

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	https://hdl.handle.net/11094/17072
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

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 acrylic 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¹⁾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つて、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^{2)~4)}、RobbらはX線TVを用いた動態CTの報告⁵⁾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った。そ

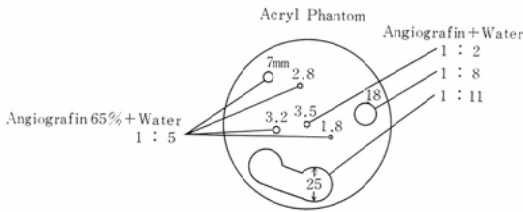


Fig. 1 Scheme of acrylite phantom with several size of holes.

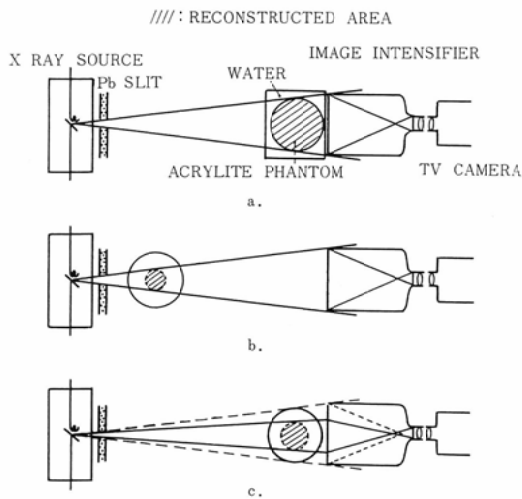


Fig. 2 Layouts of experimental x-ray video CT system : a. Normal, b. Geometric magnification, c. Electronic magnification by switching of the electron fields in an image intensifier tube.

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 12.5cm , Fig. 1)を置き, 更にその外側に 20cm 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° 回転する毎に 0.5 秒停止する回転装置を取りつけ, 定速で回転させた. 0.5 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 方式をとった. X線吸収データの収録・処理系のブロック図を 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

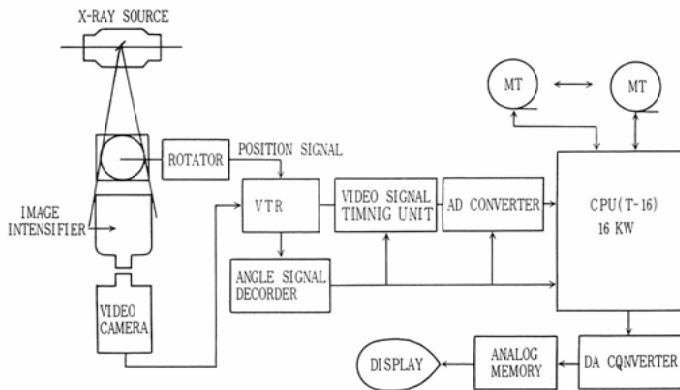


Fig. 3 Blockdiagram of the video CT system.

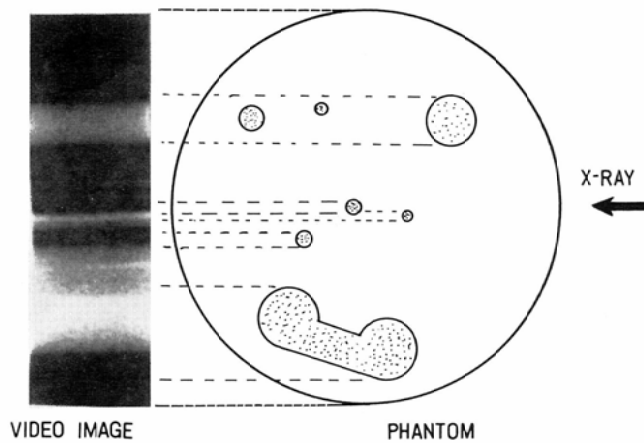


Fig. 4 Sampling area of the video CT : Data were sampled by an vertical line.

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 となっているため、回転を 360° 行っているため、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比が悪いのでいくつかの前処理を行った。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

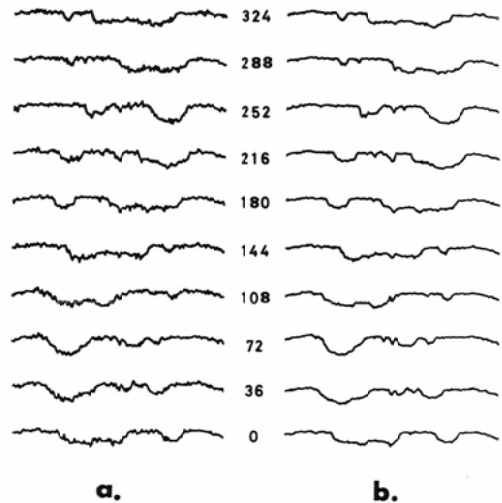


Fig. 5 Effects of noise reduction : a. Before arithmetic mean of 5 profile data on a video frame. b. After arithmetic mean.

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った。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った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、 $\pm 5\%$ 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

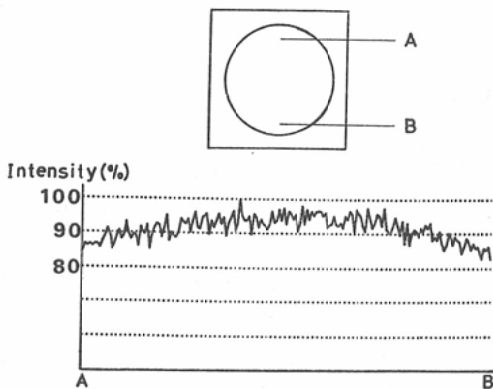


Fig. 6 Shading characteristics : Curve showed a relationship of video signal intensity (Y) and distance (X). A is upper side of the image intensifier tube, B is bottom side of the image intensifier tube.

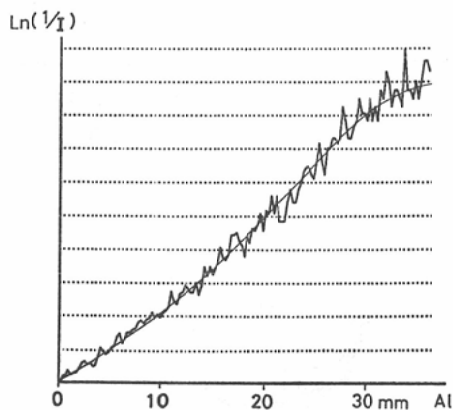


Fig. 7 Linearity characteristics : Curve showed a relationship of video signal intensity (Y) and thickness of Al step wedge (X), after the logarithmic correction.

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、ビジコン暗電流の関与や、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として用いて行った。

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とがある。遠藤らの検討⁹⁾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⁷⁾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¹⁰⁾ため、リングが生じ、またTV信号の如きS/N比の悪いプロフィー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った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、等吸収の部分が入るように配慮した。

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3.5mmφには3倍、1.8mmφ、3.2mmφ、7mmφには6倍、18mmφ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

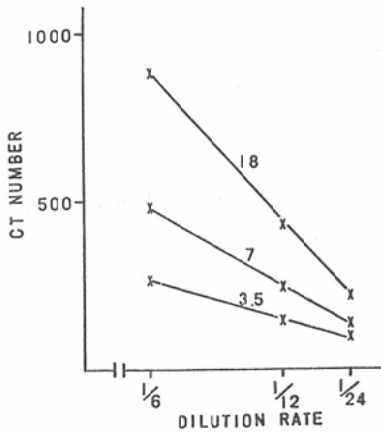


Fig. 8 Linearity characteristics of the CT number: CT number of reconstructed video image (Y) and concentration of the contrast medium (X).

積率と得られたデータとの直線性を見るため行った実験では、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

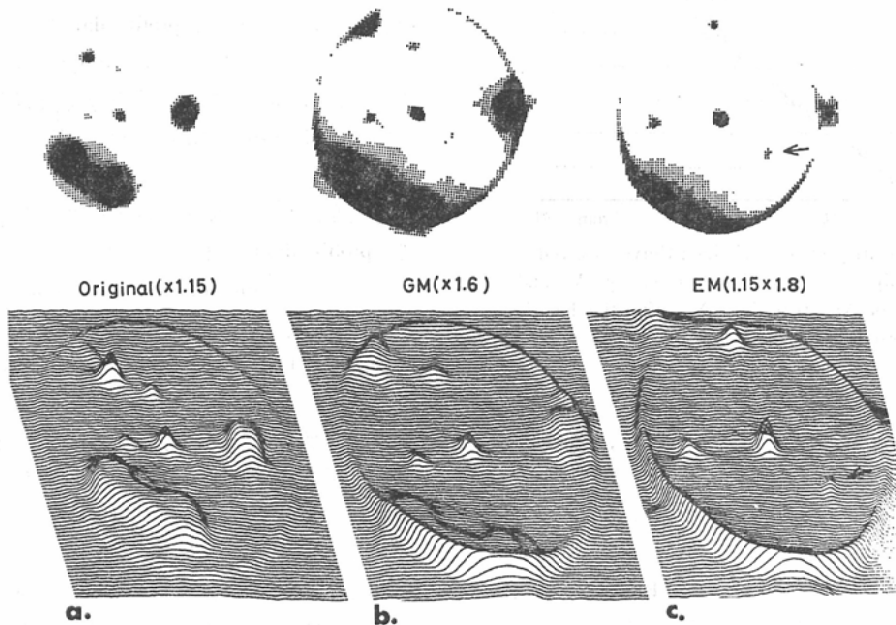
をグラフにしてみるとFig. 8の如くなり、直線性が保たれていることが判つた。

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倍となつている。幾何学的拡大では focus (1.5mm) に起因するぼけのために十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1.8mmφ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輸入は、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⁵⁾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で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⁹⁾¹⁰⁾。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、 γ 補正等によりS/N比は悪化するが、low-pass filterとback projectionにより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¹¹⁾¹²⁾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い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いう理由によつた。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、普通のスキヤ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)¹³⁾の如くに数10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⁴⁾、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))によった。

文 献

- 1) Hounsfield, G.N.: Computerized transverse axial scanning (tomography) Part 1. Description of system. *Brit. J. Radiol.*, 46: 1016—1022, 1973
- 2) Boyd, 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 暁, 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 暁, 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.