



Title	X線ビデオCTの基礎研究-データ収録と像復元および拡大法の検討-
Author(s)	滝沢, 正臣; 小林, 敏雄; 丸山, 清 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1978, 38(8), p. 800-806
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17072">https://hdl.handle.net/11094/17072</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

## X線ビデオ CT の基礎研究

—データ収録と像復元および拡大法の検討—

信州大学医学部附属病院中央放射線部

滝沢 正臣 小林 敏雄 丸山 清  
矢野今朝人 丸山 静雄

(昭和53年2月27日受付)

(昭和53年4月14日最終原稿受付)

### Fundamental Studies on X-ray Video CT Images with and without Magnification

Masaomi Takizawa, Toshio Kobayashi, Kiyoshi Maruyama,  
Kesato Yano and Shizuo Maruyama  
Department of Radiology, Shinshu University

---

*Research Code No.: 208*

---

*Key Words:* Computed tomography, X-ray video, Electronic magnification image

---

A video camera, an image intensifier tube and a VTR were used for detection of X-ray absorption data in the acrylite phantom with contrast materials. Computer sampled video data of each 3 degrees, and number of data was 200 points as a projection.

Sampled data were corrected by the computer processing with flatness, logarithm, and noise reduction. Filtered back projection for the video image reconstruction was calculated by Shepp and Logan's correction function.

Three types of video CT images were reconstructed experimentally, including non-magnification, geometric magnification and electronic magnification by zooming of image intensifier tube. Practically useful video CT images were obtained by experiments with the above described two types of magnification images.

#### はじめに

X線を用いた透過型CT（以下XCT）は、Hounsfieldによる最初の報告<sup>1)</sup>以来、装置の進歩が激しく、特に走査速度、分解能に関して著しい向上が見られている。このような進歩の中にあって、特殊目的をもつたXCTの検討もはじめられている。これ等のうち、心臓の静止断面を撮像

する試みがなされているが<sup>2)~4)</sup>、RobbらはX線TVを用いた動態CTの報告<sup>5)</sup>を行い、X線TVが、CT装置への応用も可能であることを示した。著者等は、X線TVの持つ定量性につき、かねてより検討を進めて来た。X線吸収データの採取、CT像の作成が可能かどうかを検討し、次いで、拡大CT像の合成に関する実験を行つた。そ

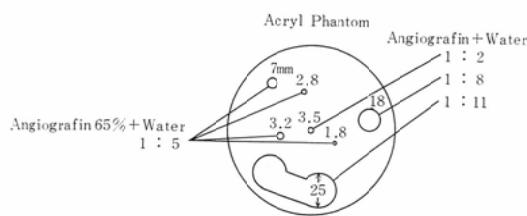


Fig. 1 Scheme of acrylite phantom with several size of holes.

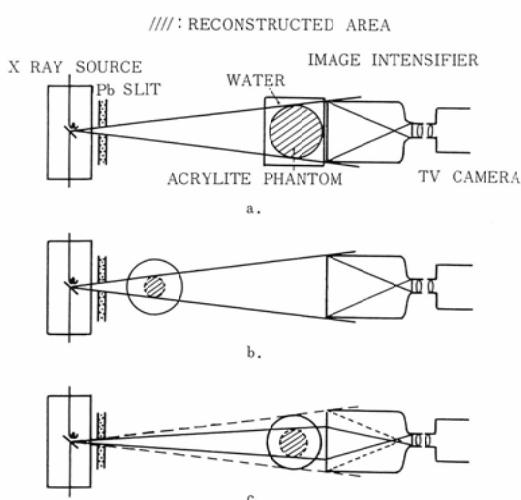


Fig. 2 Layouts of experimental x-ray video CT system : a. Normal, b. Geometric magnification, c. Electronic magnification by switching of the electron fields in an image intensifier tube.

の結果、興味ある結果を得たので報告する。

#### 装置および方法結

リング型のX線テレビ装置(DS-OP, 東芝), VTR(V-1000, ティアック), データ処理装置(DP-5000, ティアック)を用いた。X線TVの多重絞りを、II面で $5 \times 20\text{cm}$ に絞り、ビーム中に、アクリライトファントム(径 $12.5\text{cm}$ , Fig. 1)を置き、更にその外側に $20\text{cm}$ 水槽を置いた。水槽はwater bagとして、またII面への直接線の入射による歪を防止するために用いた。IIは $9/5\text{inch}$ 切替型(フィリップス)を用いた。X線管-II系の配置をFig. 2に示した。Fig. 2aは、最も通常的な配置であるが、拡大撮影を企図して、Fig. 2bの幾何拡大、Fig. 2cのIIの視野切替による拡大を試みた。アクリライトファントムは、その中心軸に、 $3^\circ$ 回転する毎に $0.5\text{秒}$ 停止する回転装置を取りつけ、定速で回転させた。 $0.5\text{秒}$ の停止時間は、X線吸収データをアナログ的にVTRにファイルした後に、各角度毎のX線吸収データをVTRより再生する際に、コンピュータ磁気テープに転送するための時間であり、この間にデータのサンプリング、転送が実行される。TVカメラで撮像された吸収データは、一旦VTRに収録してから行うoff-line方式をとつた。X線吸収データの収録・処理系のプロック図をFig. 3に示した。VTRの再生によるコンピュータへのデータ転送に際し、X線吸収データの収録は、Fig. 4に示すTVモニター

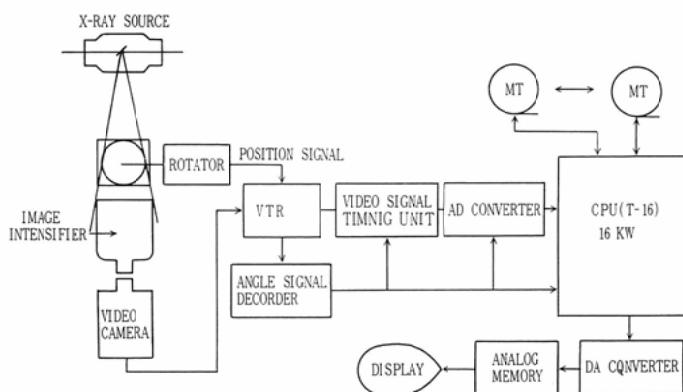


Fig. 3 Blockdiagram of the video CT system.

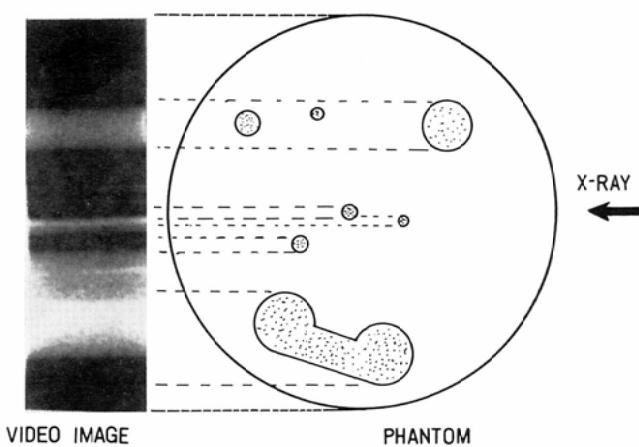


Fig. 4 Sampling area of the video CT : Data were sampled by an vertical line.

上のファントム像視野の上端より下端まで垂直方向に行い、そのデータ数を200点とした。また収録は同時多層を目的として、5層としたが、今回の実験では、ファントムが軸方向に同一構造であるため特に各層を独立させて用いず S/N 比向上のため相互に加算した。X線が fan beam となつているため、回転を360°行つてるので、120のprojection data より1スライスが合成される。撮影電圧は120kVp, 1mA とした。3°毎のファントムの回転をコンピュータに識別させるため、角度信号を作る必要があるが、ディジタル信号はVTRに収録できないので、1,000Hz の音響信号を作り、これをVTRの音声チャンネルに記録させた。VTR再生時に、この信号を取り出し、整流、整形して、コンピュータに割込をかけるようにした。

#### データ処理の前処理

磁気テープに収録された原データは、S/N 比が悪いためいくつかの前処理を行つた。方法を結果と共に示す。

同一角度で得られている5層分のデータの加算平均を行い、S/N 比の改善が見られるかどうかを調べた。Fig.5aに加算平均実施前、Fig.5bに加算平均後の結果を示したが、高周波ノイズの改善が見られた。コンピュータメモリ容量(16KW)の関係で像再生には、200点のデータを更に2点づつ

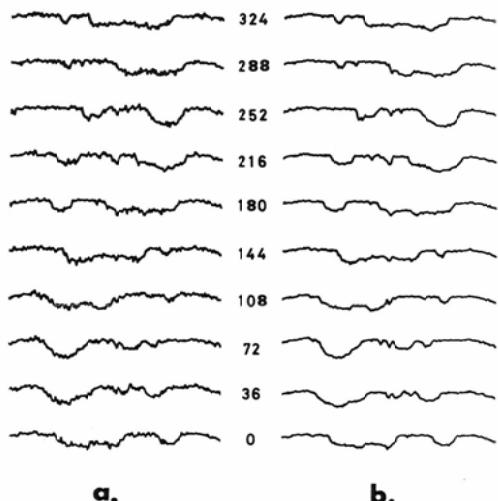


Fig. 5 Effects of noise reduction : a. Before arithmetic mean of 5 profile data on a video frame.  
b. After arithmetic mean.

加算し、100点として処理した。

X線TV系に生ずる shading 特性の程度を調べる実験を行つた。100kVp, 1.5mA で15cm水槽を照射し、このデータをVTRに収録した。このデータから垂直に行つた200点のサンプリングデータを、相対強度比で示したものがFig. 6であり、±5%程度の shading が認められた。これを補正するため、ノイズを充分低減して得られた相対強度比の逆数を各吸収データに乗じて補正し

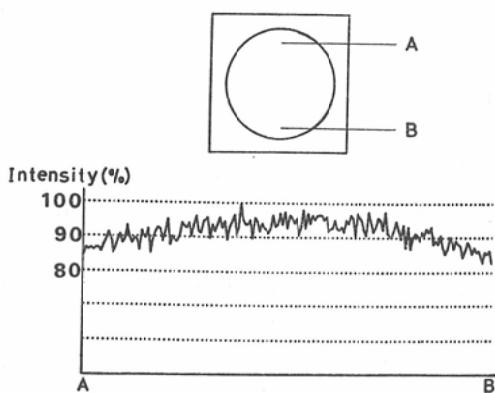


Fig. 6 Shading characteristics: Curve showed a relationship of video signal intensity (Y) and distance (X). A is upper side of the image intensifier tube, B is bottom side of the image intensifier tube.

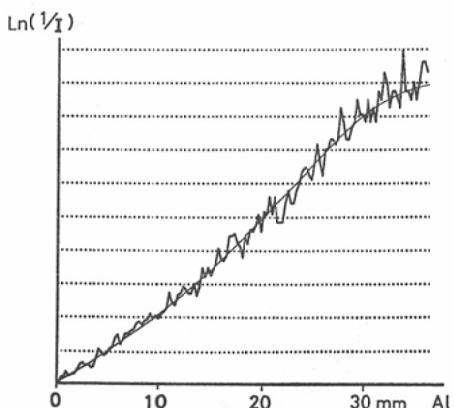


Fig. 7 Linearity characteristics: Curve showed a relationship of video signal intensity (Y) and thickness of Alstep wedge (X), after the logarithmic correction.

た。

X線吸収に関する直線性を知るため、0~36mmのAl階段を20cm水中に入れ、このデータをサンプリングした。水槽のみのサンプリング値を  $I_w$ 、Alが入ったものを  $I_{aw}$  ととして  $\ln(I_w/I_{aw})$  をプロットしたものが Fig. 7 である。図から判るように、Alの薄い部分、30mmに近い所では直線性が悪く、中間部では直線を示す。この原因として、Alの薄いところでは、IIを含めた検出器系のダイナミックレンジが関係し、厚い

ところでは、ビジョン暗電流の関与や、X線のビームハードニングが効いて来ると考えられる。直線性補正はこの特性を table として用いて行つた。

本処理における復元アルゴリズムとしては、fan beam の直接処理法と parallel beam に並べかえてから行う方法がある。遠藤らの検討<sup>6)</sup>では、後者が計算時間、ノイズ等に勝れるとしているが、全マトリクスを同時にメモリコア上におけない著者らのシステムでは、磁気テープを用いた直接処理法によつた。すなわち、3°毎の角度データに座標変換を行う関数を乗じ、この結果と、補正関数演算を行う Herman の方法<sup>7)</sup>を用いた。この時に用いる補正関数は Herman は周波数空間の距離関数  $G(R)$  を用いているが、これは parallel beam では Ramachandran の補正関数と同様の意味を持つ<sup>14)</sup>ため、リングが生じ、また TV 信号の如き S/N 比の悪いプロファイルデータに応用することは難しい。そこで我々はこの補正関数を基本的に Shepp and Logan の関数を用い、さらにこれに、profile dataのサンプリング間隔により定まる Nyquist frequency を  $S_n$  とするとき、 $0.4S_n$  から高周波成分を減衰させた特性を持つた Low-pass filter を実験的に求めて併用した。

各角度におけるX線吸収データの採取において、profile data 中心と回転中心とが一致しないと、いわゆる incomplete projection となり像が流れるので中心合わせは特に厳重に行つた。また、拡大 CT について、視野外に回転対象でない物質が入ると正確な像再生が難しいため、実験では、全角度にわたり、等吸収の部分が外側に入るよう配慮した。

### 結 果

撮影に用いたアクリライトファントムに、Fig. 1 の如き穴を開け、中にヨード造影剤（65%アンジオグラフィン）を希釈率を変えて注入した。すなわち中心部  $3.5\text{mm}\phi$  には 3 倍、 $1.8\text{mm}\phi$ 、 $3.2\text{mm}\phi$ 、 $7\text{mm}\phi$  には 6 倍、 $18\text{mm}\phi$  には 9 倍、最大のものには 12 倍の希釈率とした。また、造影剤希

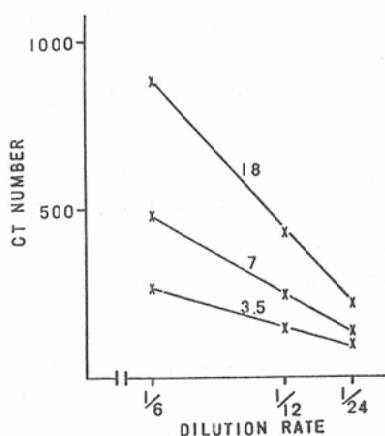


Fig. 8 Linearity characteristics of the CT number : CT number of reconstructed video image (Y) and concentration of the contrast medium (X).

希釈率と得られたデータとの直線性を見るため行つた実験では、3～24倍の造影剤を注入した。この希釈率は Hounsfield number に換算すると 6 倍—880, 12 倍—430, 24 倍—220 となり、この関係

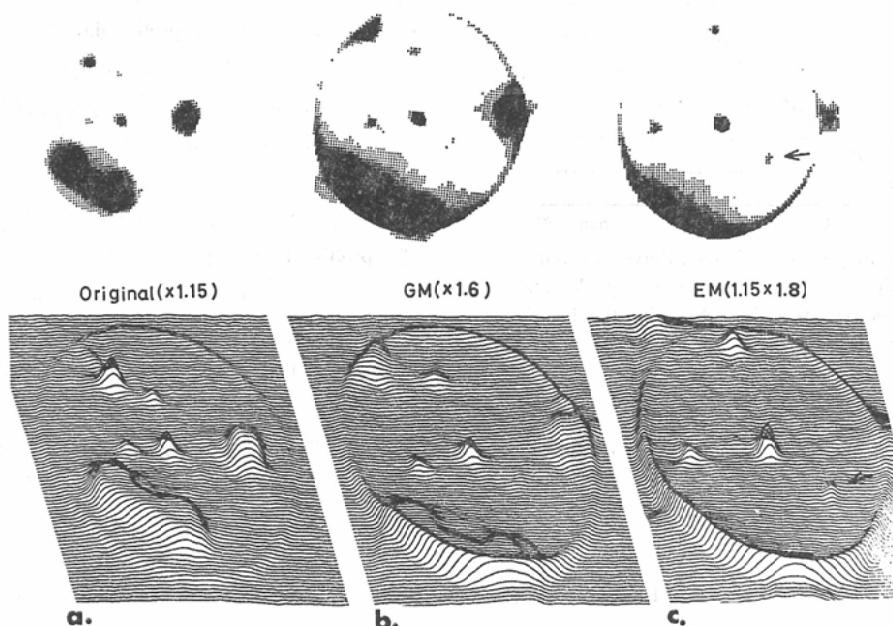
をグラフにしてみると Fig. 8 の如くなり、直線性が保たれていることが判つた。

Fig. 2 の 3 つの条件によつて得られた CT 像を Fig. 9 に示した。下段はパノラマ表示を行つたもので、上段は 5 段階の階調表示を試みたものである。像の拡大率はオリジナル Fig. 9a で 1.15, b の幾何拡大で 1.6, c の電子拡大で 2.07 倍となつてゐる。幾何学的拡大では focus (1.5mm) に起因するぼけのために充分な解像力の改善は見られなかつたが、I の視野切替による電子拡大では、オリジナルで観察できなかつた  $1.8\text{mm}\phi$  のロッドが明瞭に観察され (Fig. 9c 矢印), 拡大撮影の効果が現われた。

### 考 案

#### データ収録について

X 線 TV を CT として用いる際には、通常の CT 装置とデータ収録法が異なる。X 線吸収データはビデオ信号として与えられ、コンピュータへのデータの入力は、ビデオ信号に同期し、かつ高



a. Normal size image, b. Geometric magnification image, c. Electronic magnification image.  
Note the smallest hole distinguishable (arrow), by only electronic magnification.

Fig. 9 Reconstructed video CT images : Upper showing gray scale display, and lower showing panoramic display.

速で行う必要がある。Robb ら<sup>9</sup>は、IIの輝度を高精度の TV カメラで読み取り、かつ映像信号を 20MHz の超高速 AD 変換器と、大型コンピュータ CDC-3500 により on-line で収録した。このような速度で変換を行えば、1 フレーム分の画像データを 33msec すべてコンピュータに入力でき、位置の分解能も 1mm 程度とすることができるが、コスト面で応用が難しいため、高速のサンプルホールドと、100kHz の変換により、1 走査線に 1 点の順次サンプリングを行つた<sup>9)10)</sup>。この方法では、映像信号の 1 フレーム毎に最大 512 点のデータが得られるために、実用的な方法と考えられる。この方法によつてビデオ CT 像の同時多層を行うためには、次回以降のビデオフレームによりデータ収集が行われるためデータの収録時間が延長する欠点がある。またデータ収録を on-line で行なう場合は、X 線 TV とコンピュータを近くにおく必要があり、現実的にそのような配置をとることが難しいのと、データの保存等も考えた上で VTR による off-line 処理を行つた。

#### ノイズ処理について

映像信号のサンプリングを行う際に、位置分解能の低下を考慮した上で、一定時間積分した値をサンプリングする方法を採用すれば S/N 比はサンプリング時より改善される。

映像信号の S/N 比の充分でないことは、back-projection のための補正関数演算を行う際に高周波ノイズの増強により画質の劣化の原因ともなる。

この対策として前記の積分法と共に 1 フレームの映像信号のみでなく、数フレームを加算する方法をとれば吸収データの精度は向上する。ただ、加算により時間分解能が低下するため、動態 CT 等を試みる際には問題となる。著者らの実験では 5~10 フレーム 加算によつて比較的良好な profile が得られた。この外 shading 補正、 $\gamma$  補正等により S/N 比は悪化するが、low-pass filter と back projection によつて比較的良好な復元像が得られた。

#### 復元アルゴリズムについて

S/N 比のあまり良好でないビデオデータに関し、最適な復元アルゴリズムがどのようなものかの検討は充分に行われていないが、比較的取扱いが容易な一次元 convolution 法<sup>11)12)</sup>を用いた。これは、コンピュータ主メモリの容量がマトリクスサイズより充分に大きくなっている場合でも外部補助記憶装置を用いて計算を進めることができるとする理由によつた。実際に多くの市販の CT 装置はこの方法を用いているようである。fan beam における直接法と、並びかえ法のビデオ CT への応用の優劣については、今後検討を行う予定である。

#### 拡大 CT について

通常の CT 装置では、表示を行なう際に拡大表示が可能となつているが、これは、装置の分解能には変化がなく単に部分拡大を行なうのみである。検出器の分解能を変えないで、分解能の改善を行う方法としては、一般的には管球と被写体を近づける方法が用いられている。しかしこの場合、管球焦点が小さくなければボケにより拡大効果は半減する。著者らの実験でも、1.5mm 焦点管球を用いたため、分解能改善はそれほど認められなかつた。これに対し、II の視野を電子的に拡大する方法は分解能改善は効果的であつた。またこの場合、普通のスキャンの場合の被写体の配置をほとんど変える必要のないことも利点である。切替の比率の大きな II を用いれば、4 倍位まで拡大が可能なのではないかと思われる。

#### ビデオ CT の動態像への可能性について

第 IV 世代 CT の目的の一つは、撮影時間短縮による心臓血管動態 CT 像を得ることであり、第 III 世代 CT においても現在 1~2 秒と撮影時間が短縮されつつある。しかし心臓血管系では、少くとも 10msec 程度以下の時間でないと静止像を得ることは難しい。Johnson, Robb らの DSR (Dynamic Spatial Reconstructor)<sup>13)</sup> の如くに数 10 こ以上の線源をリング状に配置し、同時に検出器もリング状とするような方法で解決を図る必要があるが、製造コストは極端に大きくなる。現在は便法として、Gated image 法による心 CT 像が試みられているが<sup>4)</sup>、ECG の QRS を基準とする

ため、心拡張終期の像が劣化する問題点がある。ビデオ方式による Gated image 法では、容易に多層 CT 像を得られる利点がある。ビデオ方式を用いる場合の最大の問題点は S/N 比の悪いことで、これはデータ処理を行う外に、II-TV 系の改良が必要と考えられる。また、II の地磁気による歪の影響も無視し得ないため、実際の装置では、II が大地に対し水平に回転する機構を考える必要があるかも知れないし、又磁気シールドとの併用も考えられる。

### おわりに

X 線 TV を X 線吸収データの検出器とするビデオ CT について、データ収録法、補正法、像復元法、拡大法等についての基礎的検討を実施した。これ等の検討から、S/N 比の悪いことや吸収に関する直線性が充分でない問題点を有しつつも、拡大 CT、動態 CT 等への可能性を有するものと結論した。

本研究の一部を厚生省がん研究助成金(梅垣班(1976)および映像班(1977))によつた。

### 文 献

- 1) Hounsfield, G.N.: Computerized transverse axial scanning (tomography) Part 1. Description of system. *Brit. J. Radiol.*, 46: 1016—1022, 1973
- 2) Boyed, D.P.: Recent progress in CT hardware development, Abstract of CT Symposium on Physical and Technical Aspects of Transmission and Emission Computed Tomography, pp. A4—11 1978, Tokyo
- 3) 内山 晓, 有水 昇, 館野之男, 藤井 正: データ整理法による心拍同期 CT, *ibid* pp. B 19—20.
- 4) 館野之男, 内山 晓, 有水 昇, 藤井 正: 心電図同期 CT撮影法, *ibid* pp. B 23—24.
- 5) Robb, R.A., Greenleaf, J.F., Johnson, S.A., Sjostrand, J.D. and Herman, G.T.: Three dimensional visualization of the intact thorax and contents: A technique for cross sectional reconstruction from multi planer X-ray views, *Computers Biomed Research*, 7: 395—419, 1974
- 6) 遠藤真広, 飯沼 武: ファンビームによる体軸断層復元アルゴリズムの検討. 厚生省がん研究助成金(梅垣班), 班会議資料, 1976.
- 7) Herman, G.T., Lakshminarayanan, A.V. and Naparstek, A.: Convolution reconstruction techniques for divergent beams. *Comput. Bio. and Med.*, 6: 259—271, 1976
- 8) Shepp, L.A. and Logan, B.F.: The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-21-3: 21—43, 1974
- 9) 滝沢正臣: ITV とミニコンとによる肝 RI 像の収録と情報処理. 日本医放会誌, 31: 655—659, 1971.
- 10) Takizawa, M.: A TV rescanning method with a combination of CCTV camera and a small computer. *Radioisotopes*, 22: 344—350, 1973
- 11) Bracewell, R.N. and Riddle, A.C.: Inversion of fan beam scans in radioastronomy. *Astrophys J.*, 150: 427—434, 1967
- 12) Brooks, R.A. and Di Chiro, G.: Theory of image reconstruction in computed tomography. *Radiology*, 117: 561—572, 1975
- 13) Johnson, S.A., Robb, R.A., Ritman, E.L., Gilbert, B.K., Greenleaf, J.F., Harris, L.D., Berggren, M.J., Sturm, R., Chevalier, P.A., Heethaar, R.M., Wood, E.H., Herman, G.T. and Pao, Y.C.: Bioimage synthesis and analysis from X-ray gamma, optical and ultrasound energy, *Digital Processing of Biomedical Images*. pp. 203—226, 1976, Plenum Press, New York
- 14) 遠藤真広, 飯沼 武: ファンビームを用いた X 線体軸断層復元アルゴリズムの検討. 医用電子と生体工学特別号, 15: 360—361, 1977.