

放射線像研究

VOL 8 . No. 4 . (通巻57号) 1978年12月

* 目 次 *

研究会記事・会告	141
巻 頭 言	
シンポジウム「コンピュータ トモグラフィ」について 竹中栄一, 長谷川 伸	145
シンポジウム	
1 第3世代CT装置の評価について 東芝医用機器事業部 朝比奈清敬	146
3 CTに対するX線スペクトルの影響 京都工芸繊維大学 金森仁志, 中森伸行	155
4 CT画像に対するX線スペクトルの影響と補正 島津製作所医用機器事業部 松山恒和, 伊藤 忠, 服部博幸	163
5 CTに於けるPhoton数の影響 東芝医用機器事業部 神保昌夫, 杉本 博	171
7 CTのDual Energy Scanning について 京都大学医学部, 放射線核医学科, 脳神経外科,* 老年科** 向井孝夫, 中野善久, 小室裕丹, 鳥塚莞爾 半田譲二,* 相井平八郎**	178
8 各種CT画像の相互交換の検討 信州大学医学部附属病院中央放射線部 滝沢正臣 東京大学医学部放射線科 竹中栄一	184
10 CT用ファントムによる各種CT装置に対する性能評価法について 名古屋大学医学部附属病院 放射線部 佐々木常雄, 田宮 正	190
論 文	
58-1 モンテカルロ法による散乱線を含んだX線スペクトルの計算 京都工繊大 中森伸行, 鳥居原正晴, 金森仁志	197
58-4 エックス線立体映像の直接撮像とその再生(その2) 東京大学生産技術研究所 浜崎襄二, 横田和丸	205

第 58 回 研 究 会 記 事

第 58 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 53 年 12 月 16 日 (土) 13:00~17 日 (日) 11:00

場 所 東芝 芝翠荘 (箱根)

出席者 64 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。)

シンポジウム 「コンピューターグラフィ」	座長	電通大	長谷川伸
		帝京大	早川吉則
* 1) CT 装置について		東芝	朝比奈清敬
2) CT 用検出器	日立メデイコ	矢仲重信	佐藤 茂
	日立中研	早川孝之	堰原謙介
* 3) CT に対する X 線スペクトルの影響	京都工繊大	金森仁志	
* 4) CT 画像に対する X 線スペクトルの影響と補正	島 津	服部博幸	
* 5) CT におけるフォトン数の影響	東芝	杉本 博	神保昌夫
6) ファンビーム形 CT のアルゴリズム	放医研	遠藤真広	
* 7) CT 情報における有効原子番号分布と電子密度分布	京大	向井孝夫	
* 8) CT 画像の相互変換	信州大	滝沢正臣	
9) CT の画像評価	東大	竹中栄一	
* 10) CT の臨床的評価	名大	佐々木常雄	
11) 米国における CT の現状	放医研	飯沼 武	

研究発表

* 1) モンテカルロ法による散乱線を含んだ X 線スペクトルの計算	京都工繊大	金森仁志	中森伸行
2) 2 次元高速フーリエ変換を用いた X 線画像のスペクトル解析	富士フィルム足柄 1 研	加藤久豊	
3) 高感度システムの検討	越谷市立病院	堤 直葉	近田 真視
		染谷武男	河内千代子
	埼玉がんセンター	三塩 宏二	
* 4) エックス線立体像の直接撮影とその再生	東大生技研	浜崎襄二	横田和丸
5) G. E. CT/T QUARTER/QUARTER SCAN について	埼玉がんセンター	三塩宏二	松川収作
		藤間英雄	

会 告

—— 第 5 9 回研究会について ——

第 5 9 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 3 月 1 0 日 (土)

場 所 岐阜大学医学部

—— 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
和 田 健	4 3 2	県西部浜松医療センター放射線科 浜松市富塚町 3 2 8	0 5 3 4 - 5 3 - 7 1 1 1
木 村 俊 夫	2 8 0	千葉大学工学部画像工学科第 4 講座 千葉市弥生町 1 - 3 3	
井 上 雅 夫	1 0 0	旭メデイカル(株) 東京都千代田区有楽町 1 - 1 - 2 日比谷三井ビル	0 3 - 5 0 7 - 2 3 9 2
染 谷 武 男	3 4 3	越谷市立病院放射線科 越谷市東越谷 1 0 - 4 7 - 1	0 4 8 9 - 6 5 - 2 2 2 1
田 中 紀 雄	1 8 0	横河電機 C T 事業部マーケティング課 武蔵野市中通 2 - 9 - 3 2	
永 田 政 雄	8 6 6	八代総合病院放射線科 熊本県八代市松江城町 2 - 2 6	
竹 内 啓 之	4 4 6	安城厚生病院 愛知県安城市御幸本町 1 2 - 3 8	0 5 6 6 7 - 5 - 2 1 1 1

—— 住 所 変 更 等 ——

岩 崎 晃	0 3 6	弘前大学医療技術短期大学部 弘前市本町 6 6 - 1	0 1 7 2 - 3 3 - 5 1 1 1
藤 井 正	4 1 7	テルモ(株) 駿河工場技術一課 富士市大淵字辻畑 2 6 5 6 - 2	0 5 4 5 - 3 5 - 1 1 8 0

—— 会 費 納 入 の お 願 い ——

昭和53年度会費を未納の方はお納め下さい。

納 入 先 郵便振替 東京1-151980
放射線イメージ インフォメーション研究会
年度会費 1,500円

委 員 会 議 事 録

(総会で代用)

(1) 第59回研究会について

3月上旬中京地区で行うこととした。

(2) 投稿について

本会では研究会において口頭発表後、その際の討論を加味して原稿を執筆掲載することを原則とするが、地理的に研究会出席の困難な会員については口頭発表を省き投稿された原稿について運営委員のうちから当該論文について査読委員を選任し、査読を通過したものを掲載することとした。

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

医療と健康に奉仕する東芝メディカル

—— 営業内容 ——

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- 医用電子機器
- 医用システム / コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



東京芝浦電気株式会社

神奈川県川崎市高津区久本30 ☎(044)833-1111

東芝メディカル株式会社

東京都文京区本郷3丁目26番5号 〒111 電話(03)815-7211

nac
ナック

映像システム
株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (904) 2321-4

医療用機器

日本シーメンス株式会社
医療機事業部

本社 (100) 東京都千代田区丸の内2丁目6番1号(古河総合ビル) 電話 東京214-0211

〔巻頭言〕

シンポジウム「コンピュータ トモグラフィ」について

コンピュータ トモグラフィは放射線機器のみならず医用機器全般について見ても革命的な装置といわれ、国内では1号機の設置以来わずか3年余の間に350台が稼動しているといわれる。この間技術的には第1世代～第4世代といわれるものまでステップをきざんで改良され、臨床面でも頭部から全身へと応用が広められてきた。これに伴って問題点も指摘されるようになってはきたが工学的にはハード・ソフトの各分野にまたがる総合技術であり、医学的にも新しい手法であるため、これに関する技術・臨床両面にまたがるシンポジウムはきわめて有意義であり、会員からも希望がよせられていた。一方、本研究会はX線画像の画質をテーマとして第1回（昭和39年2月）が開かれてから満15周年にあたり、記念行事としてこのシンポジウムを開催することとした。

御案内のように本シンポジウムでは前半を主として技術的な面、後半を主としてソフト・臨床的な面に分け各5名ずつの専門家に講演をお願いし、さらにX線以外のCTについても最近の話題の紹介をお願いして5時間半にわたる講演・討論会を企画し、有意義な会とすることができた。御多忙中、御講演ならびにその要旨の本誌へのとりまとめを快くお引きうけ頂いた先生方、また座長の御苦勞に厚く御礼申上げる。

尚、シンポジウム演題のうち本号に掲載されなかった原稿については次号に掲載の予定である。

（竹中栄一、長谷川伸）

第3世代CT装置の評価について

東芝 医用機器事業部

朝比奈 清 敬

1. はじめに

CTスキャナにおける各機能をブロック図に示すと図1の如くなる。図1における前半のX線曝射と投影データの収集系すなわち、X線管球、被写体中心、検出器の幾何学的配置とそれらの幾何学的諸元はRotate/Rotate（第3世代）方式のCTスキャナにとって重要な意味を持っている。本論文においては特に検出器開口 a (mm)、X線管焦点サイズ \tilde{A} (mm)、撮影拡大率 M によってもたらされるシステムの諸元とそれらの各社比較および筆者らが行なっている

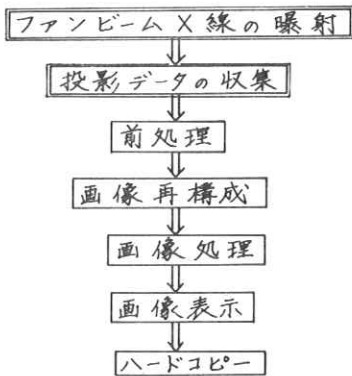


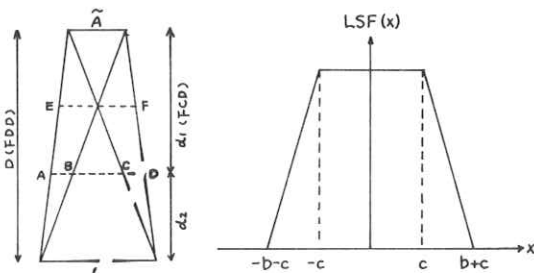
図1. CTスキャナの機能ブロック図

“被写体の大きさに応じて撮影拡大率を可変にする直接拡大撮影方式”の利点とこの方式の装置によって得られたデータについて述べる。

2. 撮影データのOTF(f)について

図2左に示す系における投影データのOTF(f)は同図右に示す線ひろがり関数(Line Spread Function)LSF(x)から同図下に示す式で表わされる¹⁾。この式を a 、 \tilde{A} 、 M を用いて書き直すと次式の

$$OTF(f) = \left[\frac{\sin \frac{\pi f a}{M}}{\frac{\pi f a}{M}} \right] * \left[\frac{\sin \frac{\pi f \tilde{A}(M-1)}{M}}{\frac{\pi f \tilde{A}(M-1)}{M}} \right] \quad (1)$$



$$OTF(f) = \frac{\sin [\pi f(2c+b)] \cdot \sin [\pi f b]}{(\pi f)^2 \cdot (2bc + b^2)}$$

図2. 投影データのOTF(f)

となる。

(1)式は投影データのOTF(f)が検出器開口 a によって決定される開口制限周波数(第1項)と焦点サイズ \tilde{A} によって決定される焦点制限周波数(第2項)の積によって求められることを示している。(1)式から開口制限周波数(Aperture Limiting Frequency) f_a 、焦点制限

周波数 (Focus Limiting Frequency) $f_{\tilde{A}}$, 限界検出器開口 (Limiting Aperture Size) a_L , 最大拡大率 (Maximum Magnification) M_L を求めると(2)~(5)式の始くなる。

$$f_a = M/a \quad \dots \dots \dots (2) \quad a_L = \tilde{A}(M-1) \quad \dots \dots \dots (4)$$

$$f_{\tilde{A}} = \frac{1}{\tilde{A}} \cdot \frac{M}{M-1} \quad \dots \dots \dots (3) \quad M_L = (a + \tilde{A})/\tilde{A} \quad \dots \dots \dots (5)$$

焦点サイズ \tilde{A} を或る程度小さく選択しておけば系の投影データの周波数応答 O T F (f) は f_a によって決定することが出来る。Rotate/Rotate 方式 C T スキャナにおいてはサンプリング距離が検出器開口 a より小さくとれないので最終画像の M T F (f) は f_a を越えることはできない。Translate/Rotate (第 1 , 2 世代) C T や Stationary/Rotate (第 4 世代) C T においては様子が異なるので注意が必要である。

有限の焦点サイズ \tilde{A} が決定されると検出器開口 a をいくら小さくしても系の周波数応答は改善されない点にぶつかる。この時の検出器開口を限界検出器開口 a_L と呼ぶ。撮影拡大率 M を大きくしていくと系の周波数応答は M/a に従って改善されていくが、ある程度までいくと焦点制限周波数に引っかかってくる。この時の拡大率を最大拡大率 M_L と呼ぶことができる。表 1 に 2 つのタイプのシステムについての諸元を示す。A タイプは検出器開口 2 mm, 焦点サイズ

表 1. 2 つの系の比較

	A TYPE		B TYPE	
検出器開口 (a : mm) Aperture Size	2.0		1.0	
焦点寸法 (\tilde{A} : mm) Focal Spot Size	1.5		1.0	
拡大率 (M) Magnification	2	1.5	2	1.5
切断空間周波数 (f_c) Cut off Frequency	10	7.5	20	15
開口制限周波数 (f_a) Aperture Limiting Frequency	10	7.5	20	15
焦点制限周波数 ($f_{\tilde{A}}$) Focus Limiting Frequency	13	20	20	30
限界検出器開口 (a_L : mm) Limiting Aperture Size	1.5	0.75	1.0	0.5
最大拡大率 (M_L) Maximum Magnification	2.33	2.33	2.0	2.0

1.5 mmのもの、Bタイプは解像力を改善するために検出器開口を1 mm、焦点サイズを1 mmにしたもので、各タイプとも拡大率Mを2とした時と1.5にした時について示している。

3. 直接拡大撮影方式について

撮影拡大率Mを大きくすれば系の周波数応答を改善できることは式(2)、および表1において示されている。そこでわれわれは被写体の大きさに応じて撮影拡大率Mを“シフト機構”によって可変にする直接拡大撮影方式のCTスキャナを考案した。²⁾この原理は図3に示す如く、極

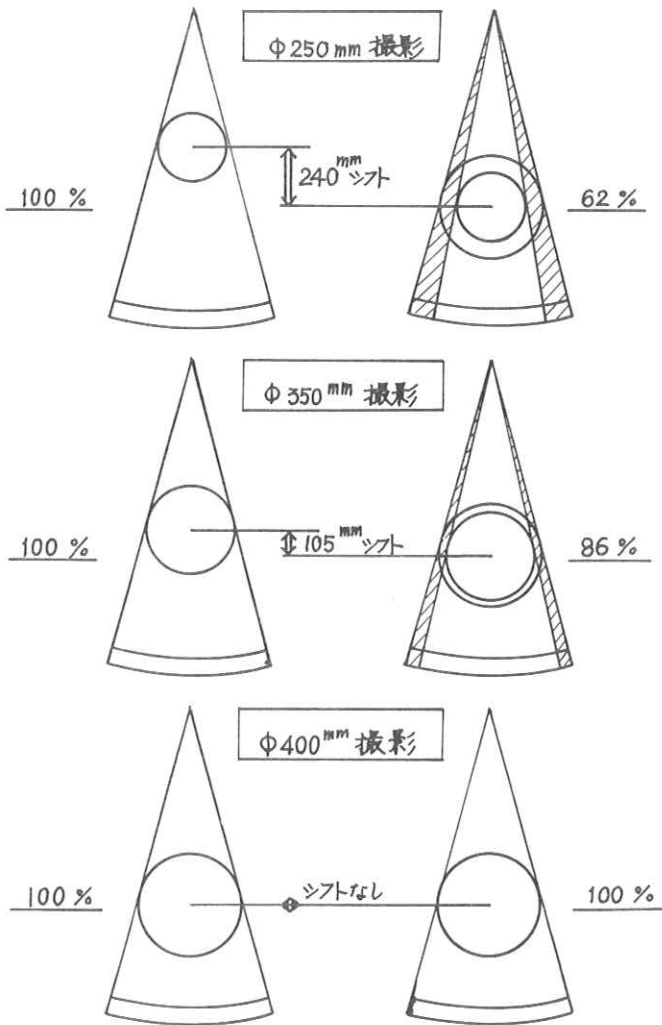


図3. シフト機構とX線利用率

めて簡単で円形の撮影領域が常に扇状X線ビームへ内接するようX線管と検出器を被写体中心に対して機構的に変位(シフト)させるものである。この方式の利点は空間解像力が“シフト”により改善されることであるが同時にX線(検出器)利用率も向上することである。シフトは被写体に応じてSサイズ(頭部撮影用 250 mm直径), Mサイズ(胸, 腹部撮影用 350 mm直径), Lサイズ(肥満体用 400 mm直径)の3段切換が可能である。Sサイズの撮影拡大率が最も大きく約2倍, Lサイズが最も小さく約1.5倍である。図3にシフトの原理図とX線利用率の向上する様子を示している。図の左側にシフトする場合, 右側に通常用いられる方式について示す。

最大視野 400 mm 直径の系において 250 mm 直径（頭部撮影時）の撮影を行なう場合、約 38% の利用率の向上がみられる。

図4にAタイプ、Bタイプの理論的なOTF(f)曲線を示し、図5に実測された最終画像でのMTF(f)曲線を示す。図6には図3で示されたX線利用率をグラフで示す。斜線のみでX線利用率が向上している。OTF(f)とMTF(f)の違いはOTF(f)は a 、 \tilde{A} 、 M 、のみによって算出されるのに対してMTF(f)は最終画像での評価であり、その中にサンプリング距離、再構成系におけるコンポリューション関数、プロジェクション数等の要素が入っている

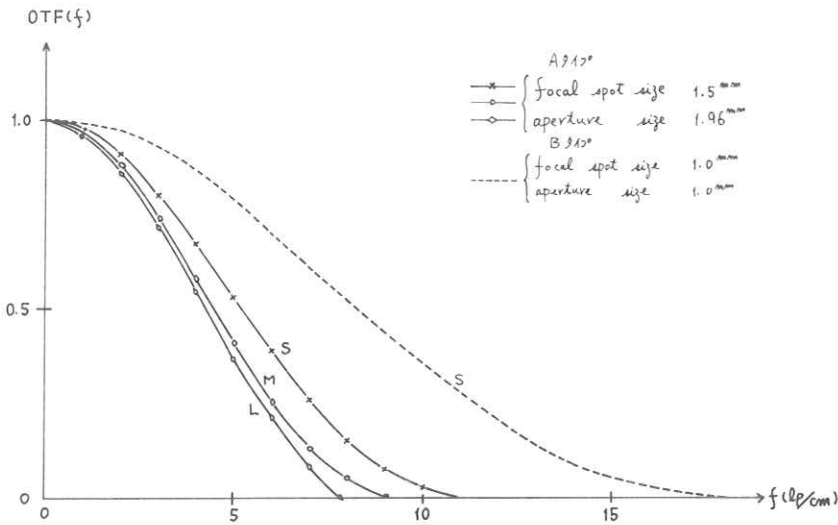


図4. OTF(f) 曲線 (理論的)

ことである。もし検出器開口とサンプリング距離が等しいとすれば理想的にはMTF(f)はOTF(f)の半分となる。

4. 空間サンプリング諸元について

以上 Rotate/Rotate 方式 CT スキャナの a 、 \tilde{A} 、 M について述べたが、さらに空間サンプリング諸

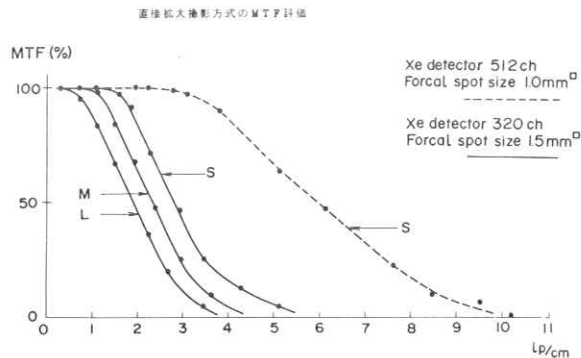


図5. MTF(f) 曲線 (実測)

元として、スキャン角度： θ ，
 総ビュー数： V ，角度／ビュー
 ー： θ/V ，レイ／ビュー
 (Ray/View)： R ，サンプリ
 ング角： θ_f/R ，ファン角
 度： θ_f ，総リーディング
 (reading)： $V \times R$ ，リー
 ディング／単位面積 (reading/
 unit area)： r_a ，リー
 ディング／ピクセル (reading/
 pixel)： r_p を導入する。こ
 れらのうち r_a ， r_p は次式で
 求められる。

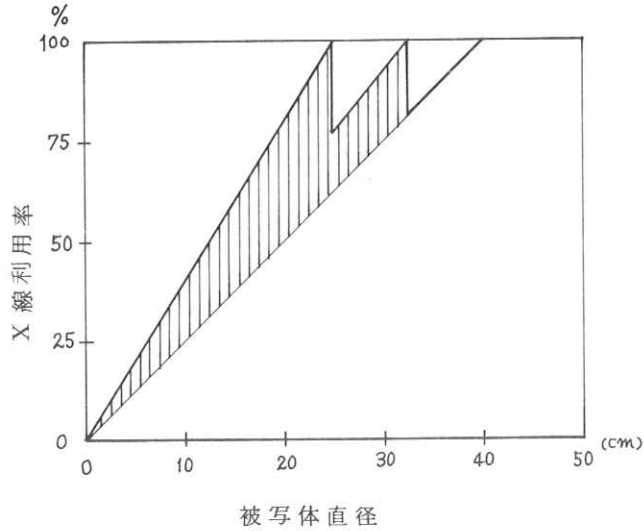


図 6. X線利用率グラフ

$$r_a = \frac{R \times V}{\pi r_1^2} \quad (6)$$

$$r_p = r_a \times (\ell)^2 = \frac{R \times V}{\pi r_1^2} \times \left(\frac{2r_1}{L}\right)^2 = \frac{4RV}{\pi L^2} \quad (7)$$

たゞし， ℓ はピクセルサイズ， L は検出素子数， r_1 は撮影半径である。

(7)式から判るように直接拡大撮影方式においてはリーディング／ピクセル r_p は被写体のサイズ r_1 に依存しないのが特長である。

5. 利用光子数について

今まで述べてきた諸元に若干のパラメータを追加して検出器1チャンネル当りの相対入射光子数 N と全曝射期間にわたって利用される総利用光子数 N_T を図7の如く求めることができる。(9)式から判るように総利用光子数は拡大率 M とX線利用角度 θ_2 に比例し，直接拡大撮影方式の利点が証明される。以上述べた空間サンプリング諸元と利用光子数について第2，3，4世代の代表的機種についての比較を表2～4に示す。

6. CT画像の評価について

CT画像の評価についても従来のX線像と同じように論ずることができる部分とCT固有の部分とに分けることができる。従来と同じ部分は画像ノイズ，空間解像力(高コントラスト分

解能), 粒状性などである。CT 固有の部分は低コントラスト検出能やアーチファクトである。CT 画像を評価する場合に図8に示すような評価チャートを作っておく、と便利である。図8は8象限評価になっており、各象限の目盛は周辺に向うに従って性能が良くなるように打ってある。従ってチャートは大きな円になるほど性能が良いことを示している。図8の点線と実線は我々が開発した装置の従来(実線)と高解像型(点線)のものを示している。図中、像コントラスト、粒状性、均一性については未だ評価尺度を決定していないので目盛の単位を打っていない。またアーチファクトについては定量評価が難しい(本来有ってはならない)ので評価から外した。

7. おわりに

CT 画像はX線系、検出系、前処理系、画像再構成系、表示系、ハードコピーなど複雑な系で構成されておりここで論じたような単純な評価だけでは済まされない。しかしX線系、

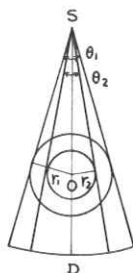
相対入射光子数/チャンネル (N)

$$N \propto \frac{mA_s \times a \times T \times M}{(FDD)^2} \dots\dots\dots(8)$$

総利用光子数 (N_T)

$$N_T = N \times L \times \frac{\theta_2}{\theta_1} \\ = \frac{mA_s \times a \times T \times M \times N \times L}{(FDD)^2} \cdot \frac{\theta_2}{\theta_1} \dots\dots(9)$$

- mAs : 曝射量 (ms) × 管電流 (mA)
- × プロジェクション数 (p)
- a : 検出器開口 (mm)
- T : スライス厚 (撮影中心) (mm)
- M : 拡大率 (FDD/FCF)
- L : 検出素子数



$$\theta = 2 \sin^{-1} \frac{r}{FCD}$$

$\overline{SO} = FCD$

図7. 利用光子数について

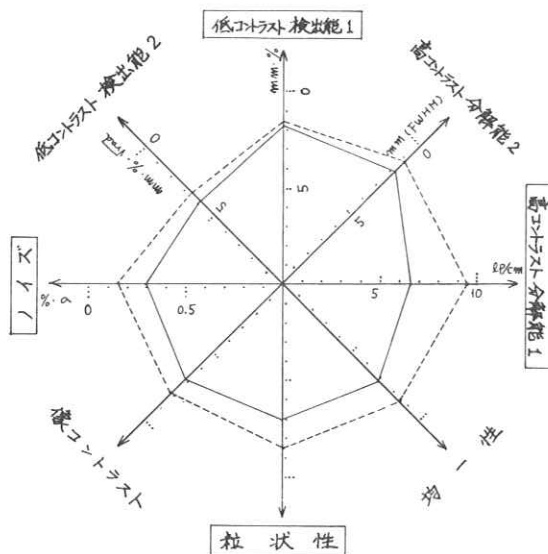


図8. CT像の画質の自己評価チャート

表2. 第3世代CTの比較

世代 比較項目 メーカー	第3世代 TOSHIBA	第3世代 TOSHIBA'	第3世代 A	第3世代 A'
スキャナシステム 方式	R and R	R and R	R and R	R and R
速度 (sec)	4.5/9.0	4.5/9.0/18.0	4.8/9.6	4.8/9.6
撮影倍率(FDD/FCD)	1.54~2.2	1.54~2.2	1.41	1.41
X線システム X線管 曝射方式	Rotating Anode Pulsed	Rotating Anode Pulsed	Rotating Anode Pulsed	Rotating Anode Pulsed
焦点サイズ(mm×mm)	1.5×1.5	1×1.5	1.2×1.2	1.2×1.2
管電圧 管電流	100KV 120KV 400mA 350mA	100KV 120KV 200~600mA	120KV 200~600mA	120KV 200~600mA
ファン角度(°)	30°	30°	32°	32°
スライス幅(mm)	8/12	5/10	5/10	5/10
総 mAs	420	1080	1152	1152
検出システム 素子 素子数	Xe 320	Xe 512	Xe 289	Xe 511
相対入射光子数	9126	9417	13290	7048
総利用光子数	2.6×10^6	4.3×10^6	2.45×10^6	2.1×10^6
サンプリング スキャン角度	360	360	360	360
総ビュー数	300/600	300/600	288/576	288/576
角度/ビュー	1.2°/0.6°	1.2°/0.6°	1.25°/0.625°	1.25°/0.625°
レイ数/ビュー	320	512	289	511
サンプリング角(距離)	0.094°	0.06°	0.11°	0.06°
総リーディング	96000 192000	153600 307200	83232 166464	147168 294336
リーディング/単位面積	1.69, 1.0, 0.76 3.35, 2.0, 1.53	2.69, 1.6, 1.22 5.37, 3.2, 2.44	0.6 1.2	1.06 2.12
リーディング/ピクセル	1.2 2.4	1.9 3.8	0.37, 0.72, 1.03 0.73, 1.44, 2.06	0.65, 1.27, 1.93 1.3, 2.54, 3.65
再構成 エリア (mm φ)	270, 350, 400	210, 250, 300, 350, 400	250, 350, 420	250, 350, 420
マトリクスサイズ	160, 320	160, 320	320	320
ピクセルサイズ(mm)	0.95, 1.1, 1.25	0.65 ~ 1.25	0.78, 1.1, 1.3	0.9, 1.1, 1.3
線量				

表3. 第2, 4世代CTの比較(1)

世代 比較項目 メーカー	才4世代 C社	才4世代 D社	才2世代 EMI CT-5005	才2世代 EMI CT-1010
スキャンシステム 方式	R and Fixed Det.	R and Fixed Det.	T and R	T and R
・速度 (sec)	Z/4/8/16	5/10/20	Z0/70	60/320
・撮影倍率 (FDD/FCD)		1.57	1.94	1.77
X線システム X線管 曝射方式	Rotating Anode Non Pulsed	Rotating Anode Non Pulsed	Fixed Anode Non Pulsed	Fixed Anode Non Pulsed
・焦点サイズ (mmxmm)		1x1	1.3x14	1.3x14
・管電圧 管電流	90KV~150KV Z5~100mA	100KV 125KV 150KV 100mA 50mA Z0mA	100KV 120KV 140KV 40mA 33mA Z8mA	100KV 120KV 140KV 40mA 33mA Z8mA
・ファン角度 (°)		Z5°/50° (H) (B)	10°	3°
・スライス幅 (mm)	4/7/10	Z~10	13	10
・総 mAs	1600	1000	1980 (w.A)	1980 (w.A)
検出システム 素子 素子数	BFO+PM・720	BFO+PM・600	NaI+PM・30	NaI+PM・8x2
・相対入射光子数				
・総利用光子数				

表4. 第2, 4世代CTの比較(2)

世代 比較項目 メーカー	才4世代 C社	才4世代 D社	才2世代 EMI CT-5005	才2世代 EMI CT-1010
サンプリング ・スキャン角度	360	360	180(230)	180(240)
・総ビュー数	720	600	540	480
・角度/ビュー	0.5°	0.6°	0.33°	0.32°
・レイ数/ビュー	540, 1080, 2160, 4320	Z55/511/10Z3	600	124, 496 (570)
・サンプリング角(距離)	0.09°~0.01°	0.196°~0.024°	0.53 ^{mm}	0.5 ^{mm}
・総リーディング	388800~3110400	15300~613800	324000	Z38080
・リーディング/単位面積	Z 7.9 4 15.8	3.38~13.57 (H) 0.85~3.39 (B)	4	5.26
・リーディング/ピクセル		10.7~11.9		Z.96, 11.8
再構成 ・エリア (mm φ)	Z50, 400, 500	Z40, 480 (H) (B)	Z40, 320, 400	180, Z10, Z40
・マトリクス サイズ	128, 256, 512	Z56, 512	160, 320	160, 320
・ピクセルサイズ (mm)		0.47, 0.94		0.75, 1.5
線量				

検出器を含めた幾何学的構造と幾何学的諸元はCTの原データとなる投影データ(Projection Data)の性質を決定し,その評価は特にRotate/Rotate CTスキャナにおいては重要である
と考える。

文 献

- 1) M. V. Yester, G. T. Barnes, "GEOMETRICAL MIMITATIONS OF COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCANNER RESOLUTION," SPIE Vol. 127
Optical Instrumentation in Medicine VI (1977)
- 2) 朝比奈清敬 他, "東芝スキャナ TCT-60A (X線における映像技術)" 東芝レビュー
- 2月号(1979)

CTに対するX線スペクトルの影響

京都工芸繊維大学 金森 仁志, 中森 伸行

CTでは, X線ビームが被写体を通過するにつれて線質が硬くなってCT値に誤差が生ずる事と, 散乱線が混入して誤差が生ずると云う問題がある。この問題を説明するためには, 一番根本に遡ってX線スペクトルの変化を究明せねばならない。そこで, まず, X線スペクトルを如何にして正確に決定するかという問題から言及せねばならない。

X線が発見されたのは1895年であり, その物理的諸特性に関しては, すべて解明し尽くされているかのように思えるが, 研究が盛んに行われているのは結晶構造解析の分野と物質構造, 化学結合, 等に関する特性X線を扱う分野であって, 特性X線の微細構造がくわしく測定されている物質もある。しかし, これらの分野は, 医療用で扱うよりも光子エネルギーの低い範囲の特性X線を対象にしたものである。医療用で取扱う250kVp迄の連続X線に関しては, まだ, ほとんど, 何もわかっていないといっても過言ではない。何故ならば, 連続X線に関する諸性質は, X線管から発生する程度のX線エネルギー密度ならば単色X線の諸特性の重畳効果として表れて来ると考えられる。そこで必要な事は, (1)連続X線の正確なスペクトル分布を決定する事と, (2)単色X線の物質中での振舞, 物質に及ぼす効果, 物質中でのスペクトルの変化, 等を正確に知る事である。しかし, 今迄は, スペクトル分布の理論計算も, 測定も困難であったから, スペクトルがわからないままに, 半価層, 実効(光子)エネルギー, 実効吸収係数, 平均(光子)エネルギー, 全線量, 全エネルギー, 等, 線質と線量を表現する目安となる量を決めて議論しているのが現状である。これらは, すべて, スペクトル分布が基礎になって, その総合効果として生ずる量であることは, いまさらいう迄もない。以下, 連続X線スペクトルを決定するにあたって問題となる点を列挙する。

1. X線スペクトルの理論的な決定法

厚い陽極から発生するX線スペクトルの実験結果として, 図1のようなKulenkampff

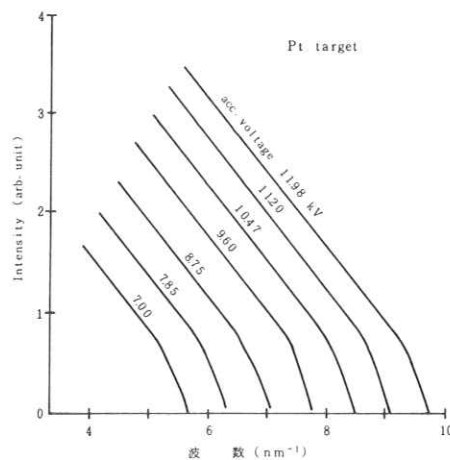


図1. Kulenkampff の測定結果

の結果がある。これは結晶解析法を使って測定したものである。数種の陽極材料について測定した結果として、実験式

$$I_{\nu} d\nu = c \{ z(\nu_{\max} - \nu) + b z^2 \} d\nu \quad (1)$$

¹⁾を導いた。ここで、 ν はX線の振動数、 ν_{\max} は加速電圧波高値に対する振動数、 I_{ν} は振動数 ν での単位振動数幅あたりのX線エネルギー、 c 、 b は定数、 z は陽極の原子番号である。第1項は陽極材料が決れば一定の傾斜を示し、第2項は加速電圧にかかわらず一定な小さい値である。Kramersは古典量子理論を使って、第1項を説明している。²⁾今の所、X線管陽極を出た直後のX線スペクトル分布として、約60年前に求められたこの式から出発せねばならないようである。図からわかるように、この実験では加速電圧が12kVであったから、この式をそのまま1桁上の加速電圧にまで拡張してよいかどうか疑問である。理論としては、その後、古典量子論よりも正確な量子電気力学が出現したので、物理、応用物理関係学会では、(1)式をそのまま使ったのでは、ごく大雑把な近似としか認められない。そうかといって、代りの使い易い公認された式がまだ無い。³⁾難解な量子電気力学で多重散乱過程を取扱って、果して正確な陽極からのスペクトルが求められるのか、現在の大型計算機でそのような計算が可能であるのか、この点については、理論の得意な若い研究者の成果を期待せねばならない。これに対して、量子電気力学の結果よりも(1)式の方が実験値に近かったと云う報告もあるが、⁴⁾結論は今後の研究を待たねばならない。X線を応用する者にとって、(1)式に変わるべき式またはデータを出す事は一つの大きな課題なのである。コンプトン散乱断面積についてクライン、仁科の式がある。これも量子電気力学の成果であるが、このような使い易い式が現われることを望む所大である。

60年前の低い加速電圧のデータでは問題にならなかったが、陽極材料の自己吸収のために、K吸収端以上でスペクトル強度が急激に落ち込むという現象がある。これは陽極の傾斜角に依存している。これも重要な問題の一つである。

さて、一步ゆずって、(1)式あるいはそれに代るべき式があって、X線管陽極から出た直後のスペクトルがわかったならば、その後どうすればよいか、単色X線に対する吸収、散乱断面積は、量子電気力学で比較的正確に計算されていて、⁵⁾幾つかの表がある。理論値と実験値とを比較して、値を修正した表も少しずつ発表されている。⁶⁾表によって多少は値が異なるけれども、直進するビームの吸収と透過とを算定する事ができる。散乱線は方向が変わり、反跳電子も生ずる。それらが原因で、また散乱、制動X線発生が生ずる。この過程を計算するには、モンテカルロ法で入射光子を一個一個追跡せねばならない。計算機は年々大型化されているので、モンテカルロ計算で、だんだん多くの光子数を扱えるようになって来ている。

2. X線スペクトルの実験的決定法

光子エネルギーの低い所では、昔から、結晶回折法が使用されて来た。

$$2d \sin \theta = \lambda$$

この公式を使うと、結晶の格子間隔 d を 2 \AA とすると 50 keV (0.248 \AA), 100 keV (0.124 \AA), 200 keV (0.062 \AA) の光子に対して θ は 3.6° , 1.8° , 0.9° である。このように角度が小さくなると分解能が悪くなり正確な測定が非常に困難になる。

一方、 γ 線のピークを測定するのにシンチレータが使用されて来た。主として NaI : Tl 結晶を使っている。これを波高分析器と組み合わせて光子数スペクトルを測定する装置である。光子数スペクトルがわかれば、それらの数に光子エネルギーを掛けてエネルギースペクトルを得ることができる。NaI シンチレータでは低エネルギーになる程相対的分解能が下って来て、

100 keV 程度で連続X線を測定しても何を測っているのかわからなくなるにもかかわらず、試行錯誤的に何回も補正を繰り返して、スペクトルらしい曲線を求めた論文がいくつか発表されている。⁷⁾ さらに I の吸収端が 33 keV にある事も測定を困難にする一つの原因である。比例計数管を使っても、少し分解能がよいだけである。

もう一つ、⁸⁾ 吸収曲線からスペクトル分布を逆算する方法が提唱されているが、精度が悪い。特性線や吸収端での急激な変化をこのような間接的測定結果から求めるのはほとんど不可能であろう。

このように、医療用で扱う光子エネルギー範囲のX線に対して、良い測定法がなかった事がスペクトルの研究が遅れている大きな原因である。これに対して、10年程前から半導体検出器が実用化されて来た。結晶回折の光子エネルギーでシンチレータ (NaI), 比例計数管 (Xe),

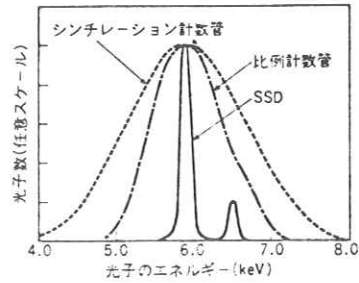


図2. 検出器の分解能の比較 (1976)

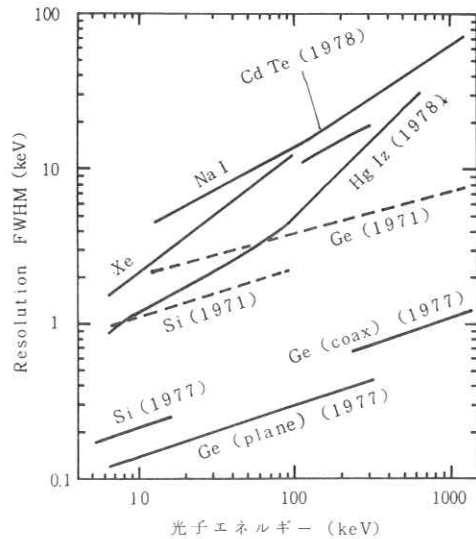


図3. 検出器の分解能の変遷

半導体(Si)の分解能を比較した一例を図2に示す⁹⁾。図で、半導体(SSD)の分解能はシンチレータの約1/10で5.9keVのK α 線と6.6keVのK β 線がうまく分離されているのがわかる。以下、スペクトル測定の文献として比較的よくまとまっている文献¹⁰⁾のデータを引用しながら較正法を説明する。

まず、50keV~1MeVで検出器の分解能を比較した結果を図3に示した。分解能はFWHM (fullwidth at half maximum)

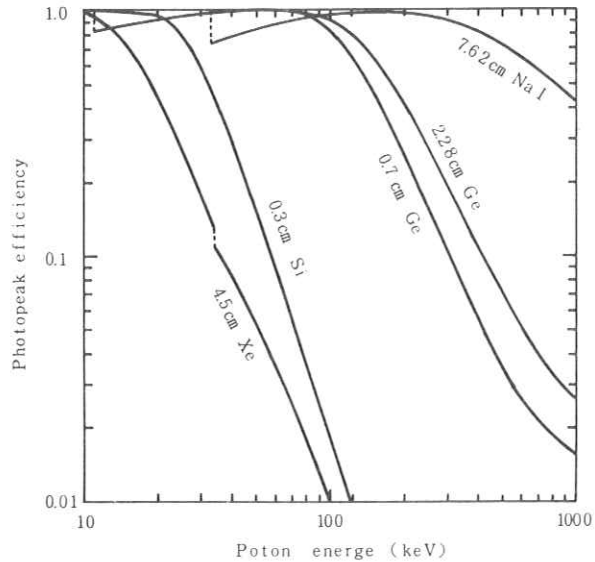


図4. 検出器の効率の光子エネルギー依存性

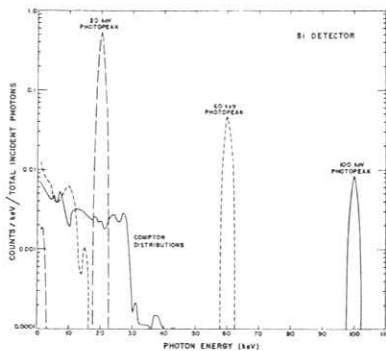


図5. Si半導体検出器のレスポンス(1971)¹⁰⁾

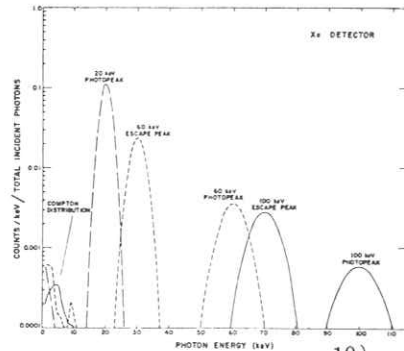


図7. Xe比例計数管のレスポンス¹⁰⁾

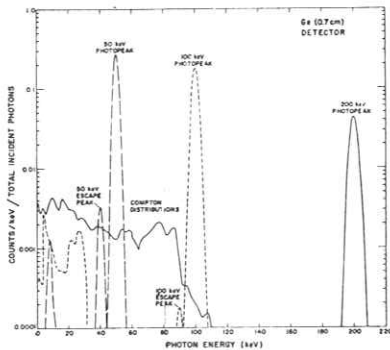


図6. Ge半導体検出器のレスポンス(1971)¹⁰⁾
注) 現在, Si, Geの分解能は図の1/10である。

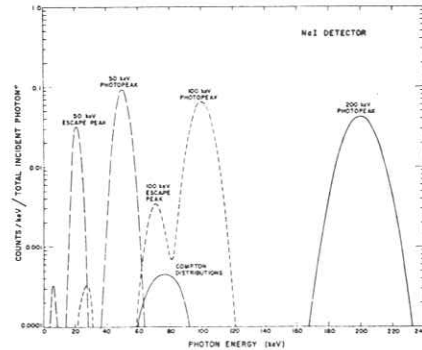


図8. NaIシンチレータの¹⁰⁾レスポンス

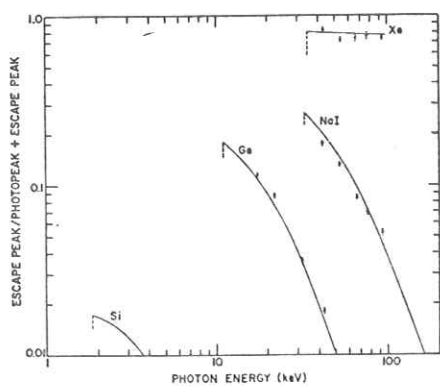


図 9. K escape の割合¹⁰⁾

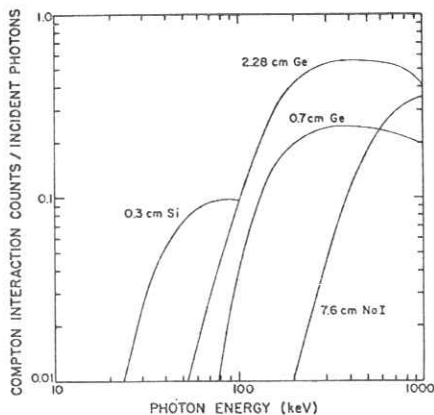


図 10. Compton Loss の割合¹⁰⁾

で示してある。NaI, Xe, Ge (1971), Xe (1971) は文献¹⁰⁾を引用したものである。1977年, 1978年のデータは, 筆者が製品のカタログを参照して追加したものである。Si, Ge 半導体検出器の分解能は10年足らずの間に約1/10になった事がわかる。図4に検出効率の光子エネルギー依存性を示す。¹⁰⁾ Siでは100 keVで約1%迄下ってしまうが, Geでは400 keVで10%に下るだけである。この曲線はモンテカルロ法によって計算したものである。モンテカルロ計算と, アイソトープの γ 線ピークを使った測定結果とが割によく一致したという報告もある。¹¹⁾ 図5, 6, 7, 8は, 3種の光子エネルギーの単色X線をSi, Ge, Xe, NaI 検出器に入射させた場合のレスポンスをモンテカルロ法で計算した結果を示す。これは1971年のデータであるから, 現在ではピークの半値幅がこの1/10になっていると思えばよい。入射X線の光子エネルギーと同じ位置にあるピークは図4の効率に相当するので, 右へ行くほど低くなっている。このピーク以外に低エネルギー側にレスポンスが生ずる。図6の100 keV, 50 keV ピークの少し左側にある小さなピークはK escape peakである。入射光子がK殻電子を電離, 励起させるのに使った残りのエネルギーの位置に発生する。図9に示すように, 入射光子エネルギーが低い程, この割合が多くなる。低エネルギー側に広がっているのはコンプトン散乱で反跳された電子によるものである。図10に示すように, 入射光子エネルギーが高い程, この割合が多くなる。文献¹¹⁾にも同じ傾向の曲線がある。

Si, Ge 優劣を比較すれば以下のようなになる。

- (1) 分解能では, 大差ない。
- (2) 効率では, Geの方が高エネルギー迄伸びている。
- (3) 原子番号の低いSiの方がK escapeのずれが小さく, 割合が少い。
- (4) 電子密度が約2倍あるGeの方が, コンプトン電子の割合が多い。

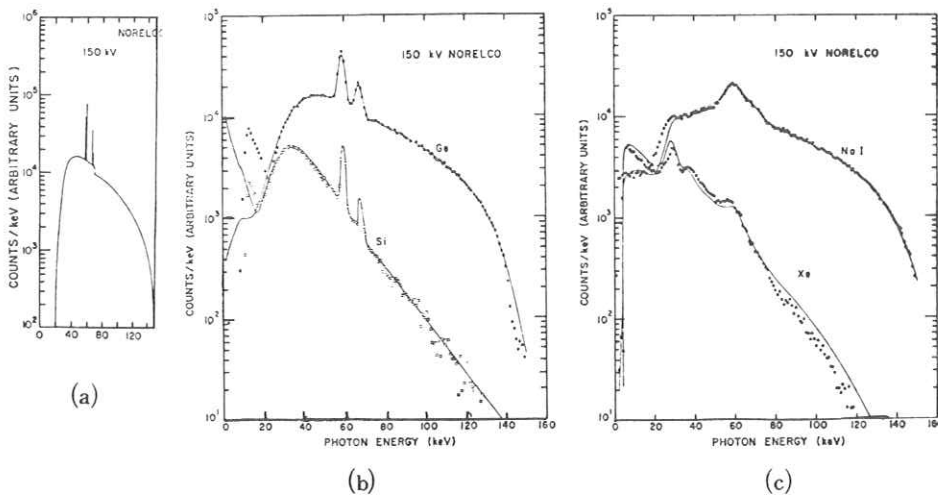


図 11. 測定した光子数スペクトル(b)(c)と試行錯誤で求めたスペクトル(a)

文献(10)では、図 6 のレスポンスカーブを各入射光子エネルギーについてモンテカルロ法で求めておいて、4 種の測定器での測定結果に一番よく一致するようなスペクトル曲線を試行錯誤的に見つけ出す方法で、最も確からしい光子数スペクトル分布を求めている。求めたスペクトルと測定結果とを図 11 に示した。

以上のことから、現状ではつぎの事がいえる。検出器 1 個だけを使用するならば、30 keV 以下ならば Si を、それ以上の光子エネルギーならば Ge を使うのがよい。できれば Si と Ge と両方で測定する方がよい。レスポンス曲線は検出器の寸法、ビームの面積によって異なるので、モンテカルロ法で計算せねばならない。レスポンス曲線の標準データが出版される事が望ましい。そして試行錯誤的にもとのスペクトルを求める。このようにすれば相当正確なスペクトルを測定する事ができる見込みである。

3. 透過ビームのスペクトルの CT 数への影響

CT 数は水の線吸収係数と物質の線吸収係数との差に関係する。検出器では直進して来る光子を検出するのでこの線吸収係数には、吸収と散乱の断面積を入れねばならない。この吸収係数は入射光子エネルギーの関数である。連続 X 線を入射させた場合には、被写体を通過するにつれて線質が硬くなる事はよく知られている。筆者等が水について、透過 X 線スペクトルをモンテカルロ法で計算して、厚さが変わると平均エネルギーがどのように変わるか画いたのが図 12

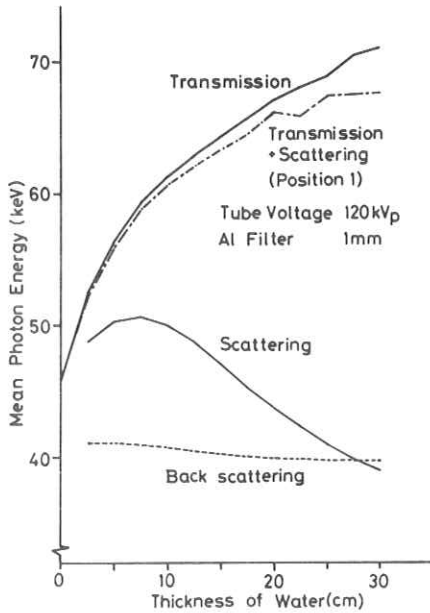


図 12. 水の厚さと平均光子エネルギー

の Transmission の曲線である¹²⁾。厚さが 0 cm から 30 cm になると平均エネルギーが 46 keV から 70 keV になる。このために吸収係数も CT 数も変る筈である。これはほんの一例であるが、このような線質硬化の現象が、最終的に CT 像にどのように影響を及ぼすのか検討する必要があると思う。

4. 散乱線スペクトルの影響

第 3, 第 4 世代の CT では、直進して来る X 線以外に、散乱されて少し角度の変わった X 線が、他の検出器に入る可能性がある。一例として、筆者等が、水ファントムのビームの出口の面でビームの軸から外れた散乱線スペクトルをモンテカルロ法で求めてその total energy (エネルギースペクトルの面積) を計算した結果を図 13 に示す。横軸の T で純粋の透過ビームを Position n でビームの中心から n-1 cm と n cm の間に来る散乱線を示す。Position 1 の分はほとんど真正面から検出器に入り、コリメータの形式によってはその他の分は他の検出器に入って誤差になる恐れがある。散乱線のスペクトルを究明して、その影響を検討する必要があると思う。

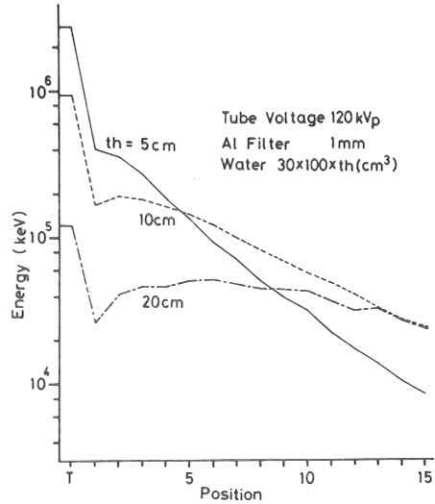


図 13. ビーム中心からはずれた場所での散乱線の全エネルギー: Position n ではビーム中心から n-1 ~ n (cm) の間での値を示す。

文 献

- 1) H. Kulenkampff : Ann. d. Phys., 69, 548 (1922)
- 2) H. A. Kramers : Phil. Mag., 46, 836 (1923)
- 3) たとえば, H. W. Koch, J. W. Motz : Rev. Modern Phys., 31, 920 (1959)
- 4) E. Storm : Phys. Rev., 5, 2328 (1972)
- 5) たとえば, G. L. Simmons, J. H. Hubbel : Comparison of Photon Interaction Cross Section Data Sets. VII., NBSIR 73-241 (U. S. Government Print., 1973)
- 6) J. H. Hubbel : Radiation Research 70, 58 (1977)
- 7) NBS Hand Book 85, Physical Aspects of Irradiation (1964) にまとめてある。
- 8) E. A. Jones : Brit. J. Radiol., 13, 95 (1940) ; J. R. Greening : Brit. J. Radiol., 21, 75 (1948), Proc. Phys Soc., A63 1227 (1950)
- 9) 深町共栄 : 固体物理, 11, 565 (1976)
- 10) H. I. Israel, D. W. Lier., E. Storm : Nucl. Inst. Meth., 91 141 (1971)
- 11) G. Srahn : Diagnostic X-ray Spectra (Thesis, Univ. Lund, 1977)
- 12) 中森伸行, 鳥居原正晴, 金森仁志 : 放射線像研究, 8, 197 (1978)

CT画像に対するX線スペクトルの影響と補正

島津製作所医用機器事業部

松山恒和 伊藤 忠 服部博幸

§ 1. はじめに

連続X線を利用したX線CTでは、患者が異っても、同一部位の同一組織であれば、同一CT値になるようにCT値の絶対スケールを決めることは極めて難しい。これは骨、脂肪などの人体構成物質を連続X線が透過する場合、各物質により、またその幾何学的サイズによりX線のスペクトル分布の変化の仕方が異なることによる⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾。従って、この変化の仕方を把握することができれば、より精度の高いCT値をもったCT像を得ることが可能である。

連続X線のスペクトル分布は、Kulenkampff - Kramers の公式により理論的に算出できるが、管球構造まで考慮したスペクトル分布を導出することは非常に難しい。本研究では、X線エネルギー分解能の高いGe半導体を用いて、管球構造を考慮に入れたX線スペクトル分布の測定を、X線CTスキャナであるSCT100NとACTA100,150に使用されているX線管球に対しておこなった。又、測定したX線スペクトル分布のデータを使用し、ハード的な面より、X線スペクトルのCT像への影響とその補正をするために、直径20cmの水ボトルを仮定して、CT像を得、その均一性を検討した。なおソフト面からの検討は石原ら⁽³⁾によりおこなわれている。

§ 2. X線スペクトルの測定

X線スペクトルの測定に使用した検出器系の仕様は次のとおりである。検出器はGe半導体結晶で、サイズは100mm×10mm、印加電圧-2300V。波高分析器はチャンネル数1024で、半導体メモリを使用し、チャンネル当りの最大カウント数は 10^6-1 である。検出器の分解能は、⁵⁵Feの5.9KeVで、FWHMとFWTMはそれぞれ190,350eV。又、⁵⁷Coの122KeVで、FWHMとFWTMはそれぞれ500,920eVであった。スペクトル測定をおこなったX線管球はSCT100NとACTA100,150に使用されている2種類のものを用いた。いずれも固定陽極で、陽極材料はタングステン、ターゲットアングル20°、焦点サイズは1.8×1.0mm(SCT)と2.0×1.6mm(ACTA)である。

X線強度を検出器系でパイルアップ等によるX線スペクトル分布の乱れなく測定できるように写真1のようなX線強度低減装置を用いた。検出器とX線管焦点距離を2mとし、X線管よ

り50, 100 cmの各点にX線強度低減のための鉛のアーチャーを置き, X線管放射口には焦点外X線を除去するために, 更に4φの鉛のアーチャーを取り付けた。これらの中心軸は, レーザービームを用いて位置合せを行い, 実際の焦点位置と検出器のアライメントは検出器出力が最大になるようにし, ピンホールカメラによる写真撮影にて確認した。

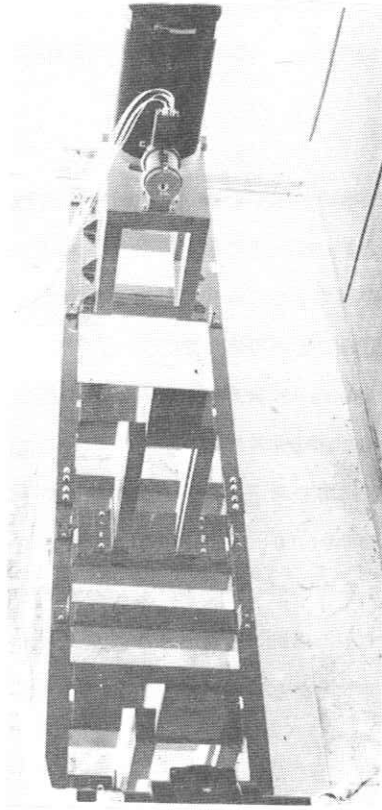


写真1 X線強度低減装置

マルチチャンネルアナライザ(以下MCAと略す)の各チャンネルは, 0~150 KeVまでのエネルギー領域でディスクリートのエネルギー較正がなされた。チャンネル設定は, 1 KeV当り6チャンネルである。図1には, 使用核種のエネルギーレベルを示す。

MCAで採集されたX線スペクトル分布例を図2に示す。真のX線スペクトル分布は, 前記スペクトル分布に, 図3で示される半導体検出器の各エネルギー毎の検出効率を乗ずることにより得られる。図3は, 放射性同位元素, ^{241}Am と ^{57}Co を使用して得られたものである。得られた真のX線スペクトル分布のデータは, テープ形式で, 検出器系より出力されミニコンピュータNOVA 01を用いて, §3で述べられている処理を行った。

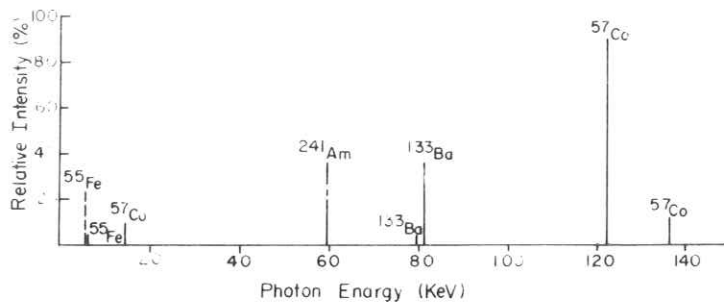


図1. 使用核種のエネルギーレベル

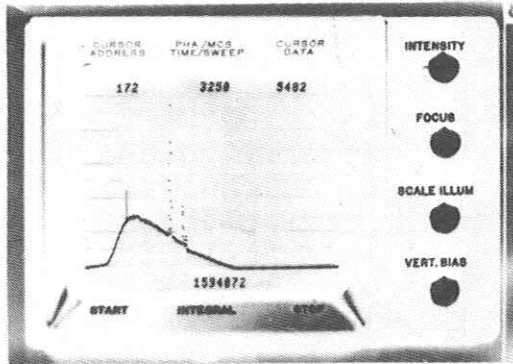


図2. X線スペクトル分布例(MCAデータ)

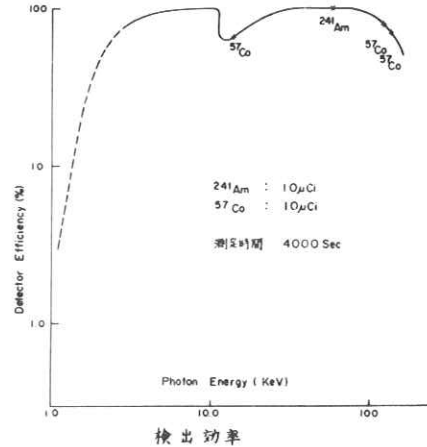


図3. 検出効率補正曲線

§ 3. 処 理

電流積算型のCTスキャナの場合、連続スペクトル分布をしたX線(以下連続X線と略す)が直接に検出器(NaI+光電子増倍管等)に入射すると、検出器でのX線の全エネルギー I_0 は(1)式で表わされる。

$$I_0 = \int_0^{E_{max}} F(E) dE = \sum^n E \cdot F(E) \quad (1)$$

又、検出器での平均エネルギー \bar{E} は(2)式となる。

$$\bar{E}_0 = \int_0^{E_{max}} E \cdot F(E) dE / \int_0^{E_{max}} F(E) dE = \frac{1}{I_0} \sum^n E^2 \cdot F(E) \quad (2)$$

ここで E_{max} は連続X線の最大エネルギー、 $F(E)$ は光電子エネルギー $E \sim E + dE$ における相対光子数である。単一物質より成る被写体を透過して、検出器に入射した場合には、検出器でのX線全エネルギー I は(3)式となる。

$$I = \int_0^{E_{max}} F(E) e^{-\mu(E)L} dE = \sum^n E \cdot F(E) e^{-\mu(E)L} \quad (3)$$

同様に平均エネルギー \bar{E} は(4)式で表わされる。

$$\bar{E} = \int_0^{E_{max}} E \cdot F(E) \cdot e^{-\mu(E)L} dE / \int_0^{E_{max}} F(E) \cdot e^{-\mu(E)L} dE = \frac{1}{I} \sum^n E^2 F(E) e^{-\mu(E)L} \quad (4)$$

ここで $\mu(E)$ は光子エネルギー $E \sim E + dE$ での被写体の線吸収係数で、 L は被写体でのX線の透過距離、 $F(E)$ は前出のものと同じである。透過物質のエネルギー毎の線吸収係数は、^{(6),(7)}データブックに掲載されている値をもとに、最小自乗法による数式近似で求めた。

図4にAl, Cuフィルターの評価のため, 計算機でのシミュレーションモデルを示す。上記の場合, CTにおけるサンプリングデータとしてシミュレーションするには, I と I_0 より, (5)式に従って変換すれば良い。即ちサンプリングデータ D は

$$D = -\ln \frac{I}{I_0} = \frac{\sum E \cdot F(E) \cdot e^{-\mu(E)L}}{\sum E \cdot F(E)} \quad (5)$$

ここで $I_1, I_0, E, \mu(E), L$ は前出のものである。

§ 4. 結 果

管電圧120KVでのSCT(実線)とACTA(点線)の管球のX線スペクトル分布を図5に示す。 $K_{\alpha 1}$ 及び $K_{\alpha 2}, K_{\beta 1}, K_{\beta 2}$ の特性X線がそれぞれ59.3, 58, 69, 67KeVにある。スペクトル分布の中心はSCTが46KeV, ACTAで56KeVのところにあり, SCTの方が低エネルギー成分を多く含んでいる。この違いは, 管球のターゲット冷却のためのオイル層の厚さがSCTでは約7mm, ACTAでは約40mmという管球構造の違いで説明できる。

図6に, 管電圧90KVのSCTのX線スペクトル分布(実線)を示す。点線は実線に光子エネルギーを乗じたもので, 検出器でのスペクトル分布を示す。点線のスペクトル分布の面積がX線の全エネルギーとなる。

図7には, フィルターとして2mm厚のAl, 被写体として, 10cm厚の水を仮定して, 測定されたX線スペクトルデータ

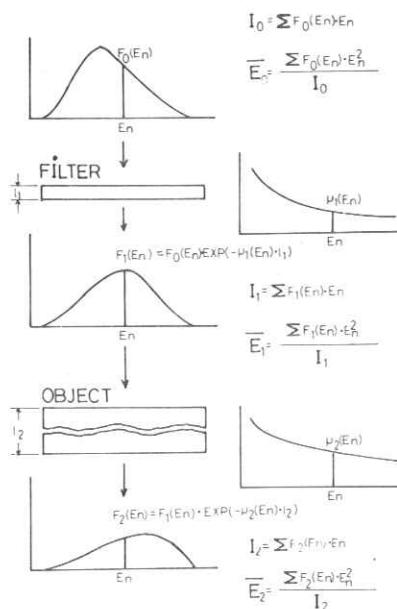


図4. シミュレーションモデル

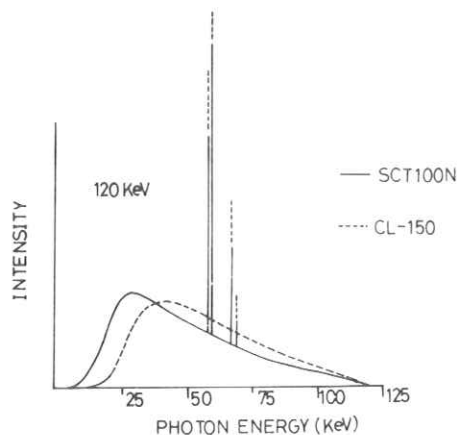


図5. X線スペクトル分布

(管電圧 120KV) をもとに, シュミレーションした時の, 各過程でのスペクトル分布を示す。 I_0 は X 線管球のスペクトル分布で, 特性 X 線のスペクトル分布に寄与する割合は極めて小さいので省略してある。 I_F は Al フィルター透過後, I_P は水を透過後のスペクトル分布を示す。点線は水での吸収分 ($I_F - I_P$) 及び Al フィルターでの吸収分 ($I_0 - I_F$) で水で吸収された X 線スペクトルは Al より高エネルギー側へシフトしている。

即ち, Al フィルターでは低エネルギー X 線を多く吸収している。

図 7 での配置にて Al フィルターの厚さに対するスペクトル分布の中心 (平均エネルギーで 4 式により導出されるもの) とフィルター透過前後の X 線強度比の関係を図 8 に示す。実線は管電圧 90KV, 点線が 120KV を示

す。記号 Al は Al フィルター透過後の, H_2O は水を透過後の平均エネルギーを示し, 1.0 より単調減少している曲線が強度比を示す。120KV に比べて, 90KV の方が水を透過する前後の平均エネルギーのずれが少ない。又フィルターが厚くなるに従い, このずれも小さくなる。同時に平均エネルギーも高くなり X 線の低エネルギー成分がより多くフィルターに吸収される。

Al フィルターの代わりに, Cu フィルターを使用した例を図 9 に示す。Al フィルターの場合と同様の傾向がある。

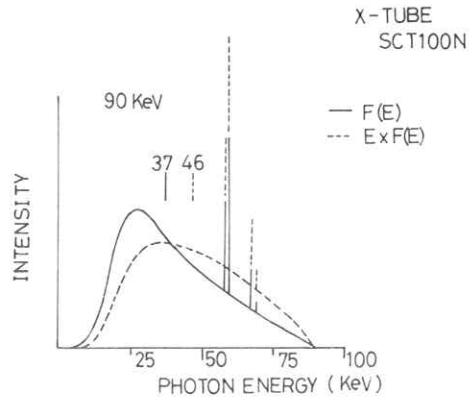


図 6. X 線スペクトル分布

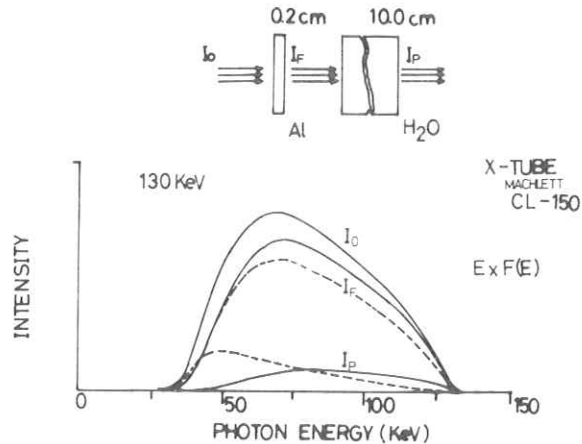


図 7. 各過程でのスペクトル分布

図8と図9をまとめたものが図10である。横軸には、

AlとCuのフィルター厚を、縦軸には、

10cm厚の水を透過する前後の平均エネルギーの差とフィルター透過前後のX線強度比を示す。10cm厚の水を透過する前と後で、平均エネルギーで、5KeVのずれを許した時、

Alの場合にはフィルター厚と平均エネルギーはそれぞれ 6.3 ± 0.25 mm, 69.7 ± 0.9 KeVに、Cuの場合は、それぞれ 0.15 ± 0.025 mm, 68.9 ± 0.95 KeVになる。またその時のX線強度比は、Alで 0.53 ± 0.03 , Cuで 0.70 ± 0.04 である。

図11は、直径20cmの水ボトルとフィルターとしてAlを仮定し、サンプリングデータを(6)

式に従って作り、SCTIOONのハードウェアコンポルバ及びバックプロジェクタを用いてAlフィルター厚1と3, 5, 7, 10mmで画像再構成したCT像の直径方向のCT% (この場合のCT%は、水を0としていない相対的なものである)をプロットする。従って、理想

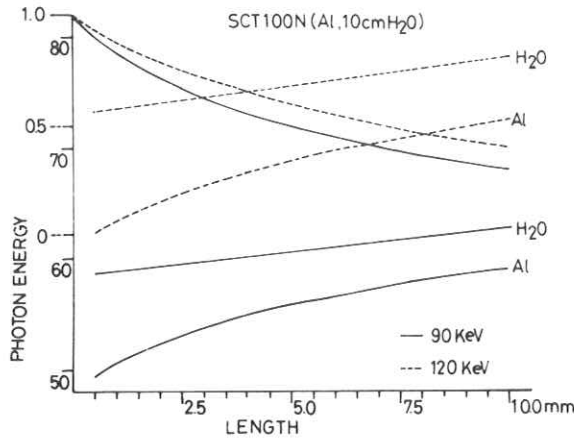


図8. Alフィルターのシュミレーション

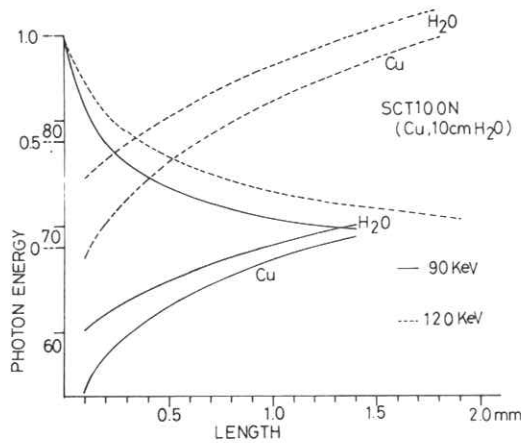


図9. Cuフィルターのシュミレーション

的には、中凹に
ならずフラッ
トになる。フィ
ルタの厚さを
変えた各デー
タは水ボルト
のエッジ（外
周のCT%の
最大値）に
一致させた。フ
ィルターが厚
くなるに従い
、ボルトのエ
ッジと中心の
差が小さ

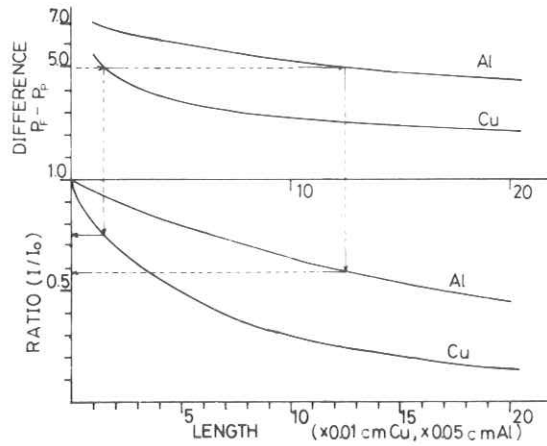


図 10. Al, Cu フィルター評価曲線

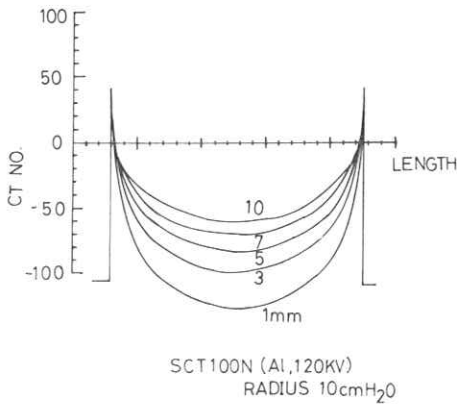


図 11. CT% プロット例
(Al フィルター)

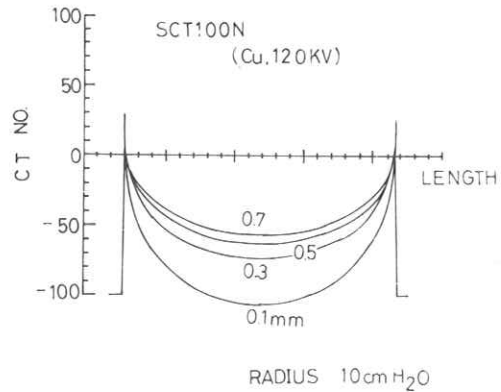


図 12. CT% プロット例
(Cu フィルター)

くなり、均一性が良くなる。6.3mm厚のAlフィルターの場合、この差はCT%で 120 ± 5 の差があった。

図 12 は Cu フィルターの例で、フィルター厚は0.1と0.3, 0.5, 0.7mmである。Alフィルターの場合と同様の傾向がある。Cuフィルター厚0.15mmの時には、CT%で、この差は 115 ± 8 であった。

§ 5. 結 論

§ 4 の結果より，次のことが結論づけられる。

1. SCT100Nの管球はACTAの管球に比べて，低エネルギー成分を多く含み，これは管球の構造により説明できる。
2. Al, Cuともフィルターが厚くなるに従い，画像の均一性は良くなる。
3. CuはAlフィルターに比べて，CT像で同一の均一性を保たせる場合には，X線強度の減衰が少なく，有効に低エネルギー成分をカットしている。
4. フィルター透過後の平均エネルギーが同じであれば，Al, Cuフィルターとも，CT像上では，ほぼ同一の均一性が得られる。

文 献

- 1) P. Rügsegger, et al : J. Comput. Assist. Tomogr. 2, 184-188
April (1978)
- 2) Zatz LM, et al : Radiolog. 124, 91-97, (1977)
- 3) Peter M. Joseph. et al : J. Comput Assist Tomogr 2, 100-108
Jan (1978)
- 4) Mc David W.D. et al : Med. Phys. 4, 54-57 (1977)
- 5) 石原浩ほか, 1978 物理部会発表
- 6) WM.J. Veigele : Atomic Data Tables, 5, 51-111 (1973)
- 7) 原子力工業 23, 8, 13-16
- 8) Radiological Health Handbook 2nd (1970)

CTに於けるPhoton数の影響

東芝 医用機器事業部

神保昌夫, 杉本 博

1. はじめに

CT装置システムの S/N に於いて, 入射X線光子数の量子ゆらぎに起因するノイズの占める割合を知るためには, 先ず検出器へ入射するX線光子数を測定することが必要である。

量子ゆらぎは, 入射X線光子数を N とすると, $\sigma = \sqrt{N}$ のガウス分布(正確にはポアソン分布であるが, この場合 N が大きいので大数の法則により, ガウス分布と見做せる)に従うものとする。本報告では, TLD(熱蛍光線量計)による線量測定結果と, X線スペクトラムの測定結果より導出した実験式による計算結果とから入射X線光子数を同定し, 量子ゆらぎにのみ起因する水データを計算機シミュレーションにより求め画像再構成を行った。その際, 使用した再構成関数の違いによる画像の粒状性をパワースペクトラムで評価を試みた。

2. 入射X線光子数の計算

計算方法としては, X線のスペクトラム測定(半導体検出器: Ge(HP)を使用)結果から導出した実験式から, 入射X線光子数並びにX線線量を計算できるが, 実験式は各光子エネルギーについての光子数比(即ち, 相対値)を与えるのみで, 比例定数は未定のままである。この比例定数を決めるために, 今回はTLDを用いて線量測定を行い, この結果と計算で求めた線量とを比較して比例定数を決定した。

尚, 線量のみでなく, 光子数, 平均エネルギー(E_{ϕ}), 水についての平均吸収係数($\mu_{\phi, w}$)¹⁾も併せて計算してある。以下にこれらの物理量の計算過程を示す。

各エネルギーについてのPhoton Specturmを $\phi(E)$ とすると, 全光子数 Φ_t は

$$\Phi_t = \int_0^{E_0} \phi(E) dE \quad (1)$$

で与えられる。ここで, E_0 は光子の最大エネルギーで管電圧が120 kVであれば, $E_0 = 120$ (keV)となる。

平均エネルギー \hat{E}_{ϕ} , 線量 R は

$$\hat{E}_{\phi} = \int_0^{E_0} E \phi(E) dE / \int_0^{E_0} \phi(E) dE \quad (2)$$

$$R = \int_0^{E_0} F(E) \cdot \phi(E) dE \quad (3)$$

となる。ここで $F(E)$ は, 光子数を線量に変換する係数で下記に示す近似式で与えられる。

$$F(E) = \begin{cases} 10.2/E^{2.08} \times 10^{-8} & (10 < E \leq 45 \text{ keV}) \\ 0.0103/E^{0.238} \times 10^{-8} & (45 < E \leq 70 \text{ keV}) \\ 2.35 \times 10^{-5} \times E^{-1.14} \times 10^{-8} & (E > 70 \text{ keV}) \end{cases}$$

水の平均吸収係数 $\hat{\mu}_{w, \phi}$ は次式で与えられる。

$$\hat{\mu}_{w, \phi} = \int_0^{E_0} \mu_{\text{tot}}(E) \phi(E) dE / \int_0^{E_0} \phi(E) dE$$

但し、 $\mu_{\text{tot}}(E)$ は水の全吸収係数である。

これらの物理量の計算結果を Tab. 1 に示す。

	Photon counts ($1/\text{cm}^2$)	\bar{E} (keV) photon spectrum	$\bar{\mu}$ (water)	Exposure (mR)
INCIDENT X-RAY	6.00×10^7	60.7	0.225	2.24
S-SIZE	1.83×10^5	70.9	0.202	6.45×10^{-3}
M-SIZE	4.05×10^4	73.2	0.199	1.44×10^{-3}
L-SIZE	1.38×10^4	74.9	0.197	4.99×10^{-4}

Tab. 1. TCT-60A Photon counts. 120 kV, 0.35 mA s ($1/\text{cm}^2$)

表中左欄のサイズは、CT装置の撮影領域を表わし、S、M、Lサイズは各々 $270 \text{ mm } \phi$ 、 $350 \text{ mm } \phi$ 、 $400 \text{ mm } \phi$ を示している。更に表中の計算結果は、ファントムの中心をX線が透過したときを考えている。

3. Photon Spectrum の実験式

X線管アノードからの出力Photon Spectrumは、アノード材をタングステンとすると、その吸収端(69.5 keV)を考慮して、 $E \leq 69.5 \text{ keV}$ の場合、

$$\phi_1(E) = m \{ 69.5 + (0.005E_0 + 0.74) \times (E_0 - 69.5) / (0.0213E_0 + 0.19) - E \} \quad (6)$$

及びタングステンのK特性X線 $K\alpha_1, K\alpha_2, K\beta_1, K\beta_2$ も加味する。 $E > 69.5 \text{ keV}$ の場合

$$\phi_2(E) = m(E_0 - E) / (0.0213E_0 + 0.19) \quad (E_0: \text{管電圧}) \quad (7)$$

で与えられる。但し、 m は焦点-検出器間の距離で決まる比例定数である。

この実験式を基に計算したPhoton Spectrumを Fig 1~3 に示す。

Fig 1はファントムが無い場合で管球の固有フィルタと空気による減弱のみを考慮したものの、Fig 2, 3は各々水 270 mm 、 400 mm の減弱を加えたものである。Tab. 1によると、平均エネルギーは、60.7、70.9、74.9 keVと大きくなっている(ビームハードニング)ことがわかる。

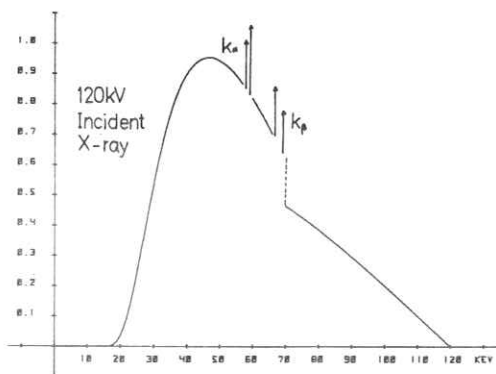


Fig 1. Photon Spectrum

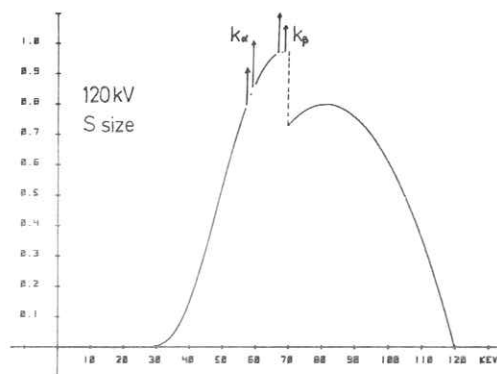


Fig 2. Photon Spectrum

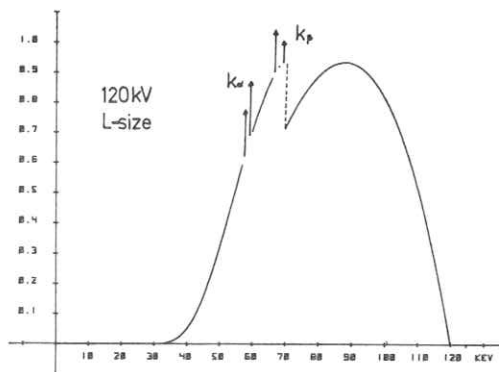


Fig 3. Photon Spectrum

4. 生データ

生データ作成に当たっては、Fig 4.に示す配列に於いて、各検出器に入射するPhoton 数を算出（即ち、各検出器に入射するPhoton Spectrum の面積）し、更に検出器の開口面積、検出効率も考慮してある。

生データ作成のためのフローチャートをFig 5.に示す。生データにはFig 4.に示した検出器の各チャンネルに到達するPhoton数(N_i)に応じた量子ゆらぎを正規乱数を用いて重畳させた。

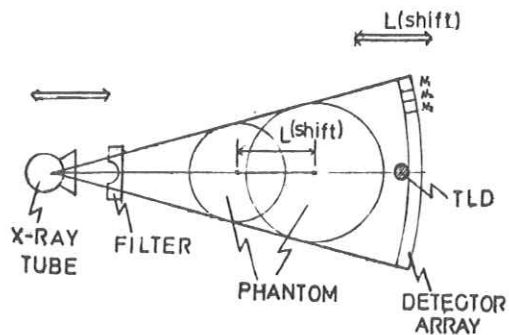


Fig 4. Diagram of TCT-60A System

水データ作成のシミュレーションの条件は次の通りである。

管電圧 : 120 kV

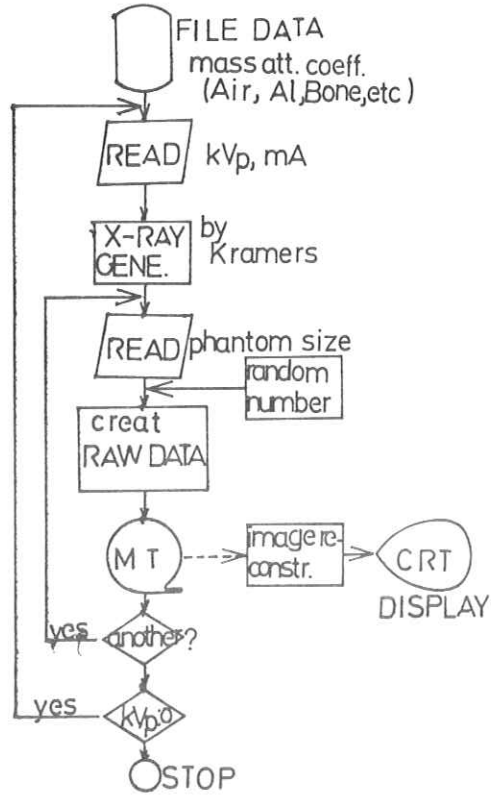
管電流 : 350 mA

曝射時間 : 1 msec

ファントムサイズを次に示す。

Sサイズ : 270 mmφ

Lサイズ : 400 mmφ



Photon 数の代表例は, Tab. 1 に掲げた通りで, 表によると, サイズ L, S による Photon 数の差は約 $\frac{1}{13}$ となる。この比は量子ノイズに換算すると約 $\frac{1}{3.6}$ の差である。

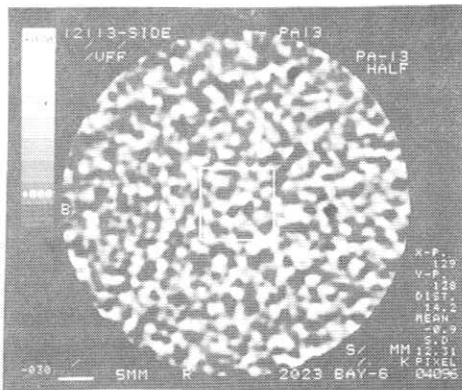
作成された生データは Fig 5 に示すように磁気テープに書き込まれ, OFF-LINE でもって, 画像再構成システムに入力される。

Fig 5. Flow Chart

5. 画像再構成

CT 装置では, 一般に数種の再構成関数が用意されており, 再構成関数によって, CT 画像

(a)



(b)

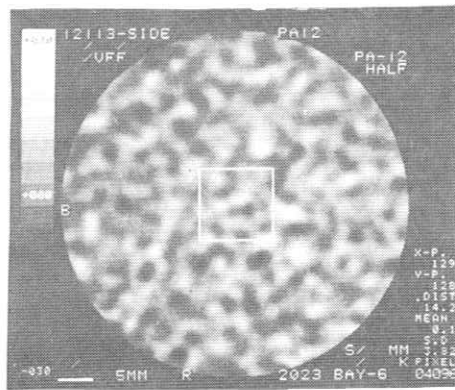


Fig 6. Reconstructed Image of Water Phantom using Different Filter Functions

水データの作成条件: 120kV, 350mA, 1ms, 400φ水

が変化することは周知の通りである。今回，Fig 6 に示した再構成関数は，(a)高域強調型，(b)高域カット型の二種である。

更に Fig 6 は粒状性評価の前処理として，生データを基に 5 倍に拡大（ズーム）した再構成像である。尚，Fig 6 の中心付近に示した関心領域（ROI）は，次に述べる粒状性評価のための画像データ領域を表わしている。

粒状性の評価に入る前に，Fig 6 で示した CT 画像が CT ナンバーでどの位変動しているかを示すために，プロフィールを Fig 7 に掲げる。当然のことながら，高域強調した(a)は，CT ナンバーの変動が大きいことがわかる。但し，図中の一目盛は CT ナンバーで 20 である。

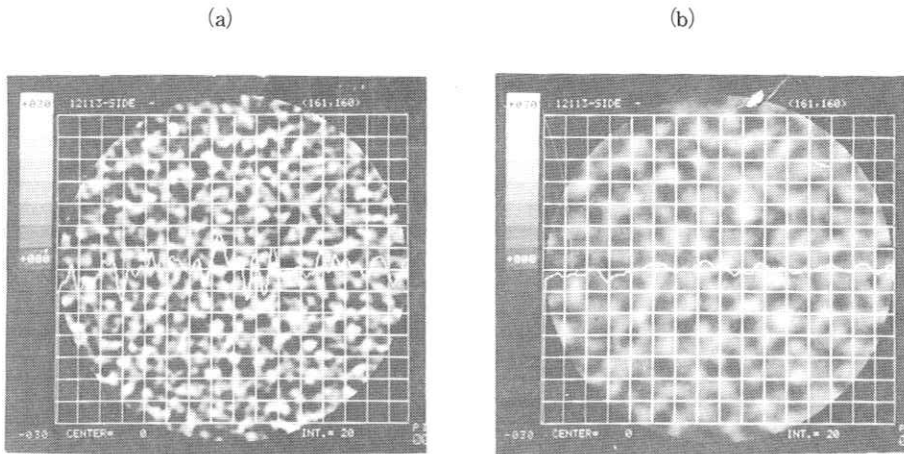


Fig 7. Profile of Reconstructed Images

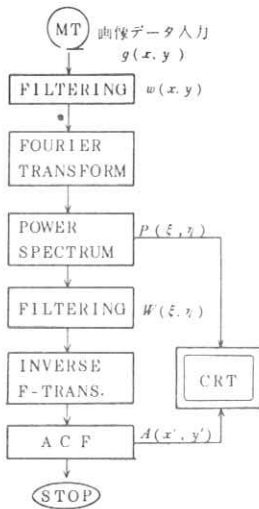


Fig 8. Flow Chart of Calculation for Power Spectrum

6. 粒状性

粒状性の評価にパワースペクトラムを求める。計算は，Fig 6 に示した 5 倍に拡大したズーム像から， 64×64 マトリックス（図中に ROI で示した）の二次元画像データを入力として，Fig 8 に示すフローに従って，二次元のフーリエ変換を施す手法を採っている。

パワースペクトラムの計算結果は磁気テープに書き込み，CRT に表示することを可能にしている。これは，比較が容易である反面，CRT のグレースケールの制約を受けることになる。

パワースペクトラムの CRT 表示例を Fig 9 に示す。これらは，Fig 6 の(a)，(b)と各々が対応している。再構成関数の違いによる差が顕著に表われている。Fig 6 ~ 8 は再構成関数の違

いによる粒状性の差に着目して話を進めて来たが、ファントムサイズの違い（当然、検出器への入射Photon数は変化する）による結果については、写真をFig 10に載置するに留める。

Fig 10はFig 7(a)と再構成関数を同じくする水のズーム画像であるが、プロフィールでも差は明瞭で、ファントムサイズが270φのFig 10はCTナンバーの変動はかなり小さい。即ち、量子ノイズによる寄与が少いことが判る。

以上で、検出器へ入射するPhoton数の同定、そのPhoton数を基に量子ゆらぎのみを加味した水ファントムの画像再構成（使用再構成関数は二種類）、再構成画像の粒状性評価を終える。

7. むすび

- (1) Photon数の同定がかなりの精度で行えた。
- (2) 量子ゆらぎにのみ起因する画像データが得られた。
- (3) 粒状性評価のためにパワースペクトラムの計算方法を確立した。

更に、今後の課題としては、

Photon数を直接計数すること、CT画像に与えるPhoton Spectrumの影響、散乱線の考慮等が掲げられる。

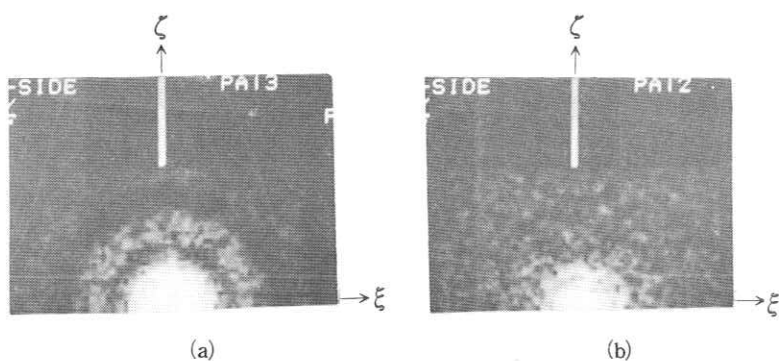


Fig 9 Power Spectra

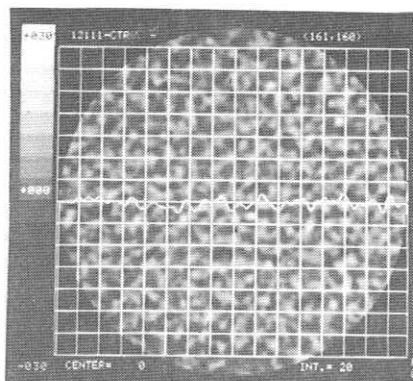


Fig 10. Profile of Reconstructed Image
水データ作成条件：120kV, 350mA, 1ms
270φ水

参 考 文 献

- 1) 岩井 他 : CTスキャナ, コロナ社, 1979
- 2) H. I. Israel, E. Storm : Photon Cross Section from 0.001 to 100MeV
for Elements 1 through 100, Los Alamos
Scientific Labs Report № LA-3753(1967)

CTのDual Energy Scanning について

(実効原子番号および電子密度分布の画像表示)

京都大学医学部 放射線核医学科，脳神経外科，老年科

向井孝夫，中野善久，小室裕冉，鳥塚莞爾

半田謙二，相井平八郎

1. はじめに

CTスキャナの利用法の1つに dual energy scanning があり，通常のCT像では得られない臓器の断層面の構成物質の識別，あるいは定量の有効な手段となる。このテクニックに関してはCTスキャナの作成当時よりHounsfieldのサブトラクション法¹⁾が提案されており，その後RutherfordやDubalらの実効原子番号および電子密度の測定，またWittらのbone mineral content^{2~6)}の定量，などの報告がある。これらのいわゆる“tomochemistry”の他に電子密度分布は放射線治療計画における線量分布計算にも利用できる。⁹⁾

著者らも数年前より同様の方法を検討しているが，本稿ではX線スペクトルの実効エネルギーとCT値および吸収係数の相互関係，断層面の実効原子番号，電子密度の測定，算出法およびそれらの分布表示に関して述べ，また dual energy scanning の臨床上的有用性を検討したので報告する。

2. 方 法

CTスキャナはCT-1010，CT-1000 (EMI社)を用いた。物質の吸収係数 μ (cm^{-1})とCT値Hとの関係は μ_w を水の吸収係数とするとHounsfield値の定義式

$$H = 1000 (\mu - \mu_w) / \mu_w \quad (1)$$

で表現できる。即ち，あらゆるX線管電圧 (kVp) による測定においても $\mu = 0$ のとき $H = -1000$ ，

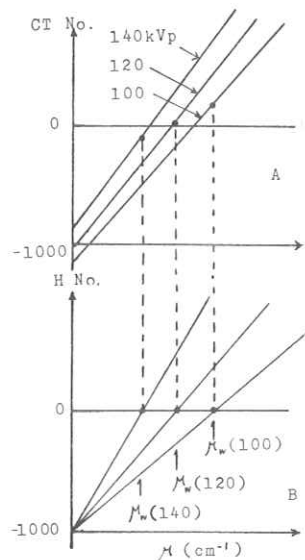


図1. A: CT-1010の μ とCT値との関係。B: μ とHounsfield値との関係。

$\mu = \mu_w$ のとき $H = 0$ の関係が保たれている。実際には $CT = 1010$ では水の CT 値 H_w は管電圧により異なり(1)式は満足されていないが、空気 ($\mu \doteq 0$) の CT 値 H_a を測定して、 μ と CT 値との直線性を仮定すれば、

$$H' = (H_w - H_a)\mu/\mu_w + H_a \quad (2)$$

で表わすことができる。図1-Aに示すように各管電圧において水の CT 値 H_w 、勾配、切片 H_a は異なるが、Brooks の提案した式 $H = 1000(H' - H_w)/(H_w - H_a)$ により(1)式の Hounsfield 値に変換することができる(図1-B)。

X線の実効エネルギー E は $\mu(E)$ が既知であり、かつ $d\mu/dE$ が水のものとは異なる物質の CT 値を測定すれば、(1)または(2)式より求められる。今回は NaI の水溶液、または $CaCl_2$ 水溶液を用いた。物質の実効原子番号、および電子密度は Rutherford らや Dubal ら、また Brooks の方法で求めた。Rutherford らの方法はあらゆる物質の μ は入射光子のエネルギー E と物質の原子番号 Z に依存していることを利用している。物質の μ は σ_i を元素 i の断面積 (barns/atom)、 N_i を原子数/cm³ とすると $\mu(E) = \sum \sigma_i N_i$ である。 $\sigma_i(Z_i, E)$ は光電効果 $\sigma_i^P(Z_i, E)$ 、コンプトン効果 $\sigma^C(E) \cdot Z_i$ およびコヒーレント散乱 $\delta_i(Z_i, E)$ の和であり、各々の断面積の E および Z との関係はデータ表より得られる。ここでは $\sigma_i^P = 20.6 E^{-3.28} Z_i^{4.62}$ 、 $\sigma_i^C = 2.8 E^{-2.02} Z_i^{2.86}$ を用い、各エネルギーの σ^C は Klein-仁科の式より得られるが、簡便のため、データ表より得た値から、前もって作成した近似多項式を計算機プログラムに入れておいた。ここで実効原子番号 Z の原子の実効原子数 N^* (cm⁻³) を考えると $\mu(E) = \sum \sigma_i(Z_i, E) N_i = f(Z^*, E) N^*$ となる。これより X 線の実効エネルギー E_1^* と E_2^* による 2 つの CT データより Z^* および N^* を算出し、電子密度 $\rho_e = Z^* N^*$ を得た。Brooks の方法は spectral factor $Q(E^*) = \mu_{wp}/\mu_{wc}$ を導入して、サブトラクションを基にして算出する方法であり、光電効果、コンプトン効果による吸収を各々 Hounsfield 値 (H_p および H_c) で表現したものである。 μ_{wp} 、 μ_{wc} は水の吸収係数の光電効果およびコンプトン効果の成分である。 H_p, H_c はエネルギーに依存せず、各々 Z^* および ρ_e に対応し、換算もできる。 Z^* 、 ρ_e などの分布表示のための処理手順を図-2に示す。

計算機は Eclipse S-200 (32kW)、プログラム言語は FORTRAN を用いた。

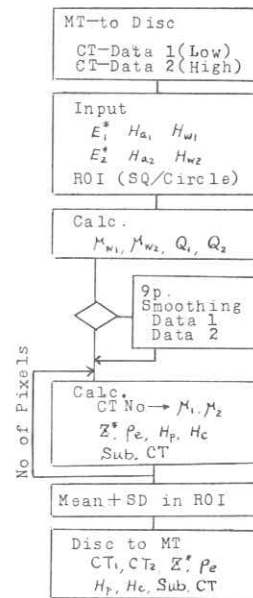


図-2 計算処理手順

ファントム実験では、アクリル、ナイロンなど数種のプラスチック、メタノールやヨード水溶液などの液体を測定して計算の合理性を調べ、またいくつかの臨床例をも試みた。

3. 結 果

図3-AはCT-1010で得たヨード造影剤の濃度と各X管電圧でのCT値の関係を示す。生データとそれを平行移動したものを、またHounsfield値に変換したものであり、各々、図中に示す μ とCT値の関係があり、どれを用いても同等であるが、Hounsfield値に変

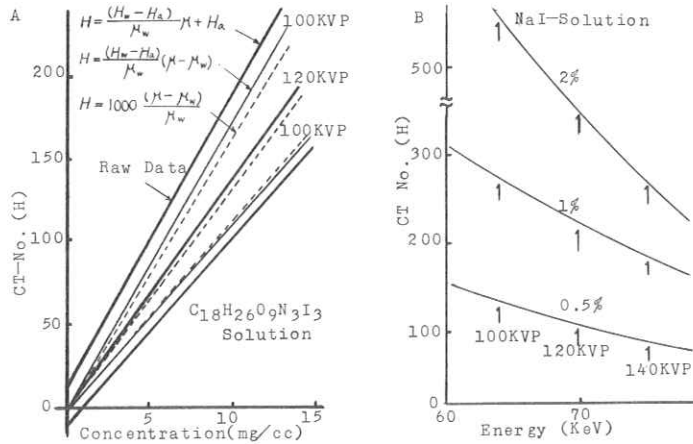


図3. A: CT-1010によるヨード造影剤の濃度と各管電圧でのCT値の関係。
B: 実効エネルギーの測定。NaI水溶液を用いたエネルギーとH値の関係。

換しておくともCTスキャナの種類や測定条件の違いにかかわらず、常に(1)式で表現できるため都合がよい。図3-BはNaIの2%、1%、および0.5%水溶液について、エネルギーとHounsfield値との関係を(1)式より算出したものである。この曲線と実測CT値をHounsfield値に変換したものと同じ値を示すところのエネルギーが実効エネルギー E^* であると考えられる。この場合は100kVpで65keV、120kVpで70keV、140kVpで75.2keVを得た。NaI水溶液のどの濃度の試料についても、当然、同じ結果を示している。また spectral factor Qは100kVpで0.133、140kVpで0.0843を得た。

図4は数種のプラスチックや液体の試料を用いて行なった実効原子番号 Z^* および電子密度 ρ_e について、各々の理論値と実測値との関係を示す。両者ともほぼ一致している。ヨード水溶液、メタノール、水は比較的、高い Z^* を示すが、 ρ_e は低い値を示している。

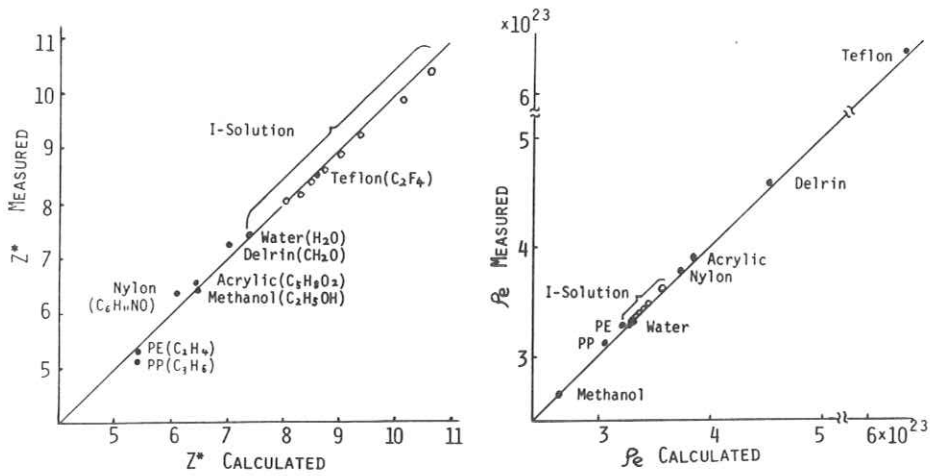


図 4. 実効原子番号(Z^*)および電子密度(ρ_e)における理論値と実測値の関係

図 5-A は水中の数種のプラスチックの 120 kVp による CT 像と Z^* , ρ_e , H_p , H_c および 100 kVp と 140 kVp の CT 像によるサブトラクション CT 像を示す。これらより 120 kVp による通常の CT 像だけでは得られない構成物質に関する新しい情報を提供してくれる。サブトラクション CT 値と Z^* とは原理的には直線関係はないが、分布像はほぼ一致している。また 120 kVp の CT 像と ρ_e もほぼ同様の分布像を示している。 H_p , H_c はスケールは異なるが Z^* , ρ_e のものと同等である。図 5-B は腫瘍内の石灰化が疑われた例であるが、120 kVp の CT 像での高吸収部位は Z^* 分布では現われず、僅かにカプセル状のものが描出されているのみで石灰化のないことを示している。このような生体構成物質では単なるサブトラクション CT 像でも、およそ相対的な Z^* が得られる。

なお、後頭部様に現われている低値は被写体の位置依存性による感度むらであり、また頭蓋骨の中や周辺に見られる黒い部分は不合理データのためである。

4. おわりに

Dual energy scanning は吸収係数のみでは判定し得ない物質の識別の有効な方法となる。その臨床応用は広く、各種臓器、病巣の判定また骨塩や造影剤濃度の定量などに利用されると思われる。しかし測定上の問題点は多く、beam hardning によるエネルギーの変動や被写体の大きさ、位置依存性の補正、さらに極端な高、低吸収部位およびその周辺の不合理 CT 値が補償されないかぎり Z^* , ρ_e などの忠実な値は得られない。今後、低速、低解像力であっても測定の再現性のよい、定量解析専用の CT 装置の出現が望まれる。

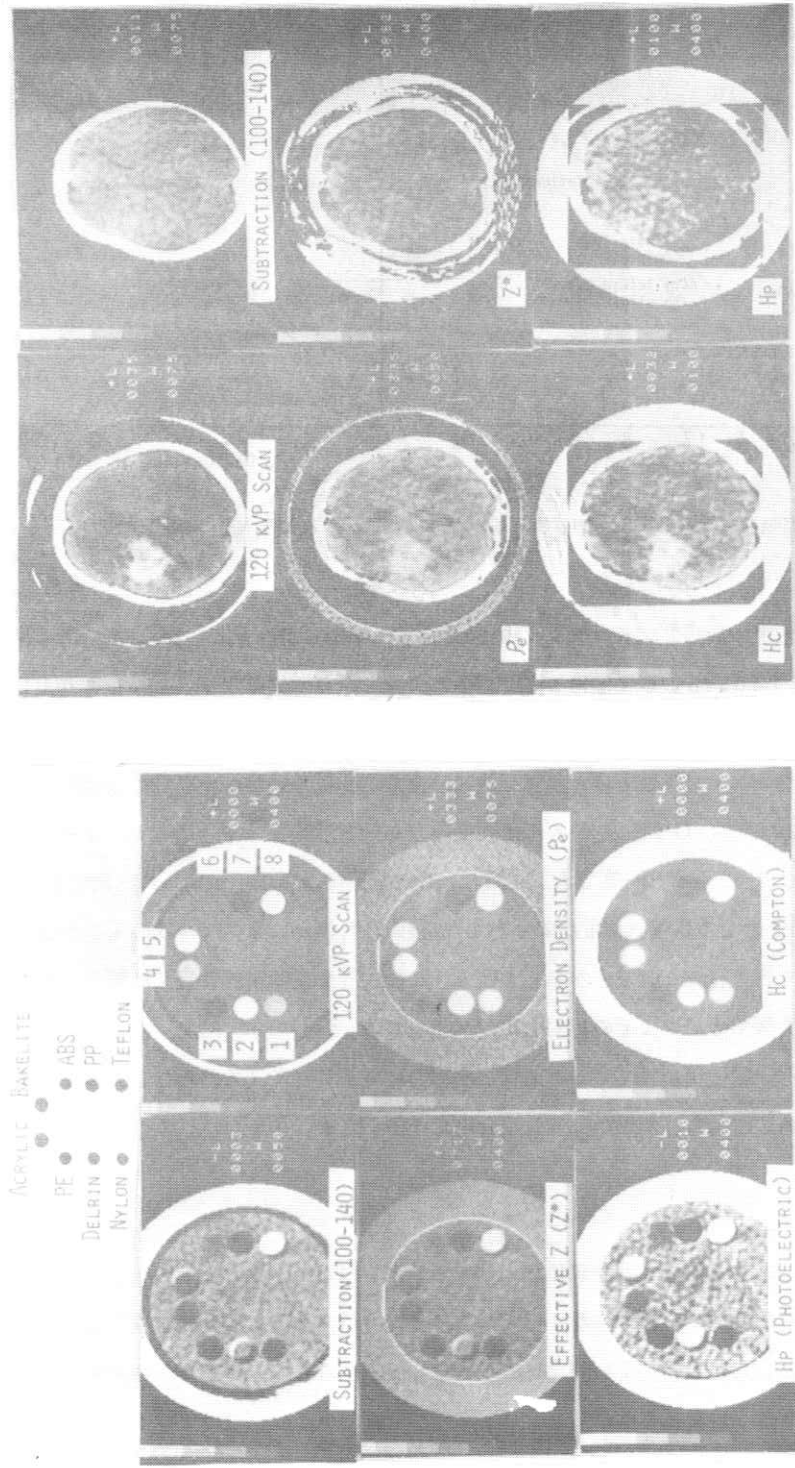


図5. A. 各種プラスチックのCT像 Subtraction 像, Z^* , ρ_e , H_p および H_c の分布像
 B. 脳内肉腫のCT像, Subtraction 像, Z^* , ρ_e , H_p および H_c の分布像

文 献

- 1) Hounsfield GN : Br. J. Radiol., 46(1973), 1016
- 2) Rutherford RA, et al : Neuroradiology, 11(1976), 15
- 3) Dubal L & Wiggli U : J. Compt. Assist. Tomogra, 1(1977)300
- 4) Zatz LM & Alvarz RE : Radiology 124(1977), 91
- 5) Brooks RA : J. Compt. Assist. Tomogr, 1(1977), 487
- 6) 向井, 中野, 小室ら : CTの物理技術的諸問題シンポジウム報文集(1978)
- 7) Witt RM & Morgan PR : J. Compt. Assist. Tomogr, 1(1977), 255
- 8) Weissberger MA et al : J. Compt, Assist, Tomogr, 2(1978), 253
- 9) Geise RA & Mc Cullough EC : Radiology, 124(1977), 133

各種CT画像の相互交換の検討

滝沢 正臣, 竹中 栄一*

信州大学医学部附属病院中央放射線部

* 東京大学医学部放射線科

はじめに

CTスキャナの導入が進むにつれて、臨床医学、特に放射線医学、脳外科領域での日常診療における重要度が増している。特に脳外科領域では今や必要不可欠の装置になりつつある。このような普及に伴い、CT画像が医療施設の間で円滑に利用され、診断精度を向上させることが重要となるが、現在の所数10種類あるCTスキャナの画像はその相互利用がまったく不可能であり、コンピュータという標準化された装置を内臓したものとしては大きな問題点を有している。

すなわち、CTスキャナから得られる生体情報は、ディスクに一時的にファイルされ、観察の後写真撮影され、しかる後に、例外を除き磁気テープにファイルされる。CTスキャナに付属したCRT装置によって観察を行っている場合には、CT像の持つ生体の広いX線吸収レンジを十分に観察できるが、ポラロイドや、フィルムに一旦ハードコピーされると、後は観察範囲が限定された像となってしまふ。これを防ぐには必要なCT値のレンジをすべてハードコピーすればよいが、通常それは不可能である。

他方、各病院で中央的にファイルされたCTデータの再利用に関して、常にその病院内でのみCT像を必要とするとは限らず、患者は他の施設をも受診したり、また、医師側で特定の疾患に関するCT像を集中的に観察したい場合が生ずるが、オリジナルCTデータの相互利用はできない。

CT画像のマトリクスサイズは、160、256、320、512 のほゞ4種類であり、その規格化は比較的容易なため、国際的な規格化が望まれるが、現在未だ実現していないので、これ等のデータの互換につき早急に検討する必要性が生じている。本報告では、CTスキャナのほとんどに附属している磁気テープ装置のデータテープ(以下CTテープ)を利用して、CTスキャナ間の画像交換、off-line 処理、画像表示の試みについて述べる。

1. 装置および方法

解読交換処理を行ったCTスキャナは、CT-1010、CT-5005 等14機種である。

変換のためのブロック図を図1に示した。変換処理に用いたコンピュータシステムは、Image processor (TEAC, DP-5000)である。このシステムのメモリは16kWであり、I/Oとしては8インチテープデッキ2台、カセット装置3台、グラフィックディスプレイ等が附属している。また、この装置のデジタル入出力部に自作画像表示装置を結合して、グラフィック表示の外に3段階の階調を表示できるようにした。表示可能サイズは256×256で、表示精度が5ビット、書込に必要なアドレス、制御信号はDP-5000内部より送られるが、表示に必要なビデオ系

制御信号は表示装置内部で作るようになっている。最大表示サイズが256なので、CT像のサイズが320以上の装置(CT-5005, CT/T等)では両端をカットするか、 $\frac{1}{2}$ に縮小する必要があった

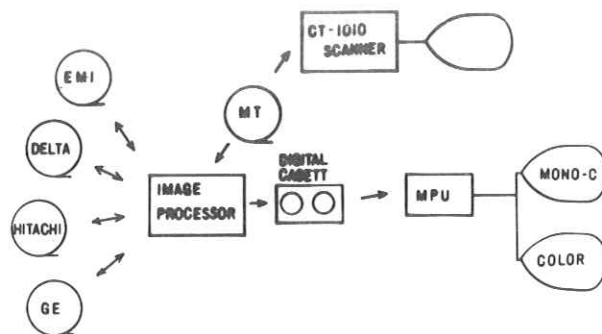


図1. フォーマット変換, 表示のためのブロック図

(現在512×512

を作製中である)。解読はテープの記録密度の check を行い、1600 bpi であれば800 bpi に変換する。BOTに引続くテープの directory data をダンプする EOFの位置を確認する。次のブロックが画像データであるか画像リストであるかを判定する。画像リストであれば1リスト当りのワード数を知る。画像データであれば1行のデータの長さの判定を行い、次いで1ブロックのデータ数、総ブロック数を知るといった順序で作業を行った。CTテープ解読用のプログラム“\$CTT”を作製してこれを用いた。この中には、16進、10進用メモリダンプ、カーブ、可変長テープ読取、フォーマット変換等のサブプログラムが含まれている。

2. 結 果

ほとんどの磁気テープは、最初のEOFの前にテープ自身の directory data があり、次いで、1画像当り数10Wからなる患者名、ID%, 撮影日等を含むリストのブロックとなっている。そして、次のEOFからは、そのヘッダーにIDを含む画像データに入る。患者ID等はASCIIコードで書かれたものが多いが、番号等ではBCDやBINで書かれたものが多い。ASCIIコードも標準のコード(内部コード)もあれば、パリティを附加した外部コードのもの(V360-3)もあった。画像データは、ほとんど16 bitで書かれているが、中

には上位 byte と下位の byte が逆となっているもの (Delta 2020 等) もあった。

CTデータの記録は, back projection 後の CT Number に変換前のデータをファイルしてあるもの (CT-H 等), 較正済となっているもの (TOT-60A 等) があつた。マトリクスサイズは 160 以下のもの (2 種) 256 (5 種), 320 (2 種) 512 (2 種), 可

変形 (2 種)

	7FJJIBT%				
であり, 可	+00007 00198 543 ~	051877	TAKENAKA PH		
	+00008 10009 604 ~	060877	MIX-D HOLE PH1		TAKENAK
	+00009 10010 621 ~	060877	MIX-D HOLE PH2		TAKENAK
変形は円型	+00010				
	+00011				
や楕円のもの	+00012 10011 646 ~	060877	MIX-D HOLE PH3		TAKENAK
	+00013 10012 667 ~	060877	MIX-D HOLE PH4		TAKENAK
	+00014 10013 688 ~	060877	ABS COEF LIN 1		TAKENAK
のが含まれ	+00015 10014 709 ~	060877	ABS COEF LIN 2		TAKENAK
	+00016 10015 730 ~	060877	MTF PH1		TAKENAK
	+00017 10017 751 ~	060877	MTF PH 2		TAKENAK
ている。テ	+00018 10018 772 ~	060877 3	MTF PH 3		TAKENAK
	+00019 10019 793 ~	060877	MTF PH 4		TAKENAK
ープの解読	+00020 10020 814 ~	060877	MTF PH 5		TAKENAK
	+00021 10021 835 ~	060877	MTF PH 6		TAKENAK
	+00022 10022 856 ~	060877	MTF PH 7		TAKENAK
に際して,	+00023 10024 877 ~	060877	LA MTF PH1		TAKENAK
	+00024 3-DID. (4#				
最も難しい	+00025 10025 898 ~	060877	LA MTF PH2		TAKENAK
	+00026 S(' / 9 < 71 (@ / EFZWS * WM * ' * 6 + 8				
タイプはこ	+00027 10026 919 ~	060877	LA MTF 3		TAKENAK

図 2. 画像リストダンプの 1 例 (CT/T)

の可変形で

しかも円形のサイズのものであつた。各水平ライン数が異なるためにその解読に多くの時間を必要とした。表 1 に, これまでに解読を終了したテープの内容の大略を示した。

次に解読された画像の表示を行った例をいくつか示す。図中に信州大学の文字が入っているものは, 解読を行った像であることを示したもので深い意味はない。また最近解読を行ったものでは, その CT

表 1. 磁気テープの記録形式

スキャナの社名や型名を右肩に表示した。

図 3 は, Delta 50 の像をサイズ変換して, CT-1010 スキャナのディスプレイに表示した例である。CT-1010 は 160, Delta50 は 256 なので $\frac{1}{2}$

CT SCANNER	MATRIX SIZE	MT DENSITY	NO. OF BYTE OF A BLOCK	NO. OF BLOCKS	DISPLAY FORMATS	CARIBLATION	NOTE
EMI	CT-1000	H 148	800	6964	5	CIRCLE	YES
	CT-1010	H 160	800	4096	10	CIRCLE	YES
	CT-5005	B 320	1600	8192	20	CIRCLE	NO
DELTA	50	B 256	800	2048	64	SQUARE	NO
	2020	B 512	1600	2048	256	SQUARE	YES INVERT NO EOF
HITACHI	CT-H	H 256	800	8192	16	SQUARE	NO
	CT-W	B					
GE	CT/T X-1	B 320 MAX	800	8192	21*	CIRCLE OVAL	NO VARIABLE
	X-2	B 512 MAX	1600	8192		CIRCLE OVAL	NO
ACTA	200 FS	B					
AS / E		B 512	1600	4096	128	SQUARE	NO
ELSCINT	605	B 256	800	8192	16	SQUARE	YES INV
TOHIBA	TCT-60A	B 320	1600	3200	46	SQUARE	YES
SHIMADZU	SCT-100N	H 256	800	2048	64	SQUARE	YES INV
VARIAN	V360-3	B 256	800	5760	24	SQUARE	YES

縮尺または両端カットを行っているが、この例では両端カットを行わないものを示した。また、CT Number は双方の数値を合わせてないために、CT-1010の例とは異ったウィンドウベルとなっている。

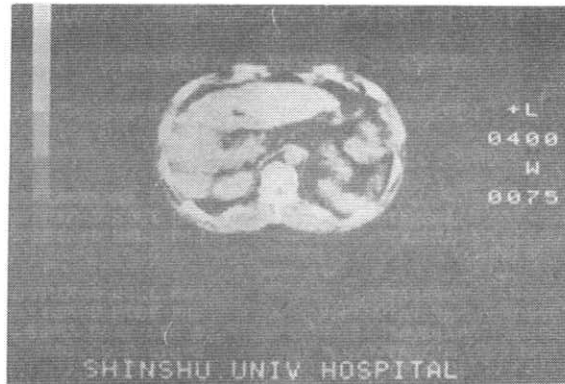


図3. Delta 50→CT-1010表示の例

図4はCT/T(X-1)のファントム像を示したものである。CT/Tは円、楕円の画像が4種あり、被写体サイズ、部位によりこのサイズが変わるため、臨床データのデコードは大変難しい。ファントムでは、その境界がはっきりしているためデコードを行いやすい。図は円形サイズのものでありその最大径は320であった。このように円形サイズのファイルは正方形のものに比べてファイル容積を縮小できる利点がある。

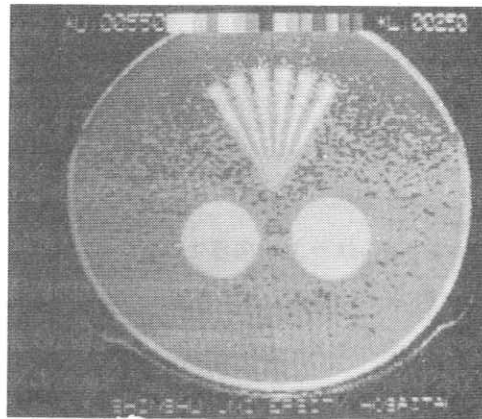


図4. CT/T Scanner データの表示

図5はAS/Eの表示の例である。このCTはサイズが512なので、 $\frac{1}{2}$ として表示を行っている。またこのスキャナはCT Numberの較正を行ってないため、値の最大値は16ビット最大の32000附近となっており負の値はないので、ゲタをはかして値を下げる必要があった。尚AS/Eのスキャナは、Stationary circular detector typeの唯一のものであり、その像の精度等についての検討は今後の問題となる。

3. 考 察

CTスキャナは、国内だけでも現在300台を超えると推定され、その種類も旧形を含めると30種程度に達すると考えられる。CT像が、在来のX線写真と異なる点は、コンピュータを用いているために、ハードコピーされていない情報が必要に応じいつでもとり出せることに

ある。従って、患者の移動や、観察場所に無関係に、どの種類のスキヤナのデータでも直ちに再生し、CT値の全域にわたり観察できることが最も望ましいことである。これを実現できる最もよい方法は、磁気テープの記録方法を統一し、このフォーマットに従って任意のCTスキヤンにおいて像を再生できることである。

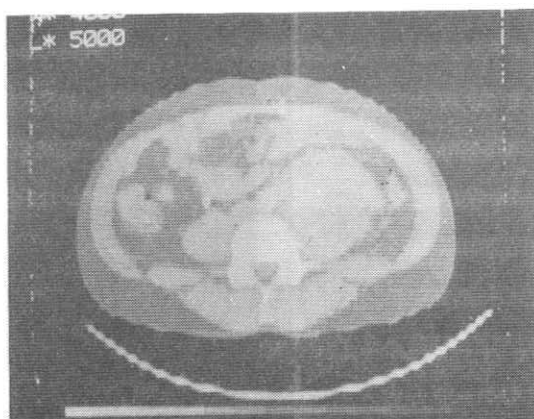


図5. AS/E Scannerのデータ表示

この方法ではCTスキヤン室という場所の限定はあるにしても、スキヤンに附属する高精度のコンピュータとディスプレイを活用できるため新しい負担を必要とせず有利である。しかし、メーカーが自社のスキヤンのフォーマットを公開するかどうか問題となる。

次に、別の中規模以上のコンピュータと、表示装置を組合せたシステムがあれば、我々が行っているようにoff-line処理を行うことができる。¹⁾この方法は、CTスキヤンの稼動に影響を与えずに処理と観察が可能な利点を有する。現在CT像の処理を試みつつある多くの施設がこの方法を採用している。

第3に、CTスキヤンから直接か、又は中間ステップは多くなるが、off-lineコンピュータにより、floppy diskやcassette tapeにCT像をファイルしておき、これをmicro processorを用いたハンデイな小型システムにより、場所を選ばずに表示する方法をとれば、低コストで高精度の表示が可能となり利用しやすいシステムになると思われる。現在著者らはこの方法を検討している。floppy diskを用いた場合には、disketteの標準記録方式であるIBM formatでは、8インチサイズのものに256K byte入るが、512のマトリクスサイズのものでは512K byteとなり両面型のものを使用する必要がある。しかし、CTデータの中の、周辺部や、データ圧縮法等の手段^{2,3)}によっては、片面サイズでも充分かも知れない。

off-line表示の場合、CT像の階調をどの程度とすればよいかにつき検討してみると、CRTを用いている以上あまり広い階調は表示できないことは推察されるが、コンピュータにより、8~64段階までの階調を発生させて行った実験では、輝度、コントラスト等を変化させて観察したものにおいても30段階の識別が限界で、フィルム記録では28段階と低下した。⁴⁾従って、若干の余裕をみても64段階で十分ではないかと考えられる。

CT装置の磁気テープへの記録方式は、同一機種においてさえソフトウェアの変更により、方式が変わり、off-line 処理でも、その都度対応することは大変なので、マトリクスサイズに関係なく、テープID、患者ID、画像ブロック等を国際的に統一し、その形式に従って読めばどのスキヤナにおいても表示できるようにすると、医用情報の活用という意味で有用と考えられ、積極的なメーカーの対応を望むものである。

おわりに

14機種のCTスキヤナの磁気テープをデコードして、これをoff-line 表示する方法につき検討した。その結果、これ等のCTスキヤナの像を任意に表示することが可能となった。この方法によって、病院間におけるオリジナルのCTデータの互換を行える可能性が示唆された。

謝 辞

本研究は、厚生省がん研究助成金(1977/78,映像班,飯沼班長)の援助によるところが大きかったことを記し、謝意を表す。

文 献

- 1). Griber, J and Perry, BJ : A graphic display system for use with a computerized tomographic scanner .
Computed Tomography, 1 : 167-168, (1977)
- 2) 木村一元, 上田裕一, 倉前 茂, 永井正勝 : CT画像の格納法の検討とその比較。第2回シンポジウム, CTの物理技術的諸問題報文集 B82-83, (1979)
- 3) 朝比奈清敬, 牛久保公平, 鈴木 肇, 古川正則 : CTにおける画像情報の圧縮。同上 B84-85, (1979)
- 4) 滝沢正臣, 丸山 清, 矢野今朝人, 安藤 隆, 宮沢正則 : CT装置のための画像処理。サクラXレイ写真研究 29 : 16-23, (1978)

CT用ファントームによる各種CT装置に 対する性能評価法について

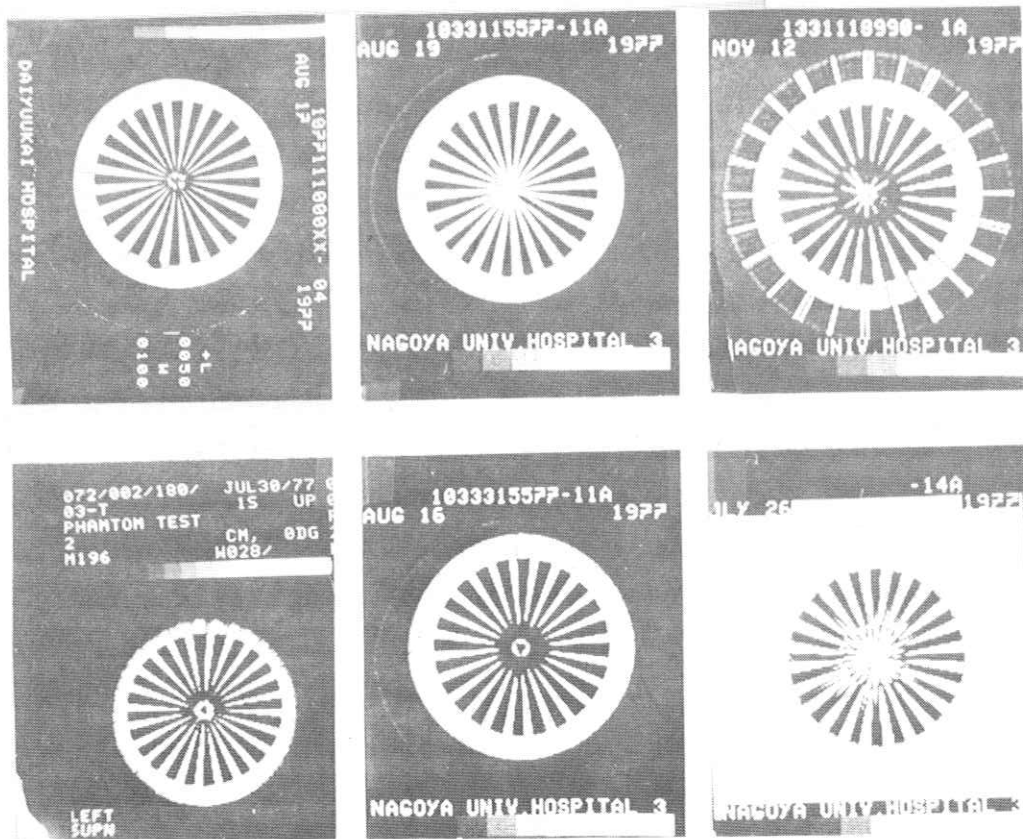
名古屋大学医学部附属病院 放射線部

佐々木 常雄 , 田宮 正

私共は京都科学KKとの共同開発によりCT用ファントームを試作し、これを使用して何種類ものCT装置の性能テストを行うと共に、ファントームの取扱い上の問題を検討した。

ファントームおよび測定の対象としたCT装置

ファントームはいずれも直径180mmのアクリル円筒型であり、スター型ファントーム、バーガー型ファントーム、円錐型ファントームなど5種類からなる。検討の対象としたCT装置



第1図 アーチファクトの発生と測定条件

は EMI 1000, 1010, 5005; ACTA 150, 200 FS; GECT/T X₁, X₂; 日立 H-250, 東芝 CT/T 60, A S & E, および DELTA 2020 などである。

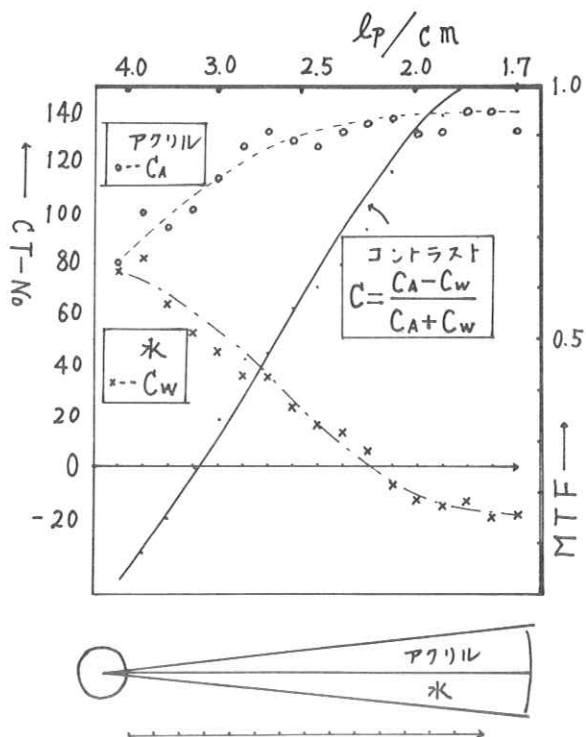
ファントームの使用法および使用上の問題点と測定結果

1) スター型ファントーム

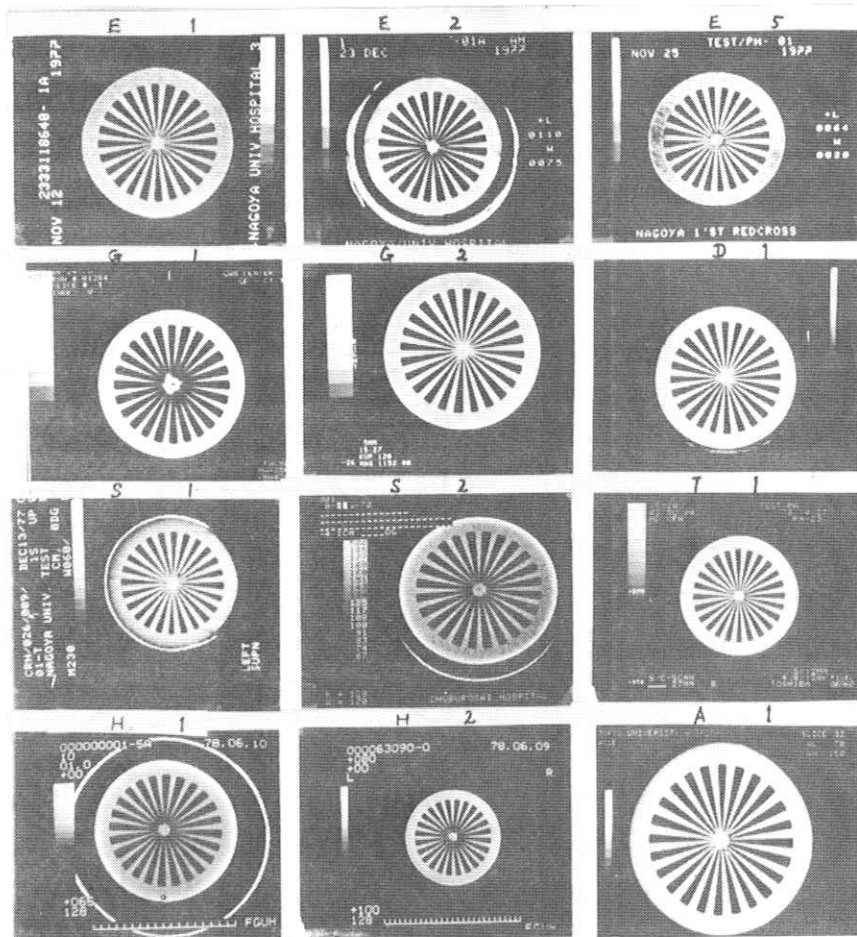
これはコントラストレスポンスの測定用ファントームであり、同様の方法で J. Mc Intyre, 沢田らの発表がある。このファントームを CT 装置で撮影すると装置によっては、かなり特異的なアーチファクトが測定条件の不適当な場合に発生する。これはウインドウ巾をせまくし、適当な CT レベルに観察条件を設定すると観察できる。この様な場合にはレスポンスは一般に悪化する(第1図)。また、拡大プログラムで適当な拡大を行った場合に CT 装置によって特徴ある像を示す場合がある。

また、アクリルのそれぞれのクサビが正確には同じ大きさではないし、工作上からも 3 lp/cm ぐらいが信頼限界ではないかと考えられる。ファントームの設定配置も全くゆがみのない様におくことは不可能であるので、常に一定部位の印をつけたクサビの処で毎度コントラストレスポンスを測定した。しかし、クサビの水とアクリルの部位の CT 値の変化からコントラストを求める場合、水の CT 値が負の値を示すことがあり、通常計算式によるコントラストは CT 値の低い側の影響が大きく作用し、特に水の CT 値が負となる場合は 1 以上となる。この様なことは CT 像としての空間解像度は得られても、質としての CT 値の信頼性が得られないことを示す一つの指標となるのではないかと考えられる(第2図)。

しかし、種々の検討すべき問題はあっても一定の方法に従って撮影した結果、すなわちそれぞれの装置で最高の条件で撮影された写真は第3図のようである。また、この像をプリントアウトして、その CT 値から計算して各 CT 装置の解像度を MTF により表示した。MTF 50%



第2図 スター型ファントームの水とアクリルのくさびのCT値の分布



第3図 スター型ファントムのCT像

で1.5~2.8

lp/cm の範

囲にあった。

2) バーガー
型ファント
ム(第4
図)

比較的高コ
ントラスト物
質のピクセル
サイズに対す

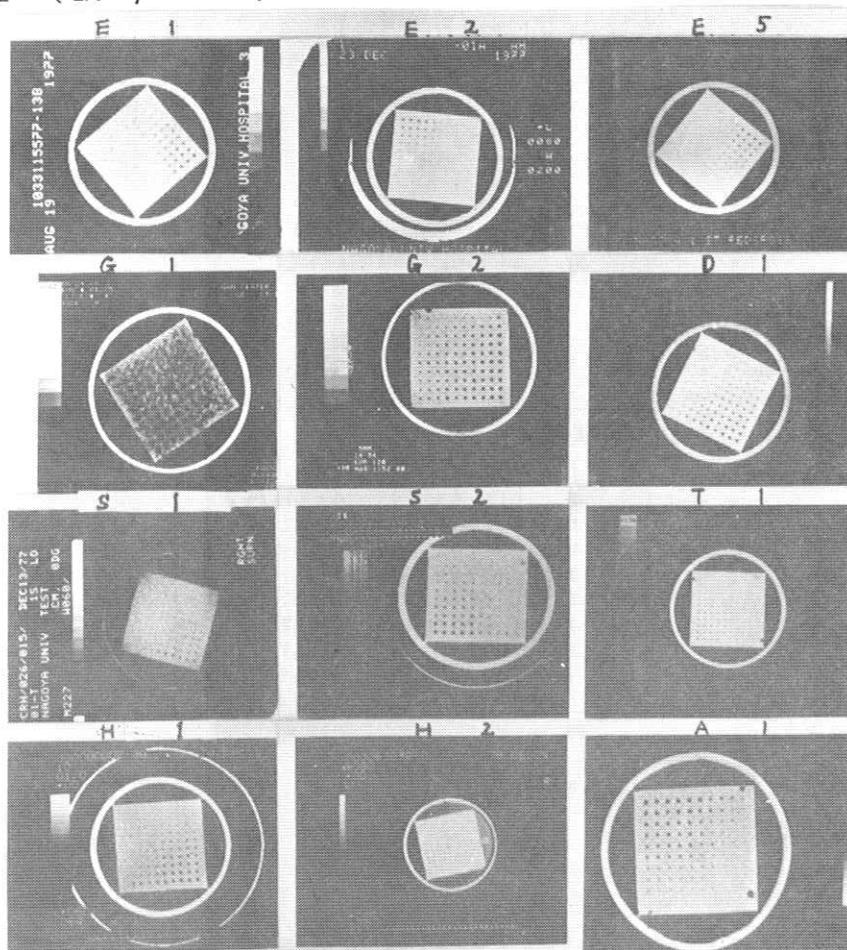
Burger型ファントムの穴の体積: mm³

No.	深さ h	No.									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	φ 直径	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	5.0	10.	15	20.	23. mmh
NO. 1	1.0	0.4	0.8	1.2	1.6	2.0	3.9	8.0	12.	16.	18.
2	1.2	0.6	1.1	1.7	2.3	2.8	5.7	11.	17.	23.	26.
3	1.4	0.8	1.5	2.3	3.0	3.8	7.7	15.	23.	31.	35.
4	1.6	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	10.	20.	30.	40.	46.
5	1.8	1.3	2.5	3.8	5.1	6.4	13.	25.	38.	51.	59.
6	2.0	1.6	3.1	4.7	6.3	7.8	16.	31.	47.	63.	72.
7	2.2	1.9	3.8	5.7	7.6	9.5	19.	38.	57.	76.	87.
8	2.4	2.3	4.5	6.8	9.0	11.	23.	45.	68.	91.	104.
9	2.6	2.7	5.3	8.0	11.	13.	27.	53.	80.	106.	122.
10	2.8	3.1	6.2	9.2	12.	15.	31.	62.	92.	123.	141.

第4図

る体積解像度を求めるファントームであり、Partial Volume の効果も調べることが出来る。私共は正確な位置の確認のためファントームの四隅の水の部位のCT値および蓋にあげた穴を使用し、水のCT値が通常の水のCT値より少し高く、四隅とも大体同じCT値であり、穴が僅かに写るとい位置で常時スキャンすることにし、スキャンスリットエリア内において正確に同一部位をスキャンする様にする。

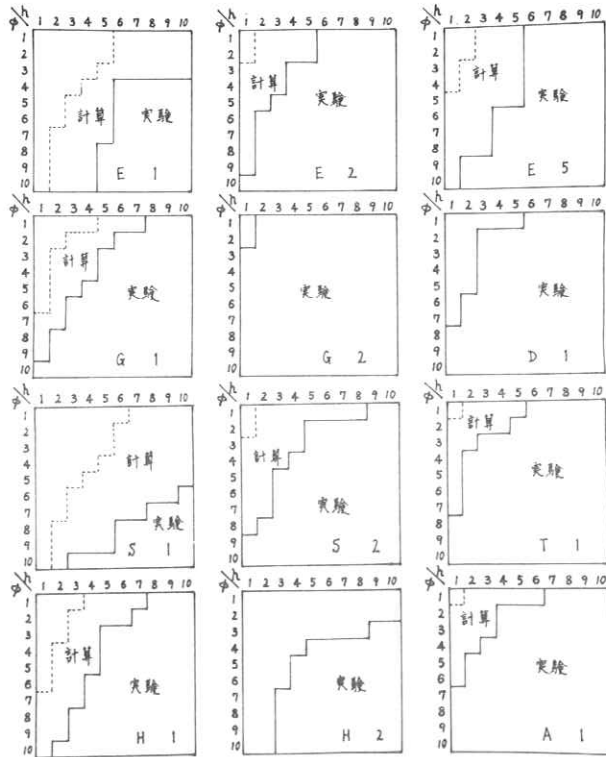
こゝでCT撮影は写真撮影系の影響をうけるので、バーガーの穴が検出できたかどうかはCT値をプリントアウトしてバーガーファントームのアクリルのCT値が水の入った穴によって有意すなわち3σ以上低下したかどうかで検出限界値を設定して調べる。この際、バーガーのアクリルの部位のCT値は純粋なアクリルのみの丸棒のCT値より多少増大するため計算上の検出限界体積は理想の場合よりも低下する(第5図、第6図)。CT値からの計算上の解像限界は $0.2 \text{ mm}^3 \sim 4.1 \text{ mm}^3$ であったが写真による肉眼判定では 0.6 mm^3 ($1.2 \text{ mm } \phi \times 0.5 \text{ mm h}$) $\sim 9.2 \text{ mm}^3$ ($2.8 \text{ mm } \phi \times 1.5 \text{ mm h}$)であった(第7図)。



第5図 各CT装置によるCT像

3) 円錐型ファントーム

円錐型ファントームの円錐の断面のCT値を読みとり、CT値が水のCT値から徐々にアクリルのCT値に変化する状態をグラフに表示し、水からアクリルにCT値が変化するために要したマトリクス数に円錐の角度の補正を加えてスライス厚さを求めた(第8図)。中空に水を入れて撮影したが、水とアクリルの境界でエッジ効果が強く現われる装置もあり、アクリルと水によるスライス厚さ測定の方法にはさらに検討を要すると考えられた。すなわち、スライス厚の測定結果では公称値より2.7



第6図 CT像の実測値と計算値

%薄い機種、
2.4%厚い機種各1台、その他は±1.0%以内であった(第9図)。

4) その他のファントーム

水ファントームによるNoiseの測定では、各機種とも2.0%以内であった。各

CT装置	アクリル CT _A (d)	水 CT _w (d)	V _{min} (mm ³)	実験条件 スリット中(MMU)
E 1	64.0 ± 3.9	1. ± 2.3	3.4	8
E 2	134.4 ± 5.9	4. ± 3.1	0.8	10
E 5	66.1 ± 3.5	1. ± 2.2	1.2	13
S 1	227.0 ± 2.0	202 ± 2.1	4.1	7.5
S 2	127.8 ± 4.6	-1.1 ± 3.9	0.5	5.0
H 1	65.0 ± 3.5	-2. ± 2.9	1.6	10
G 1	61.5 ± 2.7	0.7 ± 2.8	1.6	10
G 2	115.0 ± 2.9	0.3 ± 3.0	0.2	5
A 1	117.2 ± 7.2	0.4 ± 8.8	0.5	10
T 1	115.0 ± 2.7	-1.0 ± 3.0	0.4	8

$$V_{min} = \frac{V_{pixel} \times 3\sigma_A}{CT_A - CT_w} \quad (\because V_{pixel} = \text{ピクセルの体積})$$

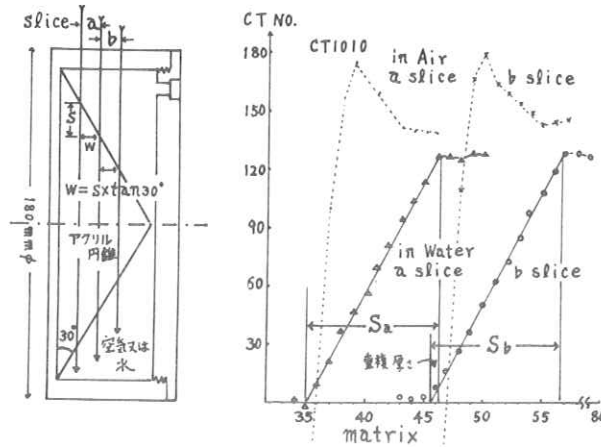
第7図 CT値の統計的変動(3σ)より求めた計算上の最小検出限界体積(V_{min})

種の吸収体を入れた
ファントームによる
直線性の測定も行っ
た。

考察ならびに
結語

CT用ファントームにより各種のCT装置の特性を調べたが、これはその装置の一面を表わしているに過ぎないものと考えられる。それは私共が各装置を操作できるわけではないので、各装置の取扱いはすべて各施設のCT担当者あるいはメーカーの方々に依頼し、撮影条件特に電圧、電流、撮影時間、計算フィルター、スライス厚、スキャンエリアの大きさ、ファントームの配置などは取扱いが最

良と思われる条件で実施した。また、ファントームの配置においても各装置毎にファントームの取り付け台が種々の機構を示しており、撮影台上に直接ファントームをのせて撮影した。中でも、バーガーファントームの配置には問題もあったが、外部から内部の検出したい部位が観察できるファントームであり、この穴が撮影して写らないことは、すなわち装置の性能そのものを表わしていると判断できるものと考えられる。



第8図 円錐ファントームによるスライス厚さの測定

円錐ファントームによる測定結果

CT装置	スライス厚さ (設定スライス)	重複厚さ (a,bのスライス)	
E	1	5.8 (8.)	0.5
	2	9.6 (10.)	0.9
	5	13.1 (13.)	—
S	1	7.8 (7.5)	2.6
	2	6.2 (5.)	—
H	1	10.6 (10.)	1.0
G	1	10.1 (10.)	—
A	1	9.2 (10.)	—
T	1	10.7 (12.)	—

: mm

第9図 円錐ファントームによる各装置のスライス厚

今回の測定の対象としたCT装置には頭部専用装置と全身用のものがあり、全身用の装置の場合にはスキャンエリアを小さくして実験した。

CT装置の進歩発展は急速で、これに対応できるファントームの開発と均一化が必要である
と考える。

最後に、測定に御協力戴いた各施設ならびに各メーカーの方々に感謝する。

文 献

1. 田宮 正, 佐々木常雄 : CT用ファントームの試作と使用経験
断層撮影法研究会雑誌, 第6巻, 70, (1978)

モンテカルロ法による散乱線を含んだX線スペクトルの計算

京都工織大 中 森 伸 行
鳥居原 正 晴
金 森 仁 志

1. 緒 言

X線が物質中を通過するとき、光子と原子との相互作用によりX線の強度は減弱する。この相互作用が、患者の病巣の治療に利用され、また透過X線強度の減弱の割合が物質の物理的性質を反映し、診断での重要な情報となる。しかし、医療用X線は連続スペクトルを有しており、光子と原子が相互作用を起す確率は光子エネルギーに大きく依存している。またCompton 散乱やThomson 散乱過程によりX線光子は直進せず、全方向に散乱される。このため、X線は物質を通過するにしたがって、その強度スペクトルの形を変えていく。保健面から患者の被曝線量の軽減が必要な今日、正しい診断を行い得るX線情報を得るためには、被写体でのX線の線質の変化、X線吸収量およびX線情報への散乱線の影響を定量的に評価することが必要である。しかし、これらの量を実験的に測定することは難かしく、現在まで、被写体に対する表面被曝線量や、半価層による実効エネルギーの算出など、二次的な測定値により、経験的に評価されて来ている。

¹⁾
加藤は、一次散乱線を考慮して実効エネルギー吸収率の計算を行い、減弱係数あるいはエネルギー吸収係数から得られる値との差を論じている。しかし、二次以上の散乱線や被写体の形状を考慮する場合、同様な解析的方法を用いて吸収量を計算することは非常に困難である。これに対して、乱数を利用し確率論的に問題を解くモンテカルロ法がある。この方法は、中性子の履歴を追跡して原子炉内の中性子のふるまいを調べるなど各方面で多くの成果をもたらしている。医学物理関係でも、X線検出器の特性の解析²⁾、陽極から発生するX線スペクトルの計算³⁾、Compton 散乱を利用した断層面への応用⁴⁾、あるいは増感紙のMTFの計算など多くの論文が出ている。⁵⁾ (医学物理への多くの応用について、Raeside がまとめている。)⁶⁾

今回、我々は、このモンテカルロ法を用いて計算機シミュレーションを行なった。水層に照射された光子を個々に追跡し、二次以上の散乱線も考慮にいれ、水層でのX線吸収量、透過X線の特性変化および散乱線の影響を解析した。

2. 理論および計算方法

X線光子と物質との相互作用過程には、光電効果、Thomson 散乱、Compton 効果および電

子対生成がある。電子対生成が生じるのは光子エネルギーが1.12 MeV 以上の場合であり、普通の医療用X線装置の電圧範囲では、電子対生成の過程は無視できる。

a) 光電効果 (吸収係数: τ)

光電効果では、光子のエネルギーが全て核外電子に移り、核外電子は原子外に飛び出す。この穴に外側の軌道の電子が落ち込み、特性X線が放出される。このため、光電効果によりエネルギー E_0 の光子が電子に与えるエネルギーの割合 (エネルギー転移係数) は次式となる。

$$\tau (1 - \delta/E_0) \quad (1)$$

ここで δ は特性X線の平均エネルギーである。水のような低原子番号の物質では、特性X線の平均エネルギーは小さく、かつ二次電子による制動放射はほとんど無視できる。Hubbell⁷⁾のデータ表から換算すると、光電効果が生じたとき、光子がもつエネルギーのうちで、水層で真に吸収される割合は、光子エネルギー1 keVから300 keVの範囲で99.7~99.9%である。したがって今回の計算では光電効果を起こした光子のもつエネルギーは、100%水の層で吸収されるとした。

b) Thomson 散乱 (σ_T)

Thomson 散乱の生じる確率は、光電効果やCompton 効果の生じる確率に比較して小さいとして、計算する上で無視されることが多い。しかし、Hubbell⁷⁾のデータ表によると、例えば、X線光子エネルギー20 keVでは、光電効果、Thomson 散乱およびCompton 効果の全微分断面積の比は、0.66 : 0.11 : 0.23であり、散乱線の影響を論じる場合、Thomson 散乱過程を無視することは出来ない。Thomson 散乱により光子が散乱される角度 θ の分布を

$$\frac{d\sigma_T}{d\theta} = \frac{e^4}{2m_0^2c^4} (1 + \cos^2\theta) 2\pi \sin\theta \quad (2)$$

但し、 e : 電子の電荷、 m_0 : 電子の質量、 C : 光速
を用いて計算した。なお(2)式からわかるように、Thomson 散乱はX線の入射方向 ($\theta = 0$) に散乱される確率が $d\sigma_T/d\theta = 0$ となり、X線の減弱実験では無視することができる。

c) Compton 効果 (σ_{comp})

X線の光子エネルギーが30 keV以上では、水層での相互作用では、Compton 効果が主となる。Compton 効果により光子が散乱される角度 θ の分布を、Klein-仁科の式を用いて計算した。 n 回目のCompton効果で光子が θ 方向に散乱されたとき、被写体内で吸収されるエネルギー $E_{n,ab}$ を次式で計算した。

$$E_{n,ab} = E_{n-1} \left\{ 1 - \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right\}, \quad \alpha = \frac{E_{n-1}}{mC^2} \quad (3)$$

但し、 E_{n-1} は散乱前に光子が持っているエネルギーである。

減弱係数 $\mu(E)$ を上の三者の和として

$$\mu(E) = \tau(E) + \sigma_T(E) + \sigma_{\text{comp}}(E) \quad (4)$$

三者の微分断面積は Hubbell のデータ表より、最小二乗法を用いて多項式に近似して使用した。近似式と入力データ値の誤差は光子エネルギー 5 keV から 200 keV の範囲で 2% 以下である。エネルギー E の光子が被写体の深さ r cm 以内で相互作用する確率を

$$P(E, r) = 1 - \exp\{-\mu(E) \cdot r\} \quad (5)$$

とすると、 r cm と $r + dr$ cm の間で相互作用を起す確率は

$$\begin{aligned} \frac{dP(E, r)}{dr} &= \mu(E) \cdot \exp\{-\mu(E) \cdot r\} \\ &= \{\tau(E) + \sigma_T(E) + \sigma_{\text{comp}}(E)\} \exp\{-\mu(E) \cdot r\} \end{aligned} \quad (6)$$

となり、三者の微分断面積の和に比例する。したがって、各過程で生じる相互作用の確率を微分断面積の値に比例した割合で配分すればよい。(5)式より、エネルギー E の光子が相互作用を起すまでに進む距離 r (自由行程) は

$$r = -\frac{1}{\mu(E)} \ln(1-P) = -\frac{1}{\mu(E)} \ln R \quad (7)$$

となる。 P, R は $[0, 1]$ の一様乱数であるから、 $1-P$ も $[0, 1]$ の一様乱数で R と同じである。

幅 30 cm、長さ 100 cm、厚さ th ($th = 2.5 \sim 3.0$ cm, 2.5 cm 毎) の水ファントーム (図 1) の中心に細いビームの X 線を照射した場合の計算をした。照射 X 線として単色 X 線および連続 X 線を扱った。連続 X 線強度は Kramers の式に基づき、厚さ a の Al を透過後の分布が次式

$$\psi(E) \propto (E_0 - E) \exp\{-\mu_{\text{Al}}(E) \cdot a\} \quad (8)$$

になるように、光子を発生した。1つのスペクトルの計算に要した照射光子数は、20万個である。 n 回散乱後の光子位置を、Battista⁴⁾ の論文の式(5)~(11)に基づいて算出し、水層で吸収されるもの、表面から散乱されるもの、裏面から散乱されるものおよび原子と相互作用せず透過するものの4グループに分類し、各グループの光子数および全エネルギー和を求めた。更に散乱線の広がりを検討するため、水ファントームの裏面で、中心より 1 cm 幅のリングの領域に分け、各領域に散乱される光子数および散乱全エネルギーを解析した。無限回のループをさけるため、散乱 X 線の光子エネルギーが 5 keV 以下になると、被写体内で吸収されるとした。図 2 に今回用いた

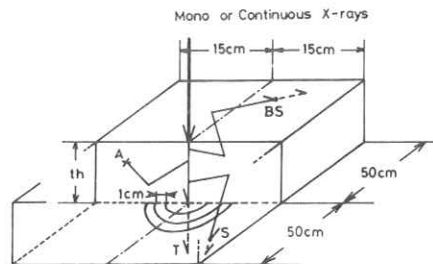


図 1. 水ファントーム

モンテカルロ法のプログラムの流れ図を示す。京大の大型計算機M-190で計算を行った。

3. 結果および考察

3-1. 単色X線照射

単色X線を水層に照射した場合の、X線の散乱吸収特性の光子エネルギー依存性を検討した。図3, 4, 5は、10cm水層厚、X線の光子エネルギー50, 100, 150 keVに対し、それぞれ、前方散乱光子数スペクトル、後方散乱光子数スペクトルおよび水層での吸収エネルギースペクトルを示している。Compton散乱では、180度散乱(後方散乱)で一次散乱線のエネルギー減少量が最大になる。この値は光子エネルギーが50, 100, 150 keVに対し、8.2, 28.1および55.5 keVである。

しかし図3, 4, 5では、各単色X線エネルギーは上記の値以上に減少し、散乱X線スペクトル(図3, 4)で低エネルギー側に大きく広がっている。これは、二次以上の散乱線が各過程に多く含まれていることを意味している。照射X線エネルギーが大きくなると二次以上の散乱線の寄与も更に大きくなり、二次以上の散乱線の影響を無視することは出来ない。図6は100 keVの単色X線照射に対する全エネルギー(エネルギースペクトルの面積)の配分を水層厚を変数に示している。加藤の結果(文献1のFig 3)と比較すると、吸収エネルギーの割合は、我々の計算結果の方が少い。これは加藤の計算では、二次以上の散乱線は全て吸収され、また水層は横方向に無限に広がっているとしているためである。また水層が厚くなると後方散乱の割合がほぼ一定値26%となり、水層でのX線エネルギー吸収率は飽和する。したがって光子エネルギー100 keVでエネルギー吸収係数から計算した吸収率に対するモンテカルロ法による吸収率の比は、水層厚10cmの1.47倍から水層厚30cmの1.16倍と厚くなると小さくなる。図7は水層厚10cmに対し照射X線光子エネルギーを変数にして照射X線の全エネルギーの配分を示している。光子エネルギーが低いときは、光電効果による吸収が大部分を占める。しかし、光子エネルギーが大きくなると、吸収率は低下し、その吸収はCompton効果によるものが主となる。吸収率は光子エネルギー110 keV前後で最低となり、それ以上の光子エネルギーでは再び増加する。後方散乱の割合は、光子エネルギー70 keV前後で最大となる。前方散乱の割合は光子エネルギー100 keV以上でほぼ一

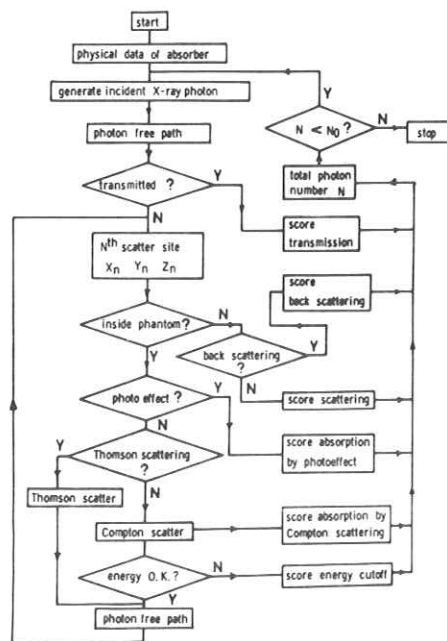


図2. プログラムの流れ図

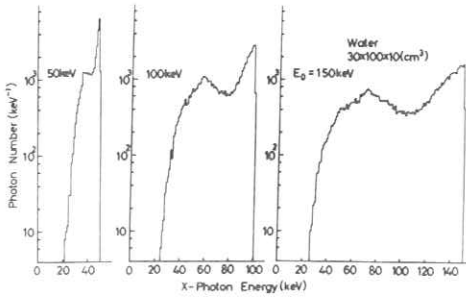


図3. 前方散乱光子数スペクトル

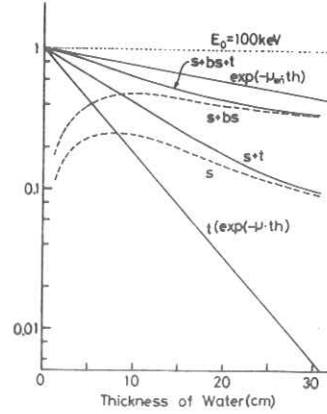


図6. エネルギー配分 (水層厚依存性)

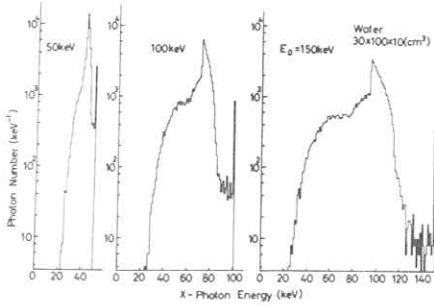


図4. 後方散乱光子数スペクトル

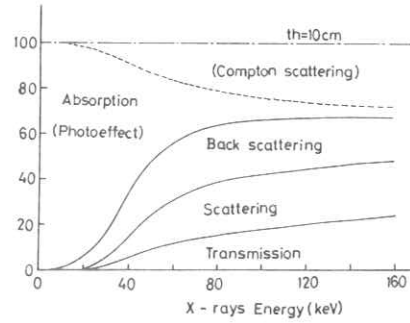


図7. エネルギー配分

(照射X線の光子エネルギー依存性)

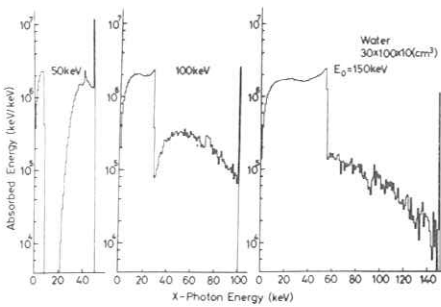


図5. 吸収エネルギースペクトル

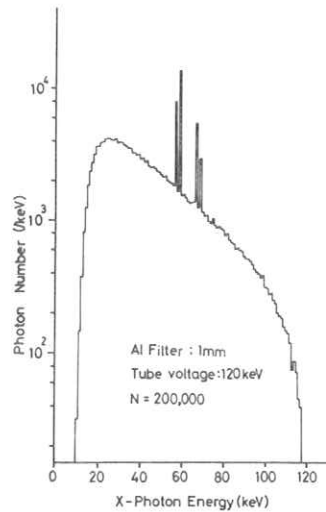


図8. 照射連続X線スペクトル

定値 25% である。

3-2 連続X線照射

タングステン陽極, 管電圧 120 keV, 当価 Al 厚 1 mm を透過した X 線が (8 式) で示したような強度分布になるように光子を照射して, 水層での特性変化を検討した。図 8 は照射した連続 X 線の光子数スペクトルを示している。タングステンの特性 X 線の割合を 12% とした。図 9 は後方散乱光子数スペクトルを示している。特性 X 線のピークが 10 keV 程度低エネルギー側にシフトしている。図 10 は水層で吸収されるエネルギースペクトルを示している。10 keV 以下に Compton 効果による吸収が顕著にみられる。図 11 は水層厚が 10 cm に対する透過および前方散乱光子数スペクトルを示している。表 1 は, 前方に通過してくる光子の全エネルギー中に含まれる散乱 X 線の割合を示している。この表から解るように, 散乱線の占める割合は大きく, 10 cm の水層厚で 6.3% 以上 20 cm 以上では 9.0% 以上が散乱線である。古巻・宮原⁸⁾は 80 kVp の連続 X 線をルーサイトに照射した場合の散乱線の割合を実験で求めている。今回の計算とでは物理条件が異なり, 簡単に比較することはできないが, 両者の結果には, 矛盾がないと考えられる。図 12 には連続 X 線として照射した全エネルギーの配分を示している。減弱の割合より実効電圧を 60 keV とすると, この値に対するエネルギー吸収係数より計算した吸収量は, モンテカルロ法で計算した吸収量より少ない。これは単色 X 線を照射した場合と同様に, Compton 効果による吸収や二次以上の散乱線の吸収を考慮していないからである。図 13 は透過あるいは散乱された光子の平均エネルギーを示している。前方に散乱された X 線の平均光子エネルギーは, 水層厚が 7.5 cm 前後の場合に最大となる。7.5 cm 以上の水層厚では, 二次以上の散乱線の割合が増加し平均光子エネルギーは小さくなる。更に水層厚が大きくなると, 後方に散乱された X 線の平均光子エネルギーより小さくなる。後方に散乱された X 線の平均光子エネルギーは水層厚が 15 cm 以上では, ほぼ一定となる。これは全エネルギーの配分 (図 12) から解るように,

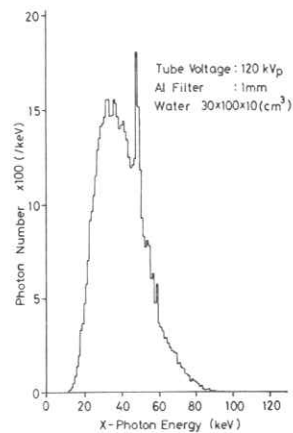


図 9. 後方散乱光子数スペクトル

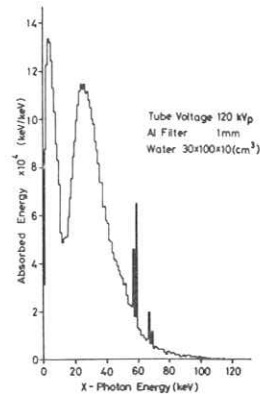


図 10. 吸収エネルギー
スペクトル

15 cmより深い層からの後方散乱の割合が非常に少ないことによる。

前方に散乱したX線は、X線情報で雑音となり悪い影響を与える。上で述べたように、散乱線は一次散乱線だけでなく、二次以上の散乱線も大きな割合で含まれていると考えられる。今水ファントームの裏面を中心から1 cm間隔のリング状領域に分け、そのリング内に落ちるX線光子数と全エネルギーを求め、散乱線の広がりを検討した。

図14は、水層厚10 cmに対し、各リング内におちた散乱X線の光子数スペクトルを示している。位置が外側に行くにつれて、分布が低エネルギー側に移っており、特性X線によるピークも広がっている。図15は各リング内におちた光子の全エネルギー量を示している。水層厚が薄いとき、全エネルギーは外側に行くにつれてすみやかに減少している。しかし、水層厚が20 cmでは、半径10 cm以内の各リング内に散乱したX線の全エネルギーは、透過したX線の全エネルギーの $\frac{1}{2}$ になり、散乱線が広範囲に広がっていることを意味している。

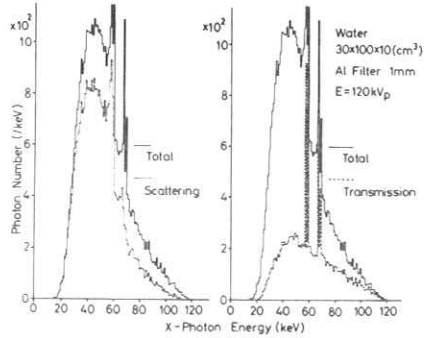


図11. 透過, 前方散乱光子数スペクトル

表1. 通過X線の全エネルギーに含まれる散乱線エネルギーの割合

Water thickness v.s. scatter/(scatter+transmit)

water	2.5	5	7.5	10	12.5	15cm
scatter sum	22.1	39.1	52.4	63.4	72.1	78.8 %
water	17.5	20	22.5	25	27.5	30cm
scatter sum	85.1	89.4	92.6	94.8	96.6	98.0 %

Tube voltage 120kVp ; Al filter 1mm

4. 結 論

以下に計算結果をまとめる。

1) 医療用で普通に使用するX線の光子エネルギー範囲では、被写体で吸収されるエネルギーや、散乱線の影響を評価するとき、一次散乱線だけでなく、二次以上の散乱線も考慮しなければならない。

2) 被写体の厚さが比例的小さいとき、被写体で吸収されるエネルギーは、エネルギー

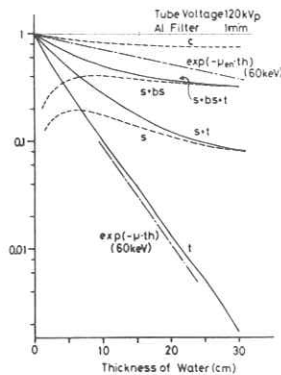


図12. エネルギー配分 (水層厚)

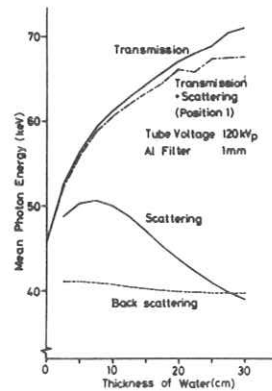


図13. 各過程の光子平均エネルギー

—吸収係数から計算される値よりも大きい。また厚さが大きくなると、吸収量は飽和する。

3) 単色X線に対しては、水層厚が10cmのとき、照射X線の全エネルギーに占める水層内で吸収されるエネルギーの割合は、照射光子エネルギーが110~120keVのとき最小となる。

4) 被写体の厚さが大きいとき、二次以上の散乱線により、散乱線は広範囲に広がる。

実際のX線診断装置では、グリッドやコリメータが使用されるため、今回計算した散乱線がそのままX線情報に悪い影響を与えるとは考えられない。しかし、第3, 4世代のCT装置では検出器が多数個配列されて、かつ、ファンビームのX線が使用されるため完全に散乱線を除去することは困難であろう。今後、グリッドやコリメータを備えた系について、散乱線がどの程度X線情報に影響を与えるか評価する必要がある。更に、増感紙-フィルム系および検出器も光子エネルギー依存性を持つため、これらを含む系について散乱線の影響を論じる必要性があり、合わせて実験との比較検討も重要な課題であろう。

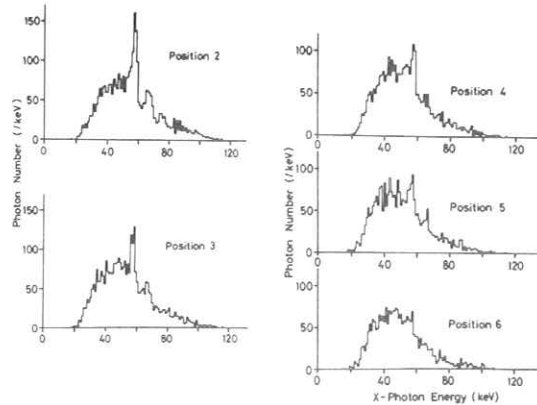


図14. 水層裏面の各位置の散乱光子数スペクトル

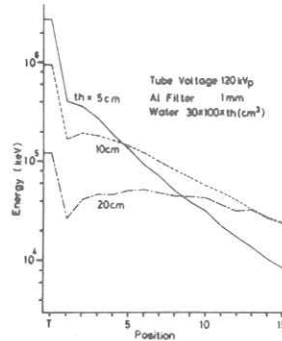


図15. 各位置の散乱全エネルギー

参 考 文 献

- 1) 加藤秀起：日放技学誌 34, (4), 350 (1978)
- 2) H. I. Israel, D. W. Lier, E. Storm : Nucl. Instrum. Meth. 91, 141 (1971)
- 3) V. Sundararaman, M. A. Prasad, R. B. Vora : Phys. Med. Biol, 18, 208 (1973)
- 4) J. J. Battista, M. J. Bronskill : Phys. Med. Biol, 23, 1 (1978)
- 5) J. C. Dainty, R. Shaw : Image Science, P260~P263, Academic Press (1974)
- 6) D. E. Raeside : Phys. Med. Biol, 21, 181 (1976)
- 7) J. H. Hubbell : Radiat. Res. 70, 50 (1977)
- 8) 古巻隆夫, 宮原諄二：第34回放技学会総会抄録集 #240 (1978)

エックス線立体映像の直接撮像とその再生(その2)

浜崎 襄二 横田 和丸

(東京大学生産技術研究所)

1. 緒言

人体のように光学的に不透明な被検体の内部構造を非破壊的に観察する手段として、X線撮像法が重要となって以来、X線立体像についても、多くの人々がその撮像・再生方法を研究して来た。初期に於ける重要な研究成果は、文献1に述べられており、1965年頃から再び活発な研究が続けられている。

先に、筆者等はX線立体像の直接撮像・再生方法について一提案を²⁾行い、この方法に関する実験的検証と理論的検討を進めて³⁾⁴⁾来た。本文では、この撮像・再生方法の概要と、最近の実験結果について御報告し、諸賢の御批判を仰ぎたい。

2. 撮像・再生方法の概要

本方法では、パララックス・パノラマグラム形式の立体像乾板(又はフィルム)を何等の中間的处理なしで、直接作成する。図1は、X線立体像の直接撮像方法の説明図である。再生時にパララックスが見えるべき水平方向に x 軸を、被検体の奥方向に z 軸を持った右手系の直角座標系をとる。

X線源 T は、 x 軸上の b (> 0) づつ隔った等間隔位置に於て、間欠的に τ 秒づつX線を放射せしめる。X線放射の回数は N 回とする。X線用乾板又はフィルム P は、ピッチ a 、間隙幅 g_0 ($\ll a$)、間隙数 $2m_0 + 1$ 枚のX線用格子の後方の距離 f の

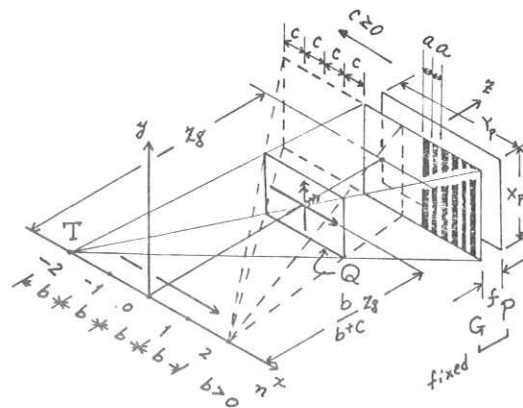


図1. 撮像方法

所に固定されている。図示のように、格子 G の中心は、 $z = z_g, y = 0$ の直線上の、線源位置に応じた等間隔位置(間隔 $c \geq 0$)に順次に置かれ、 N 回露出される。被検体 S は、 z 軸に

垂直で z 座標が

$$z_a = b(b+c)^{-1}z_g$$

である所の撮像中心面 Q の近傍に置かれる。

撮像された乾板 P は現像・定着の後、ピッチ a 、焦点距離 f のレンティキュラーシート LS の後焦点面に置かれる。図 2 は再生方法の説明図であって、 P は LS に合わせ込まれた後、後方から散乱光で照明される。 LS の前方 z_g の距離の適当な位置に両眼を置くと、撮像時の Q 面が LS 面に再生される。

Q 面の前方の被検体部分は LS の前方に実像形式で認識され、また、 Q 面の後方の被検体部分は LS の後方に虚像形式で認識される。再生された立体像は、縦横、奥行き共に

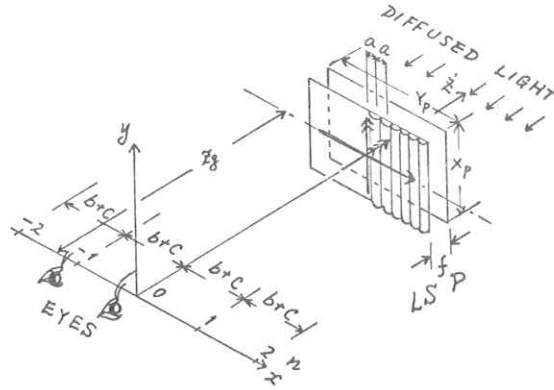


図 2. 再生方法

$$M = (b+c)b^{-1}$$

倍に拡大され、歪を伴わない。

また、撮像されたフィルムを密着法で白黒反転して観察する場合には、 LS とフィルムを合わせ込んだ後、フィルム後方に白紙等の散乱性シートを置き、前方から強く照明してもよい。勿論、反転前のフィルムと同様な方法で観察する事も可能である。

3. 撮像・再生条件の概要

本節では、撮像・再生条件の概要を述べる。詳細については文献 3～5 を参照されたい。

いま、 $[\quad]$ をガウスの記号とし、

$$n_0 = [N/2]$$

とおく時、被検体 S は、正確には、 $n_0 c$ と $m_0 a$ の大小に従って、図 3 の(a)又は(b)の斜

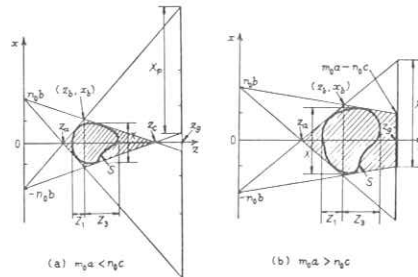


図 3. 記録される被検体空間

線部分の中に置かなければならない。高倍率の拡大立体像を得たい時には(a)の配置を選ぶが、そうでなければ(b)の配置で撮像する。被検体が斜線部分を出ると、その部分は眼の位置によっては一方の眼に入るべき画像が記録されていないので、不自然な立体感覚を感知する事になる。

3.1 $n_0 \ll m_0$ の場合

格子の間隙と線源の焦点の大きさが無限小であるとしても、被検体空間には、 N 回のX線照射の度毎に必ず乾板上に影を落とすべき点が多数存在する。このような点は、整数 ℓ によって表わされる所の z に垂直な平面(z 座標は z_ℓ)の上において、ピッチ a_ℓ の間隙で y 軸に平行に並んだ直線上の点である。ここに、

$$z_\ell = b z_g (b+c+\ell a)^{-1}$$

$$a_\ell = a z_\ell z_g^{-1}$$

整数 ℓ で表わされた同一面内に存在するこのような直線の総数 K_ℓ は

$$K_\ell = 2m_0 + 1 - |\ell|(N-1)$$

格子とよく整合したLSを用いた場合には、忠実に M 倍になった再生点が得られるので、このような被検体・像空間の点を標本点と呼ぶ。再生像を肉眼で直接観察する場合には

$$b+c = EJ^{-1}, \quad J: \text{自然数}, \quad E = 63 \text{ mm}; \text{人間の平均瞳間距離},$$

$$250 \text{ mm} < z_g < 1000 \text{ mm}$$

と選んでおくのがよい。その理由は、このように選んで撮像した後、再生過程に於いてLSの前方 z_g の距離の面上に両眼を置いた時、最も自然なパララックスが得られるからである。

像の飛び角 $F_\ell (= \ell a z_g^{-1})$ は ℓ に比例する。併し、 J の値の異った撮像方法を比較すると、同一の深さの面の ℓ の値は J に反比例する事から、同一の深さの面内の被検体については J の値が大きい方が飛び角が小さい。

実際には、格子の間隙幅 g_0 、X線源の焦点半径 q_0 によって、乾板上の線像は有限の幅を持つ。更に、増感紙を使用すると、この幅は著しく拡大される。従って、 J を大きく選び過ぎると線像の重なりを生じ、その結果、再生像が重なって立体像の認識・観察が困難となる。

3.2 連続的にX線放射する場合

通常の断層撮像法と同じように、X線源が x 軸上を移動する期間中、連続的にX線を放射せしめる場合には、前述の場合に於て $(N-1)(b+c) = \text{一定}$ 、 $cb^{-1} = \text{一定}$ の条件のもとで $J, N \rightarrow \infty, b, c \rightarrow 0$ の極限と考えてよい。

この場合には、像の飛びは存在しないが、線像幅の有限性の為、無数の像の重なりによって像の“ぼけ”が生ずる。記録された線像の幅を d とすると、再生空間の深さ z (即ちLS面からの距離は $z_g - z$ 、実像側が正)の面上の再生点像の x 方向ぼけ幅 B は

$$B = d(z_g - z)f^{-1}, \quad d \gg g_0$$

となる。LS できまる分解可能距離と同程度のぼけを生ずる z は、大凡、次の通りとなる。

$$Z_g Z^{-1} \approx a f g_0^{-1} Z_g^{-1}$$

従って、再生像がLS面に近い所にあり、 g_0 が充分小さければ、連続的にX線を放射させてもよいが、そうでない時はこの方法は不適当である。

また隣の間隙からの像と重ならない為には、X線源及びX線用格子の最大移動距離の和($(N-1)(b+c)$ の極限值)は、 $a z g f^{-1}$ を越えることはできない。

表1. 主要装置諸元(長さ単位: mm)

4. X線立体映像の撮像・再生実験

表1にはX線立体映像の直接撮像・再生実験に用いた主要装置の諸元を示す。撮像時には、X線カセットに格子、スベータ、フィルムの順に装填する。

X線源としては、歯科診断用の小型X線装置を使用した。X線格子は、LSと良く整合させる為にLSを治具として使用し、直径の揃ったタングステン丸棒を

X線源	Toshiba TR-812, 歯科用 加速電圧: 尖頭60kV半波整流型 陽極材料: タングステン 焦点直径: 0.8(公称値)
レンティキュラシート	凸板印刷社製 ピッチ: 約0.6 焦点距離: 1.2
X線用格子	当研究所製, ピッチ: 上に同じ 材料: タングステン丸棒, 265本 間隙幅: A種: 0.125 B種: 0.075 C種: 0.055
X線フィルム	Sakura, Medical, Type A, キャビネ
X線増感紙	Toshiba, DMS-9, キャビネ

整理させ、ガラス板上にエポキシ樹脂で固定する方法で製作したものである。適当な太さの棒を用いて、A, B, Cの三種類の間隙の異った格子を製作・使用した。

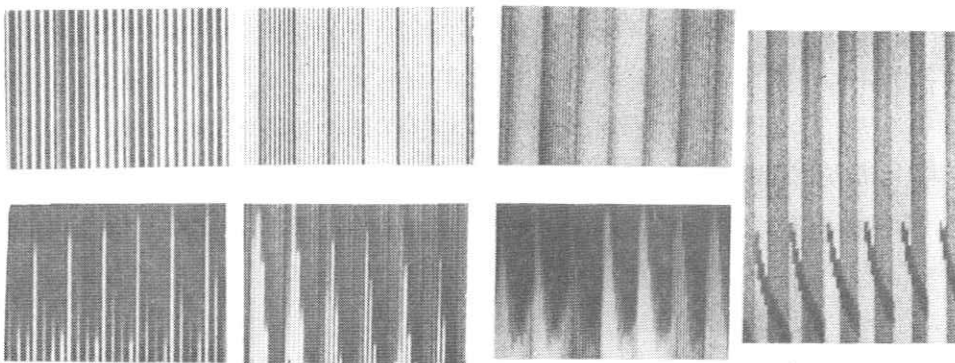


図4. 拡大線像(a) $N=4$ (b) $N=7$ (c) $N=12$ (d)B格子 $N=12$

X線とカセットは、定盤上に平行に取付けられた二本のレーベルの上を夫々独立に移動する。被検体としては、 $40\text{ mm} \sim 170\text{ mm}$ の大きさの異なる数種の貝殻を用いた。

実験で共通に使用した寸法等は次の通り。

$$z_g \approx 500\text{ mm}, a \approx 0.6\text{ mm}, X_p \approx 165\text{ mm}, Y_p \approx 120\text{ mm}, f \approx 1.2\text{ mm}, m_0 \approx 130$$

図4(a),(b),(c),にはC種格子を用い、夫々 $N = 4, 7, 12$; $J = 1, 2, 3$; $\tau \approx 6, 4, 4$ 秒の条件で撮像した時の線像の拡大写真を示す。

表2 撮像条件(長さ: mm 時間: 秒)

	b	C	N	τ	格子	増感紙
I	30	0	7	6	B	無
II	25	5	7	6	B	無
III	10	0	25	3	C	無
IV	60	0	4	0.3	C	有

上段は被検体が存在しない所の線像、下段は存在する所の線像である。同図(d)はB種格子を用い $N = 12, J = 3, \tau = 4$ 秒の場合である。

X線に露出された部分が白く写っている。転肉目で再生像を観察する場合には、 N 本の線像が相接しているのがよい。被検体がQ面の近傍にある時には(c), (d)の状態で鮮明な立体像が認められたが、Q面から離れている時には(a), (b)のように線像の重なりが無いようにしなければならない。

A種格子を用いた時には、 $N = 4, J = 1, \tau = 6$ 秒が適当であった。増感紙を用いると線像の拡がりにより像の重なりを生じ、立体像認識が困難であった。

図5は、表2の条件Iで撮像した後白黒反転を行い、これにLSを重ねて再生した実像の写真(二方向より撮影)である。図6は、条件IIで撮像したものより再生した像の写真である。被検体は、Q面の前方及び後方にまたがるように配置されているので、再生像は実像部分と虚像部分の両方で構成されている。何れの場合も、パララックスを伴った鮮明な像が得られている。

図7は、条件IIIで撮像したもので、線像が重り合っている場合の再生像の写真である。再生像のLSに近い部分は鮮明な像が得られているが、LSから離れると著しいぼけが現れる。C種格子を用いた時には、間隙幅が小さい分だけこの種のぼけは軽減される。

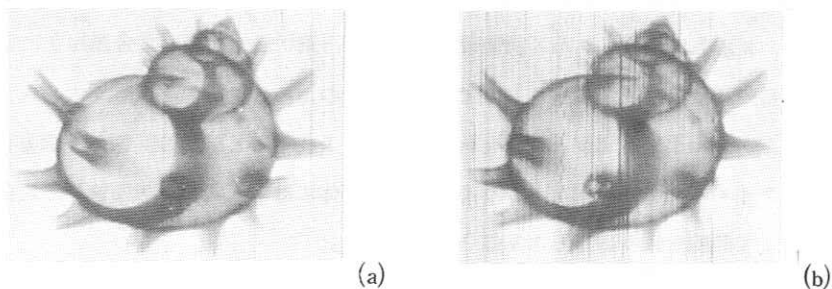
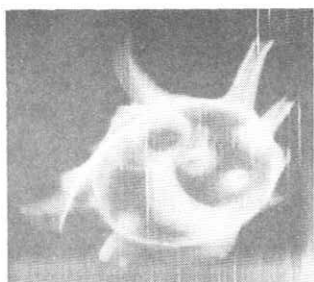
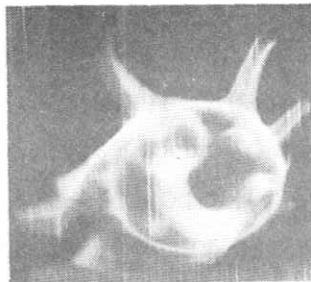


図5. ささえの実像 (7方向の中の2方向)



(a)



(b)

図6. さざえの実・虚像 (7方向の中の2方向)

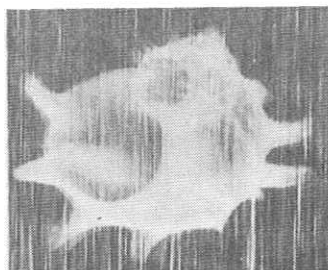
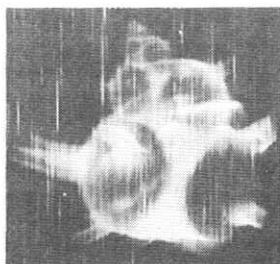
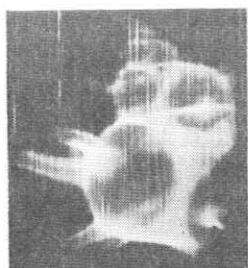


図7. 線像が重っている時の再生像

図8. 増感紙使用の時の再生像

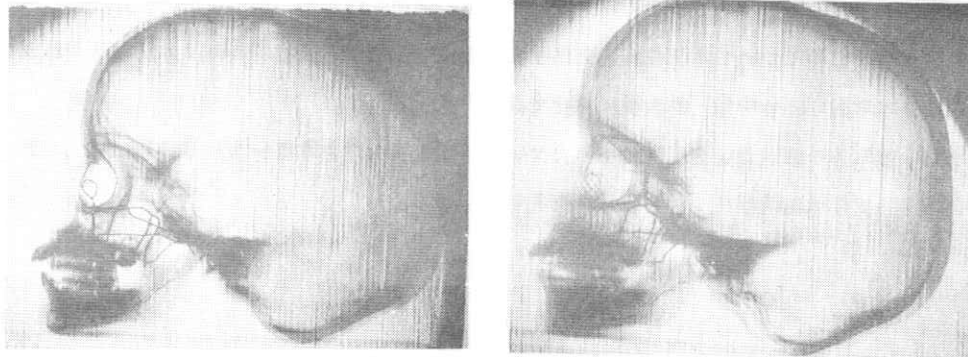
図8は、条件Ⅳで撮像したものである。C種格子を用いているので、約0.1mmの線像の拡がりが存在しても、再生像は分離している。従って、増感紙を用いる場合には、若干分解能を犠牲にして a を1mm程度に選び、 g_0 の小さな格子を用いればよい。図のショット雑音的な空間雑音の増加は増感作用に伴うものである。

図9、図10には大面積の格子及びフィルム(四つ切り)を用いた実験結果を示す。この場合の使用寸法は次の通りである。

$z_g \approx 500\text{mm}$, $a \approx 0.6\text{mm}$, $X_p \approx 300\text{mm}$, $Y_p \approx 250\text{mm}$, $f \approx 1.2\text{mm}$, $m_0 \approx 240$,
使用した格子の間隔幅は0.055mm。

此の場合、X線源に内蔵されたX線遮蔽用コーン(円錐状の孔が空いた金属片)によるフィルム上の陰影の影響を軽減する事が必要であった。そのため、X線源の焦点を中心として水平面内でX線源が回転出来るような機構を試作し、露出の度毎にX線源の回転角を調整し、コーンの陰影がフィルム面で略々重なるようにした。被写体には、人間の小児頭蓋骨(右側顔面の骨の縁に沿って鉛線を張り廻らしたもの)を使用した。

図9(a),(b)は、 $b = 30\text{mm}$, $c = 0\text{mm}$, $N = 7$, $\tau = 6$ 秒の条件で頭蓋骨の左側からX線を照射して撮像したものの再生像(実像)を2方向から写真に撮ったものである。



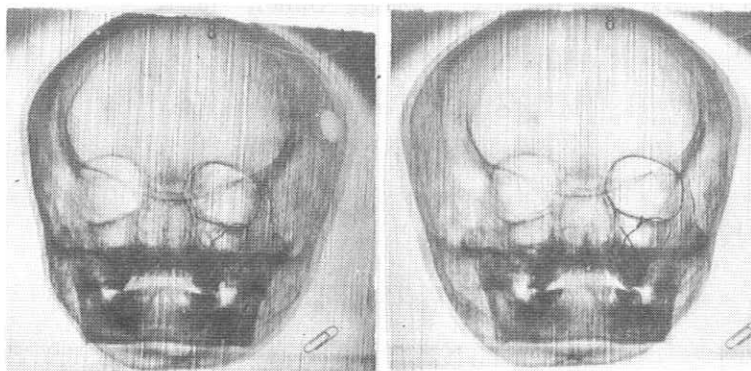
(a)

(b)

図9. 頭骸骨の左側から撮像した再生像（7方向の中の2方向）

図10(a),(b)は、 $b = 25$ 、 $c = 5 \text{ mm}$ 、 $N = 7$ 、 $\tau = 6$ 秒の条件で、頭骸骨の後方よりX線を照射して撮像したものの再生像の写真である。顔面はLS面の後方に虚像形式で再生され、後頭部はLS面の前方に実像形式で再生されている。何れの写真にも明瞭なバララックスが見られ、大面積フィルムを使用した撮像においても本方式が有効であることを示している。しかし乍ら、被写体が大きい場合には必然的に撮像される深さ（Q面からの距離の最大値）が大きくなるので、

僅かな格子の歪等によって隣の像との分離が悪くなり勝ちである事に注意しなければならない。写真において頭骸の輪郭が



(a)

(b)

図10 頭骸骨の後方より撮像した実・虚像の再生像（7方向の中の2方向）

二重に見えているのは、このような像の分離の不完全性のために表われたものである。

5. 結言・謝辞

X線立体像の直接撮像・再生方法の概要と最近の実験結果を報告し、本方法の実用可能性を示した。

特に像の飛びの少ない再生像を得る条件，増感紙の使用条件を明らかにした。

X線用格子材料について本所佐藤乙丸助手の御教授を受けた。御指導いただいた本所斉藤成文教授，本学医学部竹中栄一助教授に併せて深謝の意を表わす。

また，被写体の頭骸骨を借用させていただいた日本歯科大学古本啓一教授，実験に協力された日本歯科大学大学院学生，河合保氏に御礼申し上げる。

参 考 文 献

- 1) L. P. Dudley, " Stereoptics ", Mc Donald & Co., London, pp. 96-109
(1951)
- 2) 浜崎, 横田, 川畑: 昭和52年電気学会全国大会, 588 July, (1977)
- 3) 浜崎, 横田: 第55回R I I研究会資料(於 浜松医大) (1978)
- 4) J. Hamasaki, K. Yokota: Applied Optics, 17, 19. pp. 3125-3132
(1978)
- 5) H. Higuchi, J. Hamasaki: Applied Optics, to be Published. Dec. (1978)

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 栄 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 栄 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

今会は本会創立15周年記念と日頃の懸案の懇親会を兼ね、箱根の東芝保養所を借りて2日間にわたるシンポジウム・研究会を開催し、有意義な週末となりました。シンポジウムの講師には謝礼なしで貴重な研究成果や最近の話題のとりまとめを快くお引きうけ頂き有難うございました。夜は落語を皮切りに会員諸兄の有芸大食のうちに和気あいあいと懇親会が進められ、長い筈の冬の夜が短く感じられました。忘年会シーズンに拘らず全館貸切りとして我儘な使い方を許して頂き、会場準備、芸能大会の司会から会計面での御援助まで一切の面倒を見て頂いた東芝の方々に厚く御礼申し上げます。

創立15周年を迎え、賛助会社を含め会員300名を数え、事務員なしの事務局としては嬉しい悲鳴をあげています。新しい一年会員諸氏の御発展御多幸を祈ります。(H)

放 射 線 像 研 究

印刷所	〒113	発行者	発行所	〒182	編者集	発行日
東京都文京区湯島二一七 株式会社 コスモス 電話 ○三二八三一〇九五五	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	竹 中 栄 一	R I I 研 究 会	調布市調布ヶ丘一五一一 電気通信大学電子工学科内 電話 ○四二四一八三一二一六一 内線 四二〇	長 谷 川 伸	昭和五十三年十二月