

連 載

## 医用ホログラムの画像処理

佐久間 貞行

三次元動画像および三次元静止画像の表示は一般にコンピュータグラフィックス等に用いられる疑似立体表示(pseudo-3D)と、X線立体撮影に代表される両眼立体視(true 3D)に分けられる。内視鏡下手術、コンピュータ支援下手術等で用いる画像は両眼立体視が必須である。医療用CTに装備されている3D表示は前者である。両眼立体視はできない。医用ホログラフィック三次元表示に用いられる映像も、この疑似立体表示の処理で立体感の強調が行われてきた。そのためCT値等の医学的に重要な情報もしばしば失われてきた。しかし医用ホログラフイー三次元表示は本来両眼立体視に属するものである。それに用いられる画像群が視差(パララックス)や空間位置情報(奥行き標本化情報)を有していれば自然な立体視ができる。実際に医用として利用されているホログラフイーの三次元表示の方法には、断層面多重記録法と、マルチプレックス・ホログラム<sup>1)</sup>と呼ばれる方法がある。ここではマルチプレックス・ホログラム用の画像処理について述べることにする。

医用マルチプレックス・ホログラムに用いられる画像は、X線回転撮影による連続画像と、多層X線CT、あるいはMRIのように三次元データとして得られた画像である。

これらの画像からホログラムを作成するには、ホログラムを作成するためにコントラストを強調する必要がある。その画像処理のために、医学的に重要な情報が失われる事もある。

自動ホログラム作成装置(医療診断用立体視システム<sup>2)</sup>)ができたので、この装置にX線CTやMRIの三次元データ画像を取り込むことのできる画像処理法の開発が必要になった。またこれまでのホログラムは表面の形状を示す画像であったが、本来X線CTやMRIが三次元データとしてもっている内部の情報<sup>3)</sup>の表示もできるホログラム画像の画像処理法も併せ開発した。

画像処理の流れは、まず前処理としてスライスデータのボクセルに対するX

YZ方向の標本化を行う。

つぎにホログラムとしては不要な画像（例えば寝台、着衣、骨、軟部組織など身体の一部）を、空間的に領域抽出（円の内側、多角形の内側、左右半分など）により、或いはスライスデータのウィンドウ幅とウィンドウレベルを選定して、グレースケール上で取り除き、見たい部位のデータのみを抽出する。

このデータに対して大きく分けて二つの画像処理を選択することができる。一つは関心領域の表面を抽出しZ軸方向（スライス間方向）につなぎ合わせた三次元表面像に影付けし、1度毎360度の投影像（サーフェスレンダリング像）を作成する。一般にX線CT等で撮影される画像はピクセルサイズよりスライス厚の方が大きい。そのためボクセルは直方体となり、比較的情報量の少ない三次元表面像の場合、画質の悪さが目だつ。よってこの場合にはスライス補間を行う。普通、補間スライスは、上下のスライスの同じ位置の画素の値を一次補間する。スライスを一枚だけ挿入するならば、平均をとることで容易に行える。しかし、この場合二つの問題がある。一つは、この補間は位置が変わると画素の値がなめらかに変化するという前提での補間であり、実際には骨と軟部組織の境など異なる組織間は急激に値が変化するため、正確さに乏しいということである。もう一つはスライス画像で行う補間は不必要画像の抽出の前に行うため、抽出処理を行うスライス数が多くなることである。ここでは抽出後の0または1に二値化されたスライスで補間を行う。補間によって合成される二値化スライスの各画素の値は次のように決める。

上下のスライスの同じ位置の画素が同じ値の場合はその値を取る。

違う場合はそのスライス上の8近傍を含めて全部で9画素の1の数をスライス間で一次補間し、値が4.5以上なら1、そうでなければ0とする。上下のスライスの計18画素の1の数が9以上あれば補間スライスの画素は1である。よって上のスライスが6個、下のスライスが4個で、計10個となるため補間スライスの画素は1となる。ただし、この方法においても物体の形はなめらかに変化するという前提が必要である。

同一スライスデータから表面像を二種作成した場合はそれらを重ね合わせることができる。重ね合わせたときの濃度或いは色の比重は自由に選択できる。もう一つの画像処理は表面を抽出するのではなく、CT値等のグレイレベルを帯域限定し、それ以外の画素を0とおき、投影方向に積算し、Z軸方向につなぎ合わせグレイレベル帯域限定像とした、1度毎360度の投影像を作成する。

以下この投影像を積算投影像と称することにする。

これらボクセルデータから三次元表面像と積算投影像を作成する際、画質が劣化する。そこで、投影する処理のときだけマトリックス数を倍にして計算して、画像はまた元のマトリックスに戻す。この方法で画質の劣化を防ぐことができる。

これら三次元表面像と積算投影像は平行投影により得られた画像であり、視線とは合致しない。したがって実際にホログラム上でその像を観察するときは、視差によりその像に歪が生じる。よってその空間歪の補正が必要である。

またホログラム作成時の物体光入力デバイスとして電気光学素子である液晶板を用いており、その液晶板の濃度に関する入出力特性の補正も行う必要がある。

最近のX線CTやMRIの装置は、三次元表面像を得る機能を既に持っているものがある。この場合はその映像を直接ホログラムに焼き付けることが本システムでは可能である。しかし上述のようにホログラム観察の際の画像の歪は生じる。このような三次元表面像は、主に形態観察や形態計測、あるいは医学教育の支援に用いられるので、歪のないことが望ましい。よって、このようなX線CT等で作成された三次元表面像等を本システムのようなホログラムシンセサイザーに入力するためにはシステムに歪補正機能が必要である。

また積算投影像は単画では立体感はないが、ホログラム上では視差を有するので、CT値等を損なうことなく自然な立体視が可能である。また、グレーレベルの帯域を選定できるので、従来では得られなかった完全に骨を外したX線像や、乾燥骨のようなX線像が得られる。もし将来X線CTやMRIの装置に三次元表面表示機能と積算投影機能が装備されるようになれば、自動ホログラム作成装置（医療診断用立体視システム）における必要な画像処理は歪補正のみとなり、本装置の著しい小型化が可能である。また画像データ転送にNTSC映像信号を介することができるので、NTSCコンバータの付いている各種CTのみならず超音波画像や、X線TV等からのホログラム作成もできる。

結論として、医用ホログラムの画像処理に必要な機能は歪補正であり、三次元表面表示機能と積算投影機能を共に有することが望ましい。

この研究は、服部知彦（名大医療技術短大部放射線技術学）、見崎敏一（オムロンデータゼネラルソフト開発）、両氏との共同研究による。

文献

- 1) Tsujiuchi J, Honda T, Suzuki M, et al: Synthesis of Multiples Hologram and Their Application Objects. SPIE 523,33,1985.
- 2) Suzuki M, Saito T: Development of Automatic Hologram Synthesizing Machine and Viewer. SPIE 1667,90,1992.

(名古屋大学名誉教授・テルモ研究開発センター長)