



Title	X線CT像のコンピュータグラフィックスによる3次元立体表示システムの開発
Author(s)	柏木, 徹; 木村, 和文
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1986, 46(1), p. 57-65
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19937
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

X線CT像のコンピュータグラフィックスによる 3次元立体表示システムの開発

大阪厚生年金病院内科
柏 木 徹
大阪大学医学部中央放射線部
木 村 和 文

（昭和60年7月22日早受付）
（昭和60年8月19日最終原稿受付）

Three Dimensional Reconstruction of Computed Tomographic Images by Computer Graphics Method

Toru Kashiwagi
Department of Internal Medicine, Osaka Kosei-Nenkin Hospital
Kazufumi Kimura
Department of Nuclear Medicine and Radiology, Osaka University Hospital

Research Code No. : 208.1

*Key Words : Computer graphics, Three dimensional display,
Comouted tomography, Image processing*

A three dimensional computer reconstruction system for CT Images has been developed in a commonly used radionuclide data processing system using a computer graphics technique. The three dimensional model was constructed from organ surface information of CT images (slice thickness: 5 or 10 mm). Surface contours of the organs were extracted manually from a set of parallel transverse CT slices in serial order and stored in the computer memory. Interpolation was made between a set of the extracted contours by cubic spline functions, then three dimensional models were reconstructed. The three dimensional images were displayed as a wire-frame and/or solid models on the color CRT. Solid model images were obtained as follows. The organ surface constructed from contours was divided into many triangular patches. The intensity of light to each patch was calculated from the direction of incident light, eye position and the normal to the triangular patch.

Firstly, this system was applied to the liver phantom. Reconstructed images of the liver phantom were coincident with the actual object. This system also has been applied to human various organs such as brain, lung, liver, etc. The anatomical organ surface was realistically viewed from any direction. The images made us more easily understand the location and configuration of organs in vivo than original CT images. Furthermore, spacial relationship among organs and/or lesions was clearly obtained by superimposition of wire-frame and/or different colored solid models.

Therefore, it is expected that this system is clinically useful for evaluating the patho-morphological changes in broad perspective.

はじめに

X線CT, SPECT (Single Photon Emission CT), NMR-CTなど画像診断機器の開発と普及により人体内部の横断面像が非侵襲かつ容易に得られるようになった。これらCT像は多層断面像として得られるため一連のCT像には人体内部構造の3次元情報が含まれている。しかし、多数の2次元画像の集合から複雑な人体内部構造の3次元空間における相対的位置、形状を正確に把握することは一般に困難と考えられる。

一方、近年コンピュータ技術の進歩は著しく、画像処理に関してもコンピュータで立体的な画像を作成するコンピュータグラフィックスの手法も著しい発展を遂げた。しかし、その応用範囲は工業用デザイン、アニメーションなどで、医学への応用は少なく、いくつかの報告が認められるに過ぎない^{1)~6)}。そこで我々は生体内各種臓器の立体視化を目標に汎用の核医学データ処理装置を用いてコンピュータグラフィックスによるX線CT像の3次元立体表示システムの開発をすすめているが⁷⁾、今回脳をはじめ肺、肝、脾、腎など諸臓器の3次元体表示が可能となったので報告する。

方法

X線CTはPfizer/AS & E 0450 CTを使用、各スライスの撮影時間は5秒間、スライスの厚さは頭部5mm、胸腹部10mmを用いた。コンピュータは、汎用の核医学データ処理装置HARP(日立メディコ社)を使用した。システムの構成はFig. 1に示すごとく入力装置としてシンチカメラ以外に図形入力用にX-Yディジタイザを有し、コンピュータのCPUメモリ、イメージメモリはそれぞれ256KW、128KWで、高速演算器も有している。

3次元立体表示の処理手順をFig. 2に示したが、各過程の概略を以下に述べる。

1) 臓器輪郭線の抽出とコンピュータへの入力

5あるいは10mm毎にスライスされたX線CTの横断面像より各臓器の輪郭をマニュアルで抽出し、各スライス毎の輪郭線の位置座標を128×128のマトリックスで順次コンピュータへ入力した(Fig. 3)。コンピュータへの入力はX線CT装

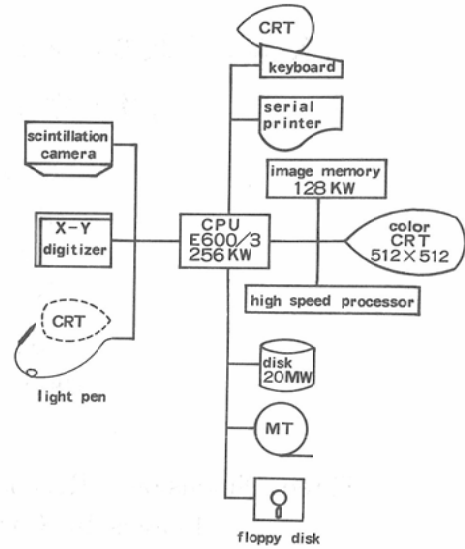


Fig. 1 System block diagram.

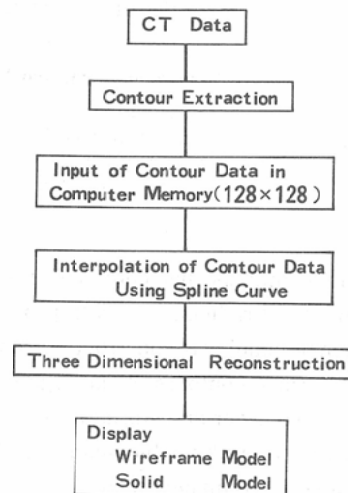


Fig. 2 Flow chart of the three dimensional reconstruction program.

置のCRT上でトラックボールを用いて輪郭線を抽出し磁気テープを介してHARPへ入力する方法と、X線CTフィルム上で輪郭をトレースし、これをX-Yディジタイザを用いてHARPへ入力する方法の2種類とした。

2) 3次スプライン曲線による補間⁸⁾

各スライス毎の輪郭線情報はX線CTのスライス幅を加味してコンピュータメモリに貯えられるが、X線CTのスライス幅が5あるいは10mm

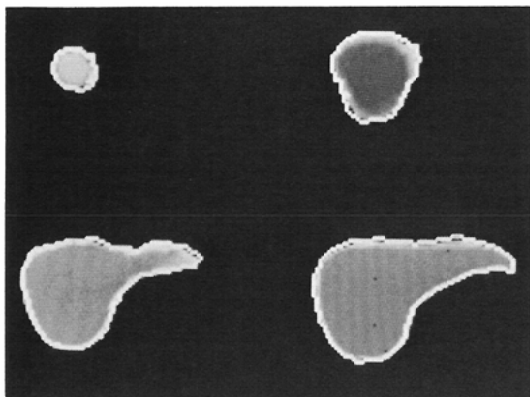


Fig. 3 Extraction of contours from CT images (liver phantom).

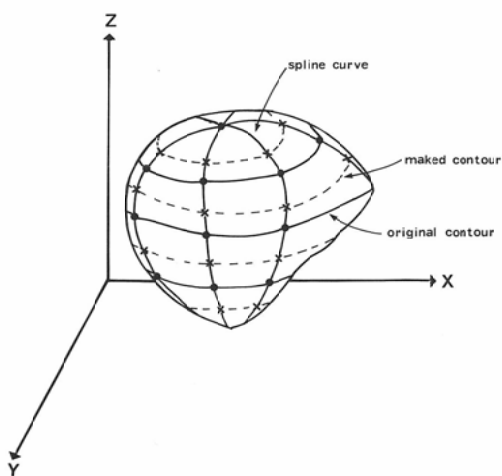


Fig. 4 Interpolation of contours by cubic spline curves.

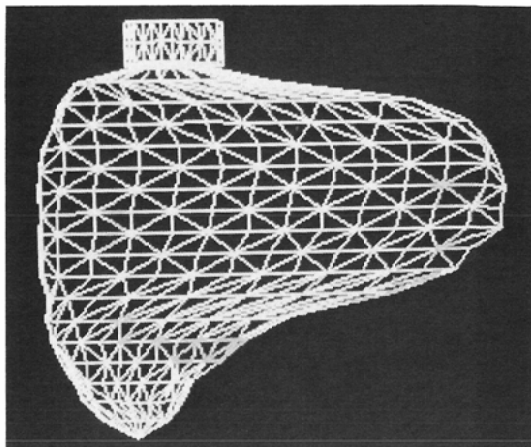
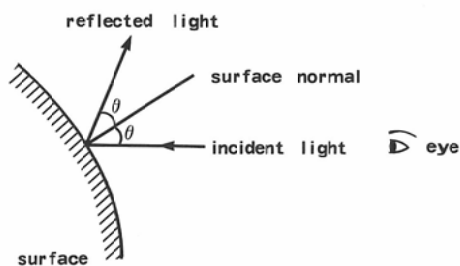


Fig. 5 Three dimensional reconstruction model (liver phantom). The surface is tiled with triangular patches.



$$I = a \cos(\theta)$$

- I : intensity of reflected light
- a : intensity range
- θ : incident angle

Fig. 6 Calculation of the intensity of light to a triangular patch.

と大きい間この間に3次スプライン曲線を用いて1~2本の輪郭線データを新たに作り、3次元立体モデルをコンピュータ内部に発生させた。すなわち、Fig. 4に示すごとくオリジナルの輪郭線を等分割して隣接する輪郭線上の対応点を順次決定、これらの点を結ぶ3次スプライン曲線を発生させ各スライス間に新たな輪郭線を発生させた。

3) 表示

表示法は立体モデルの表面を線で表すワイヤーフレームモデルと表面の陰影づけを行うソリッドモデルの2者とし、適時両者の組み合わせ表示も可能とした。陰影づけ(shading)は立体モデルの

表面を Fig. 5のごとく三角平面で細分割し、各平面毎の輝度を Fig. 6に示すごとく入射光線と眼の方向を一致させて計算、これを256×256のマトリックスでCRT上に32あるいは64階調でカラー表示させた。なお、ソリッドモデルの表示に際し周囲5点のスムージングによるイメージの平滑化を行った。

さらに、視点を少しずつ変化させて得られたソリッドモデルを一旦イメージとして連続的に磁気ディスクに格納、後にCRTに連続イメージとして表示する回転表示も行った。

結 果

〔肝臓ファントームでの検討〕

Fig. 7に示した肝臓ファントームをX線CTで5mm間隔でスライスし、ファントームの輪郭線を抽出、本システムを用いて3次元立体表示を行った。結果はソリッドモデルとして表示したが、Fig. 8に示すごとく3次元立体イメージはあらゆる方向からも実物に極めて類似し、かつ立体感に富んでいた。したがって、本システムにより得られる3次元立体イメージは臨床例においても各臓器の実体を正確に反映すると考えられた。

〔臨床例での検討〕

1) 脳 (Fig. 9)

5mm間隔でスライスされた頭部X線CT像より大脳、小脳、延髄の輪郭を抽出しソリッドモデルとして3次元表示させた。前頭葉、側頭葉、大脳縦裂などが明瞭に描出されている。

2) 側脳室 (Fig. 10)

Fig. 9と同一症例で大脳表面と左右の側脳室の輪郭を抽出し、大脳表面をワイヤーフレームモデル、側脳室をソリッドモデルとして表示させた。大脳内における側脳室の3次元空間での位置および形態が容易に把握できる。

3) 肺 (Fig. 11)

10mm間隔でスライスされた胸部X線CT像から両肺、気管、気管支の輪郭を抽出し、それぞれソリッドモデルとして表示させた。肺はブルー、気管、気管支はブラウン調にして各臓器の認識を容易にした。気管、気管支の走行とともに心圧痕など両肺の形状が明瞭に描出されている。

4) 肺癌 (Fig. 12)

右下葉の肺癌例で、両肺、気管、気管支、肺癌の輪郭を抽出し、気管、気管支をブラウン調、肺癌をレッドのソリッドモデル、両肺をワイヤーフレームモデルとして表示させた。肺表面と気管、気管支、肺癌の位置関係が容易に把握できる。

5) 肝と脾 (Fig. 13)

10mm間隔でスライスされた腹部X線CT像より肝と脾の輪郭を抽出、肝をブラウン、脾をブルー調のソリッドモデルとして表示させた。肝での胃圧痕、腎圧痕、脾門部の凹みが明瞭に描出さ

れている。

6) 腎 (Fig. 14)

両腎、肝、脾の輪郭を抽出、両腎をソリッドモデル、肝と脾をワイヤーフレームモデルで表示させ、各臓器の相互位置関係を把握しやすくした。腎のそら豆状の形態と腎門部の凹みが明瞭に描出されている。

処理時間はCTスライスや三角平面パッチの数により異なるが、1臓器10~15スライスとして1臓器当たり輪郭線の抽出および入力に約20分、立体モデルの作成に約5分、表示はワイヤーフレームモデルで3分、ソリッドモデルで6分を要するが、高速演算器の使用によりソリッドモデルの表示は約5秒と大幅に短縮された。

考 察

3次元表示法はホログラフィーやステレオ対など光学的な方法と今回我々が用いたコンピュータによる画像処理法に大別される。光学的な方法では真の立体視が得られるが、専用の装置や画像を必要とし、また立体像を記録できないなどの欠点がある。今回我々が開発したシステムは標準の核医学データ処理装置が基本で、それにソフトウェアの開発と若干のハードウェア面での追加(X-Yディジタイザ、メモリ増設)を行ったのみで立体視を可能とした。また、必要とする画像も日常臨床に使用している5あるいは10mm幅のCT像でよく、特殊な画像を必要としない。本システムによる3次元表示の信頼性は肝臓ファントームの検討で実証され、臨床例における検討でもFig. 9~14に示したごとく何れの臓器においても極めてrealityに富んだイメージが得られたことから立体表示法として臨床に十分使用できると考えられる。我々のシステムでは、カラー表示の特徴をいかに色調をかえて最大4臓器までソリッドモデルとして表示でき、ワイヤーフレームモデルとソリッドモデルの組み合わせ表示も可能である。これらの表示法の開発により、Fig. 12に示したごとく肺、気管支、肺癌といった複数臓器や臓器内病変相互間の立体的位置関係がより一層明確に把握できるようになった。さらに、立体像の回転表示も臓器形状の立体的把握には有力な方法と考えら

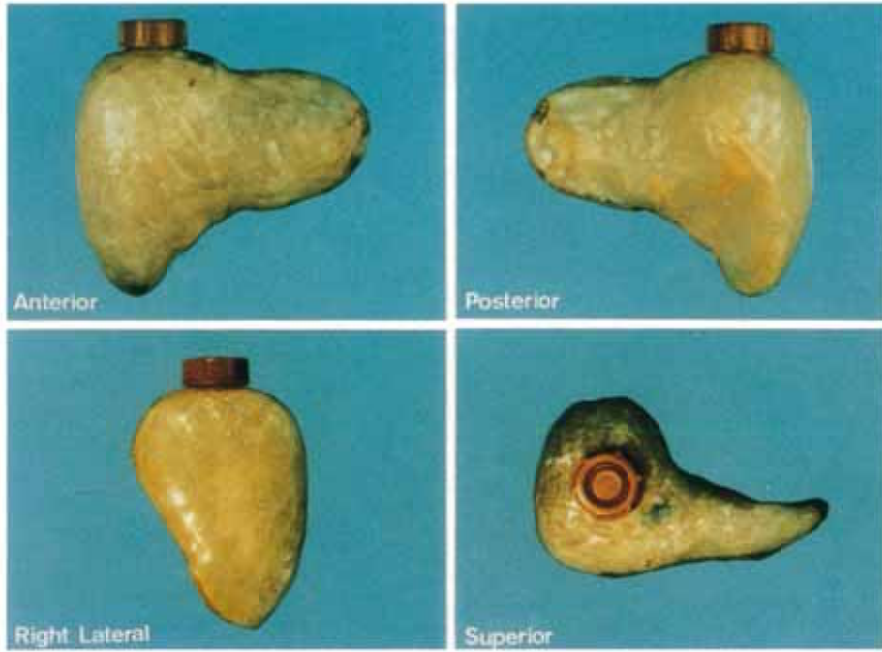


Fig. 7 Liver phantom (actual object) viewed from four directions.

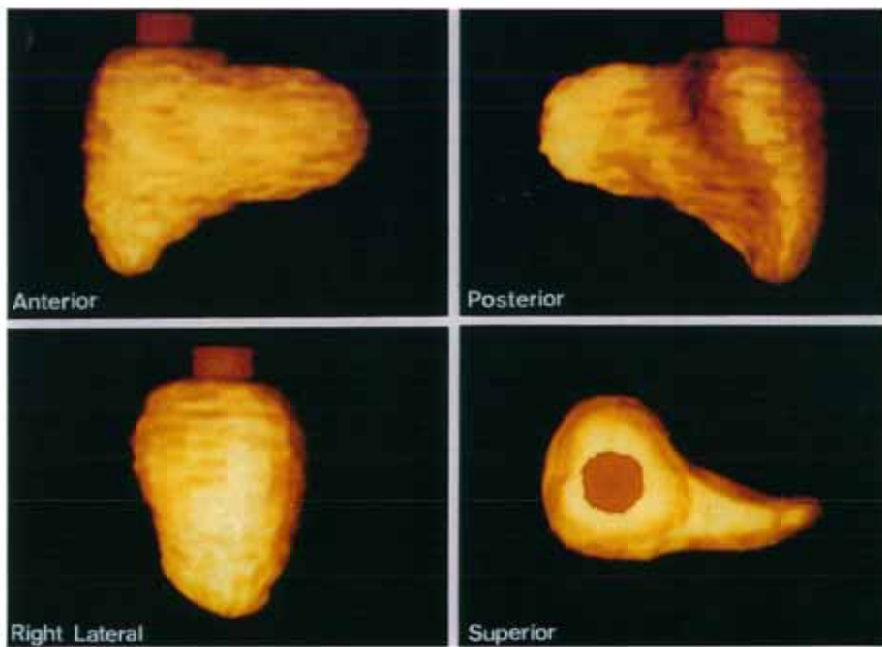


Fig. 8 Three dimensional images of liver phantom viewed from the same directions as in Fig. 7.

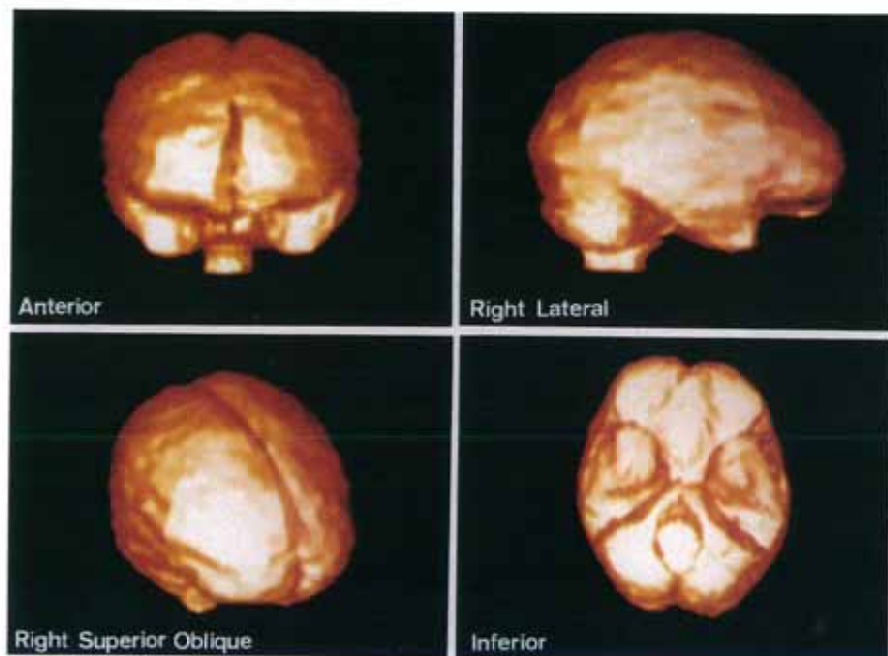


Fig. 9 Three dimensional display of brain.

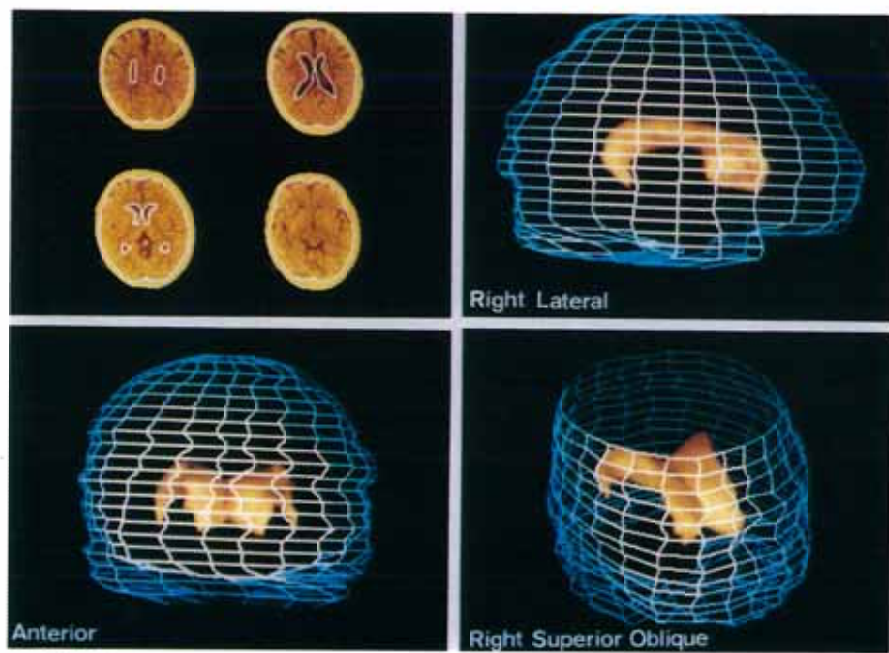


Fig. 10 Three dimensional display of brain and lateral ventricle. Upper left shows original brain CT images and contours of brain and ventricle. Brain and ventricle are represented as wire-frame and brown solid models respectively.

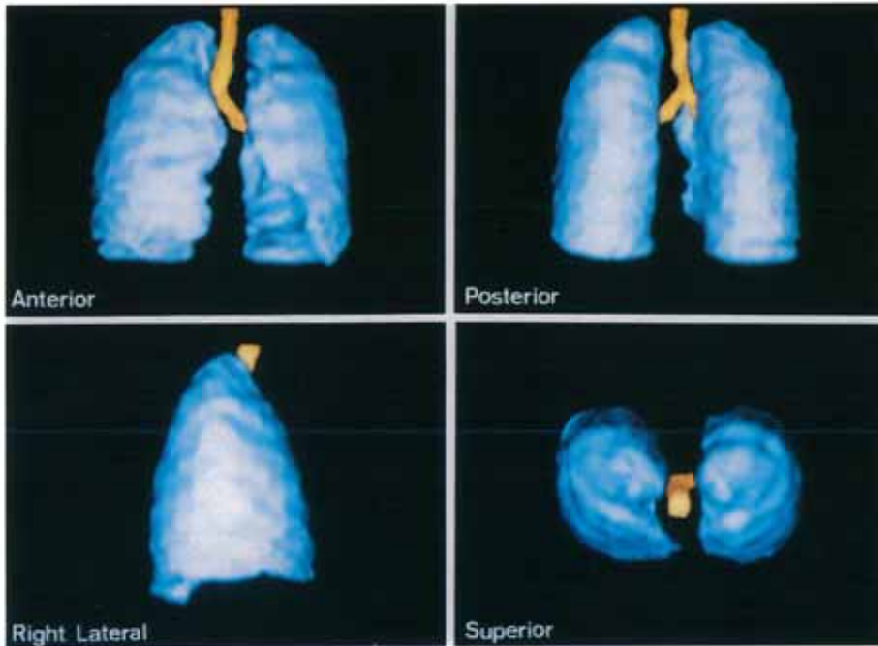


Fig. 11 Three dimensional display of trachea, bronchus and lung. Trachea and bronchus are shown as brown solid models and lungs as blue.

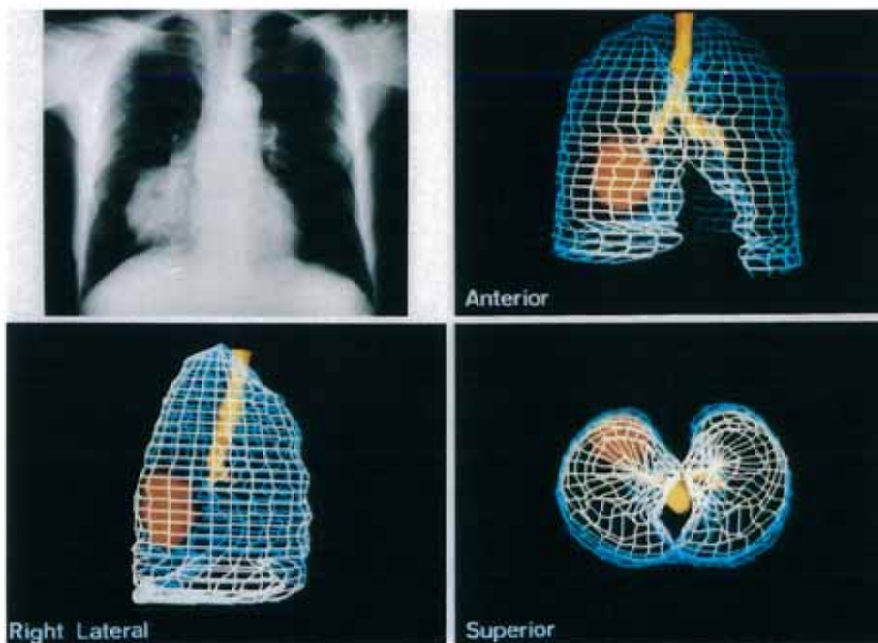


Fig. 12 Three dimensional display of lung cancer. Chest X-ray film (Upper left) shows lung cancer in the right lower lung field. Lung cancer is shown as red solid model, and trachea and bronchus as brown. Wire-frame models show lungs.

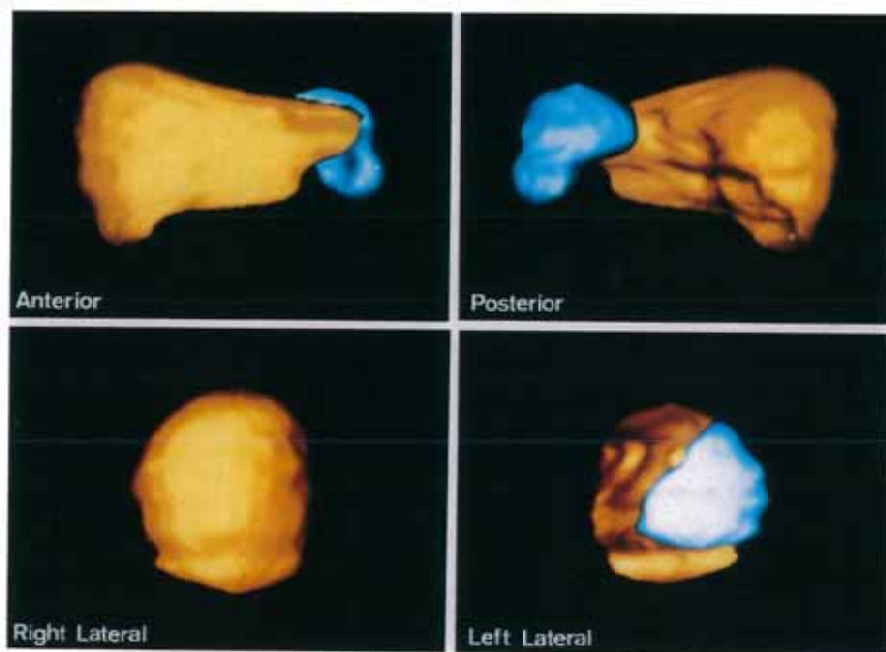


Fig. 13 Three dimensional display of liver and spleen. Liver and spleen are represented as brown and blue solid models respectively.

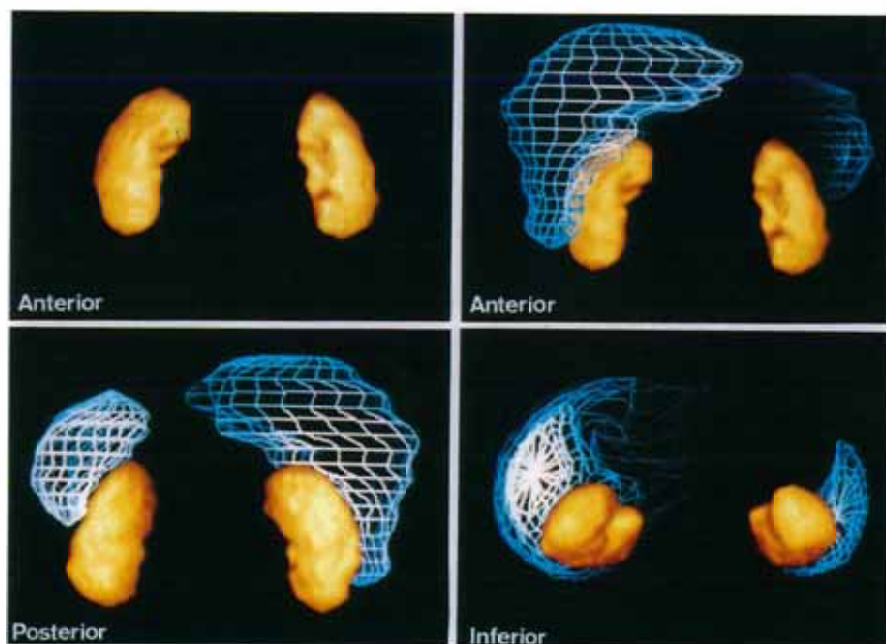


Fig. 14 Three dimensional display of kidney. Kidneys are represented as brown solid models, and liver and spleen are shown as wire-frame models.

れた。

本法の最大の利点は非侵襲かつ立体的に人体内部の臓器表面を観察できる点にある。外科手術により人体内部を観察してもその観察しえる範囲は限られており、手術操作により各臓器の位置、形状も当然変化する。その点、本法ではあらゆる方向から自然の状態を観察できる。したがって、今後臨床面では臓器の形状が変化する病態、例えば癌などの局在性病変や肝硬変など慢性肝疾患の診断、外科手術、放射線療法の位置決定手段としての応用が考えられる。さらに、現在の表示は臓器の表面のみであるが、将来動脈、静脈、胆管など脈管構造も同時に表示されれば本法の有用性は一段と高まるものと期待される。

3次元立体表示の処理は輪郭線の抽出ならびに入力、立体モデルの作成、立体表示から構成されるが、かなりの処理時間が必要で、多数の症例の処理を要求される実地臨床の場合においては必ずしも実用的とはいえない。輪郭線の入力はCT装置とのオンライン化、立体モデルの作成、表示は高速演算器の使用、プログラムの改良により大幅に時間を短縮することが可能であるが、輪郭線の抽出に関しては輪郭線抽出が自動化されない限り大幅な時間の短縮は期待できない。輪郭線抽出は画像処理の最も基本的な問題であるが、現在のCT像から骨以外の各種臓器の輪郭抽出が完全自動化することは不可能に近い。これはoriginalのCT像で隣接する臓器の吸収係数に大差を認めない場合が多く、種々の画像処理を行っても特定臓器のみを抽出することが困難だからである。この点、RI製剤の臓器特異性をいかして特定臓器の断面像がえられるSPECTでは輪郭線抽出の自動化が可能であるが、X線CTに比べ空間分解能が劣る欠点がある。

以上、今回我々の開発した立体表示システムについて述べたが、コンピュータグラフィックスの医学への応用は緒についたばかりで、本法の臨床への応用も今後の課題である。しかし、人体内部の構造をそのままの姿として見たいという医師の

要望に応えうる手段であり、医学の進歩に大いに寄与することが期待される。

結 論

汎用の核医学データ処理装置を基本にコンピュータグラフィックスによるX線CT像の3次元立体表示システムを開発した。肝臓ファントムによる検討では、本システムにより得られた像と実物との合致性は極めてよく、かつ立体感に富んでいた。臨床例における検討でも、脳、脳室、肺など諸臓器の立体像が極めてリアルに表示され、生体内臓器の3次元空間における位置、形状が明瞭に把握された。したがって、本システムは生体内臓器の3次元立体表示法として今後臨床への応用が十分可能であると考えられた。

文 献

- 1) 松尾導昌, 藤井 進, 金田悠紀夫, 吉田 稔, 小走安則, 河野通雄, 西山章次, 小川悦夫, 平田勇三, 木村修二: CT 画像の3次元立体表示システムの開発. 映像情報, 5: 465-475, 1979
- 2) Batnitzky, S., Price, H.I., Cook, P.N., Cook, L. T. and Dwyer, S.J.: Three-dimensional computer reconstruction from surface contours for head CT examinations. J. Comput. Assist. Tomogr., 5: 60-67, 1981
- 3) 湊小太郎, 前川隆昭, 向井考夫, 米倉義晴, 山本和高, 石井 靖, 桑原道義, 鳥塚莞爾: ECT イメージの立体表示. 医用電子と生体工学, 20: 65-68, 1982
- 4) 萬 淳一, 横井茂樹, 鶴岡信治, 三宅康二: 頭部CT像の三次元表示の一方法. 医用電子と生体工学, 21: 439-444, 1983
- 5) Vannier, M.W., Marsh, J.L. and Warren, J.O.: Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. Radiology, 150: 179-184, 1984
- 6) 久野義徳, 尾上守夫, 藤井淳一, 澤田 準, 加藤和三: 超音波心断層像からの左室立体像の再構成と表示. 医用電子と生体工学, 23: 14-20, 1985
- 7) 柏木 徹, 東 正祥, 松田裕之, 吉岡博昭, 石津弘視, 満谷夏樹, 小泉岳夫, 木村和文: コンピュータグラフィックスによる肝の三次元立体表示. 肝臓, 24: 1057, 1983
- 8) Rogers, D.F. and Adamus, J.A.: Mathematical elements for computer graphics. Mac-Graw-Hill, 1976