

放射線像研究

VOL 9 . No. 3 . (通巻 60 号) 1979 年 9 月

* 目 次 *

研究会記事・会告	85 頁
特別講演資料	
1. X線と超音波を用いた左心室像の処理	88 頁
京都大学工学部 桑原道義	
2. 第5回医用物理学国際会議(5th JCOMP)参加報告	94 頁
京都工芸繊維大学 金森仁志	
論 文	
59-1 TLDの発光強度解析による線量測定精度の向上	99 頁
京都大学原子炉研 佐藤孝司	
61-1 水ファントム中での吸収線量の分布(計算)	106 頁
京都工芸繊維大学 中森伸行, 金森仁志	
61-2 増感紙・フィルム系のウイナースペクトルの測定	115 頁
京都工芸繊維大学 山内幸彦, 中森伸行, 金森仁志	
61-5 多孔コリメータを用いたシンチレーションカメラによる 断層撮影法について	120 頁
島津技術研究本部 藤田明德, 和述秀信	
島津医用事業本部 中岡庄一, 戸田正義	
61-6 特定物質のみをX線像より抽出できる可能性を持つ Polychromatic photon absorptiometry (PCPA) について	130 頁
九州大学歯学部 小西圭介, 豊福不可依	

第 6 1 回 研 究 会 記 事

第 6 1 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 5 4 年 9 月 2 2 日 (土) 1 0 : 3 0 ~

場 所 京都大学工学部附属オートメーション研究施設

出席者 4 0 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

- * 1) 第 5 回 医用物理学国際会議 (J C M P) 報告
京都工繊大 金森仁志氏
- * 2) X 線と超音波による左心室像の画像処理
京大工学部 桑原道義氏

研究発表

- * 1) 水ファントーム中での吸収線量の分布 (計算)
京都工繊大 中森伸行, 金森仁志
- * 2) 増感紙・フィルム系のウイナースペクトルの測定
京都工繊大 山内幸彦, 中森伸行, 金森仁志
- 3) 自動露出制御方式における管電圧, 管電流の制御
島津医用技術部 西田隆之
- 4) X 線シネ造影像の画像評価
東芝医用機器事業部 安原 弘, 杉本 博
- * 5) 多孔コリメータを用いたシンチレーションカメラによる断層撮影法について
島津技術研究本部 藤田明德, 和辻秀信
島津医用事業部 戸田正義, 中岡庄一
- * 6) Polychromatic photon absorptiometry について
九大歯学部 小西圭介

会 告

第 6 2 回研究会について

第 6 2 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 4 年 1 2 月 1 日 (土)

場 所 東 京 大 学

新 入 会 員

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
高 橋 秀 彰	5 5 3	大阪大学医学部附属病院中央放射線部技師室 大阪市福島区福島 1 - 1 - 5 0	06-451-0051
菊 池 利 邦		同 上	
金 城 守	8 6 0	国立熊本病院放射線科 熊本市二ノ丸 1 - 5	0963-53-6501
井 上 多 聞	2 1 0	東芝総合研究所 川崎市幸区小向東芝町 1	044-511-2111
中 本 一 夫	6 0 3	健康保険鞍馬口病院放射線科 京都市北区小山町下総町 2 7	
堀 場 勇 夫	2 7 7	日立メディコ柏工場研究開発センター 柏市新十余二 2 - 1	0471-31-4151
西 田 隆 之	6 0 4	島津製作所医用機器技術部 京都市中京区西の京桑原町 1	075-811-1111
大 保 公 比 己	1 5 8	住友スリーエム(株)印刷感材製品事業部 東京都世田谷区玉川台 2 - 3 3 - 1	03-709-8268

————— 住 所 変 更 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
小 林 純 朗	0 4 2	国立函館病院放射線科 函館市川原町18-16	
鈴 木 均	1 1 3	東京医科歯科大学医学部放射線部 東京都文京区湯島1-5-45	03-813-6111

————— お わ び —————

本号掲載の佐藤孝司氏の論文「TLDの発光強度解析による線量測定精度の向上」は原稿を頂いておりましたのに事務局の手違いから掲載がおくれました。筆者並びに読者に深くおわび申し上げます。

診断から治療まで
NECメディカル



————— 取扱機器 —————

- 医療用リニアック ● 放射線治療計画装置
- バリアン全身用CTスキャナ
- CGR社(仏国)X線診断装置各種
- 医用システム/コンピュータ

NEC
日本電気

お問い合わせは：メディカルシステム販売部 東京都港区芝五丁目33番7号(徳栄ビル)〒108 電話03(453)5511(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

(日立エレクトロニクス株式会社)

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館 ● 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)

Beautiful Color

フジカラー



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

X線と超音波を用いた左心室像の処理

京都大学工学部附属オートメーション研究施設

桑 原 道 義

1. はじめに

医学におけるパターン計測は比較的古くから行われている。これには心電図や指示薬希釈曲線のように、時間的に変化する形、すなわち時間的模式としてとらえられるものと、X線の生体内での吸収の差によって生ずる胸部X線写真のように、2次元画像、すなわち空間的模式としてとらえられるものがあり、医用画像と呼ぶ場合には後者を指すことが多い。

これらのパターンは従来は医師の経験にもとづくパターン認識能力によって処理され診断に役立てられてきこののであるが、最近はこの計算機処理にゆだねられるようになってきており、その方面の研究が急速に進んでいる。計算機処理の対象となっている医用画像の主なものを挙げると次のようである。

(1) X線画像：医用X線画像の代表的なものは、胸部X線画像、胃X線画像および心血管造影像であろう。これらは生体のX線吸収の差によって作られるもので比較的良質のアナログ画像であるが、本来空間の3次元情報が2次元パターンとして表示されており、隣接画素間の濃度差が小さいうえに、濃度値の幅が大きき、計算機処理に当って困難な問題が多い。なおX線画像としては、最近特に話題になっているX線計算機断層像、いわゆるCT像がある。

(2) RI画像：生体にラジオアイソトープ(RI)標識化合物を投与し、そのRIから放射される γ 線を外部から計測し、RIの分布状態を画像化して臓器の形態を知ることができ、これにシンチレーションカメラが用いられる。RI画像はシンチレータの発光による点像の集合から構成されるが、RI計数値の統計的変動と計測装置の特性にもとづく大きなボケが含まれ、これに背景雑音なども加わるので画質は非常に悪く、計測装置の改良と画像処理技術による画質の改善が常に要求される。

(3) 超音波画像：生体に超音波を照射して、音響インピーダンスの異なる境界面でのその反射信号(エコー)を用いて組織の状態を画像として得る方法が用いられている。単一の超音波探触子の走査方法とエコー信号の表示方法によって、時空間的模式としてのMモード画像と空間的2次元パターンとしてのBモード画像(断層像)が得られ、また多数の探触子列を電子

走査して構成する断層像も得られている。超音波ビームの収束が十分でなく、side lobe が大きいので十分な方位分解能が得られていないうえに雑音も多いので画質はあまりよくない。

(4) その他：以上の画像のほかに顕微鏡画像，サーモグラフィ，光学的モアレ像などが医用画像として挙げられる。このうち顕微鏡画像としては特に白血球と子宮ガン細胞について，その自動分類が完全自動化され，画像処理技術の輝かしい成果の一つとなっている。このほか染色体像，眼底網膜血管像なども計算処理の対象となっている。

すでに挙げたように，これらの画像は中間調を含む濃淡画像であり，対象臓器の形状が複雑であるばかりでなくその背景と複雑にからんでおり，画像の対象となるのが人間特に患者であるので，障害その他の点から原画像の品質の向上には限度があるのが普通である。その上に従来の方法では得られない情報をできるだけ客観化した形でとり出して診断に役立てるとともに，大量の画像を自動処理できることが望ましいというような要求があるので，医用画像処理には一般のパターン認識とは異なった特有の困難さもある。本項では対象臓器を心臓特に左心室に限定し，X線と超音波を用いて得られた左心室画像を処理する過程で，筆者らのグループが経験したこととその成果を中心にして記述し，今後この分野で活躍しようと考えておられる人のためのご参考に供したい。

2. X線左心室造影像

X線造影剤を注入して image intensifier上に得られる左心室を35mmシネフィルムに撮影またはビデオテープに収録する左心室造影映画法は心機能検査において重要な位置を占めている。この画像から拍動中の左心室容積変化や左心室壁の動きなどの定量的情報を得るためには，シネフィルムの各コマ（フレーム）における左心室の輪郭を検出する必要があり，計算機による自動処理が臨床応用可能な段階に近づいてきている。よく知られているように，このシネフィルムの一コマ一コマを肉眼で見ると左心室を見分けるのは必ずしも容易ではない。したがって毎秒60～150コマの割合で撮影されている画像の約100コマを的手法で解析するとすれば，熟練した医師でも多大の労力と時間を必要とするばかりでなく，個人差や再現性の点で問題がある。

X線左心室造影映画像を計算機を用いて自動的もしくは半自動的に解析しようという試みは1970年頃からいくつかの発表があるが，これらの多くはライトペンやソナーペンを使用するディジタイザを用いて左心室辺縁を入力し，これをもとにして容積を求めるものである。この方法は個人差や再現性などの客観性の点で問題が残るのはいうまでもないが，拡張終期像と収縮終期像だけを対象として現在も臨床的に利用されている。その後左心室辺縁を計算機を用

いて自動的に検出させようという試みがなされるようになってきた。これには局所的に変化するしきい値を用いる動的しきい値法や画像の濃淡値の空間微分値を用いる方法が主として用いられ、これによって左心室輪郭を追跡する方法がとられる。その場合脊柱や肋骨などの部分も検出されることがあるので、造影剤注入前の画像をあらかじめ差し引いておく必要があったり、また呼吸の影響による左心室位置の変動を補正することが要求される場合もある。その際生理学上の先験的な知識や、連続した画像間の強い関連性を大域情報として用いることがよく行われる。しかしこのようなことは実行しようとするそれぞれに相当な困難がさげられず、原画像作成側と計算機処理側との間で十分な情報交換と協力がなくてはならない。

いったん1心周期間のすべての心時相に対する左心室の輪郭が検出されると、従来から臨床的に用いられている方法に従って、左心室容積、左心室壁の動き、厚み、およびその収縮率など、心機能を定量的に評価する諸量の計算は容易であり、いわゆる画像計測も可能になるが、これらをどのような形で表示するかが重要な課題になる。計算機処理の利点の一つは、この表示法の工夫によって、医師の診断に好都合な見やすい形で結果をグラフィックディスプレイ上に表示できることである。次にはその若干の例を示そう。

図1は連続した心時相に対する左心室輪郭曲線を示した1例であって、比較のために拡張末期の輪郭を破線で重ね合せてある。このような曲線を1心周期にわたって表示すると、左心室

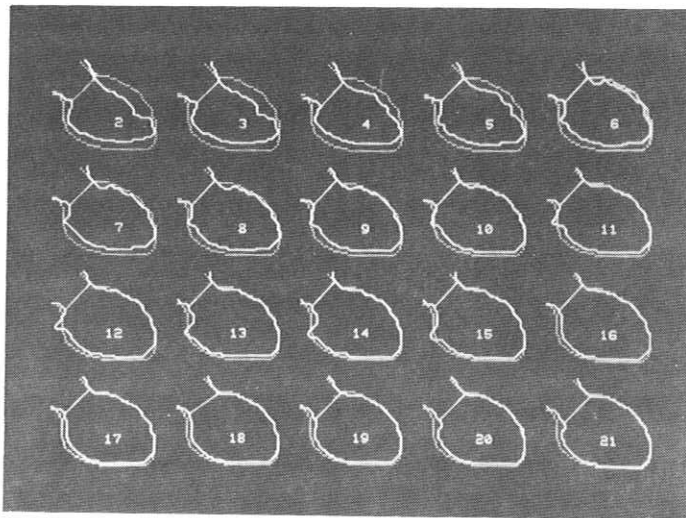


図1. 左心室輪郭の連続表示

壁の動きの様子を鮮明に見ることができ。これに対し、図2は左心室の拡張末期輪郭と収縮末期輪郭とを重ね合せ、拡張末期輪郭上の各点はその重心の方向へ収縮するとして、収縮の模様を直線で示したもので、これらの直線の内側の端点をつないだものが収縮末期の輪郭となっ

ている。左は安静時，
 右は負荷をかけて心拍
 動を早くしたいわゆる
 pacing後の状態に対す
 るもので，運動による
 心筋の酸素欠乏のため，
 左心室後壁の悪くなっ
 ている様子がよくわか
 る。また図3は図2に
 対する計測から左心室
 壁の動きを% shortening
 として表示したもので，
 pacingによってセグメ
 ント3，4，5で%
 shorteningの低下して

いる模様が明らかにな
 っている。図4は2方
 向から撮影した2つの
 原画像を用いて左心室
 を線画で立体表示した
 ものである。左は収縮
 終期，右は拡張終期に
 対するもので，これら
 の図を回転させたり軸
 方向を変化させたりす
 ることによって，左心
 室をいろいろな方向か
 ら観察することが可能

になる。これらの他にも臨床診断に役立ついろいろな結果の表示が可能である。

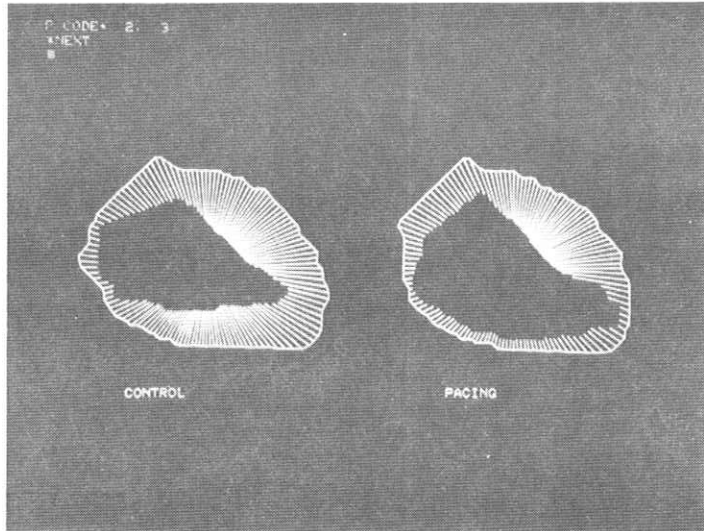


図2. 左心室壁の動き

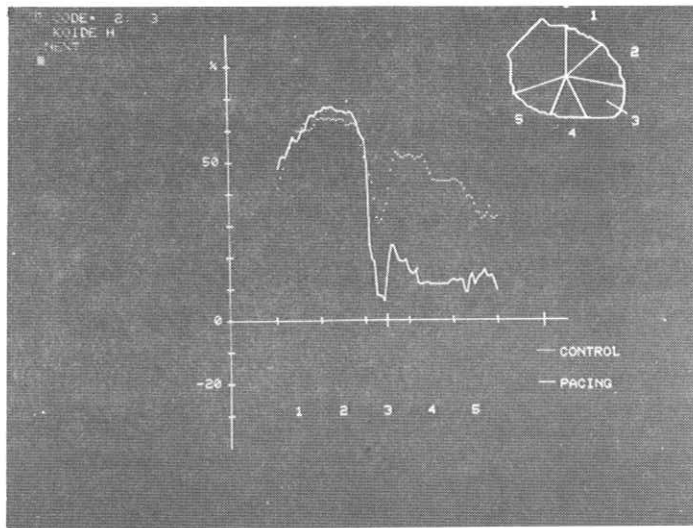


図3. % shortening

3. 超音波心エコー像

超音波画像を計算機処理する例が近時次第に見られるようになってきたが、画質があまりよくないのでまだあまり取扱われておらず、解決しなければならない問題が多い。超音波エコーの原画像は通常長尺記録紙や写真印画紙の上に得られているので計算機への原画像の入力は用手的に行っているのが普通である。しかも画像データが非常に多いので、データの再確認、検索および計算機への転送が容易な形でデータを集録しておくことが重要な課題となる。これに対し現在電子走査形超音波診断装置ではビデオテープに記録する方式が用いられているが、一度モニターテレビにうつった映像をビデオ

カメラに録画するので、特にセクタ走査形超音波診断装置の場合にはビデオ系との走査方式の相異から真実の画像が得られていない。このような点を考慮して、われわれも超音波エコーデータを直接ビデオテープに記録し、これをA/D変換器を経て計算機に転送する方式を開発し

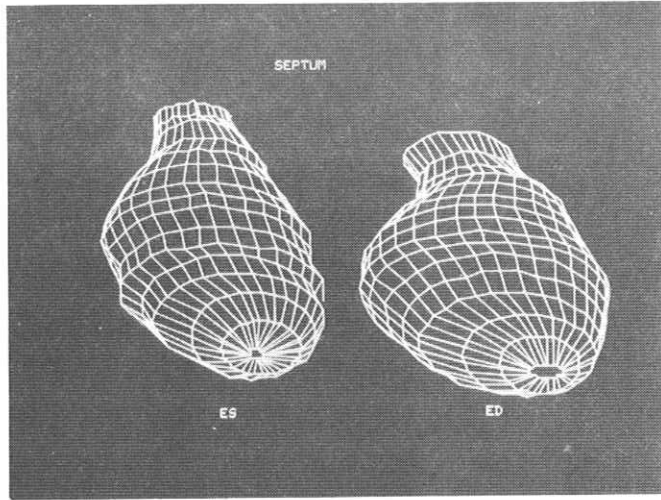


図4. 左心室像立体表示

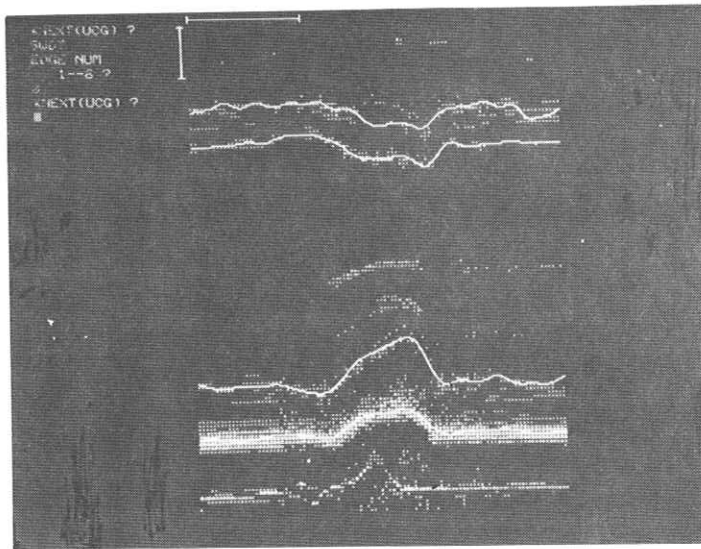


図5. Mモード心エコー図と辺縁曲像

た。この方式によれば、Mモード心エコー像およびセクタ走査心エコー断層像の蓄積、再生および計算機への転送が極めて容易に行え、臨床応用上も好都合である。

図5は診断装置から直接計算機へ転送したMモード心エコー像について、中隔および左心室後壁の辺縁を検出して原画像に重ねた1例である。この辺縁曲線を用いて、左心室後壁の厚みと心内膜の動く速度、左

心室の直径とその容積などを定量的に容易に得ることができる。図6はセクタ走査によって得られた心尖から大動脈起始部を見た断層像で、一度ビデオテープに録画した1フレーム分のデータをスティールモードで計算機に転送して左心室の辺縁を検出し、これを原画像に重ねたものである。すでに述べた超音波診断装

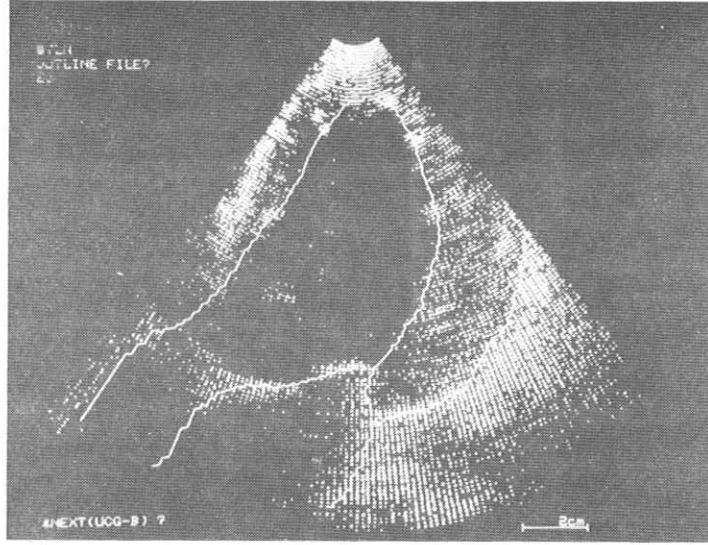


図6. 超音波断層心エコー像と辺縁曲線

置の特性や画像処理技術の上で今後改善しなければならない点が多いが、この際医師との緊密な協力が要求されることはいうまでもない。

4. むすび

左心室像を対象とする画像処理とその周辺について概観しながら、各画像についてわれわれが重要と考へてきた点についても簡単に言及した。ここに述べたような臨床医学における画像処理についてふり返ってみると、同じ計測手段を用いたとしても対象とする個々の臓器によってそれぞれ異なった問題があること、同じ臓器を対象としたとしても計測手段が異なると画像作成上の問題のみならず、画像処理技術の上でも固有の困難さがあることは明らかであろう。画像処理技術が臨床診断に有効な手段となるためには、これら個々の問題を一つ一つ解決する必要がある。そのためには理工学者が単に自分だけの側に根をおろしてその技術開発だけに目を向けるのではなく、医師と協力して臨床医学のために貢献する医学の中での理工学者であるという考え方に徹しなければならない。医用工学の分野はすでに単なる学際的領域ではなくなったと考えるべきではなからうか。

第5回医用物理学国際会議 (5 th ICMP) 参加報告

京都工芸繊維大学

金 森 仁 志

筆者は本年8月下旬にイスラエルのエルサレム市で開催された第5回医用物理学国際会議 (ICMP) に出席した。7年前にスウェーデンのイエテボリーの第3回の会議 (竹中, 奥村, 金森が出席) のときは, ICMP 単独で開催されたが, 3年前のカナダ (第4回) から医・生物工学国際会議 (ICMBE) と合同となり, 今回は5 th ICMP と12 th ICMBE の合同会議であった。カバーする分野が非常に広いので, 論文数約650, 参加者約700名という大会議となり, A4版の論文集の厚さが5分冊合わせて約7cmにもなって, 持ち運びに苦労せねばならなかった。日本からの参加者は43名 (プラス同伴者数名) であったが, そのうちで ICMP 側は筆者1人だけで, 他は全部 ICMBE 側 (日本ではME学会会員) であった。シカゴ大学から土井邦雄氏が参加されたのでMP側の日本人は結局2名であった。

		会議の期間は6日間で, 8月19日 (日) には登録と開会式があり, 8月20日 (月) から
		24日 (金) までは,
		午前前半に特別講演,
		午前後半と午後 (水,
		金を除く) は5乃至
2	Radiology - Beam Quality	9会場にわかれて口
6	Imaging	述発表があり, 会議
9,16	Radiology - Treatment Planning	の規模の大きさに驚
21	X-ray Fluorescence	いた次第である。さ
23	Radiotherapy	らに火, 木曜には展
27	Diagnostic X-rays	示発表があった。結
32	Nuclear Analysis - in vivo	局, セッション数が
34	Health Physics	口述で100, 展示
37	Cardiology - Nuclear Methodes	が4というマンモス
51	Dosimetry	ぶりを示した。この
57	Dosimetry - Particles	
70	Dosimetry - Electrons	
63	Dosimetry - TLD	
64,71,79,85	Nuclear Medicine	
66	Diagnostics - New Physical Methods I	
67,74,82	CT	
78,84,96	Radiotherapy - Physics	
91	Computed Radiography	
97	Radiotherapy - Dosimetry & Techniques	

Table 1. 放射線関係のセッション

中で放射線に関するセッション名をTable 1に示す。1セッションの論文数は最高6である。この中で本会に関するものを以下にのべる。

2. Radiology — Beam Quality

このセッションの6論文のうちの5件は散乱線に関するものである。散乱線は、X線の研究で最後まで残る問題である。このうちの1件はKlevenhagen (London H.)の実験的研究で、他の4件(筆者の発表も含む)はモンテカルロ法を使って計算機シミュレーションを行った論文である。いずれも、多くの質問が出て活発な討論があった。計算機が大型化してきたので、散乱線を扱うのに、世界中でモンテカルロ法を盛んに使うようになってきているが、このことを身をもって感じた。モンテカルロ計算の論文の題目と氏名とを列挙しておく。

Monte Carlo calculation of absorbed dose in xeromammography

D. R. Dance, A. B. Baker, R. Davis, A. J. Stacey (Charing Cross H., London)

Monte Carlo calculation of X-ray spectra scattered from water Phantoms

中森伸行, 金森仁志 (京工大)

Computer generated scatter dose distributions for a 6 MV radiotherapy photon beam

P. Bloch, R. Wallace (U. Pennsylvania)

The contamination of high energy photon beams by scattered photons

B. Nilsson, A. Brahme (Karolinska U.)

残りの1件は、Vañoら (Inst. Nacional Oncologia, Madria) の、ベータートロン等から発生する高エネルギーの連続X線の線質を、核反応を使って特定の2点の光子エネルギーの点でのスペクトル強度を求めて推定しようとするものである。

27. Diagnostic X-rays

これは本会にもっとも関係深いセッションである。Adamら (Nucl. Res. Center, Israel) は、線像分布(実験)からMTFを求め、級数合成でCTFを求める計算を示した。CTFの定義が2通りあって混乱しているが、ここでは矩形波レスポンスをCTFといていた。Karlssonら (U. Umeå, Sweden) は増感紙にその成分中の重い元素の吸収端より高い光子エネルギーのX線を加えると、蛍光X線が発生して四方に広がるので増感紙のMTFが悪くなることを示した。土井ら (シカゴ大) は蛍光X線を利用する単色X線源とその応用を示し、Siedband (U. Wisconsin) はKエッジフィルターを使って高光子エネルギーのX線をカットす

ると被曝線量が減って画質が向上することを示した。

欧米では若い研究者が放射線像のフーリエ解析 (MTF, ウィーナスベクトル等) を熱心に研究しているようで, 本研究会ももう一度初心に帰って, 若い人がどんどんこの方面の研究を伸ばしてほしいと感じた。

66. Diagnostics — New Physical Methods I (放射線関係)

まだ一般化されていない像形成装置のセッションである。Cameron (U. Wisconsin) らは強いXe等のフラッシュ光の透過と反射を診断に利用する方法を示し, Hehn (U. Stuttgart) は速中性子で断層装置を作るとどれだけのコントラストが出るか理論的に検討し, アイソトープから出る中性子線でおこなった実験を示した。Edelstein ら (所属不明) は全身NMRの試作例を, Greivenkmp ら (所属不明) は光学的アナログ式断層像の新しい再合成法を示した。Patton ら (Vanderbilt U., USA) はアイソトープから出る γ 線を沃素に当てて出てきた螢光X線で沃素原子の断層像を作る装置の可能性を示した。

67, 74, 82 Computerized Tomography

3セッション18論文があった。Macovski (Stanford U.) らは, CT像の量子ノイズの影響を σ^2 , 自己相関関数, 被写体と像との相互相関関数, $1/\gamma$ と nonlinear artifactによるぼけ, 等のファクターを考慮して検討した結果を示した。その他, 3次元像関係5件, コンプトンCTが2件, GE社の宣伝が2件の他, Xe検出器をDQEの面から検討したもの, 超音波像と共用する方法, 周期的に振動する被写体の像に関する発表もあった。

91. Computed Radiography

Cohen (U. Texas Medical School) らは普通のX線像, それを計算機処理したもの, およびCT像を

$$\text{Perceptible dose factor} = \text{Contrast} \cdot \text{detail dose}^{1/2}$$

を使って比較した論文が印象に残った程度であった。

イスラエルについて

日本人の団体 (30名余り) で入国し, うるさい手続等は全部添乗員が引きうけてくれたので, 噂に聞いているような苦勞はなかった。入国してしまえば, 国内の治安がすこぶるよく行き届いていて安全である。主都エルサレムの旧市内は, 世界の3大唯一神教であるユダヤ教, キリスト教, 回教の重要な聖地である。(Fig.1) まず金色の岩のドームはユダヤ教の中心 (モリア神殿のあった所) であると共に, 回教ではマホメットが馬に乗って昇天した所とされており, メッカ, メジナに次ぐ第3の聖地である。この岩のドームの200米ほど北側には,

キリストが十字架にかかったときに歩いた道があり、その西の端に聖墳墓教会（十字架にかかった場所）がある。その他、イスラエル内各地にも、この3大宗教の重要な場所が多い。至る所でユダヤ教のシナゴク（星のマーク）キリスト教会（十字）回教のモスク（三日月のマーク）が混在している。そのようなわけで、BC37年にローマ帝国に滅ぼされてからあとも、これらの宗教を信ずる民族が興亡

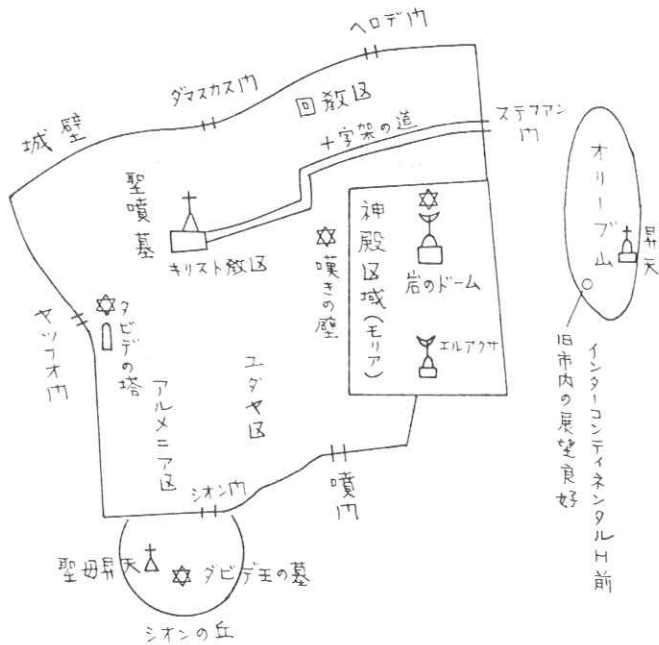


Fig.1. エルサレム旧市街

BC 14C	ユダヤ人定着 (モーセの出エジプト)		AD 77 (マガダ陥落) 135 (ユダヤ人がエルサレムから逐放された)
BC 1020	ネゲ代王国	AD 313	ビザンチン帝国領 (キリスト教)
BC 1004	ダビデ王 (ユダヤ人の統一王国完成) ソロモン王	636	アラブ人の王朝の領土 (回教)
BC 930	2王国に分裂	1099	十字軍 (キリスト教) 征服
BC 587	バビロニア領 エルサレム破壊 (バビロンの捕囚)	1291	マルムーク朝領 (回教)
	ペルシヤ領	1517	オスマントルク帝国領 (回教)
	BC 522 (神殿再建 第2神殿)	1917	1918 (第1次大戦終了)
	BC 455 (エルサレム城壁再建)	1922	英国委任統治 (ユダヤ人, アラブ人共存)
BC 322	ギリシヤ (アレキサンダー大王) エジプト シリア } が征服	1948	イスラエル共和国
BC 166	ハスモン家統治		
BC 37	ローマ帝国領 ~ AD4 (ヘロデ王執政)		

Table 2 イスラエルの年表 (イスラエル大使館発行: Facts About Israel より抜粋, こまかい所は省略)

をくりかえしてTable 2 のように変遷し、1948年にユダヤ民族が約2000年の放浪の末に、再びユダヤ人国家を建設して現在に至っている。しかし、多くの問題が残っている事は周知のとおりである。1978年の資料によれば、全人口371万人のうちユダヤ人312万人（大部分がユダヤ教徒）、回教徒46万人、キリスト教9万人、その他4万人、というような3大宗教別の人口構成となっている。したがって、街を歩いていると、いろいろな人を見かける。まずユダヤ人のうちで特に熱心なユダヤ教徒は、夏でも黒い礼服に黒い山高帽をかぶり、その他は頭に直径10cm程の丸い布をのせている人が多い。回教徒（アラブ人）は頭から白い長いきれをかぶっている。その他に砂漠を放浪する無国籍の遊牧民（ベドウィンと呼んでいる）が居る。エルサレム旧市内だけをまわっても、ユダヤ地区、キリスト教区、回教区があり、特に回教区では、ヨーロッパ的な感じが全くなく、中近東へ来たような感じがする（地図の上では中近東である）。

エルサレム南の郊外には旧約聖書のはじめに出てくるアブラハム、イサク、ヤコブの墓のあるヘブロン（ユダヤ教）、キリスト生誕の地ベツレヘムがあり、東へ行けば死海があり、その横にユダヤ民族がローマ軍団に3年間（A. D. 75 - 77）抵抗したマサダ要塞の跡が切り立った山の上に残っている。死海には海水浴場がある。水をなめてみると舌がしびれる程塩からく、また泳いでみると地理の教科書で習ったように手と足と頭とを出して浮くことができたのには驚いた。死海の北にはヨルダン川が流れ、北上していくとキリストが伝導したガラリア湖に出る。その少し西には受胎告知教会のあるナザレの町がある。地中海海岸にはソロモン王時代の港のとりで（十字軍も使用した）のあるカエザリア、アッコがある。いずれもエルサレムから日帰りまたは1泊で往復できる。

真夏であったから、雨が一滴も降らず、雲一つなく、毎日快晴であった。エルサレムの標高は600mであるから朝晩は涼しくて助かった。しかし、死海は海面下400mであるから40℃以上になる。湿気がないので汗は少ししか出なかったが、のどが物凄く乾いた。ヨルダン川、ガラリア湖も同様である。観光バスで走った限り、ほとんどが砂漠地帯で、緑が少い。いわゆるキブツの周囲には所々開墾した所があった。砂漠（ユダの広野）では、時々、ベドウィンのテントと家畜の群を見た。

イスラエルは、このように、旅行者にとって珍しい所である。筆者は4年前に行った小島助手（現在国際医学院）に強くすすめられたので行ってみたが、今度は筆者が、本会会員の方々に一度行かれるように勧めたいと思う。イスラエルでは、国際会議をたくさん誘致しているようである。住民のほとんどが英語を話してくれるので、旅行しやすい事もつけ加えておく。

TLDの発光強度解析による線量測定精度の向上

京都大学原子炉実験所 佐藤孝司

I 緒言

TLD（熱発光線量計）を用いたX線， γ 線，電子線の線量測定は検出感度が高く，小形で種々の元素成分素子が選べることから，現在では広く放射線治療，個人被曝，環境放射線測定分野で利用されている。しかし，その測定精度は中性子を含む複雑な放射線場に用いるには問題が多く，測定された値そのものが意味を持たない場合もある。

ここでは，TLDの線量測定精度と精度向上のためのTL発光強度解析について述べる。

II TLDの線量測定精度

TLDの線量測定原理は，放射線照射を受けた蛍光体の結晶内に生じたトラップ電子を，加熱発光させ，そのTL光量を測定して放射線量を知るもので，蛍光体TL発光量と照射線量の間には個々の種々の物性が関与する。

いま，蛍光体結晶内部でトラップされている電子数を n ，単一エネルギー深さを ϵ ，昇温速度を $dT = \beta dt$ とすれば，単位時間内に開放される電子数 dn/dt は

$$-\frac{dn}{dt} = n \cdot s \exp\left(-\frac{\epsilon}{kT}\right)$$

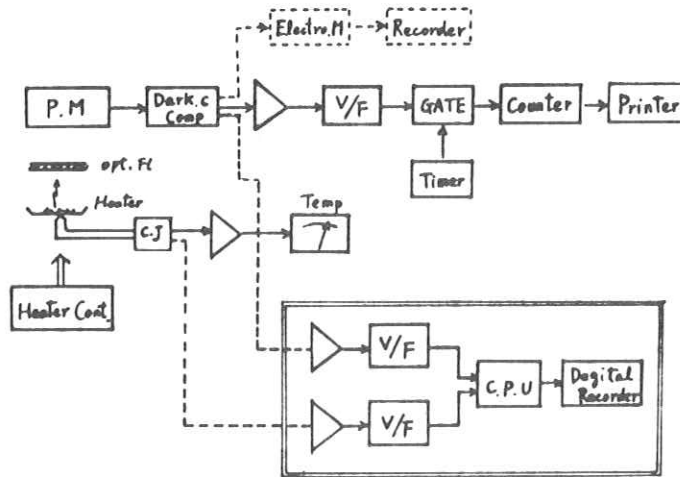
s ：頻度係数 k ：ボルツマン定数

で表わされる。¹⁾

これは，トラップされる電子エネルギーが単一であれば，そのエネルギーに対応した温度で単一ピークのTL発光が起こることを意味する。一般に，トラップエネルギーの浅い電子は不安定で常温でのフェーディング（退行現象）が大きくなり，TLDとして実用化されている蛍光体はいずれも200℃～300℃に主グローピークを持たしている。

一方，TL発光はPMで電気信号に変換し，蛍光体のグロー発光に合わせた時間積分で全光量を表示する。第1図は当方で使用しているTLD読取り装置（リーダー）の構成を示す。市販のものもこれとほぼ同じ構成となっている。

第1図
TLD読取り装置



TLDの線量測定において測定精度を左右する因子として次のものが考えられる。

- | | | |
|---|--|--|
| <p>A 蛍光体素子</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 元素成分による線質特性 2. 素子間の感度のばらつき 3. Pre Doseによる増感 4. フェーディング現象 5. Supra linearity 6. 着色 7. ホールダーの影響 | <p>B 読取り装置</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. PM感度 2. 電氣的零ドリフト 3. 電氣的直線性 4. 熱赤外線の影響 5. 昇温速度の変化 | <p>C 校正</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 標準照射の精度 2. 放射線エネルギーの違い 3. 照射方法の違い |
|---|--|--|

III TLD素子の γ 線, 中性子感度

現在, 多くのTLD蛍光体が線量測定用に開発されガラス封入, 焼結, 耐熱樹脂封入などの形で実用化している。これらTLD素子の放射線感度は用いる蛍光体の元素成分, 結晶構造, それに混ざる活性化元素の種類と量で複雑に変化する。²⁾ 第2図に市販されているTLD用の蛍光体(粉末) LiF, CaF₂, CaSO₄, Mg₂SiO₄, MgB₄O₇, Li₂B₄O₇ について単位重量あたりの⁶⁰Co γ 線の相対感度を示す。

蛍光体の種類により γ 線感度が2桁ほど異なっているのがわかる。また, 10²R以上で線量と発光量の直線性が失われ, Supralinearity になるものが多く, 物性的に大きな関心を持た

れている³⁾

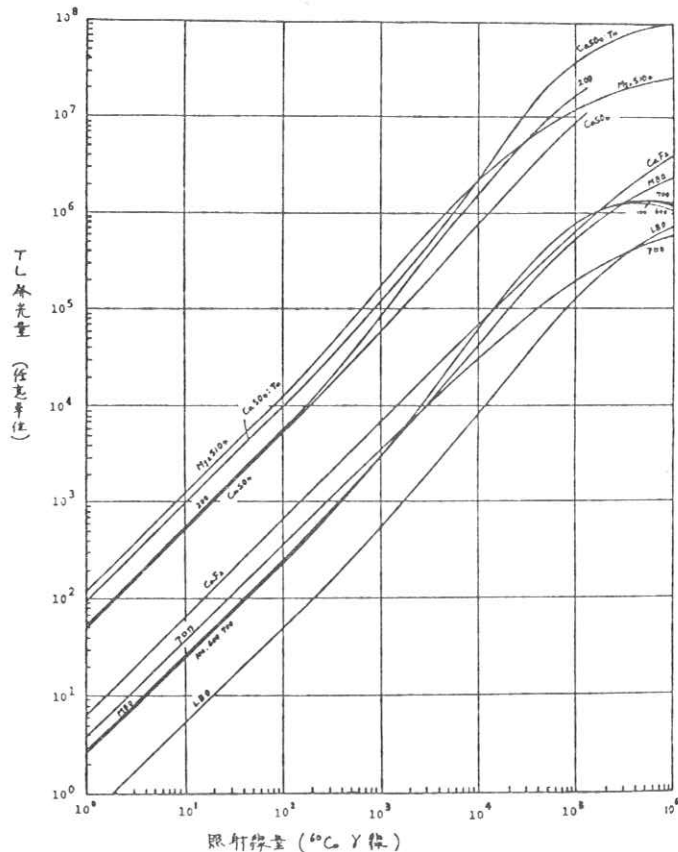
一方、中性子感度は蛍光体の元素成分が大きく影響し、特に熱中性子と大きな反応断面積を持ち、しかも、重荷電粒子を放出する ${}^6\text{Li}$ 、 ${}^{10}\text{B}$ の存在が感度を高めている。市販のガラス封入素子ではガラス成分の硼素の影響で中性子感度を持たない蛍光体を封入しても感度が現われる。⁴⁾

IV T L 発光解析

TLDは測定に用いたTLD素子の発光量と既知の標準照射を行なった発光量を比較して線量を決定する相対測定器であり、本来、この両者の測定は同じ照射条件、測定条件のもとに行なわねば意味がない。

市販のTLDは線量の目盛りさだめをメーカー側で行ない、一方、使用する側では、目盛りさだめを行なった条件を再現してTLD素子の照射、リーダーの読み取りをしなければ線量測定精度は保償されない。TL発光強度に関する照射中のアニール現象、フェーディングそれに読み取り時の昇温速度の変化、赤外線の影響などはメーカーの校正と同じにすることが難しく測定精度を悪くする原因となっている。しかし、これらの現象の多くはTL発光のグロー曲線の変化として現われ解析により誤差を補正することが出来る。

この解析は、TL蛍光体の正確なグロー曲線(温度-TL発光量)から電子のトラップエネルギーごとの発光量を調べ、その中のもっとも安定したトラップ電子の発光量で線量の校正を行なう。このため、TL読み取り装置第1図の枠内の回路を新しく追加し、TL測定時に0.1



第2図 各種TLDの ${}^{60}\text{Co}$ γ 線感度
(単位重量あたりの相対値)

第1表 各種TLD蛍光体の特性

	メーカー	実効原子番号	γ線感度* (⁶⁰ Co γ線)	熱中性子感度 (R/n×10 ¹⁰)**	
				ポリエチ封入	ガラス封入
LiF(Mn)	Harshow	8.2	1.0	290	175
⁶ LiF(Mn)	〃	8.2	1.0	1200	1140
⁷ LiF(Mn)	〃	8.2	1.0	0.92	1.3
LiF(MnCu)	根本化学	8.17	1.3	290	162
CaF ₂ (Mn)	Harshow	16.3	2.2	0.26	1.5
CaF ₂ (Dy)	〃	16.3	18	0.3	1.52
CaSO ₄ (Mn)	〃	15.3	16	0.23	0.76
CaSO ₄ (Tm)	松下	15	33	< 0.02	0.5
Mg ₂ SiO ₄ (Tb)	極光	10.5	40	< 0.02	0.5
MgB ₄ O ₇ (Tb)	〃	8	1.05	230	235
Li ₂ B ₄ O ₇ (Mn)	Harshow	7.4	0.3	290	230

* LiF(Mn)を1.0にした相対感度[TL/g] ** 熱中性子10¹⁰ nvtに対するγ線等価値

秒間隙でヒーター温度と対応したP.Mの出力をデジタル化して記録する。測定のプロージャーを第3図に示し、同一素子について2回の昇温を行なうのは発光強度の少ないTLに対してBGを差引くためにしている。

得られたTL発光のデータは図形解析装置に送り、正確なグロー曲線に変数変換してCRTで表示させる。一方、別に図形のグローピークに合せた正規分布函数(ガウス分布)を発生させCRT上で重ね合せ、両者が一致した時に図形の引算を行なう。この引算した函数の面積をその発光ピークの全発光量と考え標準照射との校正に使用する。

この全ての演算処理は数値演算用LSI, MM57109を内蔵した自作のマイコンで行なっている。⁵⁾

第4図にTL発光の解析例を示す。左側はTL蛍光体昇温時にTLリーダーから出力された温度、発光強度の時間変化を示し、右図はこれをグロー曲線に変換したもので点線は函数に分解したもので、放射線の照射はKVR原子炉のD₂O設備で中性子、γ線の混在場で行なった。

Mg₂SiO₄(Tb)(1)については、210℃の主ピーク成分を差引いても高温側にかんがりのTL発光が残っている。これはこの蛍光体が350℃付近で発光する別のトラップ電子を持つた

めで、光量積分法では昇温時の温度制御が測定誤差につながる。

$\text{CaSO}_4(\text{Tm})(2)$ は 230°C の主ピークの外に 140°C 附近の低温側ピークを持つ。後者は不安定でフェーディングが早く、これを取り除く方が校正精度を良くする。

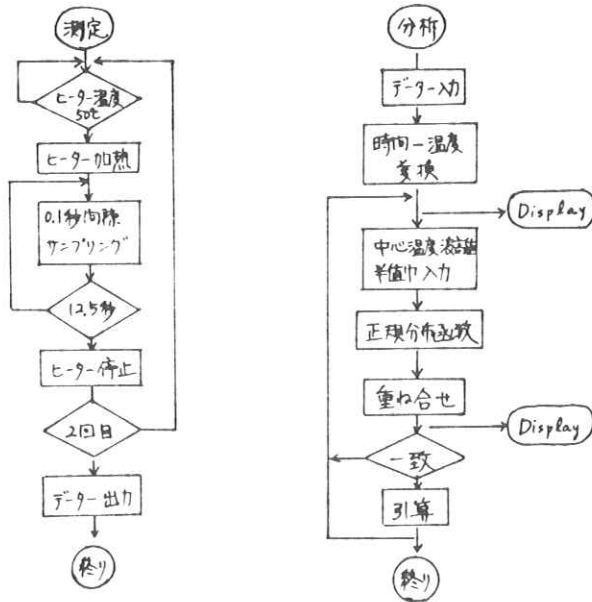
${}^7\text{LiF}(\text{Mn})(3), (4)$ は複雑な多くのグローピークを持ち特に低温のものはフェーディングが早い。また、 ${}^7\text{Li}$ で濃縮されたものは熱中性子に感度がないとされているが、(3), (4)で明らかのように熱中性子照射と γ 線照射では同一TL量の発光でもそ

のグロー曲線に差が見られる。これは、熱中性子と残存する ${}^6\text{Li}$ の(n, α)反応の発熱で照射中に蛍光体内部にアニールが起こり、低エネルギー側のトラップ電子が逃げたため全体のTL発光量が減少したものと考えられ、全体のTL量よりむしろ高温側の 280° ピークの大きさが線量の情報を伝えている。

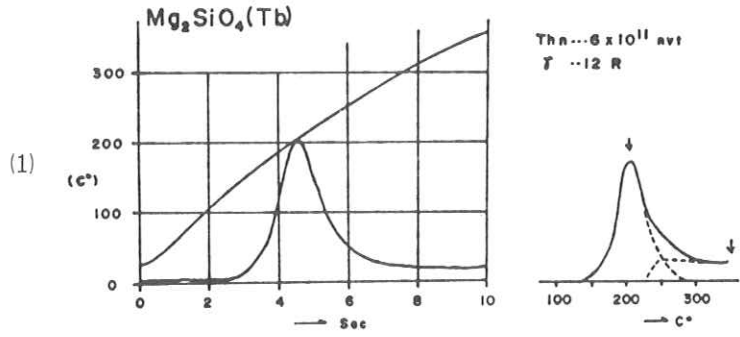
V 結 果

TLDによる放射線線量測定、特に中性子が混在する場においてはTL発光の強度解析、すなわち、標準照射のものとグロー曲線の形で差のないことを確かめ、違いのある場合には、その測定値は意味を持たない。また、X線、 γ 線、電子線の線量測定でもTL発光の強度解析を行ない、安定したトラップ電子発光で標準校正をすればフェーディング、昇温速度等による測定誤差を減少できる。

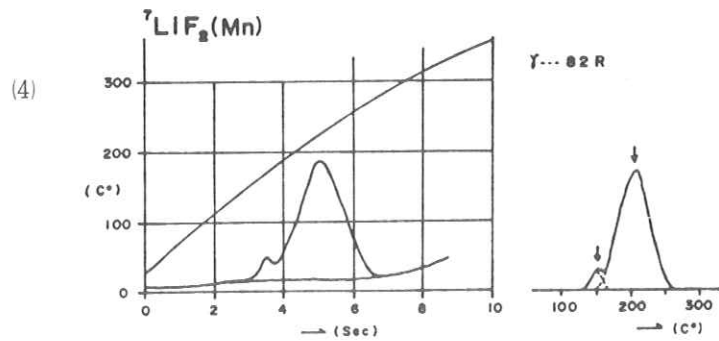
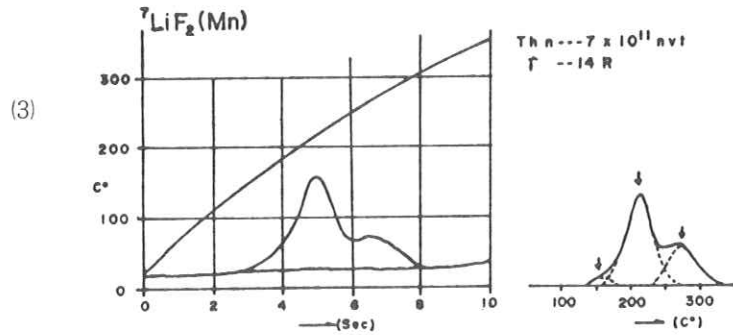
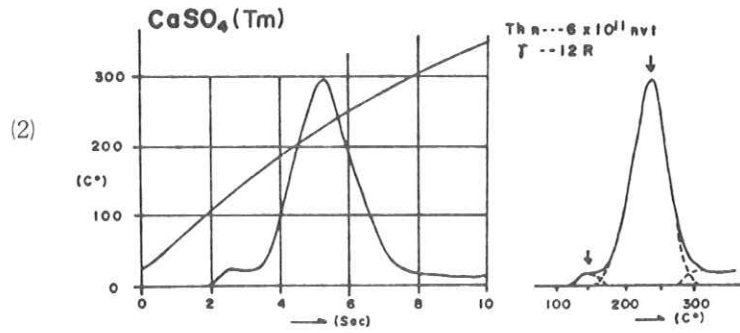
最後に本研究に協力願った当実験所 小野光一氏に感謝します。なお、研究の一部は文部省科学研究費、三島班柴田班員の援助を受けたことを合せて感謝します。



第3図 TL発光解析のフローチャート



第4図
 TLDの昇温、
 発光曲線(左側)
 とそのグロー曲
 線(右側)



文 献

1. 前田敬二 ルミネッセンス 槇書店
2. 西台武弘他 熱螢光線量計に関する基礎的研究 日. 医放学会誌 33-11(1973)
3. T.Nakajima On the exothermic model for the thermoluminescence response
J. App. Phy. Vol 49-12 (1978)
4. 佐藤孝司 小野光一 中性子不感 γ 線検出用TLD 武蔵工大原研研究会資料
(1977)
5. 佐藤孝司 マイクロコンピュータ SC/MPに数値演算用LSI MM57109をつ
なく インターフェイス 16 (1978)

水ファントーム中での吸収線量の分布(計算)

京都工繊大 中森 伸行
金森 仁志

1. 緒 言

医療分野でX線が多量に使用されている現在、被曝量の軽減は、X線を取扱う者にとって重要な課題である。土井氏¹⁾によれば、米国では今年のはじめ、専門委員会が被曝量の軽減の必要性を大統領に答申した模様である。患者の被曝量を最小限にとどめ、かつ、必要なX線情報を得るには、患者体内で吸収されるX線量を正確に知る必要がある。現状では、患者体内に測定器を入れることは不可能であり、ファントーム中に線量計を入れて実験する方法がある。しかし、この方法は吸収エネルギーを直接測定するのではない。生体にX線がおよぼす影響は、生体各部位での吸収エネルギー量による。吸収エネルギー量の空間分布を測定することは、むずかしい問題であるが、この分布が正確に分らないと、被曝の軽減の研究もある程度で止まってしまう不十分な結果となる。

我々はこの問題に対し、一方法として、計算機シミュレーションにより、X線光子が水ファントーム内でどのように吸収されるか、入射X線光子エネルギーを変数として計算した。

最初に、X線光子が水ファントーム内原子と相互作用する回数について検討した後、水ファントーム内での吸収X線エネルギー分布についての計算結果を示す。

2. X線光子と水ファントーム内原子との相互作用回数

水ファントーム内に入射したX線光子は、光電効果、干渉性散乱、非干渉性散乱および電子対創成(電子対創成はX線光子エネルギーが1.02 MeV以下では生じない)などの過程で原子と相互作用し、吸収または散乱される。水とX線光子の相互作用では、X線光子エネルギーが30 keV以上では、非干渉性散乱過程が光電効果過程より大きくなり、水ファントーム内での散乱の割合が大きくなる。さらに、散乱線は直接線の経路からはずれ、水ファントーム内で多重散乱し、水ファントーム内での吸収エネルギー分布やX線画像情報に複雑な影響をおよぼす。

表1は、入射X線光子が水ファントーム外に放出されるか、または、光子エネルギーの全て

表1. 厚さ10 cmの水層での、入射光子に対するn回相互作用光子の百分率

	no interaction	1	2	3	4	5	6						
50keV	10.34	28.96	18.77	13.23	9.58	6.74	4.60						
		18.40	10.56	10.03	8.74	6.08	7.16	3.77	5.80	2.26	4.48	1.30	3.30
		42.40	22.83	23.11	18.89	14.01	15.46	8.69	12.54	5.22	9.68	3.00	7.14
100keV	18.04	24.08	15.65	11.37	8.44	6.23	4.66						
		22.79	1.29	14.22	1.43	9.77	1.60	6.68	1.76	4.57	1.66	3.08	1.58
		34.25	8.37	21.37	9.27	14.68	10.38	10.04	11.41	6.87	10.77	4.63	10.25
150keV	22.40	24.32	15.09	10.48	7.49	5.53	4.06						
		23.94	0.38	14.59	0.50	9.86	0.62	6.76	0.73	4.73	0.81	3.21	0.85
		34.55	4.56	21.06	6.00	14.24	7.44	9.76	8.76	6.82	9.72	4.63	10.20
		7	8	9	10	MORE	*						
50keV	3.05	1.94	1.20	0.72	0.87	N _i / T							
	0.73	2.31	0.38	1.55	0.21	0.99	0.12	0.61	0.11	0.75	S _i /T	A _i /T	
	1.69	5.00	0.82	3.36	0.49	2.14	0.27	1.31	0.24	1.65	S _i /T S _i	A _i /T A _i	
100keV	3.35	2.54	1.84	1.27	2.53								
	2.02	1.33	1.31	1.23	0.86	0.98	0.53	0.74	0.71	1.82			
	3.04	8.63	1.97	7.98	1.29	6.36	0.80	4.80	1.07	11.80			
150keV	2.99	2.28	1.64	1.21	2.51								
	2.13	0.86	1.52	0.77	0.98	0.66	0.63	0.58	0.94	1.57			
	3.08	10.32	2.19	9.24	1.41	7.92	0.91	6.96	1.35	18.85			

* N_i : the number of nth interacted photons, T : total number of incident photons
 S_i : the number of photons ejected from water after nth interaction
 A_i : the number of photons absorbed in water for nth interaction
 TS : $\sum S_i$, TA : $\sum A_i$

が水ファントーム内で吸収されるまでに原子と何回相互作用を起こしたかを、モンテカルロ法で計算した結果を示している。水ファントームは、 $30 \times 100 \times 10 \text{ cm}^3$ の大きさで、入射X線光子エネルギーは50、100および150 keVの単色X線である。

表1の上半分の2列目は、入射光子数に対する非散乱透過光子数の百分率である。3列目から下半分にかけては、n回相互作用を起こした光子数の百分率で、次のように5つに分けて示している。最上部には入射光子数に対するn回相互作用光子数の百分率、中・左には入射光子数に対してn回相互作用後被写体外に散乱した光子数の百分率、下・左には全散乱光子数に対してn回相互作用を起こした光子数の百分率、中・右には入射光子数に対してn回目の相互作用で吸収された光子数の百分率、下・右には全吸収光子数に対してn回目の相互作用で吸収された光子数の百分率を示している。入射X線光子エネルギー100 keVを例について少し説明を加える。全入射X線光子のうち、表2列目により、18.04%の光子が相互作用せず水ファントーム外に放出される。つぎに、3列目により、24.08%の光子が水ファントームと1回だけ相互作用する。また、22.79%の光子が水ファントーム外に散乱されるもので、残り1.29

%の光子が水ファントーム内で吸収される。また、水ファントーム外に散乱した全光子のうち、1回だけ相互作用(散乱)した光子の割合が34.25%であり、水ファントームで最終的に吸収された全光子のうち1回目の相互作用で吸収された光子の割合が83.7%であることを示している。ただし、これは、光子数の百分率であり、吸収エネルギーでないことに注意されたい。コンプトン効果では、光子のエネルギーの一部が吸収されるため、エネルギー百分率では、低回数での値が表1の値より大きくなることが予想される。

表から分るように、水ファントーム内の原子と相互作用せず通過する光子と、唯1回の相互作用だけで水ファントーム外に散乱、または、水ファントーム内で吸収される光子を加え合せた割合は、50、100および150 keVの光子エネルギーに対し、それぞれ、39、42 および46%であり、残り半数以上の光子は水ファントーム内で2回以上相互作用をしている。また、入射X線光子エネルギーが大きくなると、相互作用の回数も多くなる。水ファントーム内で吸収されるX線光子について考えると、光子エネルギー100 keV では3~6回相互作用するX線光子の割合が、また、150 keV では5~7回相互作用するX線光子の割合が、全吸収X線光子数に対して約10%を占めている。さらに、11回以上相互作用して吸収されるX線光子の割合が100 keVで12%、150 keVで19%となることは注意すべきであろう。

このように水ファントーム内での相互作用の回数が多いことは、水ファントーム内でのX線吸収分布が、直接線の通過する位置だけでなく、広範囲に広がっていることを意味し、特にX線治療でX線が治療対象物の回りにどのような影響をおよぼすかを検討するときに重要となる。

このため、我々は、散乱線を考慮して水ファントーム内での吸収エネルギー分布を計算した。

3. 水ファントーム内での吸収X線エネルギー分布

3-1 計算方法

今回モンテカルロシミュレーションで対象としたモデルを図1に示す。水ファントームの大きさは $30 \times 100 \times 30 \text{ cm}^3$

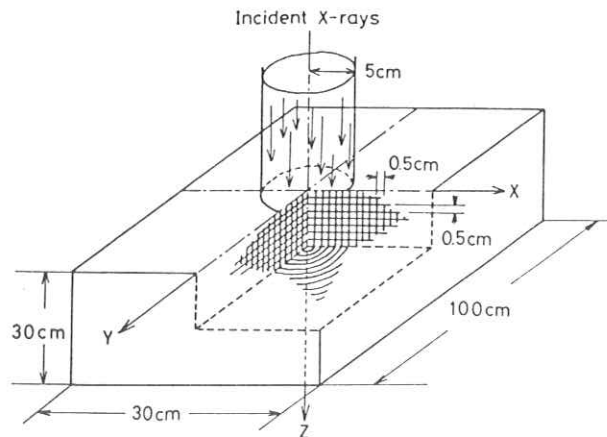


図1. 計算に用いた水ファントームのモデル

で、その入射面の中心から半径 5 cm の円内に、入射面に直角に X 線光子を一様入射するモデルを考えた。水ファントームは、深さ方向に 0.5 cm の間隔で層に分け、さらに、各層を幅 0.5 cm のリングに区分し、そのドーナツ状の領域で吸収される X 線エネルギーを積算した。入射 X 線光子の総数は $600,000$ 個である。入射 X 線光子エネルギーは、 50 、 100 および 150 keV の単色 X

線と、 4 mm 厚の当価 Al を通過した管電圧 120 kV に対応する連続 X 線である。連続 X 線スペクトルの発生方法と、モンテカルロ計算の方法は参考文献 2) で報告したものである。

3-2 一様入射の検討

水ファントームの入射面の中心から半径 5 cm の円内に X 線光子を入射したが、光子が円内に一様に分布しているかどうかを検討した。

入射位置 (X, Y) は 2 個の区間 $[0, 1]$ の一様乱数 U_i, V_i を用いて次の式で計算した。

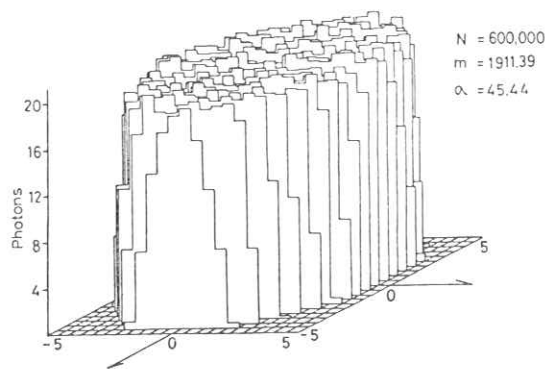
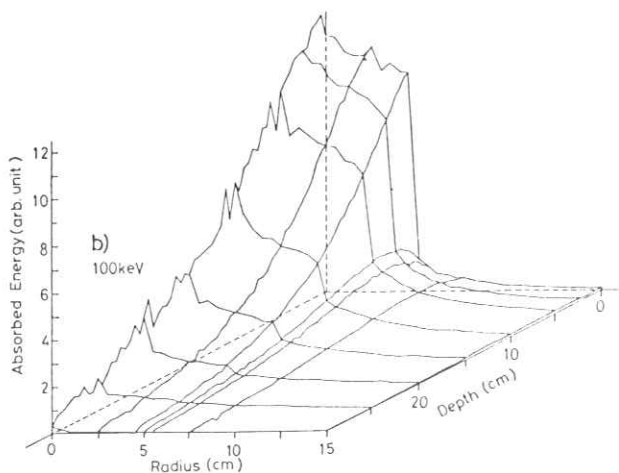
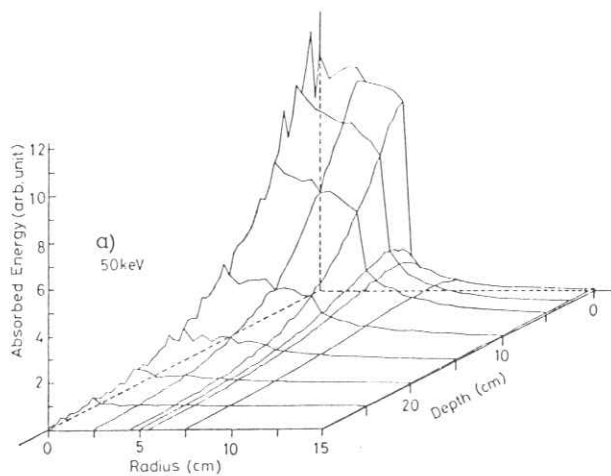


図2. 入射面に落ちた光子数の分布



$$X = 5 \cdot u_i \cdot \cos(2\pi \cdot v_i) \quad (1)$$

$$Y = 5 \cdot u_i \cdot \sin(2\pi \cdot v_i) \quad (2)$$

今入射面を $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$ の升目に区分し、その升目に落ちる光子数を積算した。図2はその結果を示している。円の周辺部を除くと、各升目に落ちるX線光子数の平均値は 1911.4 個、標準偏差は 45.44 となり、各升目に落ちる光子数分布は、ポアソン分布をしている。

3-3. 吸収X線エネルギー分布の計算結果

図3 a)b)c) は $50, 100$ および 150 keV の単色X線と管電圧 120 keV の連続X線入射に対する水ファントーム内で

の吸収エネルギー分布である。ファントームの位置 (r_i, z_j) での吸収エネルギー量 $E_{ab}(r_i, z_j)$ は

$$E_{ab}(r_i, z_j) = \frac{A}{2\pi \cdot (r_i^2 - r_{i-1}^2) \Delta Z} \times \int_{z_{j-1}}^{z_j} \int_{r_{i-1}}^{r_i} E_{ab}(r, z) dr dz \quad (3)$$

で計算した。ここで A は定数、 $\Delta Z = 0.5 \text{ cm}$ である。

式(3)から分るように、半径が小さいほど積分する体積が小さく、図3の各図の中心付近では統計変動のため値が大きく変動している。図4 a)b)c) は単色X線に対し図3を、吸収X線エネルギー等量曲線で示したものである。上記の統計変動のため、各入射光子エネルギー間で分布の

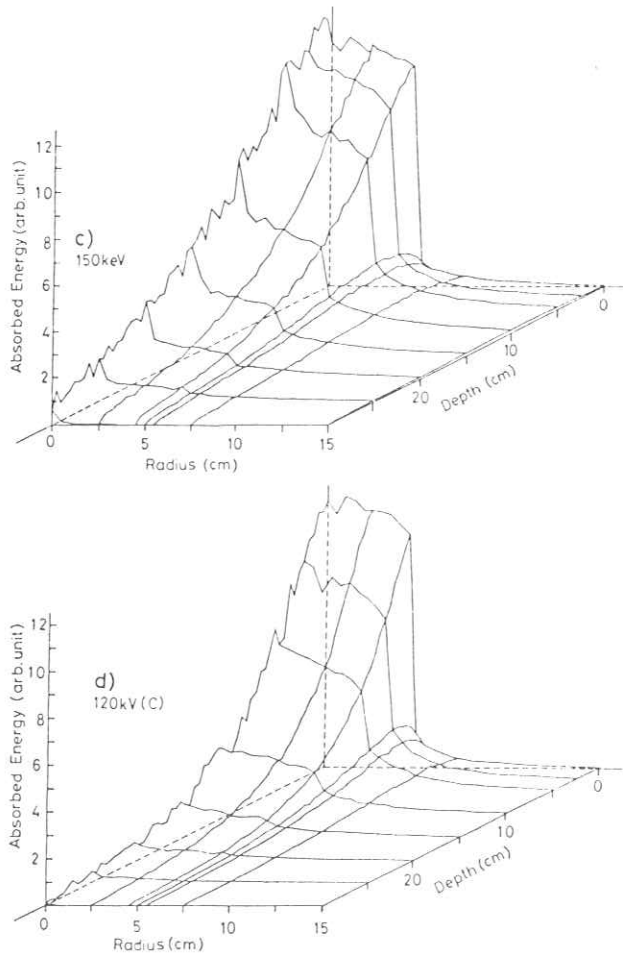


図3. 水ファントーム内での吸収エネルギー分布

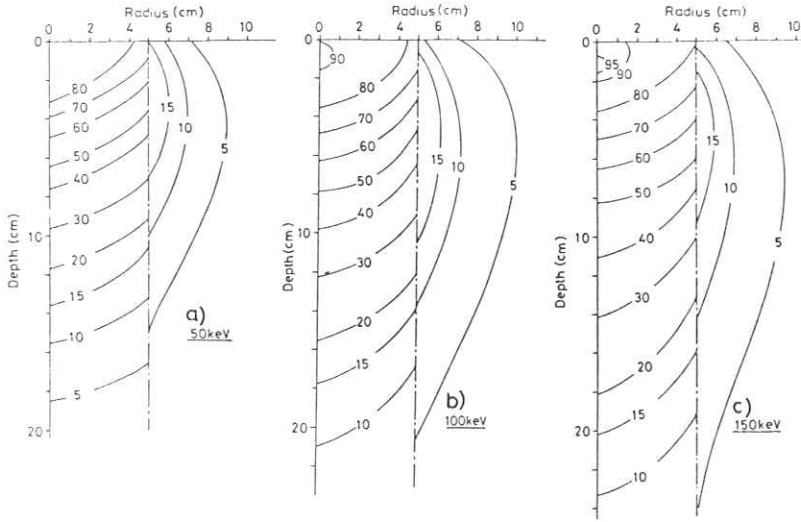


図4. 吸収エネルギー等量曲線

広がりに対応させる場合注意が必要である。すなわち1つのデータで最大値が変動のため大きな値をとるとこのデータの他の点での吸収量は小さくなる。

3-4. 散乱線の寄与

ファントムの中心から半径5 cm以内の領域は、直接線による吸収分と散乱線による吸

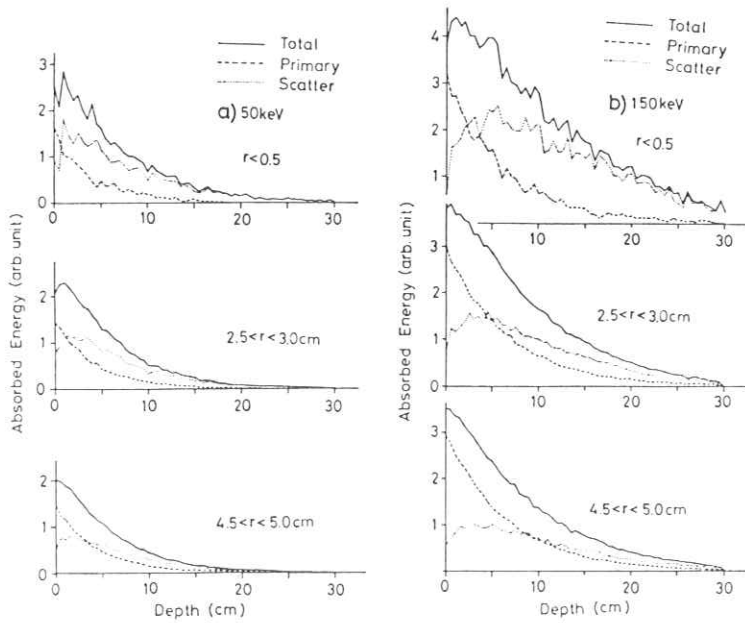


図5. 直接線成分と散乱線成分による吸収量の深さ依存性

収分の両方が存在する領域である。図5 a) b)は50および150 keVの単色X線に対し、半径方向の3つの位置での深さ方向に対する直接線と散乱線の吸収量の変化を示したものである。半径の値が小さい位置 ($r \leq 0.5 \text{ cm}$) で直接線による吸収量に変動があるのは、3-3で述べた統計変動によるものである。

半径5 cm以上の領域は、散乱線による吸収

分のみが存在する領域である。図6 a) b)は4種の入射X線に対し、半径方向の2つの位置で深さ方向の吸収量の変化を示している。この図では、各X線に対し、最大吸収量の点で規格化して示した。

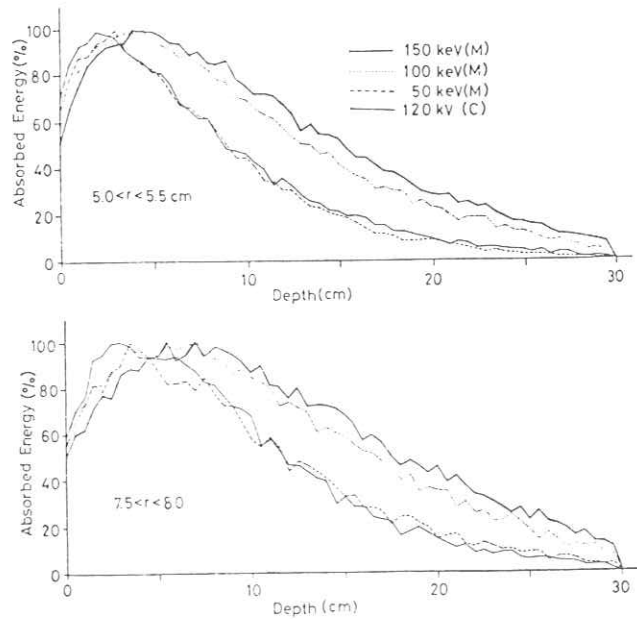


図6. 散乱線成分のみの領域での吸収量の深さ依存性

4. 検 討

今回計算したX線光子エネルギー領域では、X線光子エネルギーが増加するにしたがって、水の吸収係数は減少する。またコンプトン効果で、X線光子エネルギーが増加すると、光子が前方に散乱される確率が大きくなる。3-3の結果からも光子エネルギーが増加するにしたがい水ファントームの深部で吸収されるエネルギー量が増加していることが分る。

半径5 cm以内の領域は直接線成分と散乱線成分の寄与を受けるが、図5から分るように、統計変動の影響を除くと、直接線による吸収量は半径の値に関係なく、指数関数法則にしたがって減少している。しかし、散乱線による吸収量は中心から外側に向って減少している。散乱線による吸収エネルギー分布は、入射X線光子エネルギー50および150 keVに対して、ファントームの表面から、それぞれ、2~3 cm、5~6 cm付近で最大となっている。また、深くな

るにしたがって散乱線による吸収量の割合が大きくなる。吸収量で散乱線成分の占める割合は、入射X線光子エネルギーやファントームの部位により変化するが、入射光子エネルギーが50 keVでは、深さが20 cmを越えるとほとんど散乱線成分によるものである。

半径5 cm以上の領域は、散乱線による吸収のみである。X線光子の平均自由行程 l は、 x だけ進む光子の確率密度を $p(x)$ 、その時の減弱係数を μ とすると、

$$p(x) = \mu e^{-\mu x} \quad (\because \int_0^{\infty} p(x) dx = 1) \quad (4)$$

であるから

$$l = \int_0^{\infty} x p(x) dx = \mu \int_0^{\infty} x e^{-\mu x} dx = \frac{1}{\mu} \quad (5)$$

となり、減弱係数の逆数となる。入射光子エネルギー50、100および150 keVに対し平均自由行程 l は、それぞれ、4.4、5.9および6.6 cmである。図6から半径5 cmから5.5 cmの領域で吸収量が最大となる深さは、各光子エネルギーに対し、それぞれ、2.8、3.9および4.6 cm付近である。平均自由行程 l と、上記の深さの比をとると、各光子エネルギーに対し、0.64、0.65および0.69となり、2つの値には強い相関がみられる。さらに、半径方向の値が大きくなると、エネルギー吸収値の最大となる位置は深くなり、光子エネルギーが大きいほどその傾向は強い。これは、コンプトン効果で、光子エネルギーが増すと、前方に散乱される光子の割合が増すためである。

連続X線では、低エネルギー光子を含むため、浅い位置での吸収量が50 keVの単色X線の場合よりも大きくなっている。深い位置では、比較的50 keVの値と一致している。

今回、入射ビームの半径を5 cmとして計算したが、5 cmの外側で、吸収量が直接線成分をふくめた最大値に対して15%以上にもなり、また、直接線から5 cm離れた点でも最大値の10%にあたる吸収量を示す部位があった。一般X線撮影ではさらに広いビームでX線を照射する場合がある。その時には当然、直接線があたらない部位で、散乱線による吸収量が今回の計算より大きな値となる。このような被写体内での散乱線による被曝は、患者の外側からふせぐことが出来ないものであるから、照射する部位によっては近くの臓器等を考えて、照射領域や入射X線光子エネルギーなどを十分考慮する必要がある。

5. ま と め

X線が生体におよぼす影響は、各部位での吸収X線エネルギー量に依存するため、今回モン

テカルロ法により水ファントーム内での吸収分布を計算した。その結果、入射X線光子エネルギーによりその分布が変化すること、散乱線による吸収量の大きいことが分った。しかし、人体は水ファントームのように均一物質ではない。今後、均一でない物質などに対して同様の計算を行い、生体に悪影響を及ぼさない線量で必要な被検体のX線情報を得るため、最適なX線スペクトルと、それを発生させるための条件を見出す必要があるだろう。

なお本研究は文部省科学研究費（総合A，竹中班）の援助の下に行われたことを記し，謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) 土井邦夫：第37回日本医学放射線学会物理部会，招待講演（昭54.3）および第35回日本放射線技術学会，学術講演会教育講演（昭54.4）
- 2) 中森伸行：鳥居原正晴，金森仁志：放射線像研究 8，197，（1978）

増感紙・フィルム系のウイナー・スペクトルの測定

京都工芸繊維大学 山内 幸彦
中森 伸行
金森 仁志

1. 緒言

一般に、X線写真の粒状性の解析にはウイナー・スペクトルを用いている。ウイナー・スペクトルを求めるには、一様に露光したX線写真の濃度変動をマイクロデンシトメータで測定しその結果を計算機で処理する。濃度変動の測定を行う場合、計算機処理できるように離散的な測定をする。その場合のサンプリング間隔を標本化定理に従って決定する。また、この場合走査スリットの大きさにも制限が加わる。即ち、高周波数までウイナー・スペクトルを計算しようと思えばそれだけ走査スリットの幅もせまくなる。このために高濃度フィルムのウイナー・スペクトルを、ある程度の空間周波数まで求めようと思っても、スリットの幅がせまく、透過光量も少いために測定ができなくなる。従って高濃度フィルムの濃度変動を測定する場合には光源を強くするか、スリット幅を広げなければならない。光源を強くする事は、現在使用している測定器では不可能なので、スリット幅を広げて測定を行う事になる。しかし、スリット幅を広げると求めたスペクトルに大きな影響を及ぼすのでその影響を補正しなければならない。スリットだけを考えるとスリットの透過関数は矩形波とみなせるので、そのフーリエ変換である sinc 関数の 2 乗が真のスペクトルに掛かっていると見なせる。従って、求めたスペクトルをその sinc 関数の 2 乗で割れば真のスペクトルが求まるはずである。しかし、sinc 関数には零点が何ヶ所かあるので、補正はうまくいかない。そこで今回は $5\mu\text{m} \times 1\text{mm}$ スリットで走査し、求めたスペクトルを基準として、スリットの幅を $25\mu\text{m}$ 、 $50\mu\text{m}$ 、 $75\mu\text{m}$ と変えた時のスペクトルとの比を計算し、この値で補正を行ってみた。

また、X線写真には前、後両面に感光乳剤が塗ってあるが、このために粒状性も両面にできる。従って、マイクロデンシトメータで濃度測定する場合、測定器のレンズの焦点深度が写真の厚さに比べて短いと、どちらかの面の粒状性がぼけてしまう。このぼけがスペクトルにどの程度影響するかを、同一フィルムで乳剤層を片面はがして濃度測定した場合と、両面ともに乳剤がある状態のまま濃度測定した場合のスペクトルを比較する事によって調べた。

2. スリット幅を変えた時の補正

幅 a のスリットで濃度を測定して求めたウィナー・スペクトルを $W_a(\omega)$, その時の測定系の伝達関数を $G(a, \omega)$, 真のスペクトルを $W(\omega)$ とすると, これらの間には次の関係が成り立つ。

$$W_a(\omega) = W(\omega) \{G(a, \omega)\}^2$$

スリットの幅を a' とすると, 上式は

$$W_{a'}(\omega) = W(\omega) \{G'(a', \omega)\}^2$$

となり, 両者の比 $R(a, a', \omega)$ をとると

$$R(a, a', \omega) = \frac{W_{a'}(\omega)}{W_a(\omega)} = \left\{ \frac{G'(a', \omega)}{G(a, \omega)} \right\}^2$$

であるから, $R(a, a', \omega)$ さえ測っておけば, 幅 a' のスリットで測定し, 求めたスペクトル $W_{a'}(\omega)$ から $W_a(\omega)$ を計算する事ができる。今回は空間周波数 100 本/mm までスペクトルを求めるために基準となるスリット幅 a を $5\mu\text{m}$ とし a' として $25\mu\text{m}$, $50\mu\text{m}$, $75\mu\text{m}$ の3種類をとってみた。Fig 1 は, 同一フィルムを試料として, スリット幅を上記4種類にし

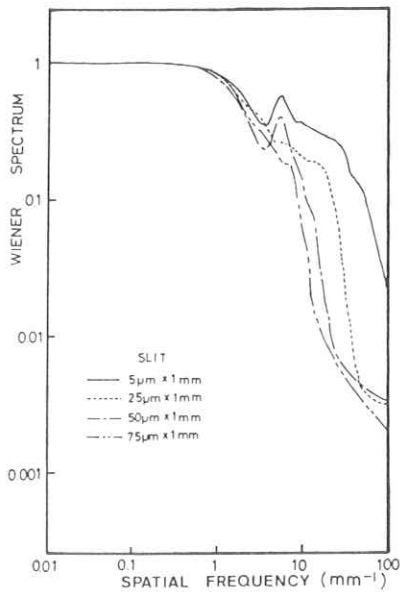


Fig 1

スリット幅を変えた時のスペクトル

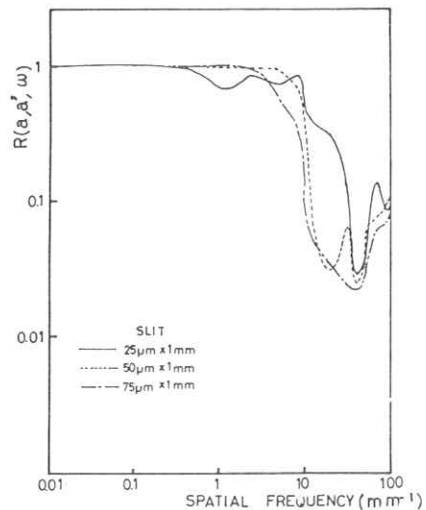


Fig 2

スペクトルの比(基準スリット幅 = $5\mu\text{m}$)

て測定した濃度変動から求めたウィナー・スペクトルである。スリット幅が変わるとスペクトルも高周波数で大きく変化している。このスペクトルから $25\mu\text{m}$, $50\mu\text{m}$, $75\mu\text{m}$ の場合の $R(a, a', \omega)$ を求めたものが Fig 2 である。この比の値によって広いスリットで測定した濃度変動から求めたスペクトルを補正したものと、実際に $5\mu\text{m}$ のスリットで測定した場合のスペクトルとを比較してみた。Fig 3 が $25\mu\text{m}$ の場合、Fig 4 が $50\mu\text{m}$ の場合、Fig 5 が $75\mu\text{m}$ の場合である。各グラフで、破線が広いスリットを使った場合のスペクトル、一点鎖線が $R(a, a', \omega)$ で補正したスペクトル、実線が $5\mu\text{m}$ のスリットを使った場合のスペクトルである。Fig 3 ($25\mu\text{m}$ の場合) では補正した曲線と $5\mu\text{m}$ のスリットで走査した場合のスペクトルがほぼ一致した。しかし、スリット幅を $50\mu\text{m}$, $75\mu\text{m}$ と広げてゆくに連れて両者の一致は悪くなっている。これは、スリット幅が広すぎると、スリットを通して入って来る全光量に対する変動が小さくなり、測定器が小さな変動を見落してしまうためではないかと思う。Fig 1 ~ Fig 5 のグラフはすべて試料の平均濃度が 0.5 前後であるが、幅 $5\mu\text{m}$ のスリットで測定できる範囲(平均濃度が 2 程度)では $R(5\mu\text{m}, 25\mu\text{m}, \omega)$ はほとんど変わらない事も確かめた。以上より、平均濃度が高くてもスリット幅を $25\mu\text{m}$ にして測定すれば、スリット幅 $5\mu\text{m}$ で測定した場合と変わらないスペクトルを求める事ができる事を確認した。次に、 $a' = 25\mu\text{m}$ の場合の $R(a, a', \omega)$ と $\left\{ \frac{\text{sinc}(a', \omega)}{\text{sinc}(a, \omega)} \right\}^2$ の値とを比較してみた。それを Fig 6 に示す。これはもし測定系の伝達関数がスリット幅だけによるものと仮定すると、測定したスペクトル $W_a(\omega)$ と真のスペクトル $W(\omega)$ との関係は

$$W_a(\omega) = \frac{1}{L} W(\omega) \{ \text{sinc}(a\omega) \}^2$$

となり、この場合の $R(a, a', \omega)$ は

$$R(a, a', \omega) = \left\{ \frac{\text{sinc}(a'\omega)}{\text{sinc}(a\omega)} \right\}^2$$

となるからである。ここで、 L はスリットの高さである。Fig 6 からわかるように、両者の傾向は非常によく似ていた。この結果から、測定系の伝達関数はスリットの影響を非常に大きく受けている事がわかる。

3. 乳層剤が両面にあるためのぼけの影響

X線写真には前面、後面ともに乳剤層がある。従って、濃度変動をマイクロデンシトメータで測定する場合、使用しているレンズの焦点深度が小さいとどちらかの面の粒状性がぼけてし

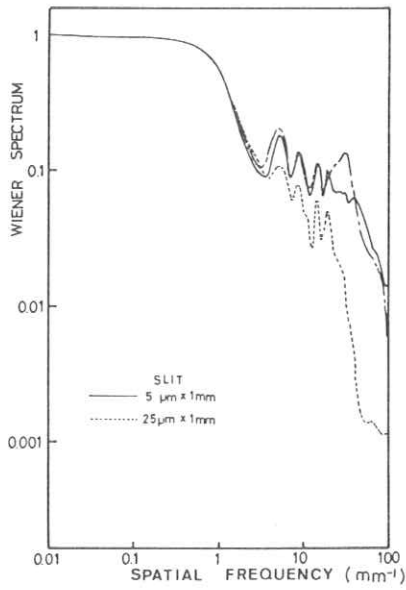


Fig 3
 $a' = 25 \mu\text{m}$ の場合の補正

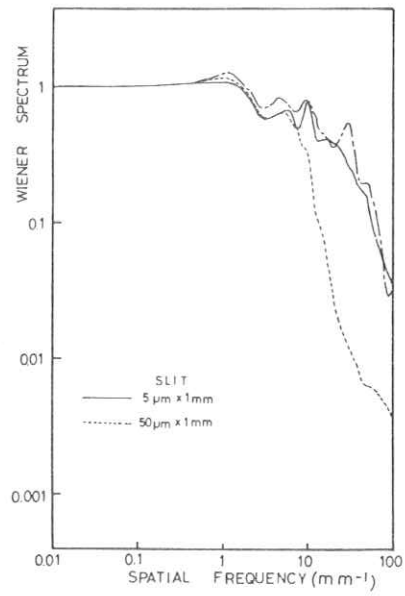


Fig 4
 $a' = 50 \mu\text{m}$ の場合の補正

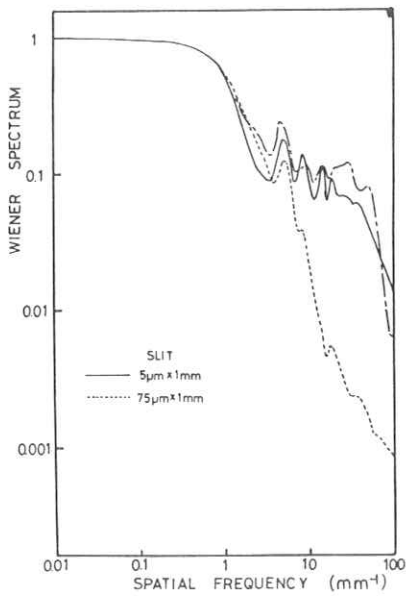


Fig 5
 $a' = 75 \mu\text{m}$ の場合の補正

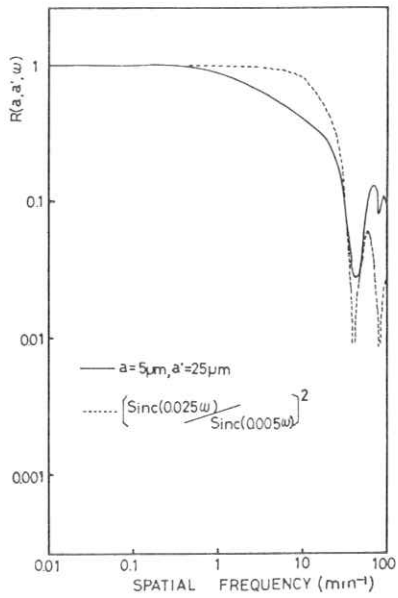


Fig 6
 スペクトルの比と sinc 関数の比の 2 乗値との比較

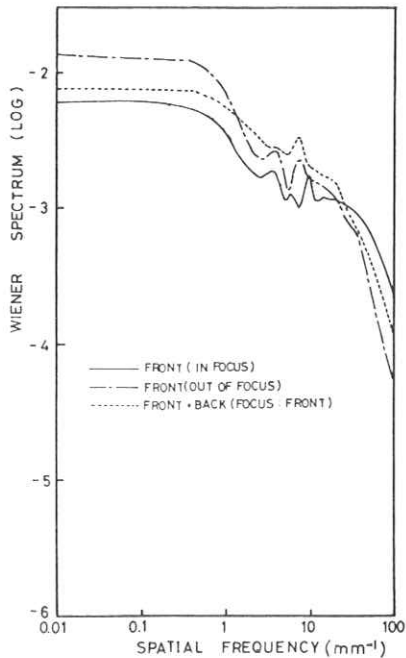


Fig 7

乳層剤が両面ある事によるぼけの影響

ているものと考えられる。この事より、X線写真の厚さは100~200 μm 程度なので、現在使用しているレンズの焦点深度は100 μm よりかなり小さいのではないかと推測できる。従って、粒状性を調べるには濃度を高くしたフィルムの乳剤層を片面はがしてしまっただけで測定するのが良いのではないかと思う。なお、現在使用している測定器は「サクラマイクロデンストメータ PDM-5 タイプB」、レンズは「アクロマート4倍 NA = 0.1」、接眼レンズは「ハイ・アイ・ポイント」である。

最後に、本研究を行うに当り、マイクロデンストメータを使用させていただいた本学写真工学科の田中先生、三宅先生、西城先生に対し深く感謝致します。

まう。このぼけが無視できないほど大きければ、スペクトルにも大きな影響を及ぼすであろう。そこで、両面に乳剤がある状態で一様に露光したX線写真で、そのまま濃度変動を測定した場合と、乳剤層を片面はがして、ピントを合わせて測定した場合とピントを少しぼかして測定した場合のスペクトルを比較してみた。その結果がFig 7である。片面の乳剤をはがした場合、スペクトルはピントがぼけるとピントの合っている場合に比べて低周波数で増加し、高周波数では減少している。乳剤が両面にある場合には、ピントを上層、下層、中間に合わせた場合の3種を測定したが、どれもほとんど同じで、片面だけのピントをぼかした場合のスペクトルと同じ傾向にあった。

Fig 7には上層にピントを合わせた場合を示した。従って、やはり乳剤層が両面ある時はどちらかの面の粒状性がかなりぼけ

多孔コリメータを用いたシンチレーションカメラ による断層撮影法について

島津製作所 技術研究本部 藤田明徳 和迹秀信
医用事業本部 中岡庄一 戸田正義

1. はじめに

従来のシンチレーションカメラに、多孔コリメータを用い、その像を計算機処理することにより、容易に断層面再生装置が実現できる。(図1) 処理方法は、繰り返し法(i法)¹⁾²⁾と、フーリエ変換法(F法)³⁾⁴⁾に大別できるが、いずれも、縦の位置の差が、ピンホール像上で横の位置の差になることを利用している。(図2) この二方法について、計算機シミュレーションにより、様々な対象に対して比較検討を行なった。さらに、ファントムを用いて、i法により断層面再生を行なった。

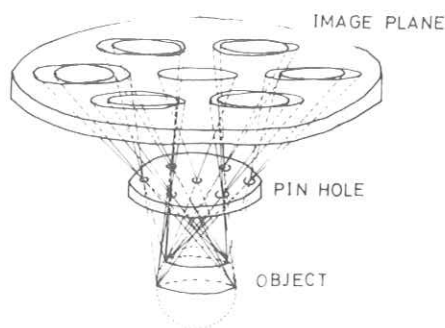


図1. 多孔コリメータ

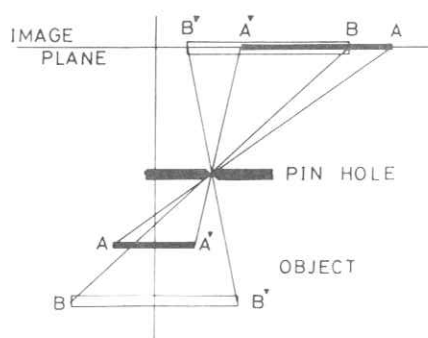


図2. 原理

2. システム構成と処理手順

実験に用いたシステムは、ガンマカメラ(島津製LFOV形シンチレーションカメラ)、および、ミニコンピュータ(データ・ジェネラル製Eclipse AP-130形)を中心に構成されている。(図3) また、データ処理手順を図4に示す。なお、ピンホールコリメータの寸法については、心臓の断層像を得ることを考えて、この目的に合うように決定した。

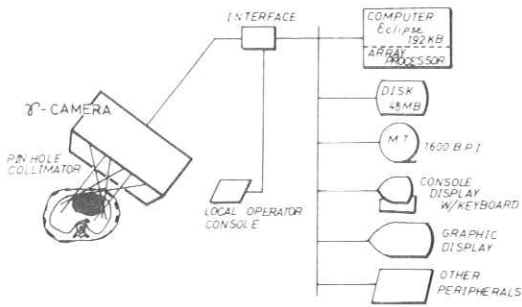


図 3. 断層イメージシステム

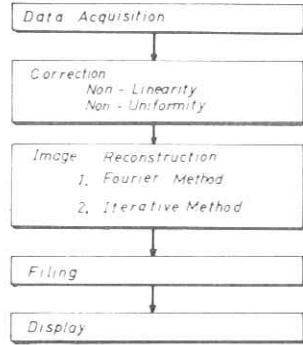


図 4. 再生処理手順

3. i 法と F 法の比較

シミュレーションにより様々な対象を構成し、i 法と F 法により断面再生を行なったものを図 5～3 1 に示す。各図内で、像の右または左端に示される数字は、ピンホール面から断層像までの距離を示す。(単位はミリメートル) たとえば、図 7 は、元像および 130、150、170 ミリの各位置で再生された断層像を示す。図 5、6 は、150 ミリの位置にだけフラ

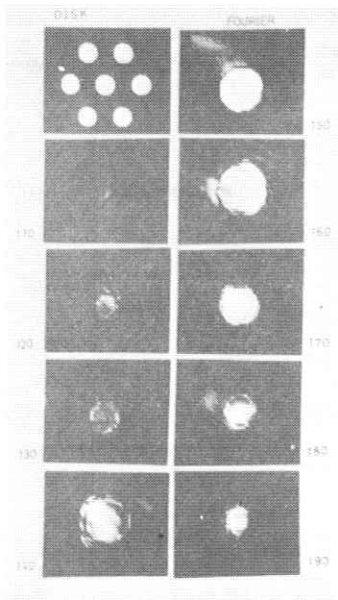


図 5.

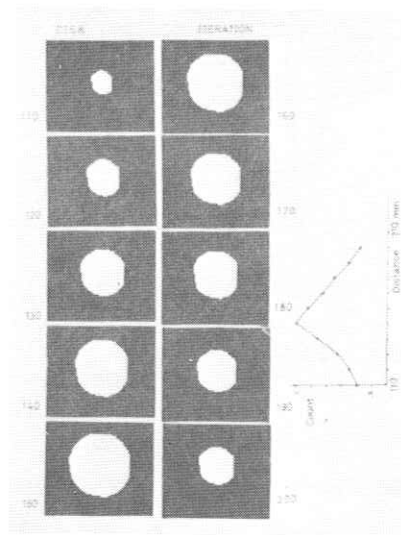


図 6.

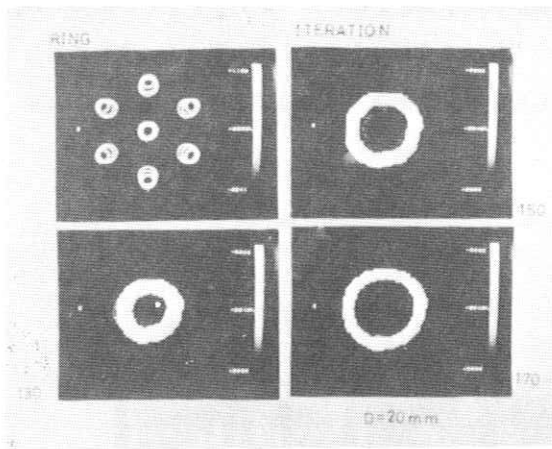


図 7.

ト像を置き、他の位置に対する影響を調べている。i法は、本質的にぼかし法であるため、位置が少し離れても中心部の像は残る。しかし、誤差補正により、距離に対する濃度分布は、図6の右端のグラフのようになる。図7から図12は、3つの円環の間隔を、各々、20, 10, 5ミリと変化させたものである。図13~16は、6.5および5ミリ間隔の縦縞像を、150ミリの位置に置いたものである。図17, 18は、150ミリの位置

に直径5.2ミリのポイントソースを置いたものを、図19, 20は、各位置に同じポイントソースを置いたものを示す。図21~24は、3つのフラットを重ね、真中のフラットだけ、それぞれ直径7.7および3ミリの穴をあけた場合である。

図25, 26は、元画像合成と、断層像再生処理の中心位置を1.3ミリ(i法の1セル)ずらせたものである。図27は、中心1ミリの他に、周囲のホール位置を適当に1ミリずつずら

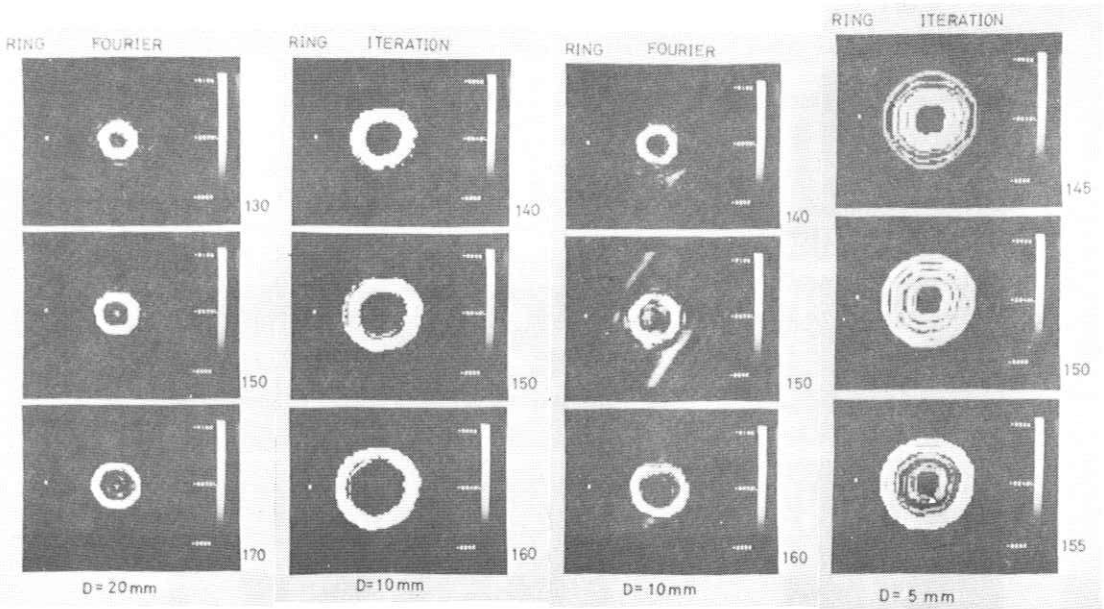


図 8.

図 9.

図10.

図11.

せたものである。実際のデータを処理する場合には，カメラ面とデータサンプリング面のずれ，カメラの直線性の欠如等により，この程度のずれはすぐ起こるので注意を要する。ずれに対しては，F法の方が強いようだが，これは同じ64×64画像で再生処理を行なっても，1セル

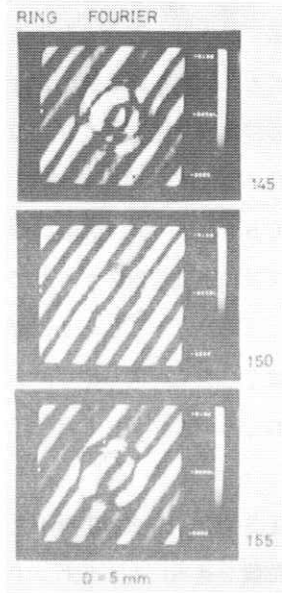


図 1 2.

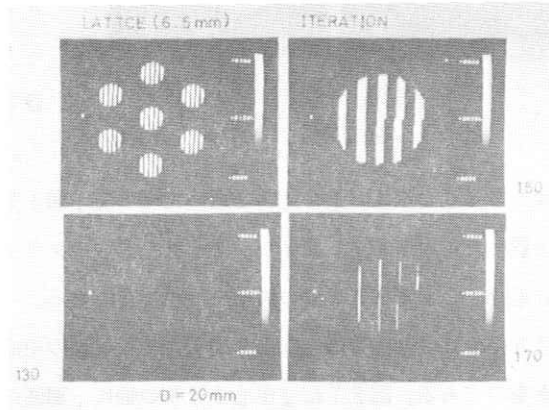


図 1 3.

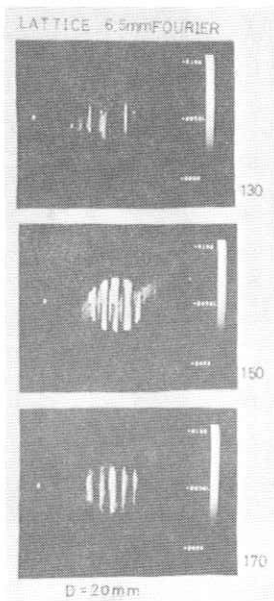


図 1 4.

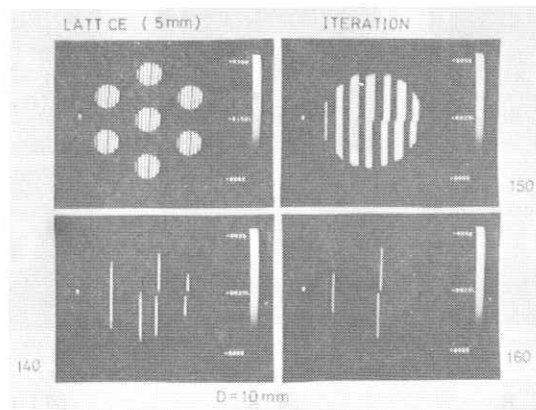


図 1 5.

の実際の大きさが2.7ミリとi法より大きいためである。3ミリのずれを加えると、F法でもやはり再生困難となる。断層像の計算は、対象を中心ホール位置に置いた半径60ミリの円柱内に置くとしている。この条件を離れた場合の影響を調べたものが、図28、29である。図

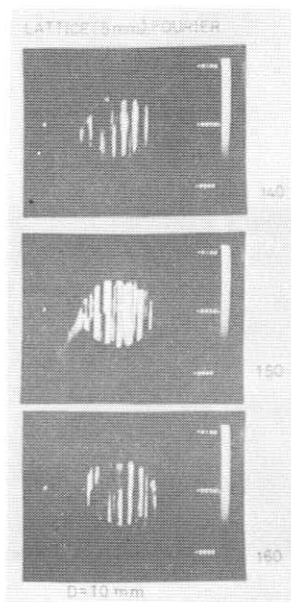


図 1 6.

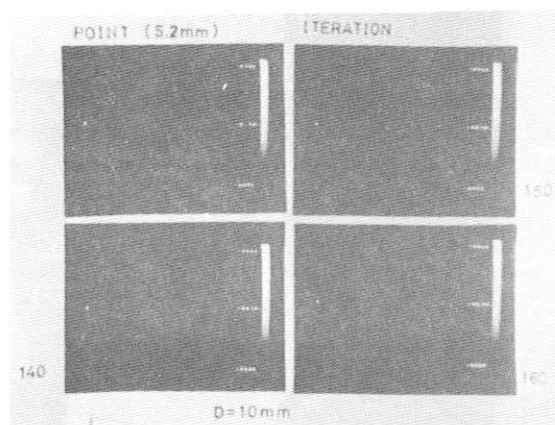


図 1 7.

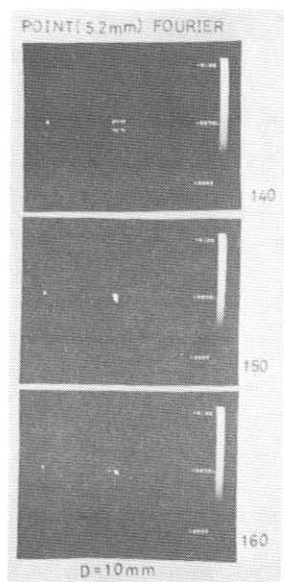


図 1 8.

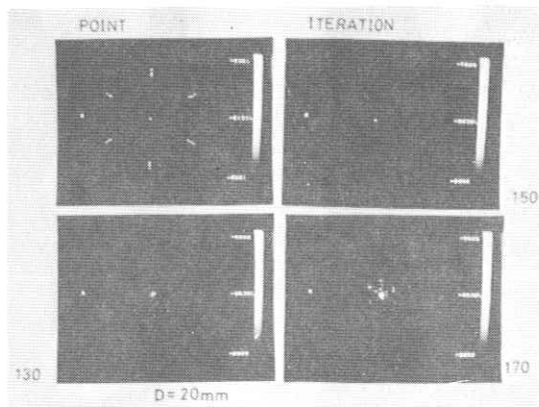


図 1 9.

30, 31は、4分の3円環を、欠けた部分を違えて並べたものである。

以上のように、各対象によって一長一短があるので、どちらの方法がより優れているとは断定しがたい。ところで、データ処理に要する時間は、各3層の計算に対して、i法では130秒

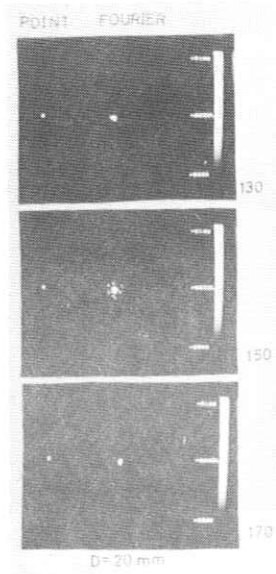


図 2 0.

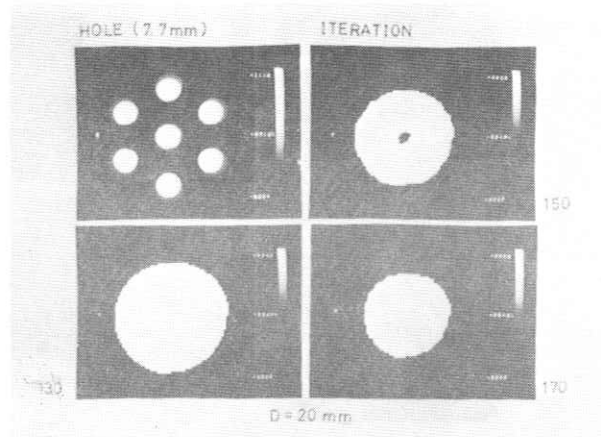


図 2 1.

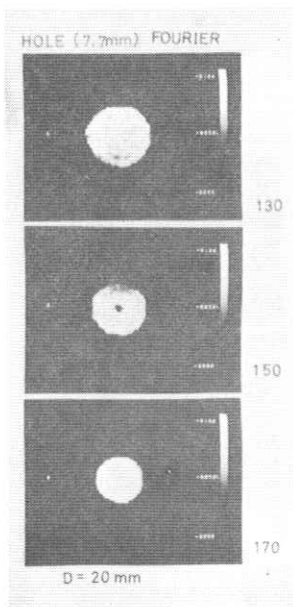


図 2 2.

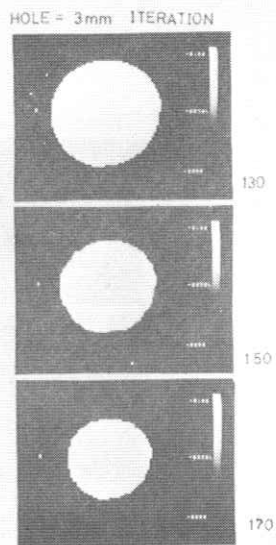


図 2 3.

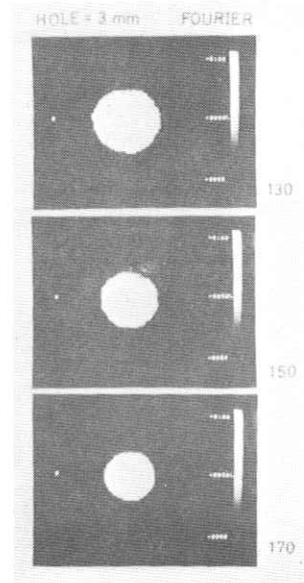


図 2 4.

F法では360秒である。(図32) また、i法での処理時間は、断層面の数に比例するが、F法では自乗に比例する。ところで、ここでは、F法のフーリエ変換計算に対して、アレイプロセッサを用いているが、現在臨床の場で使用されている核医学データ処理装置では、フローティング計算さえソフトウェアで行なっていることもまれではない。このように考えると現在の段階では、i法を用いて断層像の再生を行なう方が適当と思われる。

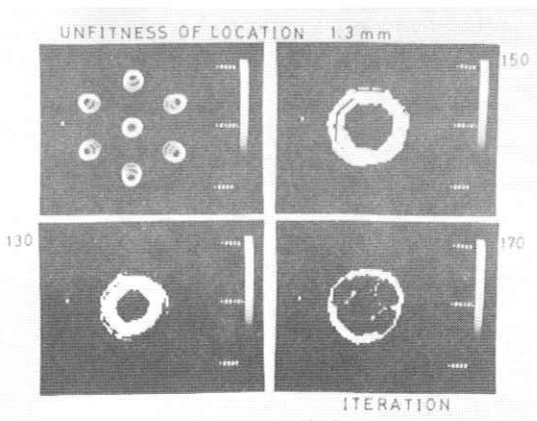


図 2 5.

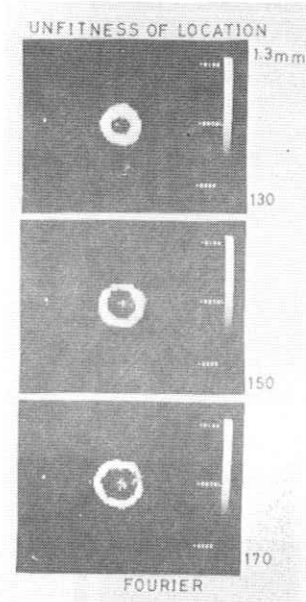


図 2 6.

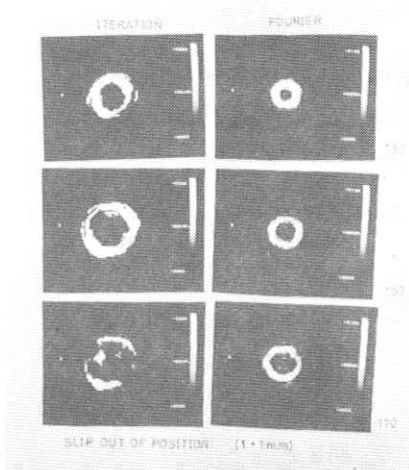


図 2 7.

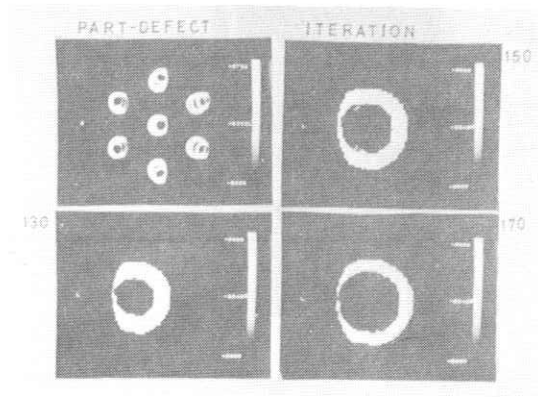


図 2 8.

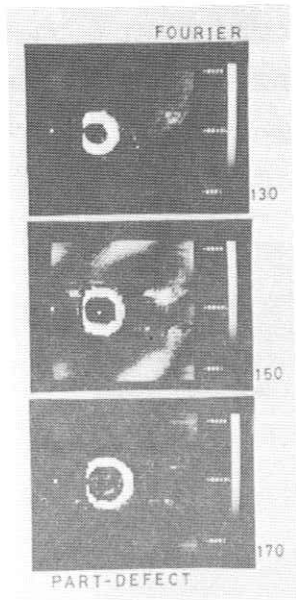


図 29.

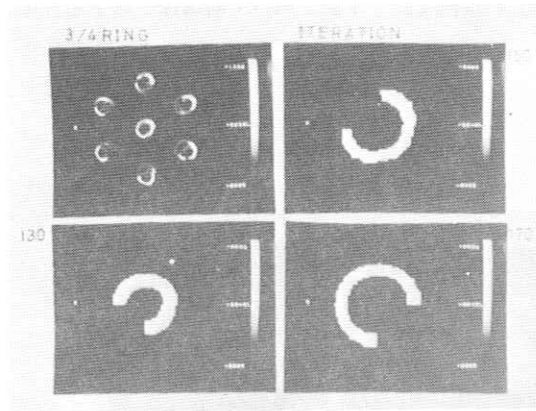


図 30.

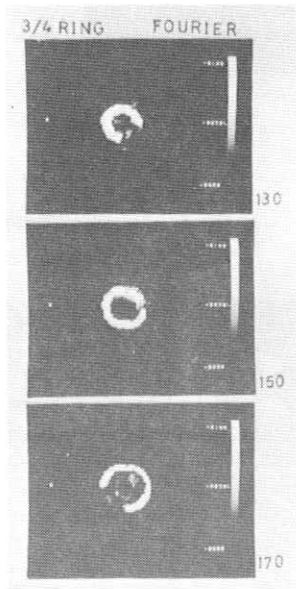


図 31.

CALCULATION TIME

ITERATION : 130 sec / 3 slices
 FOURIER : 360 sec / 3 slices

Cycle Time
 CPU 500 n sec
 Array 200 n sec
 F F T (1024) 8.75 m sec

図 32.

4. ファントムによる実験

アクリル板で、それぞれ直径7, 8.5, 10センチの4分の3円環を作り、各1ミリキューリの Tc^{99} を注入し、これを3つ重ねて採ったピンホール像に対して、i法により断層像再生を行なった。元データは、2メガカウント(256×256)像で、3ミリ直径のピンホールに対して、採取時間は約10分である。

図33は、3ミリピンホールに対して、ファントムを26ミリ間隔で並べた場合である。図

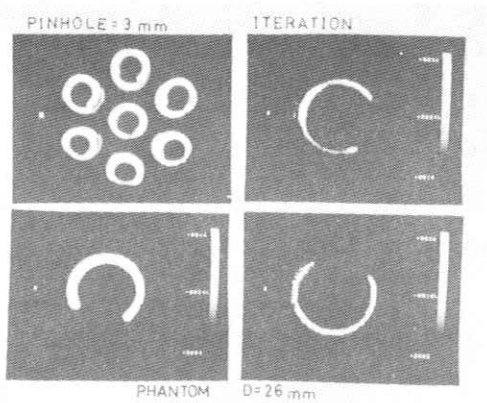


図 3 3.

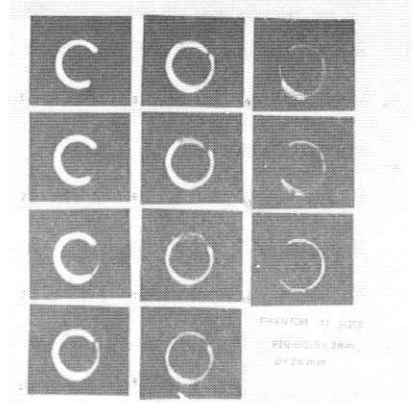


図 3 4.

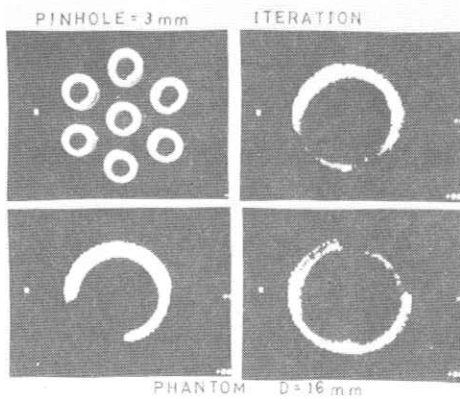


図 3 5.

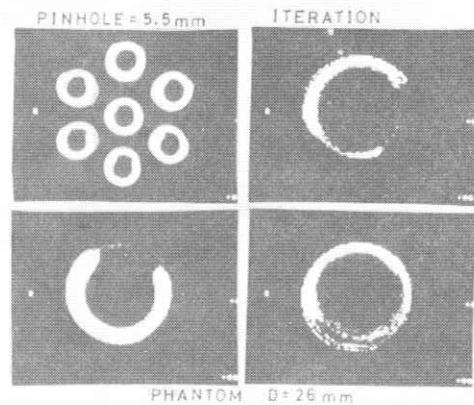


図 3 6.

34は、同じ元像に対して中間の断層面も再生を行なったものである。また、図35は、同じピンホールに対して、間隔を16ミリとした場合であり、図36は、5.5ミリピンホールに対して、間隔を26ミリとしたものである。なお、図34は、生のままの表示であるが、他は適当な閾値がかけてある。

5. 結 論

多孔コリメータを用いたシンチレーションカメラによる断層像再生において、繰り返し法とフーリエ変換法をシミュレーションにより比較した。現段階では、実用上は繰り返し法が適当である。さらに、繰り返し法により、ファントムの再生を行なった。実際の臨床データについては、1979年11月の核医学会で報告する予定である。

文 献

- 1) R. A. Vogel, D. L. Kirch, M. T. Lefree, P. P. Steele : A New Method of Multiplanar Emission Tomography Using a Seven Pinhole Collimator and an Anger Scintillation Camera, J. Nucl Med 19, 648-654, 1978.
- 2) R. A. Vogel, D. L. Kirch, M. T. Lefree, P. P. Steele : Improved Diagnostic Results of Myocardial Perfusion Scintigraphy by Large-Field Anger Camera. 米国核医学会配布資料, 1978.
- 3) 寺嶋 中島 伊藤 森 : シンチレーションカメラを用いた3次元 γ 線映像法, 第7回画像工学コンファランス, 105-108, 1976.
- 4) 寺嶋 中島 伊藤 : シンチレーションカメラを用いた γ 線断層映像法, 電子通信学会論文誌, 123-130, 1979.

特定物質のみをX線像より抽出できる可能性を持つ Polychromatic Photon Absorptiometry (PCPA)について

九州大学 歯学部 小西圭介 豊福不可依

最近CTの分野で dual energy scanning の技術が電子密度と実効原子番号の識別に試みられている。同様の考え方に基づいてX線像の中で特定の元素又は成分(例えば骨, 造影剤)のみの画像が抽出できれば臨床上有用な情報をもたらすであろう。

そのような研究の基礎として数本の単色X線を用いて検体内の構成物質を幾つかの成分に分けて定量できる方法を開発したので報告する。こゝで行った実験は細いビームを用いるもので点に関する情報であるが, これに面スキャンニングや適当な二次元検出器の開発を伴えば十分に画像情報となり得る。

生体内の骨塩に注目して単色 γ 線で定量を実用化したのはCameron and Sorenson¹⁾であるが, 2種の単色 γ 線を用いて軟部組織や体液を測定したのがWitt and Mazess²⁾であり, dichromatic absorptiometryと称している。我々はこれらを一般化し拡張したもので複数の単色光子束を用いる方法を polychromatic photon absorptiometry (PCPA)と称している。

1. 理 論

記号を E_i : i 番目の光量子エネルギー ($i = 1 \sim m$) x_j : j 番目の成分の量 g/cm^2 で未知の量 ($j = 1 \sim n$), ρ_j : j 番目の成分の密度, $\mu_{i,j}/\rho_j$: j 番目の成分の i 番目のエネルギー E_i に対する質量減弱係数で既知の量, I_i : 検体に入射するエネルギー E_i の光子の強度で測定すべき量, J_i : 検体によって減弱し出てくるエネルギー E_i の強度で測定すべき量, 以上のように決めるとX線の減弱の原理から

$$J_i = I_i \exp \left[- \sum_{j=1}^n (\mu_{i,j}/\rho_j) x_j \right] \quad (1)$$

で示される。こゝで式を簡単にするために,

$$h_i = \ln(I_i/J_i), \quad a_{i,j} = \mu_{i,j}/\rho_j \quad \text{と次のようになる。}$$

$$h_i = \sum_{j=1}^n a_{i,j} x_j \quad (i = 1, \dots, m) \quad (2)$$

これは次のような行列の成分に外ならない。

$$\begin{pmatrix} h_1 \\ \vdots \\ h_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & \cdots & a_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m1} & \cdots & a_{mn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_1 \\ \vdots \\ X_n \end{pmatrix} \quad (3)$$

これはまた、それぞれに対応する行列を H, A, X とすると

$$H = A X \quad (4)$$

と書くことができる。ここで X は未知量、 A が既知の量、 H は測定によって得られる量である。ところで式(1)または(4)が X_j について解けることが *absorptometry* の原理である。 $m = n$ の場合には n 元一次連立方程式により数式としては解けるが、測定値にはいわゆる測定誤差を含み、その影響で解が不安定になる。従って $m > n$ とすることにより h_i の測定値から最小2乗法で x_j を導けば安定な解が得られる。いま $X_j (j=1, \dots, n)$ を解とすれば、

$$\Delta_i = h_i - \sum_{j=1}^n a_{ij} X_j \quad \text{は } h_i \text{ が実験誤差を含む限り必ずしも } 0 \text{ にならない。従って}$$

$$S = \sum_{i=1}^m \Delta_i^2 = \sum_{j=1}^n \left(h_i - \sum_{i=1}^m a_{ij} X_j \right)^2 \quad (5)$$

の最少に導くように $\partial S / \partial X = 0$ の正規方程式を組み立てると

$$A' H = A' A X \quad (6)$$

なる関係式が得られる。但し A' は A の転置行列である。式(6)はとりもなおさず行列 $A'A$ が正方行列となり n 元一次の X に関する連立方程式となり ($m > n$) であっても一意的に解ける。つまり成分の数 n より多い m 本の単色エネルギーをもった光子束で *absorptometry* を行えば(6)を解くことにより各成分の量 $X_j (j=1, \dots, n)$ が最少2乗法で求まることを示している。また全体の厚み t がわかっていると

$$\sum_{j=1}^n X_j \rho_j = t \quad (7)$$

の関係からこの(7)式を(2)に加えた $m+1$ 行の式を解くことによって精度を上げることができる。Cameron - Sorenson¹⁾ は(1)式で $m=1, n=2$ 及び(7)式から骨塩量である x を求めたことになる。

2. 実験及び結果

単色X線源は白色X線により適当なターゲットを叩き得られた蛍光X線を利用することを試みた。これによると1個のターゲットでも $K\alpha$ と $K\beta$ 線に分けられ、さらに、半導体検出器のような分解能の良好なものではターゲットの原子番号が高くなると $K\alpha_1$ と $K\alpha_2$ 、 $K\beta_1$ と $K\beta_2$ の4本にも分かれる。Fig.1はタングステンターゲットからのものを純Ge 検出器によって得られたエネルギースペクトルである。

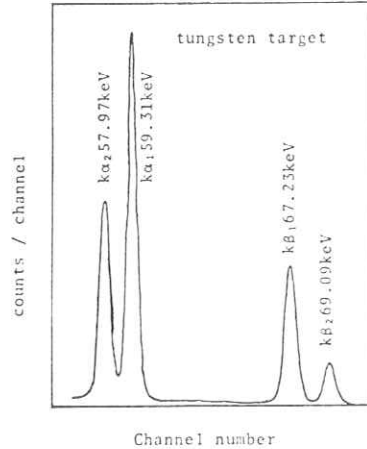


Fig 1 純Ge 半導体検出器による KX線エネルギースペクトル

さらにターゲットを適当な合金、あるいはベースとなる金属に他の金属を蒸着するような手段をとれば、同時に数本のエネルギーに対して計測が可能になる。出力については手持の装置で

Table 1 に示すようになり、これは $50\text{ cm } 1\text{ mm}$ ϕ のビームで管電流 30

Table 1

Intensity of $k\alpha$ -Xray

Target	ext. pot.(kV)	cts/min/ster/MA
Te	80	2.76×10^{11}
Gd	85	1.35×10^{11}
W	100	2.04×10^{11}

Table 2 アルミニウムとルサイトの減弱係数、既存の表と実測値との比較

Photon Energy keV	μ/ρ (cm^2/g)					
	Aluminium			Lucite		
	表*	測定値	偏差(%)	表*	測定値	偏差(%)
27.38	1.42	1.45	+1.9	0.336	0.334	-0.54
31.12	1.02	1.016	-0.4	0.289	0.285	-1.4
42.76	0.495	0.496	+0.26	0.223	0.220	-1.3
48.72	0.385	0.385	-0.08	0.208	0.2063	-0.58
59.31	0.280	0.287	+2.4	0.192	0.190	-0.86
67.23	0.238	0.238	0.0	0.184	0.184	-0.22

* Evans (1968)

m A の場合 10^5 カウント/秒程度の十分な強度を与えてくれる。

この方法は注目すべき検体の成分について減弱係数をあらかじめ知っておく必要があり、既存の Table と実測との一致性を確かめておく必要がある。

アルミニウムとルサイトについて Evans³⁾ の数値を基に内挿した値と我々の実測の結果は Table 2 のようになり良好な一致を示した。

(実験 1)

生体の軟部組織と骨の 2 成分を頭に置いてルサイトとアルミニウムの 2 成分ファントムについて、6 エネルギーの光子束で PCPA を行った。

合計 5.676 cm のルサイト中にアルミニウムの厚みを変えて測定した結果を Fig.3 に示す。1 点を除いてほぼ 5% 以内で測定されているが、ルサイトは全て負の偏差、アルミニウムは全て正の偏差と、何か系統的誤差が現われている。恐らく連立方程式を解く時の誤差の伝播に由来しているのではないかと思われるので今後検討して行けばより良い結果が得られるであろう。

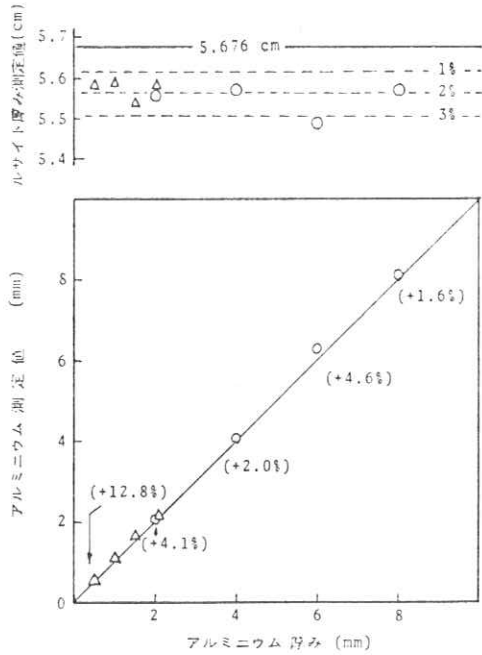


Fig.2 ルサイトアルミニウム ファントム PCPA 測定結果

Table 3

厚みの情報を加えた absorptiometry の結果
(Lucite 5.676 cm, 光子束 6 エネルギー)

アルミニウム厚み (mm)	2.006	4.013	6.010	8.027
実 測 値	1.95	3.97	6.09	8.03
アルミニウム (mm)	(-3%)	(-1%)	(1.3%)	(0.%)
ルサイト (cm)	5.673	5.673	5.656	5.669
	(0.05%)	(0.05%)	(-0.35%)	(-0.1%)

また(7)式の全体の厚みの情報を加えたPCPAでの結果はTable 3に示すように非常に良好な結果を示している。むしろファントムの厚みの精度管理のレベルの誤差に近いと考えられる。

(実験2)

最近鉛を含んだアクリル樹脂のX線防護材が市販されているが、その成分がわかっていたので、厚みの情報を含むPCPAを行った。その結果はTable 4に示すように極めて良好な精度が得られた。

Table 4	Real contents				Measurement by PCPA Pb (weight %)
	H	C	O	Pb	
	(weight %)				
type H	5.8	43.8	20.4	30.0	30.08 ± 0.16*
type S	7.1	55.3	24.6	13.0	13.05 ± 0.18*

* standard deviation of 5 samples

(実験3)

トトロラスト(酸化トリウムの造影剤)の沈着した肝臓、脾臓のホルマリン漬け切片について、トリウムと軟部組織及びホルマリンを水と考えた2成分についてPCPAを行った。トリウムの量はわずかと考えられるので感度を良くする為にエネルギーの低い光子を用いることにしたが、Fig.3に示すように光電効果が主なエネルギー範囲では水に対しても減弱係数の勾配が似ている。数式(4)のマトリクスAの減弱係数の成分が行と行とで比例的な関係にあると(6)式の行列

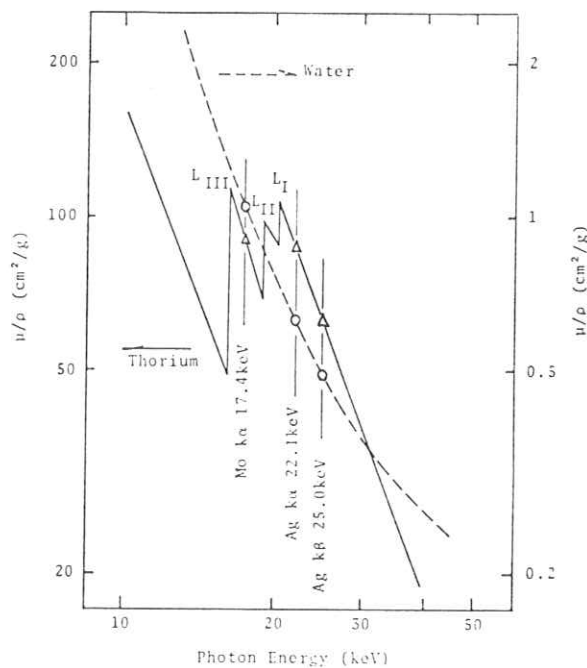


Fig.3

A'Aの行列式が0に近くなり解が非常に不安定になる。しかしFig.3のようにトリウムのL吸収端の近傍を利用すると減弱係数が比例的にならずに解が安定かつ高精度に求まる。このようにして求めたものをTable 5に示す。肝の方はトロトラストの沈着が場所によってかなりの粗密があるが、このデータはそれを示している。#はサンプル内の異なる場所を示す。

Table 5 トロトラスト沈着の肝, 脾内のトリウムのPCPAによる定量

	Spleen	liver				
		#1	#2	#3	#4	#5
Th mg/cm ²	11.1	0.92	0.53	0.79	0.79	1.25
H ₂ O g/cm ²	0.88	1.00	1.06	1.06	1.05	1.10
average	Th	0.86 ± 0.26 mg/cm ²				
	H ₂ O	1.054 ± 0.036 g/cm ²				

3. 考 察

実験結果が示す通りPCPAは十分実用化できる方法である。特にこの方法は相対測定ではなく絶対測定的一种であり検量線を描く必要がないところに大きな特長があり、また検出器の効率や種々の補正が殆んど不必要な絶対測定としての定量法といえる。

従ってこの方法を面スキャンニングで行えば画像情報を2成分あるいはそれ以上について得られることを示している。

特に骨、歯牙成分と軟部組織、また造影剤を用いたX線像における造影剤のみの像の強調、2種類以上の性質の異なる造影剤を用いた各影像の分離など研究の発展に伴い有用な方法となり得ることを示している。

また一方実験1における系統的誤差の解明や、実験3にみられるように対象物により光子のエネルギー及び本数の最適を選択などのように今後大いに研究してゆかねばならぬ課題もある。

なお本研究は文部省科学研究費(総合A、竹中班)の援助の下に行われたことを記し、謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) Cameron, J.R., Sorenson, J.: Measurement of bone mineral in vivo : An improved method. Science 142: 230-232, 1963
- 2) Witt, R.M., Mazess, R.B.: Photon absorptiometry of soft tissue and fluid content: The method and its precision and accuracy. Phys. Med. Biol. 23: 620-629, 1978
- 3) Evans, R.D.: Chapter 3 in Radiation Dosimetry I, ed. by F.H. Attix et al. Academic Press, 1968

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	
	恒岡 卓二	長谷川 伸	松田 一	三浦 典夫	
	矢仲 重信				

編集後記

寒くなりましたが真夏の宇治での研究会誌をお届けします。プログラムは色ページの通りですが、永年医用画像にとり組んでこられた京大桑原先生のお話には迫力があり、ミニコンとディスプレイをうまく使った心臓の動きの表示や立体画表示はすぐ実用化されそうな感じで同研究室の見学も見ごたえがありました。土曜日にも拘らずおそくまで御面倒を頂いた桑原先生、英保助教、ジュースのさし入れなど種々心を配って頂いた津田様はじめ島津の方々、金森先生に紙上から御礼申し上げます。

学校紛争の余盛の中にあけた1970年代もあと1ヶ月となりました。この間X線、CT、RI、超音波関係の画像診断装置の生産額が4.2倍に成長していますが、これには電算機、さらにそのかげにLSI技術の進歩が寄与しています。電子屋が頭ばれば平均寿命が伸びると自負して80年代を迎えようと思います。よいお年を。(H)

放射線像研究

発行日 昭和五十四年九月

編集者 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―二一六一

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 ○三一八三一―〇九五五