され送られる情報は、患者の氏名、生年月日、住所、職業、保険種別などの事務的処理に必要な固定した項目のみである。診療部門によってはじめて医療実施に必要な患者情報を得る作業が開始されることになる。引続いて、この診療部門から出される指示情報が、その他の病院内の各部門における医療関連作業を開始するための原始情報となる。この原始情報が集められることによって、はじめてこれらの部門の作業が動き出すことになる。

また、指示を出した診療部門では、指示内容にもとづいて行なわれる作業の結果報告や、作業スケジュールをできるだけ早く回答として受取ることを期待しており、その回答内容を受けてつぎの診療指示が発生することになる。これが診療を中心とする情報連鎖である。医療事務部門の役割は、このような診療に関する情報の流れの内容と量を把握して医療料金を計算し、またその記録をとりまとめて患者の医療記録として保管していくことになる。もちろん、医療記録の中にはこのような部門間の

情報の流れ以外に、医師と患者の間での情報交換の記録や、医師が患者から得た診療情報、その他の医療料金とは直接関係のない情報の記録も含まれる。

図1の中に示される各部門の機能が分化せず単一な形ならば、この情報流通処理の問題はそれほど複雑ではないが、診療部門が外来診療科や病棟などで10以上に分れる総合病院となると、それぞれの診療単位からの指示情報を適切な部門へ送り、また報告情報を交通整理するための情報交換処理の作業は急速に膨大なものとなる。

さらに診療に関する指示情報は、各部門内での作業によって情報量は数倍以上の報告として指示者に返されるのが普通である上に、個々の患者単位に、指示日時単位で異質の内容を示すデータの集積であるという特性も持っている。したがって、通常の商業や工業における製造管理や在庫管理の場合に用いられる類型化や量の集積などの省略によるデータ圧縮手法は、診療情報の保存や伝達に際してはあまり有効でないことが多い。

このような理由で、病院の中における情報の処理は、

- (1) 各部門内での業務処理、
- (2) 部門間の情報流通、
- (3) 診療情報の蓄積・保存・管理、

の3つの大きな部分に分けて考える必要があるが、それぞれが相互に大きく関連していることも理解する必要が生じることになる。

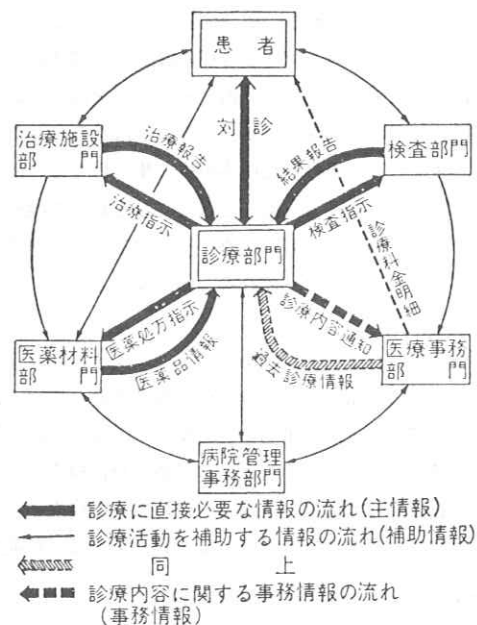


図 1 診療における情報連鎖

2. 病院内における 情報処理過程の変化

これまでの説明では、病院内で行なわれる情報処理について院内各部門間相互の関連にのみ注目してきたために、外部の情報とは無関係に処理が可能のようであるが、実際の現場の作業をみると、診療に関する情報処理の論理は外部から流入する情報によって日々変化を続けているものである（図2参照）。

日々作り出されていく膨大な情報と、その処理に当って一定の期間変らないような処理手順が確立されるならば、コンピュータはきわめて有効な情報処理装置であることは異論のないところであろう。処理手順はコンピュータのアプリケーション・プログラムとして固定され、高速大量の処理を行なってくれるし、医療データは格納手順の固定により効率よく整理格納されることになる。

ところが、医療における情報処理、すなわち、診療に関係する論理は、総括的な医療論理は大きな動きが急速に起ることは少ないが、応用を中心とする医療現場の論理は日進月歩で変化していくのが普通である。その変化の量は1日1日ではわずかであるが、1年たつと相当の量になることは、たとえば筆者が持っている「Clinical Neurology」という約4000頁の本の内容の差換えおよび補遺として、1年に1度送られてくる頁数が約400頁、全体の10%になるということでもわかる。

このように、外部より与えられた情報による処理手順や処理論理の変化は、医師の直接取扱う医学領域以外の薬剤、検査、看護、治療施設などの医療分野でも発生しており、さらに、変化の少ないと考えられている医療事務処理においてすら、これらの医療の進歩や変化に対応して毎日のように出されている健康保険制度における疑義解釈や、厚生省通達などによる論理変更も無視できない量になっている。

このように、外部からの情報の影響を直接に受けて、変更を余儀なくされる病院内の手順変更や論理変更は、人と人のコミュニケーションを中心とした手作業を主体とする場では、ほとんどが問題なく作業の中に吸収されていくのだが、コンピュータ・システムが大規模な応用

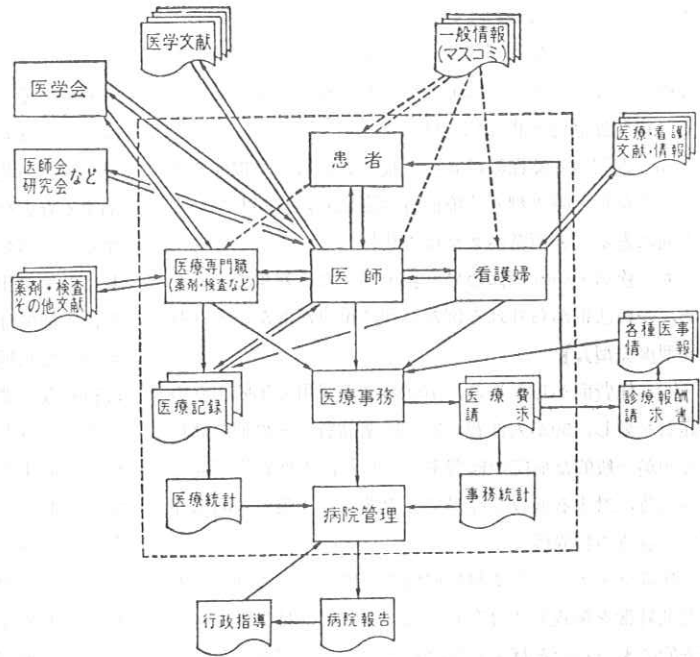


図2 病院内情報流通と各部門での処理（判断）
に与える外部との情報交流の例示

プログラムの組合せで運用され、情報処理を定形化している場合には対応は容易ではない。

医療以外の通常の定形化したコンピュータ利用形態の中でも、最近のハードウェアの進歩と価格低下に伴って、利用経費の80%がソフトウェアであり、とくに応用プログラムの作成維持が大きな部分を占めるといふ事実をみると、医療におけるコンピュータ・システム利用の最大の問題点が、この応用プログラムの変更の流動性による維持経費の増大対策になるであろうことはすぐ気づくことである。

3. 病院情報システムの対象である 病院医療のまとめ

病院情報システムを効果的に動かすために、その対象である病院医療の特性を列挙してみることにしよう。

- (1) 人間の疾病治療に対応することから、1日24時間、1週7日、1月365日その診療機能を保持することが大前提である（時間的連続）。
- (2) 診療機能として期待されるものは、人間活動の日週変化に対応して量的には増減しても質的に変化しないことが要求され、実施されている（質的不変性）。
- (3) 知識集約型機能をもつ専門集団である人間によっ

て病院機能が維持されている（知識依存性）。

(4) 専門知識集団が構成する各部門が、それぞれ異なる機能を分担する型で診療という総合機能が成立している（専門独立性と相互依存性）。

(5) 人間の知識経験によって提供されている機能であることから、時々刻々診療内容は変化し、進歩していく方向にある（非恒常性または進化性）。

(6) 疾病という個体の異常現象が主たる対象であるため、一般法則から外れる例外処理に重点がおかれる（特異型優先型）¹⁾。

(7) 経費面からみると、100の設備費用で年間100の経費を要し、50が人件費、30が医薬品費、その他の諸経費20が一般的な病院の経費率とみられ、人件費率が高く、設備費に対する低収益性が特徴である（作業の人間依存性と収支の特異性）。

病院システムへの情報処理機能の提供は、これらの本質的特徴を無視しては存在しないために、技術的にも経済的にもいろいろ解決しなければならない問題が多いことが理解されよう。

一方、これらの(1)から(7)までの内容をみると、例外処理の優先と低収益性などを除くと、かならずしもこれらの要素は医療独特のものではなく、一般の複合的な社会システムに共通のものと考えられるものであり、これまでの情報処理システムが未対応の内容であることが知られる。ここで問題となるのは、医療の質の評価を含んだ定性的な効果を、どのようにシステム利用経費との対比で経済効果を判断するかということではない。

病院の診療機能の向上を最終目標とする病院情報システムにとって目指すべき機能は、病院の無人化や徹底した省力化ではなく、まして人間不在の定形化した医療の自動販売機の作成でもない。現在の病院が当面している医療人の不足、診療に必要な情報・知識の急増、患者の増加に対する解決手段としての、医療能率の向上、医療機能の向上を中心とする人間性の充実した病院医療の実現であり、そのために情報の流れの改善、情報の有効な利用、活用、人・物の流れの改善を行なう手段の提供である。

病院機能の合理化と、医療に必要な情報の利活用により診療内容の高度化を目指すということは、たとえば、診療期間の短縮、治療効果の評価、診療補助情報の提供により医療担当者の知識の谷間を埋めて診療内容の向上を期待するということである。医療データの整理提供、医療スケジュールの作成提供により、医師・看護婦の雑

務を減じて高度な医療・看護を提供する時間の余裕を作り、医学へは正確かつ大量のデータを提供し研究開発を容易にするなどの期待もある。また、最近の医療は昔とは様相が変わりつつあり、病気の種類、診断に必要な検査の選択、患者から得る診断情報の量と種類も非常に増加するなどの変化が起こってきた。また患者の医療に対するニーズの変化をみると、以前のように、診察室で容易に結論の出せるような症状の明らかな状態での受診から、主観的症状は少なく、客観的所見に乏しいサブクリニカルな状態での診断を要求される形へと変わり、診断は複雑な作業へと変化させていく傾向がある。

このような医療の動向に対処して、どうすれば医療の能率と効果を維持し向上することができるかという問題を解決していかなければならない。このような多くの期待に対して、病院情報システムが患者と医師、患者と看護婦、その他の医療人とのコミュニケーションを支え、人間性回復に有効な効果を発揮できるか否かは、そのシステムを計画し運用する人々の考え方に依存するところがきわめて大きい。

¹⁾ しかしいずれにせよ、この問題は短期的、近視眼的な経済性認識では解決せず、長期的ビジョンにもとづく研究と開発が続けられる必要があることも明らかである。

4. 病院情報システムの各種段階と利用の現状

病院内の業務処理や情報流通過程の合理化や迅速化のための病院情報システムの利用は、前にも述べたとおり、いくつかの段階に分類することができる。

第1段階：情報流通システムの整理と医療データの蓄積・貯蔵・利用の合理化

この段階では、コンピュータの利用は前提条件ではない。しかし、コンピュータを利用するためには、この段階の整理と合理化が行なわれている必要がある。現在この段階に達しているのは、わが国では全病院の30%以下、100床以上の病院で50%以下であると考えられる。

第2段階：院内医療情報の部門ごとの収集・利用・処理の合理化

この段階は、コンピュータを利用するための前提条件として整備されることが多い。わが国の病院では、医療事務部門におけるコンピュータ利用、とくに医療費請求事務処理のための利用が圧倒的で、80%を占めている。このほかは、薬剤の在庫管理、臨床検査のデータ処理などが主なもので、臨床的な医療データの管理や処理は、

自動化健診施設や特定疾患についての研究目的などが散見されるにすぎない。この段階での情報処理は、マイクロ・コンピュータ、ミニ・コンピュータなど小規模のコンピュータで対応され、情報処理の範囲も部門内に限定されるので、他部門への影響は少ないため利用は容易である。

しかし、一方では、病院内の部門間の情報流通の改善や合理化には直結しないために、情報の有効利用や省力効果について大きな期待をすることはできない。現在のところ、わが国の病院情報システムの大部分はこの段階にあり、一部の病院でつぎの第3段階へ進む努力がはじめられるようになりつつある。

第3段階：院内医療情報の集中管理による相互利用と、部門ごとの処理業務の合理化への活用

この段階に至ると、病院内の各部門をつなぐ情報流通の総合的な改善が目標となってくる。同時に蓄積される医療情報からは、病院の運営管理や業務運用を改善するための各種の資料を取出すことができるようになる。

この段階に達した病院の多くは、一括処理（バッチ処理）を中心とする汎用の中小規模のコンピュータによる運営管理資料の作成が主流を占めており、医療情報の大部分を医事会計部門における料金計算のオンライン・リアルタイム処理から得ているものが多い。これは第2段階の医療事務部門内処理の発展形とみられるものである。

一方、数は多くないが、当初より総合的病院情報システムの形成による院内情報流通の改善を目的にして作られたものがある。中規模以上の汎用コンピュータによ

表2 病院におけるコンピュータ利用状況調査
〔(社)日本病院会コンピュータ委員会〕

		昭50	昭52	昭54
利用中	院内	165	185	378
	外部オンライン	115	104	38
	外部オフライン			131
利用予定	1年以内	95	56	67
	2年以内		42	67
	外部利用		35	40
	その他		63	47
未利用	検討中	101	248	151
	予定なし	369	270	461
回答病院数		845	954	1331

表3 コンピュータ未利用の理由(昭和54年12月調査)〔(社)日本病院会コンピュータ委員会資料〕

病床数	利用検討中	時期早尚	必要なし	利用後廃止	コスト高	操作困難	資金難	指導要望	その他	合計
20-99	55(17.6%)	80(25.6%)	100(31.9%)	4(1.3%)	26(8.3%)	8(2.6%)	17(5.4%)	13(4.1%)	10(3.2%)	313(100.0%)
100-299	60(22.6%)	83(31.3%)	48(18.1%)	4(1.5%)	19(7.2%)	6(2.3%)	11(4.2%)	12(4.5%)	22(8.3%)	265(100.0%)
300-499	29(28.4%)	24(23.5%)	13(12.8%)	2(2.0%)	9(8.8%)	5(4.9%)	7(6.9%)	3(2.9%)	10(9.8%)	102(100.0%)
500-	7(28.0%)	7(28.0%)	1(4.0%)	0(0.0%)	1(4.0%)	0(0.0%)	2(8.0%)	1(4.0%)	6(24.0%)	25(100.0%)
TOTAL	151(21.4%)	194(27.5%)	162(23.0%)	10(1.4%)	55(7.8%)	19(2.7%)	37(5.3%)	29(4.1%)	48(6.8%)	705(100.0%)

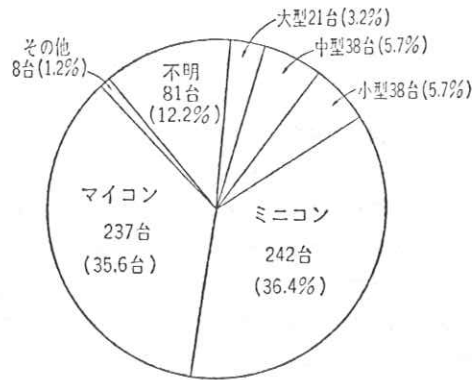


図3 病院で使用されているコンピュータシステム
(昭和54年12月現在)〔院内導入378病院のデータから、(社)日本病院会病院情報センター資料より〕

るオンライン・リアルタイム処理を中心とするものであって、数年以上の開発と改良を重ねられて、本格的な総合病院情報システムとしてつぎの第4段階への発展を目指している。この場合は、処理プログラム規模が大きいため1病院内のオンライン・リアルタイム処理では経費的に採算が困難となり、数病院以上の共同利用形態をとる方向になるものが多い。

第4段階：医療データ・病院内医療情報などの病院業務への即時提供による、診療業務運用の迅速化と医療の質の向上への貢献

本格的な総合病院情報システムである。大型のオンライン・リアルタイム処理とデータベース管理機能をもつコンピュータを中心として、部門単位内にミニ・コンピュータをもつ複合型の構成が大部分であるが、現在のところ完成した形をもつに至ったものはない。しかし、近年の情報処理技術の進歩と病院側における諸条件の整備の進行により、急速に完成の方向に進むものと考えられている。この場合は、1システムが中規模以上の数十病院以上に対して機能提供をすることが前提となるであろう。

以上の4段階は必ずしも1→4の方向へのみ進むとは

ま と め

病院情報システムを解説するには、現在の典型的な総合的なシステム構成を述べる方法と、環境条件や一般的な管理型情報システムとの差異について述べる方法がある。前者の構造的な例は個々の病院のシステム例で示されるものと考えられるので、本稿では後者の問題を主に解説した。

病院医療、とくにコンピュータ処理の好対象と考えられている医療事務処理ですら、実際に手を付けてみると一般のオフィス・システムでは対応できない理由が、多少でも明らかにされれば幸である。一言でいえば、これまでのコンピュータ・システムは情報集約型の事務管理、業務管理用として発達してきたものであるが、医療の現場ではまったく異なる要求が中心で、情報処理と情報流通さらに情報提供型のネットワーク・システムでないと効果を発揮できないということである。このような技術は、最近になってオフィス・オートメーションの手段として注目され実用化され始めたばかりである。今後はこのような技術の進歩とともに、医療分野でも利用されるようになることが期待される。

限らないが、現実の病院の中では第1段階から第2段階へ進んでいったものが大部分で、一部で第2段階と第3段階がほぼ同時に計画され実施に移されていることは、(社)日本病院会コンピュータ委員会の調査資料からも明らかである(図3、病院で使用されているコンピュータ・システム(昭54年12月末現在))。

一方、同じ資料の中で、昭和50年、昭和52年、昭和54年と4年間3回の調査を比較してみると、表2のように自院内設置と外部センターのオンライン利用が、昭和52年から昭和54年の2年間に急増し、未利用病院で予定なしの増加と合わせてみると、病院のなかでコンピュータ利用に対する判断が明確になりつつあることが知られる。

昭和54年末時点における未利用理由を表にしたものが表3である。

これらの結果から、近い将来の病院情報システムは、小型コンピュータ(ミニ・コンピュータ、マイクロ・コンピュータ)による部門内処理と、大規模コンピュータ・システムによる、外部センターのオンライン利用方式の複合による第3段階、第4段階の方向へ進むことが予測されよう。

第 3, 第 4 世代 CT 像への散乱線の影響

—— 連続 X 線の場合 ——

京都工芸繊維大学工学学部 井上光二, 中森伸行, 金森仁志
東京大学医学部 竹中榮一

1. 緒 言

我々は、前に、70 keVの単色X線を使ったシミュレーションを行なった¹⁾。今回は、実際によく使われている120kVp(4mmのAl付加フィルタ)の連続X線について、モンテカルロ法を使った計算機シミュレーションを行ない、第3世代と第4世代CT装置の再生画像に、散乱線がどれほどの影響を及ぼすかについて調べた。その結果を報告する。

2. シミュレーションと再合成

このモンテカルロ計算では、連続X線を乱数を使って発生させた。120kVpで、4mmのAlフィルタを付加した連続X線のスペクトルとして、EMIスキャナのデータ²⁾を使用した。図1に、そのスペクトル分布と、乱数を使って発生させた分布を示す。

第3世代、第4世代共に、被検体には直径が20cmと30cmで、体軸方向に無限長の水ファントムを使い、1パルスの放射での直接X線と、散乱X線の割合を求めた。

計算に使った第3及び第4世代CT装置の幾何学的配置(図2, 3)と、検出器、コリメータの寸法は前回と同じである。

実際の装置では、ファン角度内の検出器に達す

るX線光子の数が、ほぼ一定になるように、フィルタを入れているものが多い。この計算では、X線源からは、図1のエネルギー分布で連続X線を出す。もし、空間的に一様なX線を被検体に入射すると、直接X線は中央の検出器では少なく、端の検出器では多くなってしまふ。そこで、直接X線の量を各検出器間で一定にするように、被検体の中心に向う光子数を多く、端に行く程少くなるような分布で、X線源から連続X線を発射し、被検体に入射した。

散乱の角度分布には、Form factor と Scattering function³⁾を考慮し、束縛電子を考えている。その他、詳細は、文献1)の通りである。1回のシミュレーションに使用した入射X線の光子数を100万個にして計算し、次の様になった。

図4は、第3世代の直接線と散乱線である。以

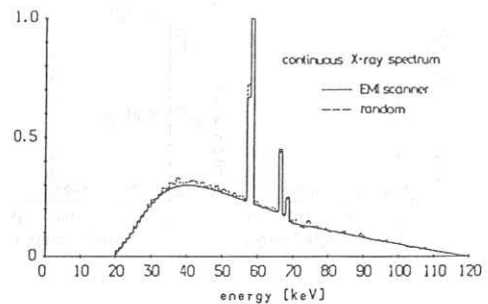


図1 連続X線のエネルギースペクトル

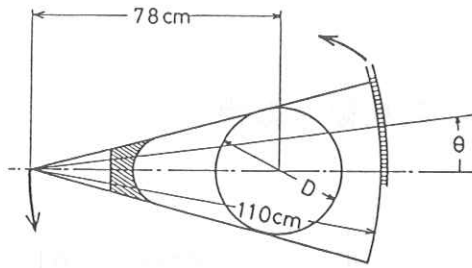


図2 第3世代CT装置の幾何学的配置

下、横軸はX線管からみた被検体の中央からの角度であり、検出器の位置を示す。被検体の直径が20 cmの場合も30 cmの場合も、検出角度が大きくなると、散乱線が少なくなる。これは、次の第4世代の場合から考えて、コリメータの効果であると言える。

図5は、第4世代の直接線と散乱線である。コリメータがついていないために、検出角度が大きくなっても、散乱線はあまり減少しないことがわかる。

散乱線の直接線に対する割合は次のようになる。第3世代で被検体の直径が20 cmの場合、中央付

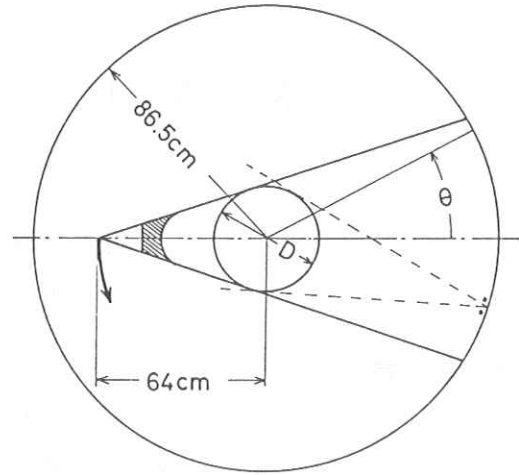


図3 第4世代CT装置の幾何学的配置

近の検出器では約3%であり、端付近の検出器では約0.5%である。第3世代で被検体の直径が30 cmの場合、中央付近の検出器では約5%であり、端付近の検出器では約1%である。第4世代で被検体の直径が20 cmの場合、散乱線の直接線に対する割合は約2%であり、第4世代で被検体の直径が30 cmの場合、約4%である。平均すると、約3%程度の散乱線が含まれることがわかる。このデータを用いて断層像を再合成した。画像

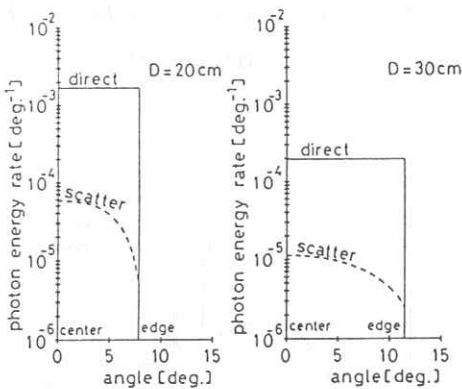


図4 第3世代の直接線と散乱線

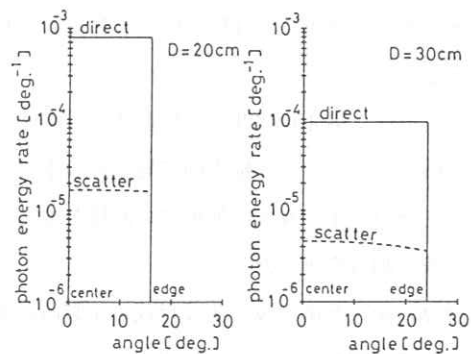


図5 第4世代の直接線と散乱線

再合成には、Convolution法⁴⁾を使っている。1ビューあたりのサンプリング数は500であり、フィルタ関数として、Shepp and Loganフィルタ⁵⁾を用いた。そして、逆投影には、50ビューで線形補間をし、pixel数を128×128とした。

3. 再合成の結果

散乱線を考えずに、直接線だけで断層像を作ると、図6、7になる。図5は水ファントムの直径が20cmの場合であり、図7は水ファントムの

直径が30cmの場合である。縦方向には吸収係数をとって、3次的に表わしている。直接線だけであるから、被検体内で吸収係数の値は一定となり、図6、7の上面が平らになっている。

図8、9は、第3世代の再生像である。図8は水ファントムの直径が20cmの場合であり、図9は水ファントムの直径が30cmの場合である。第3世代の場合、散乱線の含有率は、被検体の中央で大きく、端で小さくなっていった。そのために、再生像では被検体の中央で吸収係数が小さくなる。また、散乱線の影響で、吸収係数が全体的にも小

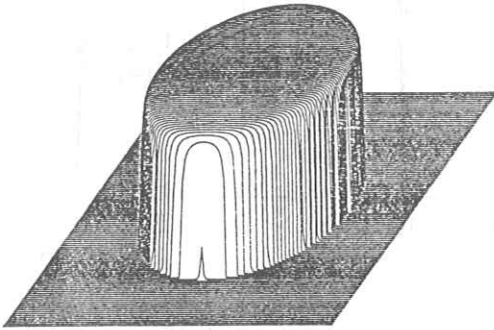


図6 直接線だけの再生像(直径20cm)

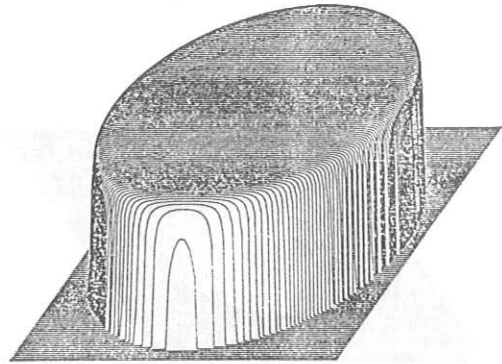


図7 直接線だけの再生像(直径30cm)

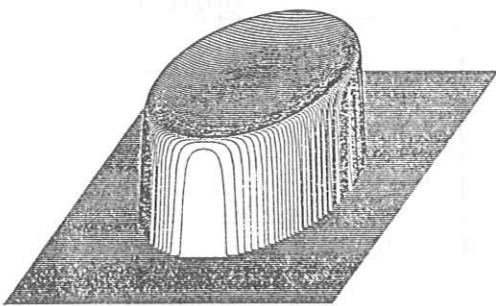


図8 第3世代の再生像(直径20cm)

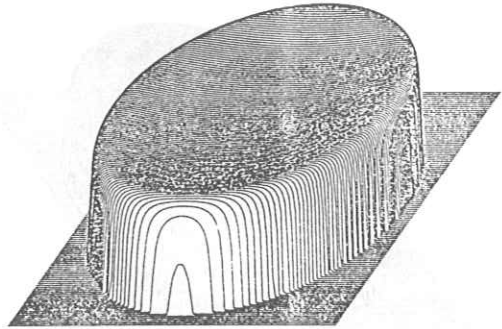


図9 第3世代の再生像(直径30cm)

さくなっている。

図10, 11は, 第4世代の再生像である。図10は水ファントムの直径が20cmの場合であり図11は水ファントムの直径が30cmの場合である。第4世代の場合, 散乱線の含有率は, 被検体の中央と端とではあまり変化がなかった。そのため, 再生像では, 一様に吸収係数が小さくなると共に, 被検体の周辺部分で, 角がとれて丸みを帯びることがわかる。

次に, 再生像のCTナンバーがどの程度, 真の値よりも小さいかを示すために, 再生像の中央断

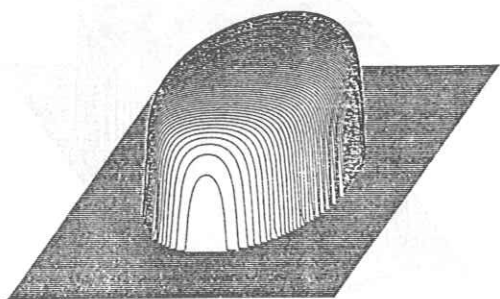


図10 第4世代の再生像(直径20cm)

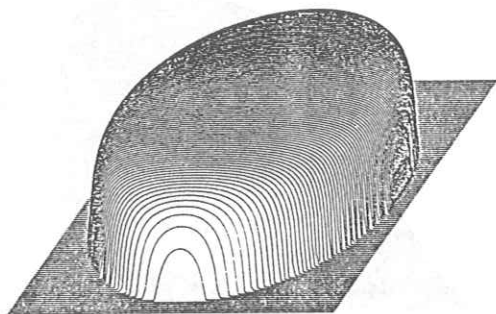


図11 第4世代の再生像(直径30cm)

面を示す。

図12, 13は, 第3世代の再生像の中央断面であり, 図12は水ファントムの直径が20cmの場合, 図13は水ファントムの直径が30cmの場合である。図14, 15は, 第4世代の再生像の中央断面であり, 図14は水ファントムの直径が20cmの場合, 図15は水ファントムの直径が30cmの場合である。

縦軸は, 水を0, 空気を-1000で示すCT

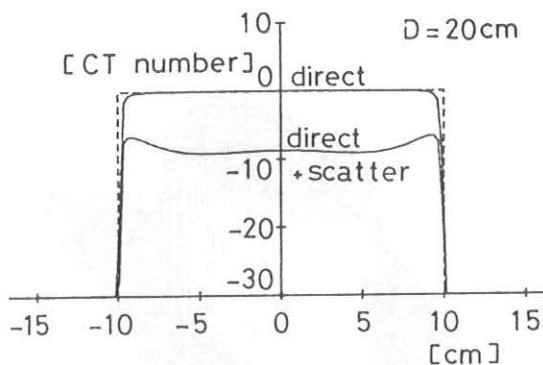


図12 第3世代の再生像の中央断面
(直径20cm)

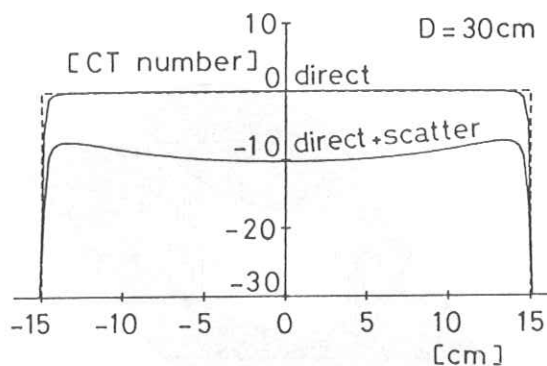


図13 第3世代の再生像の中央断面
(直径30cm)

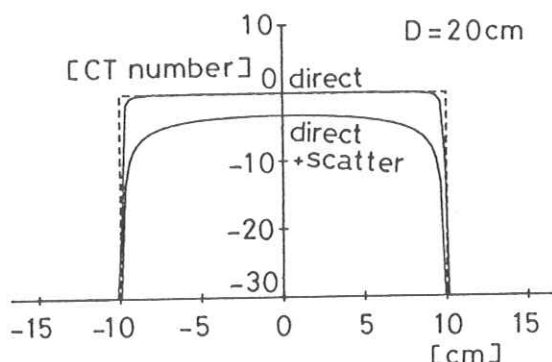


図14 第4世代の再生像の中央断面
(直径20cm)

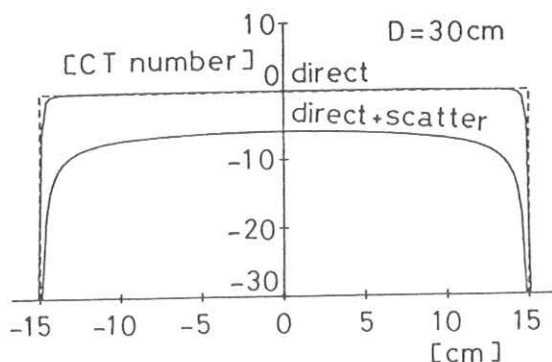


図15 第4世代の再生像の中央断面
(直径30cm)

ナンバーで表わしている。

第3世代の場合、中央部分のCTナンバーは、真の値より10程度低下し、周辺部分では8程度低下することがわかる。第4世代の場合、中央部分では5程度のCTナンバーの低下が見られるが、周辺部分では30程度、真の値よりも低下することがわかる。

被検体の直径が大きくなれば、散乱線の含有率も大きくなった。しかし、第3世代、第4世代共に被検体の直径が大きくなっても、CTナンバー

の低下はあまり変わらないことがわかった。これから、被検体の部分的な吸収係数に及ぼす散乱線の影響は、直径が大きくなっても、ほぼ一定であると考えるよい。

散乱線が再生像に及ぼす影響は、上記のように被検体全体にわたっては様でないことがわかった。従って、様な補正を行なって、中央を0にしても端では0にはならない。

4. 単色X線との比較

70 keVの単色X線の場合¹⁾と、今回の連続X線の場合とを比較してみると、次の様になる。

散乱線の含有率は、単色X線の方がやや大きくなっている。しかし、第3世代の場合で、端の検出器に行く程散乱線が少なくなることや、第4世代の場合の様に、検出器間ではほぼ一定であることなどは、単色X線と連続X線とでは共通している。従って、再生像では、両者で同様の結果が出ている。ただ、単色X線の場合、散乱線が多いので、CTナンバーの低下が大きいことがわかる。

5. 結 言

我々は、120kVpの連続X線について、モンテカルロ法を使った計算機シミュレーションで散乱線のデータを求め、そのデータを使って断層像を再合成して、断層像に及ぼす散乱線の影響を調べた。

その結果、第3世代では、被検体の断層像は中央部分が真の値よりCTナンバーで10程度小さくなり、第4世代では中央部分でCTナンバーが5程度小さくなることがわかった。また、第3世

代では、再生像の中央部分がへこみ、いわゆるカッピングが起きていることがわかった。第4世代では、再生像の角がとれ、丸みを帯び、周辺部分のCTナンバーの低下が著しいことがわかった。そして、被検体の直径が大きくなれば、散乱線の含有率は増加したが、再生像のCTナンバーの真の値からの低下は、被検体の直径にはあまり関係ないことがわかった。

文 献

- 1) 井上光二, 中森伸行, 金森仁志, 竹中榮一:
放射線像研究, 12(1) 10(1982)
- 2) R. Birch, M. Marshall and G. M. Ardran:
Catalogue of Spectral Data for
Diagnostic X-rays (Hospital Physi-
cists' Association, 1979) p. 59
- 3) J. H. Hubbell and I. ϕ verb ϕ : J. Phys.
Chem. Ref. Data 8(1) 69(1979)
- 4) G. N. Ramachadran and A. V. Lakshmi-
narayanan: Proc. Nat. Acad. Sci.
USA 68(9) 2236 (1971)
- 5) L. A. Shepp and B. F. Logan: IEEE
Trans. Nucl. Sci. NS-21(3)
21(1974)

符号化開口を用いた断層像再生

東京工業大学 像情報
放射線医学総合研究所
日立メディコ株式会社

大山永昭, 本田捷夫, 辻内順平
松本 徹, 飯沼 武
石松健二

1. はじめに

近年, 核医学の分野では, 体内に投与された γ 線源の分布を, 断層像の集まりとして求める Tomography の技術が望まれてきており 各種の方法が提案, 研究されている¹⁾²⁾³⁾ その内で, マルチピンホールアパチャを用いる符号化開口像法は以下の点において, 非常に有望である。1つはピンホールの数を増すことで, γ 線の検出効率を改善でき, SN比の良い再生像が得られる。もう1つは, 投影像どうしの重なり合いが許容されるので, 像を拡大することができ, 再生像の空間分解能を向上させることができる。しかし, 従来の方法では, 多くのサイドローブが現れてしまい, 十分な再生像を得ることはできなかった。

一方, 先に提案した⁴⁾⁵⁾ 2種類1組のコヒーレントコードを用いる方法は, 平面物体に対しサイドローブの全く無いものであるので, この方法を断層像再生に応用してみることにする。本論文はその原理と実験について述べるものである。

2. 再生原理⁶⁾

マルチピンホールアパチャを用いて断層像を得る系の概念図を図1に示す。この図に示されるように, 得られる断層像は, アパチャ及び検出面と平行なもので, Longitudinal Tomogramと呼ば

れている。そこで, 三次元物体を N 層の平面物体の集まりと考える。実際には, この N は, 物体の大きさとシステム全体での奥行き分解能とで決まる値である。すると, 一般的に得られる記録像 R は, 次式で与えられる。(* はコンボリューション)

$$R = \sum_{k=1}^N L_k * P_k \quad (1)$$

ここで, L_k は物体の k 番目の層, P_k は K 層に対する Point Spread Function である。この得られた記録像 R から L_k を求めることが, ここで目的である。再生処理として, 適当な再生関数 P'_k との相関をとることを考えると, 各像が完全に再生されるための条件は,

$$P_k * P'_k = \delta \quad (2)$$

$$P_k * P'_l = 0 \quad (k \neq l) \quad (3)$$

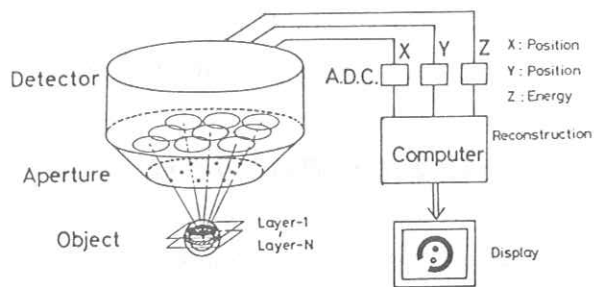


図1 断層像再生システムの概念図

となる。ここで☆は相関を示す。ところが、従来の方法では、(2)、(3)式のどちらも満足することはできなかった。一方、先に提案した方法は、(2)式に対応するものは満足することができる。すなわち、2種類1組のコヒーレントコードを P ・ G とすると、

$$P_k \star P_k + G_k \star G_k = \sigma \quad (4)$$

が成り立っている。しかし、もう1つの条件(3)に対応するものは、

$$P_k \star P_l + G_k \star G_l = 0 \quad (k \neq l) \quad (5)$$

であるが、 P_k と P_l の差はその倍率のみであるから、(5)式を満足することは不可能であると思われる。

そこで、逐次法を用いて(5)式が満足されるようにする。2種類のコヒーレントコードによって得られる記録像を R_1 、 R_2 とおくと、それぞれは次式で与えられる。

$$R_1 = \sum_{i=1}^N L_i \star P_i \quad (6)$$

$$R_2 = \sum_{i=1}^N L_i \star G_i \quad (7)$$

今、 K 層目の再生を考えると、

$$L_k^0 = R_1 \star P_k + R_2 \star G_k \quad (8)$$

より、(6)、(7)式を代入して、

$$L_k^0 = \sum_{i=1}^N L_i \star (P_i \star P_k + G_i \star G_k) \quad (9)$$

となる。ここで、 0 は、1回目の像(Initial Guess)であることを示す。(4)式を(9)式に代入すると、

$$L_k^0 = L_k + \sum_{i=1}^N L_i \star (P_i \star P_k + G_i \star G_k) \quad (10)$$

となる。この式において、右辺第1項は、求める K 層目の断層像で、第2項は他の層のボケとサイドローブによるゴーストに対応している。そこでこの第2項を、 g_k^0 とおくことにする。

$$L_k^0 = L_k + g_k^0 \quad (11)$$

そして、この $\{g_k^0\}$ を小さくするために、逐次法を用いることにする。

再生する全ての層のInitial Guess $\{L_k^0\}$ を求めた後、計算機内で実際の記録に従って、仮想的な $\{L_k^0\}$ の記録像を作る。これらを V_1^0 、 V_2^0 とおくと、それらは次式で与えられる。

$$V_1^0 = \sum_{i=1}^N L_i^0 \star P_i \quad (12)$$

$$V_2^0 = \sum_{i=1}^N L_i^0 \star G_i \quad (13)$$

次に、 V_1^0 、 V_2^0 からそれぞれ実際の記録像 R_1 、 R_2 を減じると、

$$E_1^0 = V_1^0 - R_1 = \sum_{i=1}^N g_i^0 \star P_i \quad (14)$$

$$E_2^0 = V_2^0 - R_2 = \sum_{i=1}^N g_i^0 \star G_i \quad (15)$$

を得る。(14)、(15)式から、 E_1^0 、 E_2^0 は $\{g_i^0\}$ の記録像であることがわかる。従って、同様な再生処理を行なうことで、 $\{g_i^0\}$ を求める。すなわち、

$$\begin{aligned} C_k^0 &= E_1^0 \star P_k + E_2^0 \star G_k \\ &= g_k^0 + \sum_{i=1}^N g_i^0 \star (P_i \star P_k + G_i \star G_k) \\ &= g_k^0 + g_k^1 \end{aligned} \quad (16)$$

を得る。この C_k^0 は、 g_k^0 に次のゴースト g_k^1 が加わったものになっているので、これを L_k^0 から減じて L_k^1 を得る。

$$\begin{aligned} L_k^1 &= L_k^0 - C_k^0 \\ &= L_k - g_k^1 \end{aligned} \quad (17)$$

従って、もし g_k^1 が g_k^0 より小さければ、これを繰り返すことで、 L_k^1 は L_k に近づくことができる。

以上のことを1つの式にまとめると、

$$L_k^{n+1} = L_k^n - \alpha \left\{ \left(\sum_{i=1}^N L_i^n \star P_i - R_1 \right) \star P_k \right.$$

$$+ \left(\sum_{i=1}^N L_i^* \star G_i - R_2 \right) \star G_k \quad (18)$$

となり、 α はDamping factorで、データの発散をおさえるものである。

さて、この逐次法で断層像が再生できるかどうかを知るには、サイドローブがどのように作用するかを知ることが大切である。そこで図2に示される4×1コードの例を使って考察してみよう。この図において、(a)は P_i 、 G_i を、(b)はそれぞれの自己相関を、(c)はそれらの和を示している。従って、これらは断面再生におけるfocus面の状態を示しており、理想的なデルタ関数になっている。一方、(d)は(a)と倍率の異なった再生関数を示しており、(e)は(d)との相互関係で、それらの和をとって(f)が得られる。(f)は焦点はずれの面が、焦

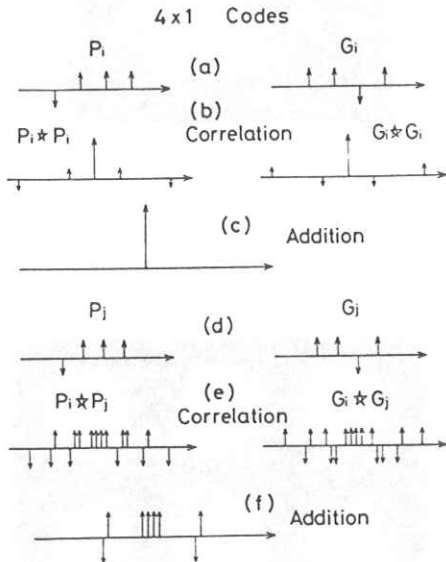


図2 上向きの矢印は、正のピンホールを、下向きは、負のものを示している。(a)4×1コード (b)それぞれの自己相関 (c)(b)の和、これは焦点面を示す。(d)P、Gの倍率変化したコード、(e)(a)と(d)の相関 (f)(e)の和、これは焦点はずれ面に対応している。中央の4つは焦点はずれを示し、両端のものが重なりによるサイドローブである。

点面におよぼすPSFを表わしており、これは0になるのが理想である。(f)に現われているもののうち、中央にある4つは、焦点はずれの像の重なりによるゴーストを示している。それに対し、両端にある2つのものは、記録像間に生じる重なり起因するサイドローブである。そしてこれらのサイドローブは、focus面では互いに重なり合っ て消えてしまうわけであるから、現れる時はかならず近くに符号の逆なものが存在している。従って重なりによって生じてしまうサイドローブは、ある種の微分フィルタ的な役割をすると考えられ、ある程度、再生像に高周波のノイズを増してしまうかも知れないが、重大な誤差を生ずることはないと予想される。このことは、全てのコヒーレントコードペアについて言えることである。

3. 計算機による断層像再生のシミュレーション

ここでは、前述した方法で実際の物体の断層像が再生できることを確かめるために行なった計算機シミュレーションとその結果について述べる。ここで用いた物体は、心筋梗塞を対象としたもので、図3に示されるように7層から成っているものである。そして、それぞれの層にあるリングには、異なった方向に欠損を入れ、さらにリングの内には、ホットスポットとコールドスポットが入れている。実用上では、このリング内の欠損がRegion of interest(関心領域と呼ばれROIと略す。)になっていて、これらが再生像から認識できることが重要である。各層の強度は、リングとホットスポットが10、リング内が2、その他が0で、64×64の画像である。そして、これら7層の物体を図4に示される4×4コードの

正負に従って、 128×128 の画面内に記録する。この時、隣り合う層は、記録面内でサンプリング間隔の2倍の視差をもたせてある。得られた4種の記録像に、それぞれ画素の値に従ったガウス分布の統計変動をのせた後、対応する画像の差をとってP、Gコードによる記録像を得た。この

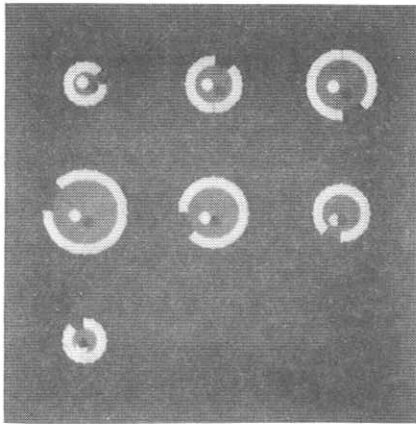


図3 7層物体の各断層像。上段左がアパチャに最も近い層で、順次、中右、中央左へと続く。

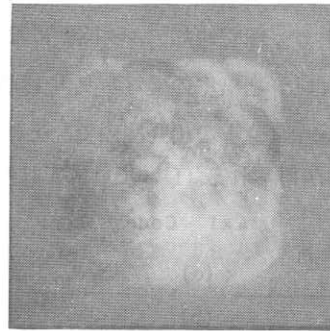
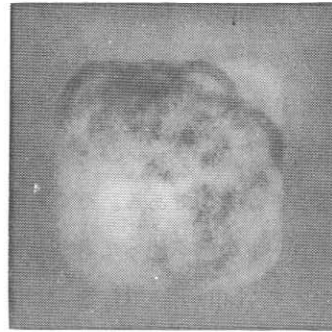


図5 P,Gコードによる7層物体の記録像。ここに見られるように、かなりの重なりがある。

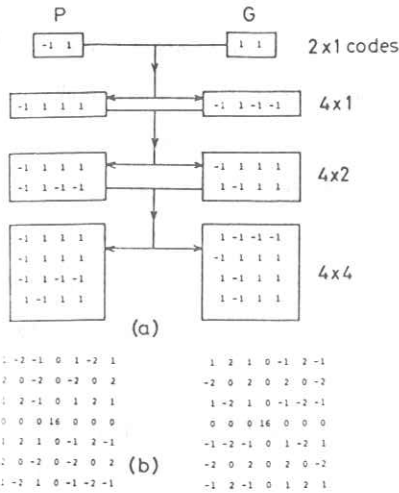


図4 (a) 実験に用いた 4×4 コードとその導出法。(b) その自己相関

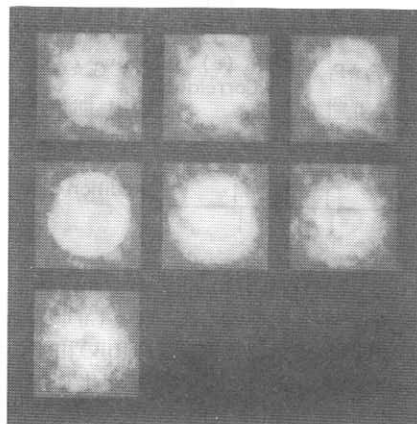


図6 (9)式で示される Initial Guesses. 未だサイドローブの影響で、POIは認識し難い。

記録像を図5に示す。そして、この2枚の記録像から前述したアルゴリズムを用いて各層を再生する。図6は、Initial Guessを、図7は、逐次法を6回繰り返して得られた再生像を示す。記録像には、非常に多くのオーバーラップが生じている

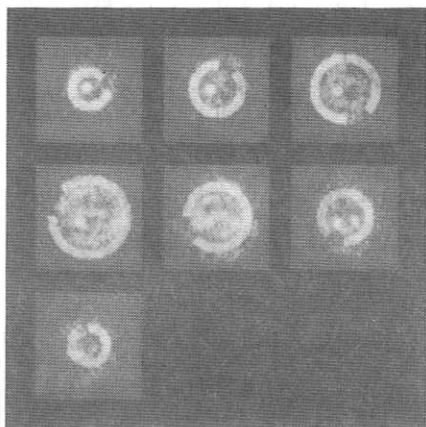


図7 6回目の再生結果。Iterationの効果で、ROIが良好に認識できるようになった。

にもかかわらず、良好な像が再生されている。特にオリジナルの2層目3層目にある非常に小さな切り込みまで、十分認識できるということはこの方法の分解能がすぐれていることを示している。

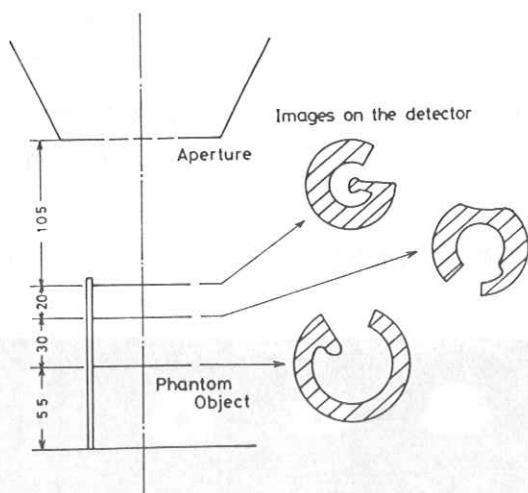


図8 リングファントムの配置と、その像面での向き及び大きさを示す。

4. リングファントムを用いた実験

ここでは、図4に示した4×4コード用のコリメータを使って行なったリングファントムの断層像再生実験について述べる。用いたファントムは

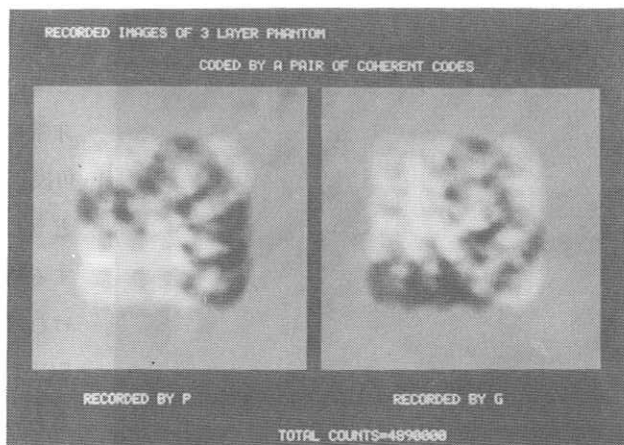


図9 4×4コードによる3層ファントムの記録像。多くの重なりが生じている。

ろ紙を4~8 cm直径のリングに切り、それに切り込みを入れ(これがROI), 全体に^{99m}Tcを吸収させたものである。こうして得られた3種のリングファントムを、それぞれ2~3 cm間隔で積み重ね、4×4コードの正負(P₊, P₋, G₊, G₋)に従って4回記録した。この時、エネルギーウィンドウは、^{99m}Tcの中心ピーク140keVの10%

で、±7 keVとし、各コードそれぞれ50秒の記録時間で、合計200秒を費した。そして、検出したtotal countsは、約490万カウントで、記録像の大きさは128×128である。又、再生は、アパチャから、97, 105, 114, 125, 137, 153, 173mmの7層で、それぞれ64×64の像とした。図8は、実験の配置と像面における各リングファントムの形を示している。図9は、P, Gコードによる記録像を、図10はInitial Guessesを

図11は、逐次法を5回繰り返して得られた再生像である。

Initial と再生像を見比べると、逐次法によって物体の細部が認識できるようになっているのがわかる。又、図9に示される記録像には、多くのオーバーラップがあるにもかかわらず、再生像から、物体の形を十分知ることができる。特に、各リングの形や厚みのようなROIは、十分に認識できる。しかし、4層目の再生像に見られるように2層目にある切り込みが、かなり強く影響している。これは、このような観測領域が非常に少ない——少数投影方向でかつ制限角投影——システムでは、奥行き分解能がどうしても悪いためであり、再生像を判読する時は、このことをよく理解しておかなければならないだろう。なお、計算時間はECLIPS-S130のFORTRAN Vで約8分であった。

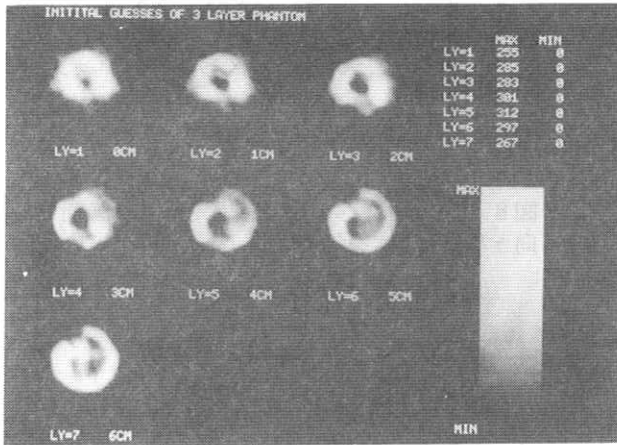


図10 (9)式で示される Initial Guesses. LY=1 ガアパチャに最も近い層で、各層は像面でのサンプル1つの視差を与える。

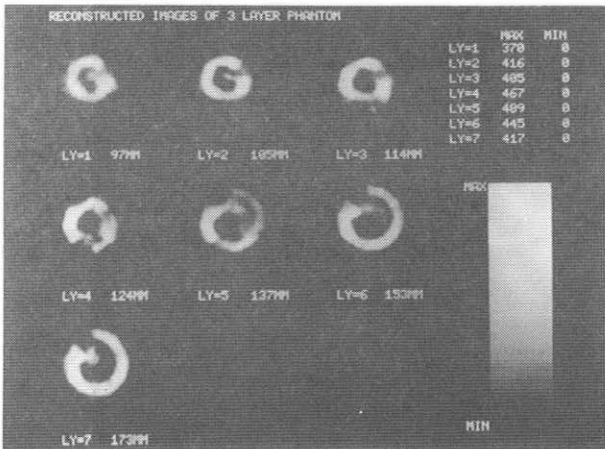


図11 5回目の再生像を示す。図8に示される各ファントムの位置、形、欠損の大きさなどROIは全て良好に認識できる。

5. 結 論

2種類1組のコヒーレントコード法は、平面物

体像及び3次元物体の断層像を良好に再生できることが確認された。しかも、ピンホールを増やすことにより、検出効率の改善が、投影像の拡大から像の空間分解能の向上が実現されているのである。但し、平面物体を再生するには、ピンホールの間隔を狭めて、視差が生じないようにするのが良い。一方、断層像を得るには、逆にピンホールの間隔をひろげて、できるだけ多くの視差をとる方が、より良い奥行き分解能が得られる。従って、この方法でも、用途に従ってコリメータのサイズとピンホールのかえなければならぬ。

良好な再生結果から、このシステムの臨床への応用が期待される。

参 考 文 献

- 1) R. A. Vogel, D. Kirch, M. Lefree and P. Steele; J. Nucl. Med 19(1978) 648
- 2) M. Y. Chiu, H. H. Barrett, R. G. Simpson, C. Chou, J. W. Arendt and G. G. Rind; J. Opt. Soc. Am. 69(1979) 1323
- 3) 大山, 本田, 辻内, 遠藤, 松本, 飯沼, 石松; IEEE Trans. NS 投稿中
- 4) 大山, 本田, 辻内; Opt. Commun. 27(1978) 339
- 5) 大山, 本田, 辻内, 飯沼, 石松; 放射線像研究 10(1980) 104
- 6) 大山, 本田, 辻内; Opt. Commun. 36(1981) 434

N M R - C T の 開 発

東 芝 総 研 井上多聞，佐藤幸三，巨瀬勝美
東 芝 医 技 研 鈴木宏和
東芝メディカル 佐藤昌高，武藤安弘
東 大 物 性 研 安岡弘志

1. はじめに

核磁気共鳴の現象を利用した医学診断装置は、X線CTなどの既存の診断用イメージング装置と比較して、次に示すような多くの相補的な特徴を持っている。

- i) NMR映像法では、人体からの情報を抽出する媒体として磁場（静磁場および高周波磁場）が用いられるのみであり、電離性放射線は全く用いられない。このため、放射線障害のおそれが皆無である。
- ii) NMR映像法では、特定の核種のみからの信号を選択的に測定できる。現在の技術では、実用的なNMR映像法によっては水素原子核からの信号だけが観測できるが、この場合、人体組織の最も基本的な構成核種の一つである水素の濃度分布を示す画像を直接得ることができる。
- iii) NMRによって得られる基本的な情報である緩和時間を通して、生体組織の生化学的狀態に関する信号を画像として表現することができる。このため、悪性腫瘍と正常細胞の区別など、細胞レベルの情報を画像信号として直接診断に提供する方法が確立するものと期待される。
- iv) 流れや拡散などの物質の動的な変化に対して、NMRは異った信号を与える。このため体内の血流の観測などのための有効な手段として用いることができる。

このようにNMR映像法は、既存の診断用映像機器では得られない多くの特徴を持ち、X線CTに続く次の世代の医学診断用機器として世界各国で競って実用化のための努力が続けられている。筆者らも数年前からNMR映像法の研究を続けて来たが¹⁾、今回実用的な診断が可能な全身用NMR-CTの試作を完了した。この装置の内容および実際の人体測定の結果について報告する。

2. NMR映像法

NMR信号は本来空間の特定の微小な領域に発生された静磁場のもとで観測されるのに対し、画像は2次元の分布であるので、NMR映像を得るためには、何らかの画像形成の特殊な手法が必要となる。原理的には、点ごとの情報を抽出して、このような点で指定された面を走査すれば画像が得られるが、NMR信号は通常一回の測定に秒に近いオーダーの時間が必要であるので、数万を超える画素数の診断用画像を、この様な方法で形成することは実際上不可能である。このため、NMR信号を空間位置情報

と直接対応づけて能率良く信号を抽出し、数分程度で診断に十分な画像を得る方法が必要になる。

NMRは原子核の持つ磁気モーメントが静磁場中で行なう歳差運動との共鳴現象として表現することができるが、この共鳴周波数(ラーモア周波数)は、対象の原子核を指定すれば、印加する静磁場の強さのみに比例する。したがって、静磁場の強さを空間の特定方向への座標の関数とすれば、ラーモア周波数も同様に、この空間座標の関数となる。この対応関係を線型にすれば、周波数のスケールがそのまま空間座標として使えるので、通常は線型の勾配磁場を発生する方法が用いられる。図1にこのような対応関係を利用してNMR信号に対する投影を求める方法の概要を示す。このような原理は最初、Lauterburによって提案され²⁾ Zeugmatography と名づけられている。現在の実用的な診断が可能なNMR映像法では、短い測定時間で必要な情報を得るために、このような線型勾配磁場を印加する方法がとられる。

NMRの信号を測定する方法として通常“パルス法”が用いられる。この測定法は、比較的強度な高周波磁場を短時間照射して原子核スピンの向きを特定の方向に揃え、その後得られる自由誘導減衰(Free Induction Decay, FID)と呼ばれる熱平衡状態へ戻る減衰過程を観測する方法である。これによって得られる信号は、ラーモア周波数に対する共鳴信号の分布とは見掛け上全く

異なるが、物理的には同一の現象に対し、時間領域あるいは周波数領域で観測するかの違いがあるにすぎない。数学的にも両者は等価で、互いに1次元Fourier変換で結ばれている。したがって、通常の測定ではNMR信号は時間あるいは周波数という1次元パラメータの信号として情報が表現されることになる。これに対し、被写体は3次元の分布であるので、実験で得られるNMR信号を表わす関数とは2次元のギャップが存在する。このうちの1次元の成分の情報を得るため、通常は被験体のスライス面を指定することを行なう。

このスライス面決定のための代表的な2つの方法がある。第1の方法は感応平面(Sensitive Plane)と呼ばれる領域を決定する方法³⁾である。この方法では、スライス面に垂直な方向への1次元座標の関数として与えられる線型勾配磁場の強度を、指定する空間位置以外の点で時間的に変調し、スライス面の位置から寄与する信号のみが実質的に観測されるようにする。すなわち、例えばZ方向に対し $G_z z$ で表わされる線型勾配磁場が印加されている状態では、 $G_z(z-z_0) \sin \alpha t + G_z z_0$ のように $z = z_0$ の面を除き線型勾配磁場強度を時間的に変化させる。この時間の信号を $1/\alpha$ より充分長い時間観測すれば $G_z z_0$ 線型勾配磁場の強度を持つ面から寄与する信号が殆んどとなり、 $z = z_0$ のスライス面が指定され

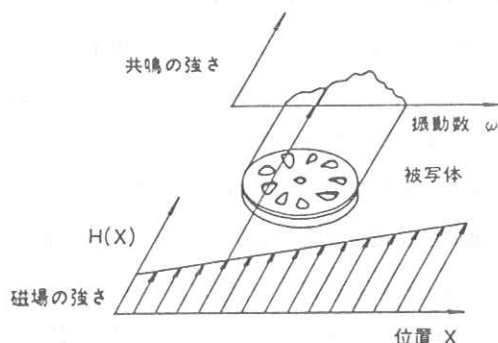


図1 線型勾配磁場を用いたラーモア周波数と空間座標との対応づけの方法および投影データの測定

ることになる。第2のスライス面決定の方法は選択励起法⁴⁾(Selective Excitation Method) と呼ばれるものである。この方法ではパルス法における励起パルスを所定の面に対応した磁場強度に相応するラーモア周波数の成分に対してのみ与える。すなわち、z方向への線型勾配磁場を $G_z z$ で表わせば、スライス厚 Δz に対しラーモア周波数は、 $\Delta \omega = \gamma G_z \Delta z$ の幅を持つ。但し γ は対象核種の回転磁気比である。この周波数分布を1次元Fourier変換すれば、時間領域で $\sin(\Delta \omega \cdot t/2)/t$ に比例した関数が得られる。この関数の主要部分にそった強度分布で励起パルスを発生して印加すれば、指定した位置における Δz の厚みのスライス面内部のみの原子核スピンスピン系が励起される。このようにして、特定のスライス面のみを励起すれば、これに従って得られる信号は励起された面内からの情報のみを含むので、被検体の特定のスライス面が決定されたことになる。

これらの方法によりスライス面の指定を行なうことができ、この面内の情報を決定することが次の問題となる。こゝに前述の感応平面法で選択励起法で用いられた手法を他の座標軸の方向へ同様に用いることによってこれらを実現することもできる。しかし、これらの方法は主として点ないし線走査の方法であり、十分な画素数の画像データを高速に得ることは困難である。このため、現在のNMR映像法では選択励起法や感応平面法などをスライス面決定の手法として用い、スライス面内の映像信号を高速にとり出す方法と組合せて実用的な方法を得ようとする場合が多い。このようなスライス面として指定される断面内の情報をとり出す方法の代表的なものは、各種のCTで用いられている種々の方向への被写体の投影関数を得て、計算により原分布を再構成する投影再構成法である。この投影再構成法では1次元変数の関数としてのNMR信号から直接に投影に関する情報が得られ、一定時間に得られる情報のSN比の点で最も有利な方法とされている。具体的な方法はすでに図1に示した場合と同様である。すなわち、スライス面内の特定の方向に発生させられた線型勾配磁場のもとで得られるラーモア周波数に対する共鳴信号の強さは、等磁場強度線にそって存在する対象の原子核の信号の総積分量を与える。したがって、被検体の存在する範囲の磁場強度分布に対応するラーモア周波数に対する共鳴振幅を測定すれば、印加された線型勾配磁場方向に対するNMR信号に関する投影関数が得られる。被写体をめぐる各方向からの投影関数が得られれば、X線CTで用いられているフィルタ補正逆投影法などの画像再構成アルゴリズムにより、きわめて正確に原像が再構成される。各方向への投影を求める場合、X線CTでは線源と検出器の相対位置関係を機械的に変化させるのが普通であり、他の電氣的に制御し得る操作に対し、迅速性、確実性など問題が多かった。これに対し、投影再構成法を用いるNMR-CTでは、スライス面内の直交する2方向へ、それぞれ線型勾配磁場を生成して、これらを各座標軸に対する方向余弦の割合で混合すれば、スライス面内の任意の方向への線型勾配磁場が発生できる。このため、各方向への投影データの収集もきわめて容易に実行できる。得られた投影データから原像を再構成する方法は通常アルゴリズムは「投影データの1次元Fourier変換は被写体関数の2次元Fourier変換の原点を通る投影角方向への直線上の成分を与える」との定理に基いている。一方、NMR映像法で一般に用い

られるパルス法による測定では、周波数レスポンスとして得られる投影関数の Fourier 変換が、FID 信号などの時間信号として直接観測される。したがって、被写体の 2 次元 Fourier 変換が直接得られることになるが、これも投影再構成法の有利な点の一つである。筆者らは現在選択励起法によるスライス面の指定と、投影再構成法とを組合せたイメージング方式を用いている。この方式は、現在最も実的に有利な NMR 映像法の一つとされ、多くの研究機関で研究が進められている。

上述のように、投影再構成法では被写体の 2 次元 Fourier 変換関数の原点を通る種々の方向への直線上のデータが NMR 信号として得られた。したがって、この方法では被写体の 2 次元 Fourier 変換関数の極座標表現における情報を直接観測する方法と云うことができる。このような方法に対し被写体の 2 次元 Fourier 変換の直交座標によって表現される情報を直接観測するものが 2 次元 Fourier 変換映像法である。この方法では、パルス法における FID 信号が振幅情報のみならず、位相に関する情報も含んでいる⁵⁾ ことを利用している。すなわち、2 次元 Fourier 変換映像法では、選択励起パルスにより指定のスライス面内を励起した後、面内の x 方向への線型勾配磁場を期間 τ_x の間与えて、この変化に応じた位相分布を与える。この後、面内の直交する y 方向へ線型勾配磁場を切換えて、この段階で発生する FID 信号を、この期間 τ_y をパラメータとする関数として得る。期間 τ_x の長さを種々変化させて測定を行えば、 τ_x と τ_y を互に直交するパラメータとする原子核スピン密度分布関数の 2 次元 Fourier 変換関数が決定される。したがって、この 2 次元関数を直交する座標系表現のまま 2 次元 Fourier 変換すれば、たゞちにスライス面の NMR 映像が得られる。

3. 実用的 NMR 映像装置における測定例

筆者らは数年前より、このような多くの特徴を持つ NMR 映像装置の実用化を目指して基礎的な検討を行なって来た⁶⁾ 小型の空芯マグネットを用いたシミュレータを作成し、イメージング方式の詳細な比較検討を行ない選択励起法によるスライス面指定方法と、投影再構成法とを組合せた映像形成法を決定し、これらに必要な技術を確立した。昨年度より人体計測用の大型空芯マグネットを用いたシステムの製作に入り、本年 4 月に、この試作装置を完成した。磁場は常電導の 4 コイルシステムにより生成され通常の測定では磁場強度は 1,200 Gauss でありこの静磁場強度に対応する水素原子核のラーモア周波数は 5.11 MHz である。このシステムを用いた測定例を以下に紹介する。図 2 は胸部撮影例である。皮下脂肪層からの強い信号や脊髄周囲の弱い信号など X 線 CT と大きく異なった様相が認められる。中央上部にある心臓は内部の血液部分

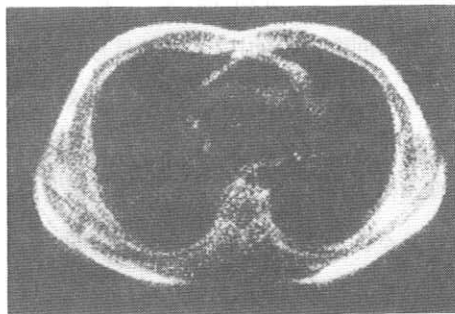


図 2 NMR-CT による胸部撮影例

は信号が殆んど無いため低い濃度に表わされ、X線CTの場合と全く異なっている。また、数分の測定時間にもかかわらず、心臓の中隔が認められるのは、将来この部分の診断にも NMR 映像がきわめて大きな可能性を持つことを示唆するものと云えるであろう。図3は腹部の撮影例である。左側の肝臓や右側にある脾臓の様子などが顕著に認められる。図4に示すものは大腿部の断層像であるが、骨髄からの強い信号が周囲の骨組織と対照的である。これらのNMR映像は主として水素原子核の濃度を基本として表現したものであるが、実際には測定条件により緩和時間の影響や、流れなどが反映したもとなっている。これらのうち、とくに緩和時間の効果は

$$C = [1 - \exp(-t_1/T_1)] \cdot \exp(-t_2/T_2)$$

として表わされ、水素原子核濃度分布の強度が、この因子に応じて各画素ごとに影響を受ける。ただし、ここで T_1 はスピン-格子緩和時間、 t_1 は測定条件における T_1 の影響を示すパラメータ、また T_2 はスピンスピン緩和時間、 t_2 は T_2 の影響を表わすパラメータである。図2~4に示した例では、 $t_1 = 0.2 \text{ sec}$ 、 $t_2 = 0.03 \text{ sec}$ である。また、反転回復法と呼ばれる手法で T_1 の影響を強調した頭部の映像を図5に示す。この映像は、水素原子核濃度を主とした場合では区別が附け難い白質と灰白質の区別も明瞭に示している。反転回復法では先ず 180° パルスを印加して、磁化の方向を反転し、一定時間経過した後、この反転した磁化が回復する途中でNMR信号を観測するものである。したがって、待時間 τ_0 に対し $[1 - 2 \exp(-\tau_0/T_1)]$ に応じて T_1 が強調された映像が得られる。なお、この説明からも容易に理解されるように反転回復法で待ち時間 τ_0 の値を変化させて画像を複数枚得れば、上式に従って各画素ごとに T_1 が計算され、比較的純粋な T_1 だけの画像を得ることが可能である。また、 T_1

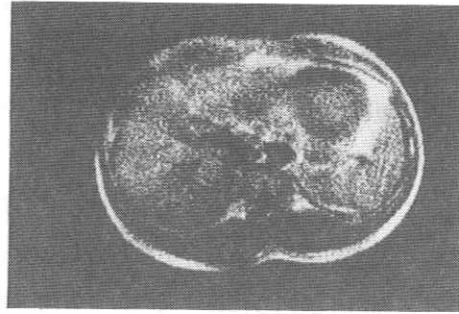


図3 NMR-CTによる腹部撮影例

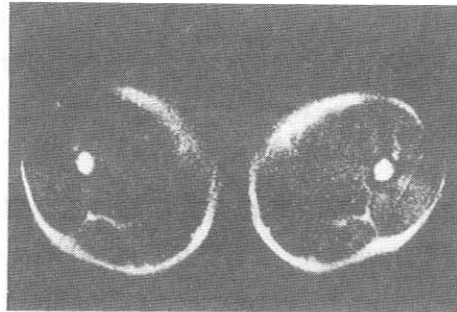


図4 NMR-CTによる大腿部撮影例

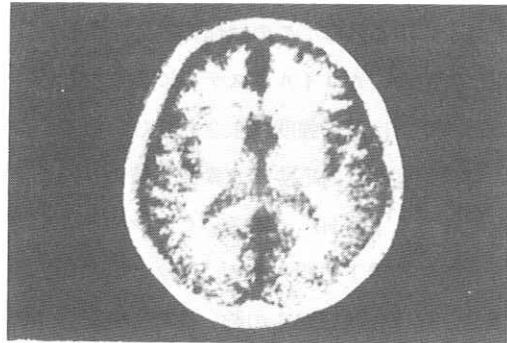


図5 NMR-CTによる頭部撮影例。反転回復法により T_1 を強調したもの

に関する場合と同様に、 T_2 に対しても類似の手法を適用し適当なパルス系列を作用させることにより T_2 に関する画像を得ることも原理的に可能である。しかし、どちらの場合も一般に画像の S N 化が劣化することが多く、通常の診断の目的には、それぞれのパラメータを強調した画像の方がより多くの情報を提供するように思われる。

4. おわりに

以上 NMR 映像法の特徴と映像形成方法の内容を簡単に説明し、筆者らが開発した装置により撮影された NMR-CT 像を紹介した。これらの例から判るように、すでに実用的な診断条件のもとでかなりの解像度を持った NMR 映像が得られるようになった。しかし、依然として映像形成方式など決定版が得られた訳ではなく引続き、この方面の研究が必要である。このような状況ではあるが、全体として基本的な困難は殆んど解決され、新しい医学診断用機器としての有効性が充分期待できる段階に来ているように感じられる。しかし、このような NMR 映像装置が医学診断に新しい情報を提供する機器として完成する迄には、工学的な問題よりも、むしろ臨床におけるソフトウェアが確立することが重要な問題であり、この問題も含めて NMR 映像法が完成するには未だかなりの時間が必要なものと思われる。

文 献

- 1) 井上ほか, 東芝レビュー 36, 636(1981)
- 2) P.C.Lauterbur, Nature 242, 90(1973)
- 3) W.S.Hinshaw, Phys. Letters 48A, 87(1974)
- 4) P.Mansfield et al, J. Phys. E: Sci. Instrum. 9, 271(1976)
- 5) A.Kumar, D.Welti, and R.R.Ernst, J. Mag. Res. 18, 69(1975)
- 6) 巨瀬ほか, 日本物理学会 1982 年々会報告 2 p C 3 (1982)

デジタル フルオロスコープ アンジオグラフィ システムについて

日立メディコ研究開発センター 神谷正己, 常岡雅幸

1. はじめに

デジタルラジオグラフィには、種々の方式があるが、このうち今日実用化されているものは、X線検出器系として、X線イメージインテンシファイアとテレビカメラを用いた、デジタルフルオログラフィと呼ばれる方式である。この方式は、従来動脈カテーテル法で行っていた動脈血管造影撮影を、静脈注射（静脈カテーテル法を用いることもある）によって行うことが出来るものである。さらに、術中にリアルタイムで像を観察出来る長所も備えている。

表1に、デジタルフルオログラフィ（DF）法とカテーテル法の比較を示す。

弊社では、56年よりデジタルフルオロスコープアンジオグラフィ（DFA）システムの開発に着手し、57年1月より臨床評価を行っている。現在まで（57年6月）120人以上の患者に対し検査を行っている。

DF法の原理と試作機の構成、及び臨床について述べる。

2. デジタルフルオロスコープアンジオグラフィとは

デジタルフルオロスコープアンジオグラフィ（DFA）の原理は、血管造影撮影において造影剤の注入前の画像（マスク像）と注入後の画像（ライブ像）の引算を行い、造影剤のみの像（サブトラクション像）とし、コントラスト強調を行い、リアルタイムで表示することである。血管像のみの画像としコントラスト強調を行うことにより、静脈注射により動脈血管造影撮影が可能となる。このためには信号のSN比が大きいことが不可欠である。

フィルムによるサブトラクションは、以前より行われていたが、操作が繁雑で、アナログ手法によ

表1 DF法とカテーテル法の比較

	DF法	カテーテル法
手 法	静脈注射に準じた手法 （比較的容易）	カテーテル手法 （高度の熟練を要する）
造影剤注入	静脈注射 （12ml/s, 40ml）	動脈を切開し、カテーテルを診断部位まで挿入
検査時間 （患者負担）	20～30分 （外来も可）	2時間以上 （入院が必要）
検査処理 可能件数	8件以上/1日	最大4件/1日
検査対象	大, 中血管 （最小直径 1mm）	全ての細い血管 （直径 0.1mmまで）

ては高S/N比を保って演算することは不可能であった。静脈注射による血管造影を可能にした要因は、高S/N比X線検出器系とデジタル演算器の採用である。高S/N比達成のための努力は、テレビカメラに注がれ、800:1のS/N比を得た。さらにビデオノイズ及びX線量子の統計ノイズを低減するためフレーム加算を行う。

臨床には、3つの方法を用いる。これらは、各々特定の部位の検査に適したものである。

(i) Serial Mode

頭部、頸部、肺、腎、腹部、下肢等の血管造影に適用される方法である。図1に概念を示す。

はじめに、造影剤を静脈注射し、造影剤が関心部位に到着する前にマスク像の撮影を行なう。造影剤到着後ライブ像の撮影を行い、マスク像との引算を行いサブトラクション像を表示する。マスク像、ライブ像の撮影は、2~8フレーム加算を行いノイズ低減を行う。

この方法では、検査中に患者が動かないことが要求される。患者の動きにより

サブトラクションが不完全な場合、マスク像を新たに設定し、(たとえば、ライブ像1)サブトラクションを行う。この方法をリマスキングと呼ぶ。この方法は、臨床において、しばしば有効であった。

(ii) Continuous Mode

心臓の検査に用いる方法で、シネ撮影の左室造影に対応するものである。図2にその概念を示す。約1秒間(心拍の一周期に対応)撮影を行い加算平均しマスク像とする。マスク撮影後、造影剤の注入を行いライブ像を撮影し、逐次マスク像との引算を行い、毎秒30コマの速さで、サブトラクション像を表示する。

(iii) TID (Time Interval Difference) Mode

Continuous Modeの補助として用いられる方法で、Continuous Modeの出力像を入力として処理

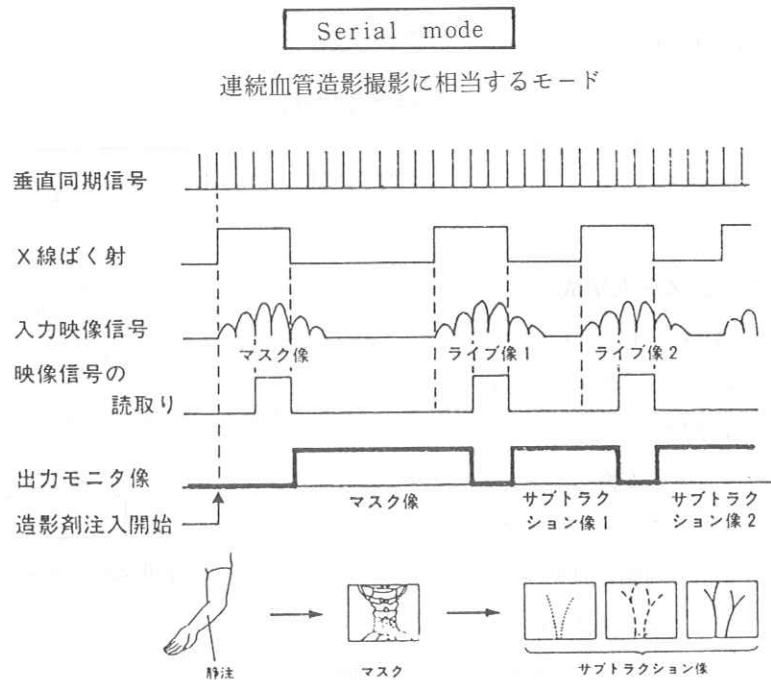


図1 Serial Mode

を行う。概念を図3に示す。
 ここで、X線ばく射及び造影剤注入開始は、Continuous Mode において用いられたタイミングを示す。1~3フレーム間隔でサブトラクションを行い、短時間に動いた部分のみを表示する。この方法は、心壁の動き、弁の動きを観察するのに適している。

3. システム構成

図4に、DFAの構成を示す。テレビカメラからのビデオ信号を高速アナログデジタル変換し、フレームメモリを用いて、リアルタイムで画像処理を行い、コントラスト強調を行い、デジタルアナログ変換して、テレビモニタへ出力する装置である。

被写体を透過したX線はX線イメージインテンファイアにより可視像に変換されるとともに輝度増倍される。この像は、テレビカメラにより撮影され、ビデオ信号に変換された後AD変換器でデジタル化される。デジタル信号は、対数変

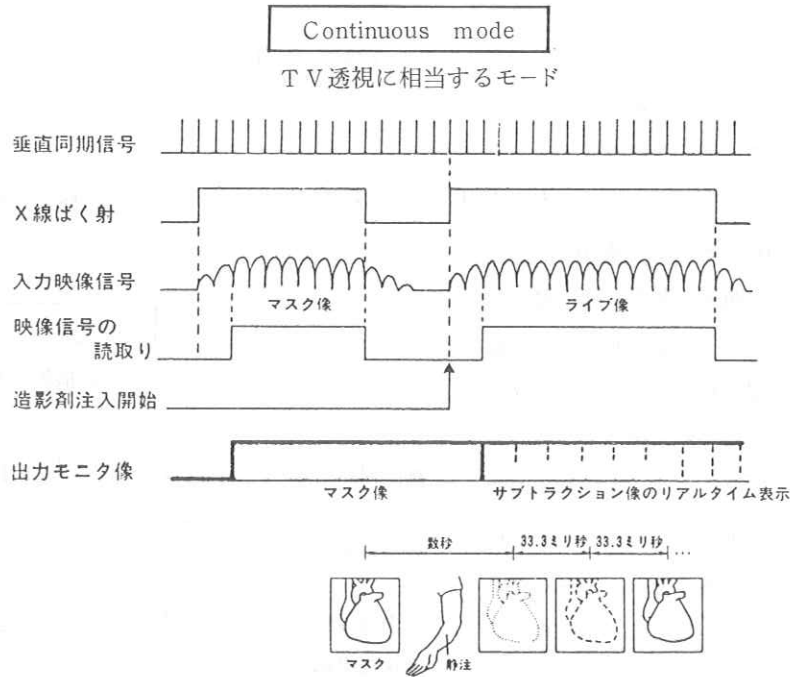


図2 Continuous Mode

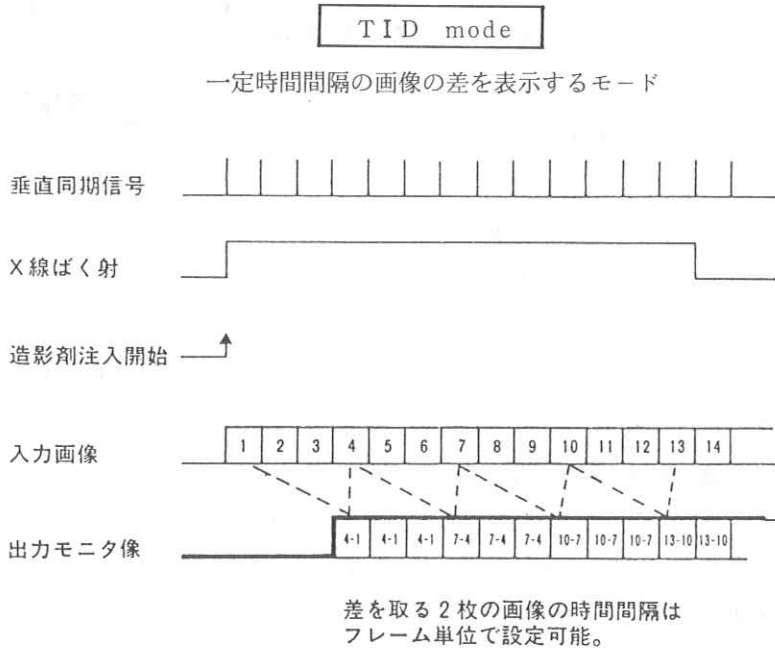


図3 T I D Mode

換された後、画像処理部に入力される。対数変換は、サブトラクションを行った時、入力信号の大きさによらず、血管径のみに依存した信号の大きさにするために行う。

造影剤注入前の画像は、フレームメモリ1に、又注入後の画像は、フレームメモリ2に記憶され、サブトラクションが行われる。

サブトラクションは像は通常コントラストの小さい画像であるので、コントラスト強調を行った後D/A変換器で、アナログのビデオ信号に変換され、テレビモニタに表示される。

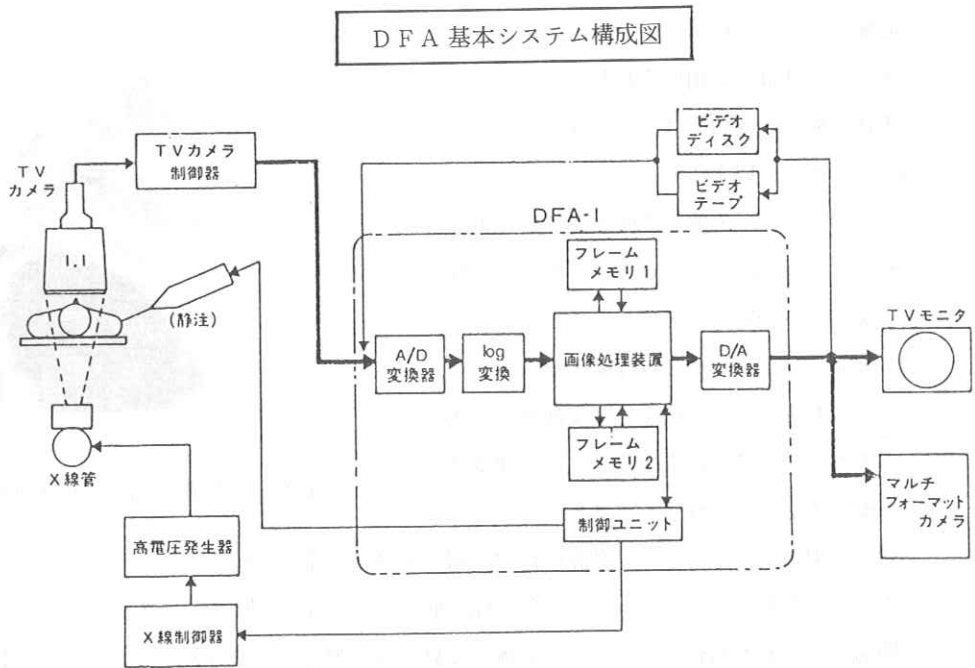


図4 DFA基本システム構成

テレビモニタに表示された画像は、ビデオディスク又は、ビデオテープ装置に記録出来る。又、マルチフォーマットカメラによってハードコピーの作成も行える。

試作機では、制御に、日立のミニコン、HITAC E600を使用し、制御の一部はマイコンを用いて行っている。このため拡張性に富み、種々のモードの実現及び装置の性能測定のためのプログラム作成が、容易になっている。

4. 臨床

臨床評価は、熊本大学医学部の高橋教授と

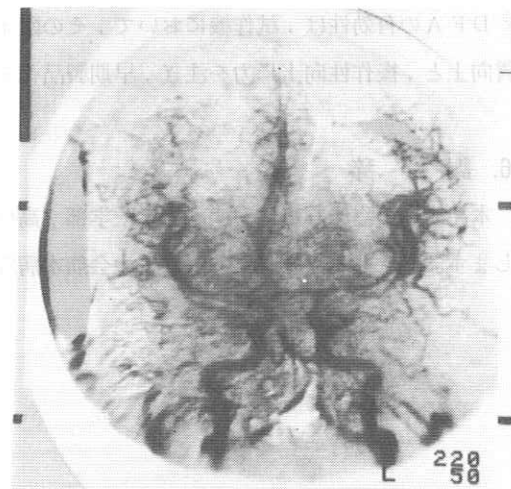


写真1 頭正面(頭蓋内腫瘍)

と共同研究で行っており、120人を超す患者に検査を実施した。その対象部位による内訳は、心臓50%、頭部20%、頸部10%、肺動脈10%、腹部その他10%である。

心臓には、Continuous Mode、その他にはSerial Mode が用いられた。

現状の検査の成功率は、Continuous Mode で90%以上、Serial Mode で80%以上であるが、失敗の要因としては、患者の動き、造影剤注入のタイミング設定の失敗と、装置の不安定性がある。

写真1に頭部、写真2に肝臓の臨床写真を示す。これらは、造影剤を尺側皮静脈より注入したもので、その注入量及び、注入速度は40ml、12~14ml/Sである。

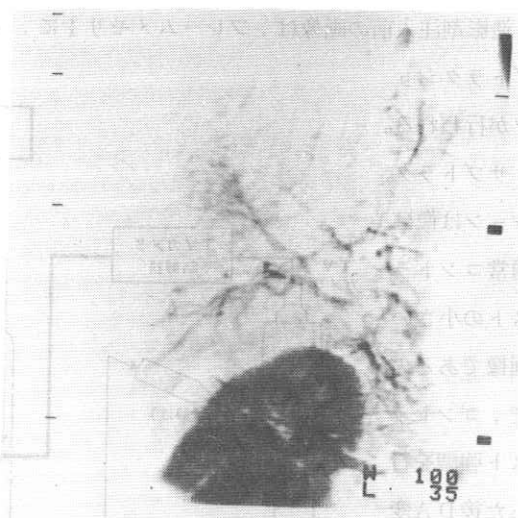


写真2 肝臓正面（肝細胞癌）

静脈注射にもかかわらず、動脈のかなり細い部分まで描出されている。

なお、試作機での低コントラスト部の描出能力は、15cmの厚さのアクリルファントム上に、直径と同間隔で置かれた血管ファントムが分離して見えるか測定し、1mm2%、又は、2mm1%であった。

5. むすび

DFAの有効性は、試作機において、その臨床評価において十分立証された。今後は、より一層の画質向上と、操作性向上に力を注ぎ、早期製品化を行い広く臨床に貢献出来るよう努力する。

6. 謝 辞

本発表中の臨床写真は、熊本大学医学部、高橋教授の御提供によるものであり、厚く感謝の意を表わします。又、熊本大学医学部及び済生会熊本病院のスタッフの方々に、厚く感謝の意を表わします。

エントロピー法による医療用X線デュープフィルムの画質評価

藤田広志*・土井博志**・横山三吉***・山下一也****・内田 勝**

* 岐阜工業高等専門学校電気工学科

** 岐阜大学工学部電気工学科

*** 西濃運輸健康管理センター

**** 大阪大学医療技術短期大学部

1. はじめに

オリジナルX線フィルムを複製して他の施設へ貸し出したり、診断用あるいは研究用に保存する目的で、最近よく医療用X線デュープフィルムを使用するようになってきた。デュープフィルムは原像のもつ情報を損うことなく再現し得る能力をもっていることが必要である。

本研究では、最近新しく登場したエントロピー法¹⁾²⁾をデュープフィルムの画質評価に適用するため、計算法および測定法の一部改良を行なった。デュープフィルムの画質を情報伝達能力の観点から評価し、さらに複製を続けた場合(複製の複製を作る)の情報伝達についても検討を行なった。

2. 実験方法と結果

エントロピー法による増感紙-フィルム系の画質評価については、すでに幾つかの報告を行なった³⁻⁸⁾。これらの適用例では、入力としてアクリル階段を使用して減弱させた数種の強度のX線、出力としてそれぞれの強度のX線によって黒化したフィルムの濃度をとっている。このとき、濃度測定的位置は、アクリル階段像上の各段の像においてその範囲内をランダムに選定してある。

エントロピー法をデュープフィルムの画質評価

に適用するとき、上記の出力に相当するフィルムの濃度、すなわち原像の濃度が新たに入力となる。これに対する出力は、この原像をデュープフィルムを用いて複製することによって得た複製像の濃度である。このように、本研究ではこれまでの手法をそのまま適用できない。新しく測定法・計算法の開発が必要となる。以下に、これらについて記す。

まず原像を作製する。被写体として上記と同様にアクリル階段(厚さが3.0~3.3mmまで各段1mm厚で4段階に変化)を用いた。使用した増感紙-フィルムはLTII-Aで、X線管条件は61.4kVp, 50.3mA, 1/30secで、焦点-フィルム間距離は180cmである。現像はタンク現像で4分間処理。

このようにして作った原像のもつエントロピー(平均情報量)、すなわち入力のエントロピー $H(x)$ は、原像の濃度を n 回測定し、これによって得た推定確率 P_i ($i=1, 2, \dots, k$)から次式で計算できる。

$$H(x) = -\sum p_i \cdot \log_2 p_i \quad [\text{bits}] \quad (1)$$

この原像をデュープリケータで複製すれば、アクリル階段を被写体とした原像の複製像を得る。この複製像の平均情報量(出力のエントロピー)

$H(y)$ は、入力原像の濃度測定を行なった同一位置の濃度の測定を n 回することによって得る推定確率 $P_{\cdot j}$ ($j=1, 2, \dots, m$) から次式で計算できる。

$$H(y) = -\sum p_{\cdot j} \log_2 p_{\cdot j} \quad [\text{bits}] \quad (2)$$

原像と複製像の同一場所の濃度が測定できるように、本研究では原像に印をつけた。この印はそのままの位置で複製像に複製する。オリジナルフィルムのアクリル階段像の各段の領域にランダムに内径約 1.5 mm の円形の印を 100 個つけた。総

表 1 入力 X と出力 Y の頻度相関数。ここで入力 x_i の頻度は η_i 、出力 y_j の頻度は $\eta_{\cdot j}$ 、入力 x_i と出力 y_j の頻度は η_{ij} で表わしてある。

		入 力 X							
		x_1	x_2	x_3	\dots	x_i	\dots	x_k	Σ
出 力	y_1	n_{11}	n_{21}	n_{31}	\dots	n_{i1}	\dots	n_{k1}	$n_{\cdot 1}$
	y_2	n_{12}	n_{22}	n_{32}	\dots	n_{i2}	\dots	n_{k2}	$n_{\cdot 2}$
	y_3	n_{13}	n_{23}	n_{33}	\dots	n_{i3}	\dots	n_{k3}	$n_{\cdot 3}$
	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
	y_j	n_{1j}	n_{2j}	n_{3j}	\dots	n_{ij}	\dots	n_{kj}	$n_{\cdot j}$
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	
y_m	n_{1m}	n_{2m}	n_{3m}	\dots	n_{im}	\dots	n_{km}	$n_{\cdot m}$	
Σ	$n_{\cdot 1}$	$n_{\cdot 2}$	$n_{\cdot 3}$	\dots	$n_{\cdot i}$	\dots	$n_{\cdot k}$	n	

数 n は 400 となる。このようにして原像が各々の位置において濃度として持っている情報が複製像にどのように伝達するかを知ることができる。これらのデータを表 1 に示す相関表にまとめて、計算処理する。

この相関表から、原像と複製像との結合エントロピー $H(x, y)$ が次式で計算できる。

$$H(x, y) = -\sum p_{ij} \log_2 p_{ij} \quad [\text{bits}] \quad (3)$$

以上の三つの式を用いて、伝達情報量 $T(x; y)$ および伝達効率 η が計算できる。

$$T(x; y) = H(x) + H(y) - H(x, y) \quad (4)$$

$$\eta = [T(x; y) / H(x)] \times 100 [\%] \quad (5)$$

実験に使用した医療用 X 線デュープフィルムは A (国産)、B (国産) および C (外国産) の 3 社のものである。図 1 に実線で、上記原像と同じ記録系の特性曲線 (タイムスケール法) を示す。

同図の他の曲線は、このオリジナル特性曲線を濃度 1.0 で同一になるようにデュープリケータの露光タイマーを調節して得たもので、3 社のそれぞれ

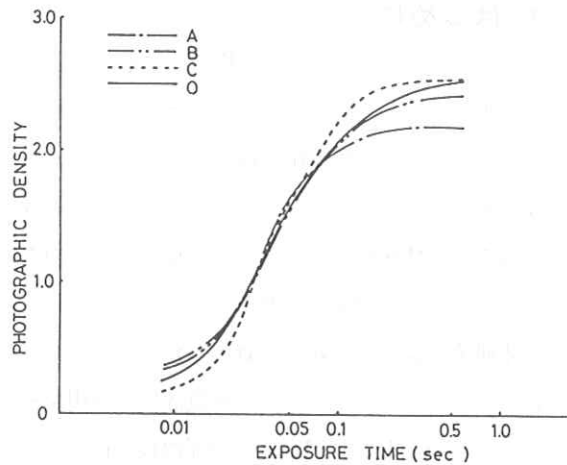


図 1 オリジナルフィルムの特性曲線 (O) と、これを濃度 1.0 で同一になるように複製した各社 (A, B, C) のデュープフィルムの特性曲線を示す。

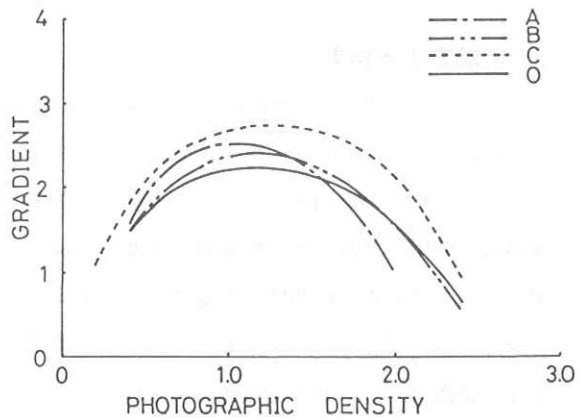


図 2 図 1 に示した特性曲線に対するグラジエント曲線

れを示す。図2は、これらの曲線の勾配を濃度に対してプロットしたグラジェント曲線である。なおすべてのデュープフィルムは自動現像機Ru(3.5分処理)によってB社の薬品で行なった。また、複製露光はTDSプリンターに高

表2 原像(入力)→1回目の複製像(出力)のA社の頻度相関表

OUTPUT Y	INPUT X														Σ
	0.93	0.94	0.95	0.96	0.97	0.98	0.99	1.00	1.01	1.02	1.03	1.04	1.05	1.06	
0.85		1													1
0.86		2	1												3
0.87	1	7	4	1											13
0.88		1	8	2											11
0.89		2	4	2											8
0.90		1	2	10	6		1								20
0.91		3	3	14	14	5	6								42
0.92			1	5	17	8	15	4	1						54
0.93				2	8	7	12	9		1					38
0.94			1	2	4	4	1	2							14
0.95					1	1	1	6	1		1				11
0.96						2	2	2	2	3	1				10
0.97						1	3	5	5	7	2	1			24
0.98							2	2	1	5	1	1			12
0.99								2	3	9	7				21
1.00					1	1		2	2	4	2	1			12
1.01								2	1	3	2				9
1.02										1		2			3
1.03									1	2	4	3	1		11
1.04									2	1	4	10	6	1	24
1.05											5	6	9	7	29
1.06											2	5	10	4	22
1.07												1	4	3	8
Σ	1	17	24	38	51	27	45	37	17	45	42	37	16	3	400

精度タイマーを付加して行なった、濃度計はデジタル表示のPDS-15を使用した。

表2には、A社のデュープフィルムの場合の頻度相関表を示す。B社およびC社のものはここでは省略する。

本研究では、原像から得た複製像をさらに複製した場合のエントロピー解析を行なった。この場

合には、上記の実験の出力、すなわち複製像の濃度が今度は入力となり、新たに複製した複製像の濃度が出力となる。このとき、濃度測定的位置はすべて原像と同じ場所を測る。表3に、A社のデュープフィルムの場合の1回目の複製から2回目の複製への相関表を示す。また、表4のような原像から2回目の複製への相関表も作成できる。B

表3 1回目の複製像(入力)→2回目の複製像(出力)のA社の頻度相関表

OUTPUT Y	INPUT X																	Σ							
	0.85	0.86	0.87	0.88	0.89	0.90	0.91	0.92	0.93	0.94	0.95	0.96	0.97	0.98	0.99	1.00	1.01		1.02	1.03	1.04	1.05	1.06	1.07	
0.79	1																								1
0.80		2	2																						4
0.81		1																							4
0.82			7	5	2	2																			17
0.83			3	4	3	4																			20
0.84			1	2	2	6	12	6	1																30
0.85					1	7	14	15	15	6	1														44
0.86						1	7	25	15	8	2														50
0.87							2	6	8	4	3														15
0.88							1	1	5	4	2	2	1												12
0.89								1	2	3	2	1													11
0.90									4	2	2	1													9
0.91										4	3	3	1	1											16
0.92											1	1	1												3
0.93											2	9	7	3	1										22
0.94											1	4	1	4	1										11
0.95											2	2	7	5	1										16
0.96											1	5	1	2	1										16
0.97												1	1	2	2										6
0.98													1	1	1										2
0.99														1	1										2
1.00															1										1
1.01																1									1
1.02																	1								3
1.03																		2							5
1.04																		1	4	1					17
1.05																		3	9	5					15
1.06																		1	5	6	4				16
1.07																		3	9	8	1				21
1.08																		1	1	4	6	2			14
1.09																					2	4			6
Σ	1	3	13	11	8	20	42	54	38	14	11	10	24	12	21	12	9	3	11	24	29	22	8	400	

社およびC社についても同様であるが、省略する。

表5に、上記の頻度相関表をもとに、各エントロピー、伝達情報量および伝達効率を計算した結果を示す。この表中に、データのバラツキの測度である条件つきエントロピー $H_x(y)$ ⁸⁾を次式で求め、その結果を示した。

$$H_x(y) = H(y) - T(x; y) \quad (6)$$

3. 考 察

表2～4で明らかのように、入力の各々 x_i ($i = 1 \sim k$)は等頻度(等確率)ではない。一方、従来のエントロピー法の適用例では、すべて等確率で行なっていた。しかしながら、本適用例では

入力是一片の同一サンプル(原像)を使用するので(同一入力)、この点に関して比較上問題にはならない。

原像のエントロピーは3.541bitsである(表5)。この原像をA社のデュープフィルムで複製すると($O \rightarrow D_1$)、1.453bitsの平均情報量が伝達される。これは入力の平均情報量の41.0%である。出力としてのデュープフィルムの複製像のエントロピーは4.156bitsであり、これは伝達情報量 $T(x; y)$ と、ノイズ成分といわれる条件つきエントロピー $H_x(y)$ との和に相当する⁹⁾この複製像を同じくA社のデュープフィルムでさらに複製すると($D_1 \rightarrow D_2$)、 $T(x; y)$ は2.288bits

表4 原像(入力)→2回目の複製像(出力)のA社の頻度相関表

		INPUT X														
		0.93	0.94	0.95	0.96	0.97	0.98	0.99	1.00	1.01	1.02	1.03	1.04	1.05	1.06	Σ
OUTPUT Y	0.79		1													1
	0.80		3	1												4
	0.81	1	7	6	3											17
	0.82		2	9	5	3		1								20
	0.83		1	3	7	9	6	4								30
	0.84		1	3	11	12	5	9	3							44
	0.85			1	7	15	6	15	5	1						50
	0.86			1	3	2	2	4	3							15
	0.87		1		1	5	1	1	3							12
	0.88		1		1	2	1	1	3	2			1			11
	0.89					1	1	3	2		2					9
	0.90					1	3		4	2	3	2	1			16
	0.91								1	1	1	1				3
	0.92						1	3	4	2	6	5	1			22
	0.93							1	1	3	6					11
	0.94							1	2	3	6	3	1			16
	0.95								4		3	1				8
	0.96							1		1	3	1				6
	0.97										1	1				2
0.98											1	1			2	
0.99										1					1	
1.00												1			1	
1.01							1				1	1			3	
1.02					1	1				1					5	
1.03							1		1		7	6	2		17	
1.04								1	1	4	2	5	1	1	15	
1.05								1		3	4	2	4	2	16	
1.06										5	3	7	6		21	
1.07										1	8	3	2		14	
1.08												5	1		6	
1.09												1	1		2	
Σ		1	17	24	38	51	27	45	37	17	45	42	37	16	3	400

となり、 η は55.1%である。このようにして得た $T(x; y)$ または η は、 $O \rightarrow D_1$ における出力エントロピー $H(y)$ が入力となるので、 $O \rightarrow D_1$ 伝達過程のノイズも $D_1 \rightarrow D_2$ 過程の入力に付加しており、解析上あまり重要な意味をもたない。これに対して、原像の情報が2回の複製過程を経てどれだけ伝達したかは表5の $O \rightarrow D_2$ からわかる。A社のデュープフィルムの場合、伝達効率のみでみると39.3%となり、 $O \rightarrow D_1$ 伝達過程よりもさらに情報伝達の割合は悪くなっている。しかしながら $O \rightarrow D_1$ と $O \rightarrow D_2$ の二つの経路の伝達効率(伝達情報量)の差はわずか1.7%(0.062 bit)にすぎない。BおよびC社のデュープフィルムのこれらについてみると、それぞれ1.3%(0.047 bit)および8.7%(0.310 bit)となる。

$O \rightarrow D_1$ 過程において、A, B, Cの比較を行なうと、 $C > A > B$ となる。同様に、 $O \rightarrow D_2$ でも $C > A > B$ となるが、CとAとの差はわずかになる。 $T(x; y)$ あるいは η の値は、コントラスト

表5 各種情報量の計算結果を、A, B, C 3社のデュープフィルムに対して示した表。Oは原像、 D_1 はその複製像、 D_2 は複製像の複製像を表わしている。

		$H(x)$	$H(y)$	$H(x; y)$	$T(x; y)$	η	$H_x(y)$
A	$O \rightarrow D_1$	3.541	4.156	6.244	1.453	41.0	2.703
	$D_1 \rightarrow D_2$	4.156	4.430	6.297	2.288	55.1	2.141
	$O \rightarrow D_2$	3.541	4.430	6.580	1.391	39.3	3.039
B	$O \rightarrow D_1$	3.541	3.642	5.873	1.310	37.0	2.332
	$D_1 \rightarrow D_2$	3.642	3.985	5.781	1.847	50.7	2.138
	$O \rightarrow D_2$	3.541	3.985	6.263	1.263	35.7	2.722
C	$O \rightarrow D_1$	3.541	4.206	6.008	1.739	49.1	2.467
	$D_1 \rightarrow D_2$	4.206	4.844	6.945	2.105	50.0	2.739
	$O \rightarrow D_2$	3.541	4.844	6.956	1.429	40.4	3.414

と粒状の二つの因子に影響を受ける。 $O \rightarrow D_1$ 過程の頻度相関表で、A, BおよびC(B, Cは本論文では省略してあるが)の各社のものを比較してみると、コントラストの情報伝達への影響がよくわかる。実際、図2のグラジエント曲線で、濃度1.0のところのグラジエントの値を比較すると $C > A > B$ となり、伝達効率と同じ順位となっている。

つぎに、条件つきエントロピー $H_x(y)$ についてみる。前述のように、 $H_x(y)$ は付加情報量とか雑音成分とよばれ、その値が小さいほどノイズは小さいことを示している。 $O \rightarrow D_1$ 過程では、 $H_x(y)$ の値は $A > C > B$ となり、 $O \rightarrow D_2$ 過程になると $C > A > B$ となる。総じて、ノイズが最も小さいのは、B社のデュープフィルムである。また、A, B, Cすべての場合において、複製の1回目($O \rightarrow D_1$)と2回目($O \rightarrow D_2$)とでは、後者の方が前者よりもノイズが増加している。すなわち、複製をくり返すとノイズは増していくことを示している。

4. 結 論

新しいエントロピー計算法を適用して医療用X線デュープフィルムの画質評価を行なった。従来の適用例と異なる点は原像と複製像の同一位置の濃度を測定するために、オリジナルフィルムに印をつ

けたことである。

A, BおよびCの3社のデュープフィルムの画質評価を、濃度1付近について行なった。1回目の複製によって、原像の情報量は半分以下に減少したが、2回目の複製による減少量はわずかであった。伝達情報量(伝達効率)の順位は、 $C > A > B$ であり、これはグラジェントの順位と同一である。また、頻度相関表からもグラジェント(フィルムのコントラスト)の影響が大きいことがわかる。

ノイズ成分である条件つきエントロピー $H_x(y)$ から、1回目の複製よりも2回目の複製の方がノイズが増加することがわかった。また、総じてB社のデュープフィルムがノイズが小さかった。

本研究に使用した設備の一部は、昭和56年度岐阜高専電気工学科に導入された特別設備の一部を使用した。導入に際して一方ならぬ御尽力をいただいた学校長をはじめ関係各位に深く感謝いたします。

文 献

- 1) 内田 勝, 大塚昭義, 藤田広志: 日放技学誌 36 (1980) 498.
- 2) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博 編著: 放射線画像情報工学(II), (通商産業研究社, 1980) 第8章
- 3) 藤田広志, 横山三吉, 内田 勝 他: 放射線像研究 9 (1979) 49.
- 4) 藤田広志, 横山三吉, 内田 勝 他: 放射線像研究 10 (1980) 38.
- 5) S. Uchida and H. Fujita: Jpn. J. Appl. Phys. 19 (1980) 1403.
- 6) 藤田広志, 稲津 博, 内田 勝 他: 放射線像研究 11 (1981) 26.
- 7) S. Uchida, H. Fujita and H. Inatsu: Jpn. J. Appl. Phys. 21 (1982) 319.
- 8) H. Fujita and S. Uchida: Jpn. J. Appl. Phys. 21 (1982) No. 8.

R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次				
顧 問	立 入 弘				
常任委員	佐々木 常雄	竹 中 榮 一	津 田 元 久	長谷川 伸	
委 員	飯 沼 武	一 岡 芳 樹	内 田 勝	梅 垣 洋一郎	
	金 森 仁 志	木 下 幸次郎	佐 柳 和 男	佐々木 常雄	
	竹 中 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久	
	杉 本 博	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫	
	矢 仲 重 信				

編 集 後 記

8月の声を聞いてもまだ梅雨空のもと、編集を終えました。

今回は病院内のコンピュータシステムに関して関東通信病院の三宅先生にお話を伺いました。私どもの大学では大型計算機により全学生に計算機演習を行っており、卒研の各研究室でもパソコン、ミニコンが沢山ありますが、多勢の学生の多数の教科成績の取扱いは昔ながらの手作業。今回の話は大変勉強になりました。有難うございました。特別構演の御希望や、見学の可能性のある所などお知らせ下さるようお願いします。

午後の研究発表も計算機利用技術オンパレード。御研究の進むことを祈ります。 (H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十七年六月

編集責任者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三―二一六―

内線 四二〇

発行所 R I I 研 究 会

発行者 竹 中 榮 一

〒113 東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線

医学教室内

電話 ○三一八―一五―五四―一

内線 八六七六

印刷所 東京都文京区湯島二―一―七

株式会社 コスモス

電話 ○三―八三―一〇九五五