第48回総会宿題報告

平面画像への奥行情報導入の試み

小 室 裕 冉

福井医科大学附属病院放射線部

Key words: Volume rendering, 3D-CT Data, Projection image,

ATTEMPT TO INTRODUCE DEPTH-RELATED INFORMATION IN PLANNAR IMAGE

HIROYUKI KOMURO

Department of Radiology, Fukui Medical school Hospital

Summary

We made projection images using volume rendering method by extraction of certain specified CT number group in 3D-CT data. Every image had noteworthy characteristics and were useful for diagnosis.

In that process, operator could select any CT number group at his will, and emphasize that on images with remaining informations of other CT-number area. This operator-oriented system had greater advantage for effective usage of large amount infomations.

In conclusion projection image of organs using volume rendering method gave us unique and useful information for radiological diagnosis and have greater possibility of further clinical application.

1. はじめに

X線単純撮影法は現在でも最もよく用いられる画像診断法である。しかしこの画像は必ずしも解り易い画像とは言えない。それは立体構造である人体の奥行方向（X線透過方向）の情報を、X線が組織透過の過程で受ける吸収の積算値として集めるために、フィルム上では単に組織厚についてのX線吸収差分布となり、奥行方向の空間情報と組織密度情報を分離して評価が出来ないことがその理解を妨げる大きな理由となっている。定量的な奥行情報はCTスキンの出現とそれに続くMR画像によって容易に得られるようになった。これら断層像の系

列化は3次元デジタル情報として電算機を用いた自在な画像加工が可能であり、その優れた密度分解能を活かした多彩な画像化が期待出来る。今回我々は胸部3次元CTデータに対し、コンピュータグラフィックス技法であるボリュームレンダリング法を用いて奥行情報の平面画像化を試みた。3次元空間に分布する密度情報に対し、その密度差を利用して特定密度情報（例えば特定臓器、組織）を選択的に抽出し投影化する手法で、例えば平面画像法では得られない奥行情報についても、その深さや前後に重なる組織等に関係なく任意に抽出し画像化することが出来る。X線平面画像に似ているがその描出は究めて単純化されるため、関心領域を直視した画像となつ

ている。診断情報として臨床の場が求める画像は必ずしも規格化される必要はない。簡潔で解り易い画像、空間を観察者の意図によって自在に観察出来る機能こそ客観性に富む情報であり、有効な手段である。空間の観察に適した空間情報の収集が容易になった以上、画像加工はこうした観点で進められるべきで、今回は密度差を利用して奥行情報の抽出とその画像化を行ない、空間情報の活用について検討したので報告する。

2. 目 的

3 次元情報の有効利用には情報の整理、選択の概念も必要である。例えば関心領域の観察には多方向からの直視画像が有効であるが、これには空間情報に対し観察者の意図に沿った情報の取捨選択が必要である。今回の試みは情報操作の機能を持たせた画像化の有用性を考えるもので、これには空間情報の真の有効利用を探る意図がある。

3. 方 法

3 次元 CT データの投影画像化の手順を Fig. 1 に示す。ここでは一連の手順の中で配慮した点を述べる他、今回の使用機器、再構成アルゴリズム等の選択の是非を確認する予備実験についても紹介する。

1) 使用機器など

今回使用した機器及びデータ収集条件等を以下に示す。

A. CT 装置 GE 社製 CT/T 9800

1) スキャン部位	胸部
2) スキャン幅	1.5 mm
3) スキャン間隔	1.5 mm
4) 息止めスキャン数	4 scans/20 sec
5) 総スキャン数	117 scans
6) 全画像数	282 slices

B. 画像処理装置

1) VAX 11/750 システム

2) Hitachi image workstation

スキャン機能が最小スライス幅 1.5 mm、最短スキャンタイム 2 秒のスキャナーでは胸部データ収集機として必ずしも適切ではない。しかし高速、広領域 3 次元データ収集が一般化する中で、データの質的改善は十分期待出来ること、また今回の目的が 3 次元データの活用を模索する立場であることから敢えて使用した。投影画像作成には大量のデータ処理が可能な電算機能力（特に記憶容量、処理能力）が必要であるが、使用機は 32 ビット、仮想記憶空間に支援された電算機システムで、長時間演算（1 時間/画像）以外特に問題はなかった。画像の出力はレーザープリンターを使用した。

2) ボリューム・データセットの構成

3 次元グラフィック・ワークステーションによるレンダリング技術では、用いる 3 次元データには原則的に次の様な前提がある。レンダリングの対象となる領域は Fig. 2 の様にボリュームデータとして与えられ、このボリュームはキューブ（立方体）の集合体であり、同時に各キューブ値はデータ収集機器固有の特性を持つことである。従って今回のボリューム・レンダリングでは 3 次元 CT データをピクセル・サイズに合わせた立方体（ボクセル）の集合体（ボリューム・データセット）に修正が必要であり、同時に各ボクセルは CT 値特性を持つことになる。全データを Fig. 3 に示す様に、撮像領域（FOV=350 mm）を画素サイズ（512×512）で除した値、0.68 mm を 1 辺とするボクセルの集合体に再構成するため、胸部長軸方向を 0.68 mm 毎の画像データの補充、すなわち画像補間によって立方化した。補間はスキャン画像間（1.5 mm）を補間の必要な位置の距離の比で両画素値差を分配する直線補間法（Fig. 4）を用いた。そ

Fig. 1 Reconstruction process of projection image.

Fig. 2 Volume data set for volume rendering method.

Fig. 3 Reformat of actual CT-data to volume data set.

の結果約20 cmの胸部スキャン域に対し、総スキャン画像数117画像、補間画像を加えたボリューム・データセットとなる全画像数は282画像となった。

3) ボリューム・レンダリング法

今回の画像化にはボリューム・データの中身、言い換えれば立体的解剖学情報に対し、任意な探索と設定した密度情報の抽出、更にこれを投影化するアルゴリズムが必要である。最近3次元情報の活用例として提示される

画像に疑似立体表示画像がある。この技法の特徴は主に利用するデータが2値化の容易な境界面データに限られる点である。これには情報抽出の自動化が起因するとみられる面もあり、境界面のみならずボリューム・データの中身全体を重視し、データの選択によって画像化を進める今回の場合には適切な手法とならない。ボリューム・レンダリング法はボリューム・データの中身を任意に可視化する手法として提案された。その原理は光線追跡法(レイ・トレーシング)を基本としており例えば、Fig. 5の様にある方向から飛ばしたレイは各画素を通過する際、個々の画素とレイとの間で透過率計算を行う。そしてX方向全画素透過後はその全工程で行った透過率計算結果を投影画像の画素値として用いることが出来る。またこの透過率計算は全画素に対して行なうため例えば、

Fig. 5 Characteristic of volume rendering method.

特定 CT 値に着目してこれを特殊画像作成の域値として設定した場合、トレースの際この設定値を持つ画素は消去、強調等の処理の対象になる。Fig. 5 の下段は X 方向の CT 値プロファイルに対し、肋骨、縦隔部、肺野部の CT 値を用い消去、強調等の操作が可能であることを示している。またトレースの起点は原則的に任意であり、これは空間を任意の方向から観察出来る点で究めて好都合である。任意な域値設定とこれを反影させる全データとの個別な対応によって関心領域の画像化は自由度の高いものとなり、言い換えれば観察者の判断によって自在に画像化が進められる手法と言える。今回の画像化にはボリューム・レンダリング法の利用が最適であることが理解される。

4) ボリューム・レンダリング法による画像作成

選択的密度情報抽出画像の作成原理を Fig. 6 に示す。仮にあるレイの進行方向の CT 値プロファイルが上段の様に得られると、このプロファイルは 2 段目に示す様な電算機上のルック・アップ・テーブル (L.U.T.)、すなわち高い CT 値強調、0 値近辺強調、低い CT 値強調等の各テーブルから作成意図に適した L.U.T. を選定することによって 3 段目の様なプロファイルが得られる。そしてこれらのプロファイルを用いた投影画像がそれぞれの最下段に示す様な骨画像、軟部組織画像、肺野画像となる。Photo 1 は L.U.T. の具体的な使用法を示している。上段左オリジナル CT 画像上の縦隔部内、前胸部等に見られる脂肪 CT 値を消去し右画像を得る特定密度消去画像の作成例で、まず画面全体の CT 値ヒストグラム (点

Fig. 6 Process for tissue characterization of projection image.

Photo 1 look up table for fat suppression.

線)を求める。次いでこのヒストグラム上から脂肪の CT 値を選定し、この値を消去するテーブルを作成する。ヒストグラムを説明すると、縦軸に沿った点線は FOV 外の CT 値、次の山は FOV 内で身体外の部分と気管内のものでいわば空気の CT 値であり、次の少し低い山は肺野内の CT 値、更に右側の高い山は軟部組織 CT 値である。この場面では脂肪 CT 値を 0 近辺から -500 近辺の間に設定し、この間の CT 値は極端に低下させ、他は 1 対 1 の関係で CT 値を維持する L.U.T. (鋸歯状実線) を選定している。アキシャル像のトレース過程で全画素はこのテーブルの処理を受け、その結果脂肪 CT 値抜きの右画像が得られる。この処理を受けた全アキシャル画像の投影画像が目的とする脂肪消去画像 (Photo 8) である。またこの投影化は任意の位置 (深さ) から、また任意の画

Photo 2 Phantoms made from acrylic and paraffin.

Photo 3 Photography of phantoms in water and in castor oil.

Photo 4 Projection image of phantoms using volume rendering method.

Photo 5 Image suppression by volume rendering method.

素数で行なえるため例えば、奥行方向の全画素値の積算値を投影画素値に用いた場合は単純積算投影画像、特定の深さで、特定の層厚の画素を選んだ場合は任意厚断層画像となる。同時にこれらは任意の方向から投影化が可能である。特定密度情報の選択に加えてこれを任意の方向、任意の厚さで投影化出来る点が本法の特色であり、これは関心領域を明確化する上で有効と考えられる。

5) 作成画像の確認

ボリューム・データの作成法やその処理方法を述べたが、今回の主旨が作成画像上で示されるか否か、これを確認するため低コントラスト下でファントム実験を行った。写真2にファントムを示す。長さ5 cm、1 cm 径の棒状2本、同じ長さで底面が2 cm の円錐状2本をそれぞれアクリル、パラフィンで試作した。これをX線コントラストが得にくい18 cm 厚の水中及び、ヒマシ油中に沈め、45 Kv X線撮影とCT スキャンを行った。X線フィルム像を写真3に示す。上段は水中像、下段がヒマシ

油中像で、水中ではアクリルがヒマシ油中ではパラフィンがシルエット・サイン・プラスの関係を示しており、ファントムのコントラスト関係はそれぞれ微弱であることを確認した。CT データはボリューム・レンダリングに用いた。作成画像を Photo 4 に示す。上段が水中データ、下段がヒマシ油中データによるもので、奥行方向の全ボクセルの積算投影像である。これに対し CT 値に域値を設け、アクリル消去、パラフィン消去画像を作成した。作成画像を Photo 5 の上、下段に示す。アクリル CT 値、パラフィン CT 値の L.U.T. による消去操作は作成画像上で確認された。この結果、今回のデータ収集から像作成に至る一連の手順には特に問題の無いことを確認した。

4. 結 果

3次元密度情報に対しボリューム・レンダリング法を用いて特定密度情報の抽出と、抽出情報、抽出後の残情

報による投影画像を作成した。両画像共に特色が認められ診断画像として有効と考える。胸部 3 次元情報から密度情報の抽出順に抽出情報の画像、残情報による胸部画像等を供覧する。

a. 胸部厚漸増画像

Photo 6 に胸部矢状方向の厚みを前から後方へ漸増した冠状断像を厚み順に示す。右下最終画像が全胸部厚積算画像で X 線平面画像に類似している。なお厚み増（情報加算）と共に初期（厚）情報として認められていたコントラストは順次消失している。このことから平面画像法の情報は奥行情報の積算結果であり、奥行情報の個別な収集は平面像法では不可能なことが理解出来る。

b. 胸部画像 1

Photo 7 は **Photo 6** の全胸部厚積算画像から骨 CT 値を消去した胸部画像である。**Photo 6** と比べ肺野内の血管は見易くなっている。

c. 胸部画像 2

Photo 8 は胸部画像 1 から脂肪情報を消去した画像である。縦隔部に注目すると **Photo 7** には表われていない下行大動脈の右側ラインが出現した。縦隔内脂肪 CT 値除去の結果、心臓と下行大動脈の間にコントラストを生じその前後関係が明らかになった。不用情報の消去効果を示すと言える。

d. 肺野画像

肺野強調画像を **Photo 9** に示す。骨抜き、脂肪抜き後

Photo 7 Bone suppression image.

Photo 8 Bone and fat suppression image.

肺野 CT 値を強調した。肺野内の細かい血管陰影が認められる。

e. 肺野断層画像

Photo 9 の断層画像を **Photo 10** に示す。断層厚は 2 cm. 肺内の血管は更に明瞭になった。障害情報の削除と断層機能によって、関心領域の核心を明確にした画像と

Photo 6 Visual changes due to summation of coronal images.

〔第48回総会宿題報告〕 平面画像への奥行情報導入の試み (小室)

言える。

f. 骨画像

骨密度情報の画像を **Photo 11** に示す。骨の全貌が見易い。

g. 気管支画像

Photo 9 Lung field image.

Photo 10 Tomographic image of lung field.

Photo 11 Bone image.

Photo 12 Bronchial tree image.

縦隔部の Air-CT 値を強調した気管支像を **Photo 12** に示す。

h. 肺尖部仰視画像

Photo 13 は心臓の高さから肺尖部を仰視した画像で骨を消去している。投影方向をデータ配列に対し垂直方向とした投影化で、レンダリングのスタート位置は任意であることを示している。

i. 血管画像

全アキシアル画像の縦隔部主要臓器に対し、マウスによる ROI 設定を行った。**Photo 14** は ROI 設定画像の例、**Photo 15** は ROI 画像から抜き出した血管系の平面画像である。左画像は動脈血系画像、右画像は静脈血系画像である。脈管系への応用には輪郭の自動抽出技術の開発が急がれる。

以上ボランティア・データによる画像を示した。臨床応用画像を得ていないのは、現有機器でのデータ収集で

Photo 13 Summation of axial images of apex.
(viewed from downward.)

Photo 14 ROI settings at mediastinum.

イ) Arterial image.

ロ) Venous image.

Photo 15 Major vessel image in mediastinum.

は被検者に対し長時間におよぶ呼吸管理等の協力を強いることになり、肉体的余裕のあるボランティアに頼るのが最善と考えたからである。空間情報に対し断層機能と特定密度値抽出機能を持たせた画像化は、関心領域の直視画像を得る手法として有効と考える。また画像化を観察者本意で進める点が本法の特徴であり、自在な情報操作は診断目的に添う画像化を進める上で有効とした今回の我々の意図は作成画像から確認された。なお今回の投影方向はデータ配列に対し水平、垂直の2面である。他方向については今後の課題となった。

5. 考 察

断層画像の系列化による3次元デジタル・データが容易に得られることから、最近これを利用した応用画像に接する機会が多い。その主なものは複数の断層原画像に対し幾何学的な位置関係を合わせた後、原断面以外の断面を表示しその形状や密度分布の観察を容易にした任意断面画像、また腫瘍、臓器等の空間的位置およびその表面を明らかにした3次元表示画像等である。しかし任意断面画像では3次元構造の理解は難しく、表面表示だけでは形状、配置の観察には優れてもその内部構造は不明である。相対的に空間情報としての活用が十分とは言えず、またデータの特性も必ずしも生かし切れていない。空間的な広がりである組織の病的変化を捕らえるには、密度分解能に優れた空間情報が最も有効と考えられ、そして専門的知識を持った観察者自身による情報の選択によって、画像化を進めることこそ情報の真の活用につながると考える。近年の画像診断機器の齎す情報にはこうした利用の可能性があり、データの特性を活かした画像

化は更に進展すると予想される。

臨床現場で望まれる診断画像とそれに関わる機能を次の様に考えた。まず画像情報は理解し易いことが重要で、例えば観察者の頭の中で再構成が必要となる画像は客観的情報とは言えない。関心領域の観察は形態と共に、密度情報と病変との関係が重要であることから細かい密度変化の観察を容易にした、しかもそれを任意の方向から観察出来ることが重要である。関心領域へのアプローチは観察者の観察目的に沿って進められる方式が有効で、診断目的に沿う画像化を進める上で重要なことであり、これがデータの有効利用につながると考える。このような観点から関心領域に対する多方向からの直視画像の作成を目的に、ボリューム・レンダリング法を用いて選択的な奥行情報の平面画像化を行った。像作成の過程には観察者による情報選択のためのプロセスを挿入した。すなわち関心領域直視のためには重積する情報に対し透視化処理が必要となるが、これには断層機能に加えて密度情報を任意に選択出来るルック・アップ・テーブルを組み込み、不用情報の消去、あるいは対象の強調等の機能を持たせた。観察者の積極的な情報利用が高精度情報の活用につながると考えたからである。本画像化は関心領域の内部構造を明確化する点に特色があり、有意の密度差を示す組織の変化を効率よく表現する手法として立体的形状表示や空間的位置情報と同様に有効と考える。

コンピュータ・グラフィック技法であるボリューム・レンダリング法は1980年代から研究が進められ、CT等による3次元情報の高速収集や、高性能3次元ワーク・ステーションの出現によってその応用は急速に拡まっている。今回の手法はルック・アップ・テーブルの組み込

〔第48回総会宿題報告〕 平面画像への奥行情報導入の試み (小室)

み等本来の技法からは多少逸脱しているが、しかし専門的知識を反影させる半自動情報抽出機能を取り入れたことで臨床の場にはより密着した画像化法と言える。データ収集の高速化は生理的運動を伴う臓器についても適切なデータ収集の期待があり、この面への応用は本法の機能画像への発展を期待させる。また造影剤を用いたコントラスト増強下でのデータ利用は全身的部位への拡張の可能性がある。本法は膨大なデータ量を扱うため、従来の電算機能力では記憶容量、演算処理時間、データ転送時間等の点で実用化は究めて困難であった。しかし電算機技術の進歩、低廉化が進む今日ではこうした危惧は不要の時代となった。3次元データの真の有効利用のためにもその利用が一般化することを望むものである。

6. ま と め

1) ボリューム・レンダリング法を利用して3次元CTデータから2次元投影画像を作成した。

2) 3次元情報に対するボリューム・レンダリング法を用いた2次元画像化は関心領域の直視画像を得る手法として有効である。

3) 観察者による情報操作は観察者本意の画像化が進められる点で意義があり、同時にこれは情報の有効利用につながると言える。

4) ボリューム・レンダリング法による人体臓器の密度差拡張画像は臨床的意義のある画像を提示する可能性がある。

7. 謝 辞

稿を終るに当たり、第48回日本放射線技術学会総会における宿題報告の機会を与えて頂いた、速水学会長、斉藤大会長並びに役員諸氏に深く感謝の意を捧げます。また本研究実施にあたり終始ご指導を賜りました福井医科大学医学部放射線科教授石井靖先生、同助手木本達哉先生に深甚なる謝意を表します。本報告の取組に当たり、力強いご支援とご助言を賜りました京都大学医学部伊藤春海先生に厚く御礼を申し上げます。尚研究全般に渡り

日夜苦勞を共にして頂いた本学放射線部田中雅人、東村享治、石森佳幸の技師諸兄に心から深くお礼を申し上げます。更に、ご支援ご協力頂いた京都大学胸部研、野村技師長、日立メディコ、佐藤一弘氏、富士メディカル、古川克治氏、三菱化成、村上武栄氏、京都科学、畠和幸氏、の各位に厚く御礼を申し上げる次第です。

8. 参 考 文 献

- 1) 鳥脇純一郎：最近の医用画像3次元表示の基本手法。医用電子と生体工学，24 (5)，293-303 (1986)。
- 2) Marc Levoy：Display of Surface from Volume Data I IEEE Computer Graphic & Applications，May. 1988。
- 3) Karen A. Frenkel：Volume Rendering. Communications of the ACM, 32 (4), 426-435 (1989)
- 4) 塚田利夫：最新ビジュアライゼーション技術。NIKKEI ELECTRONICS, 468, 127-138 (1989)。
- 5) 横井茂樹：医用3次元画像の表示技法BME, 3 (8), 11-17 (1989)。
- 6) 金 秀一，木村満秀，横井茂樹，鳥脇純一郎，松尾導昌：濃度再投影表示に基づく医用三次元画像診断支援システムの開発。医用電子と生体工学，27 (3)，127-133，(1989)
- 7) 仁木 登，河田佳樹，佐藤 均：医用画像のあいまい形状の3次元表示法。電子情報通信学会論文誌，Vol. J73-D-11 (10)，1707-1715，(1990)。
- 8) 江 浩，鈴木秀智，鳥脇純一郎：エッジ情報を組入れた3次元領域拡張法による頭部MRI画像のセグメンテーション。医用電子と生体工学，29 (3)，170-177 (1991)。
- 9) 中嶋正之：ボリューム・レンダリングについて。グラフィクスとCAD，54-1，1-8，(1991)
- 10) 池田 充，佐久間貞行，古平 毅，浅井英彰：画像処理臨床への実用性—Voxel Viewの使用体験を含めて—。新医療，2月号，85-88，(1992)。