

- 2 3D-CT

石風呂 実

2
3D-CT

三次元画像とは、ある画像情報を処理することで立体的に可視化したものをいう。CTでは、連続したスキャンデータから得られる画像情報を処理することで立体画像に構築した画像のことである。すなわち、ヘリカルボリュームデータから、人体臓器などの構造物を立体画像に表示し、形態学的診断に応用した画像を3D-CT (three dimensional computer tomography image) という。

さらに、造影剤を併用し、血管像を構築する画像は3D-CTA (CT angiography) といわれる。

三次元画像は、二次元画像へ投影した可視化処理したボリュームレンダリング、ボリュームデータを任意二次元断面で観察するMPR画像、コントラスト値の大小で投影したMIP、MinIPなどをいう。しかし、それらは従来の横断面の取り扱いと同じウィンドウ幅(WW)、ウィンドウレベル(WL)での調整で表

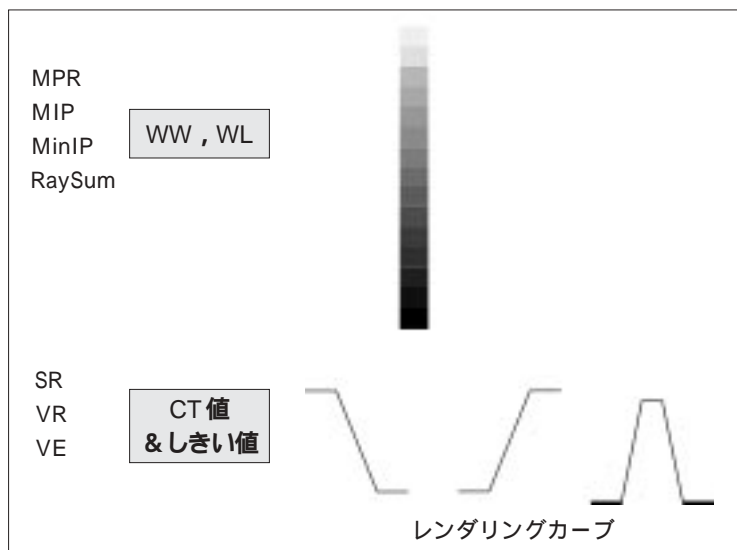


図1 三次元画像データの表示方法

示する．また，CT による三次元画像はCT 値に置き換えて目的となる臓器(部位)のしきい値で表現する．その処理法には数種類がある¹⁾(図1)．

1．三次元画像表示法

投影法には平行投影法と透視投影法の2種類がある(図2)．

平行投影法は光線がすべて平行に進む投影方法で，形状が歪まないという特性を持つものである．透視投影法は，光線が特定の1点から通り抜け放射状に広がる投影方法のことをいう．通常の三次元画像処理は平行投影法を使用し，仮想内視鏡表示(virtual endoscopy: VE)においては透視投影法を用いる．

レンダリング法は多種多様であり，用途に応じて使い分ける必要がある．代表的なものとしてMIP，MinIP，RaySum，SR，SSD，VR，VEがある．

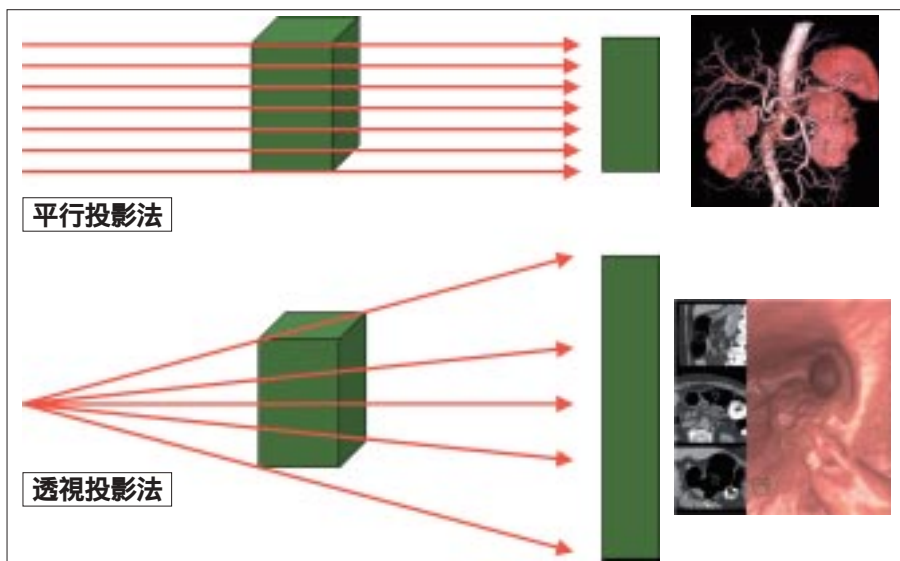


図2 投影法

平行投影法は光線がすべて平行に進む投影方法で形状が歪まないという特性を持つ．透視投影法は光線が特定の1点から通り抜け放射状に広がる投影法(辺縁の形状は歪む)．

最大値投影法(maximum intensity projection: MIP)は光線の経路上の最大信号値を、その光線の信号値とする(図3)。

最小値投影法(minimum intensity projection: MinIP)は光線の経路上の最小信号値を、その光線の信号値とする(図4)。

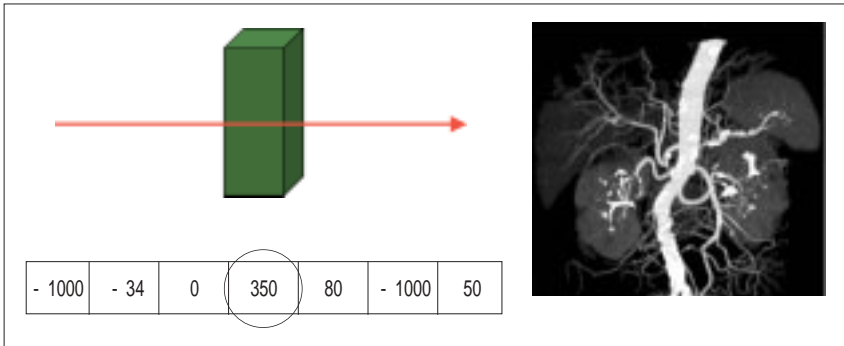


図3 レンダリング方法(MIP)

CT値の高い領域を投影した処理法である。特に、CTA でとらえた血管情報をDSAと同様な画像処理で観察する場合よく使われる簡便な処理法。

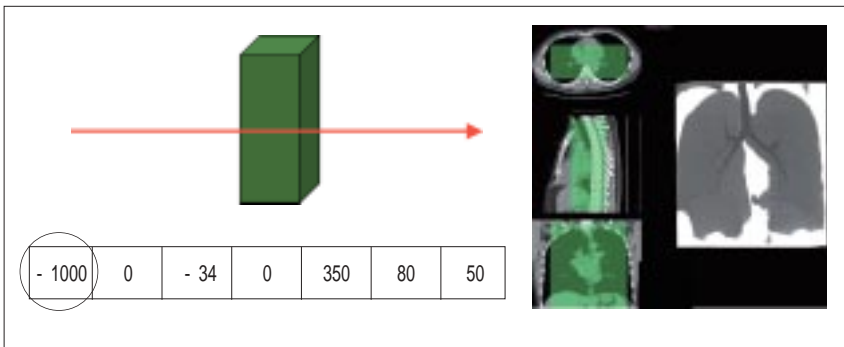


図4 レンダリング方法(MinIP)

MIP処理法の反対で限りなく空気(-1000)に近いCT値を領域投影した画像処理である。

RaySum(ray summation)は光線の経路上の平均信号値を，その光線の信号値とする(図5).

サーフェスレンダリング(surface rendering: SR , shaded surface display: SSD)法はあらかじめしきい値を設定し，光線の経路上に該当する最も手前の信号値を，その光線の信号値とする(図6a , b).

ボリュームレンダリング(volume rendering: VR)法は光線の経路上の信号値を，前方から順に不透明度と光の減衰，色を考慮して画素値の色とする(図7a , b). また，影あり，影なしの処理も可能である .

仮想内視鏡法(virtual endoscopy: VE)は気管，血管などのしきい値を設定し，内腔(内側)から観察する方法である . この場合通常のレンダリングと異なるので，三次元ボリュームデータのなかから外へ向けて視点があるため，視野角度の調整が必要である²⁾(図8).

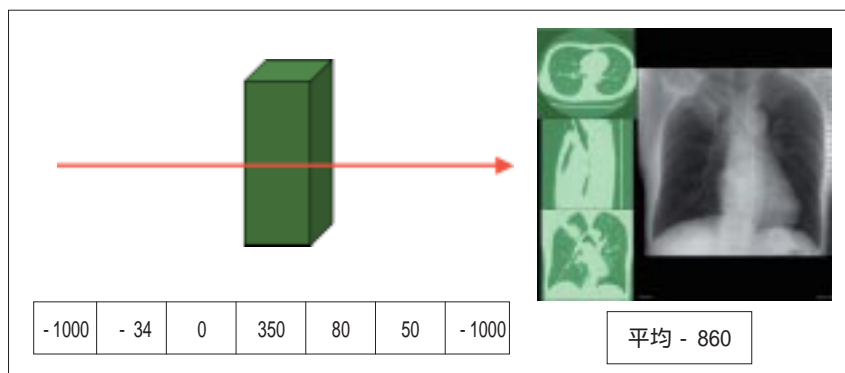
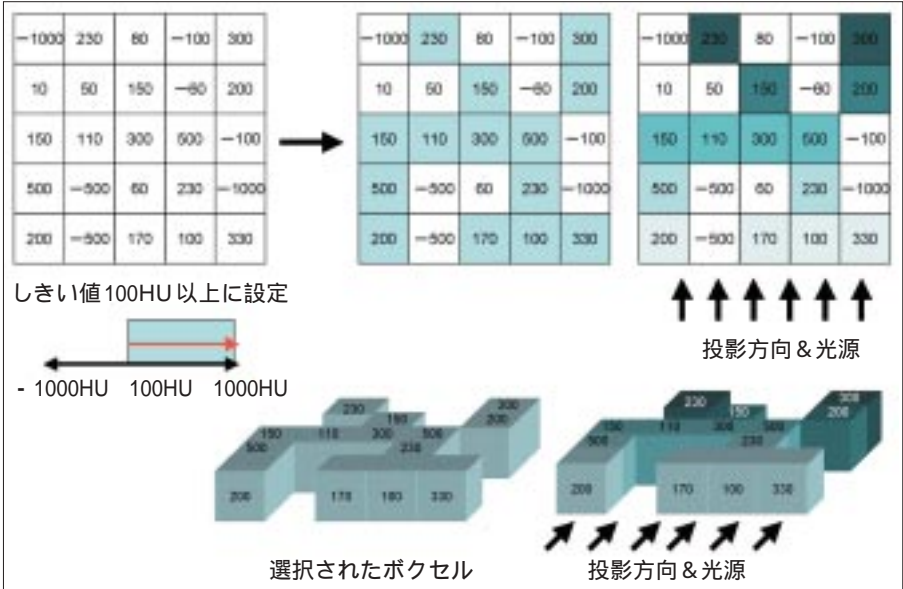
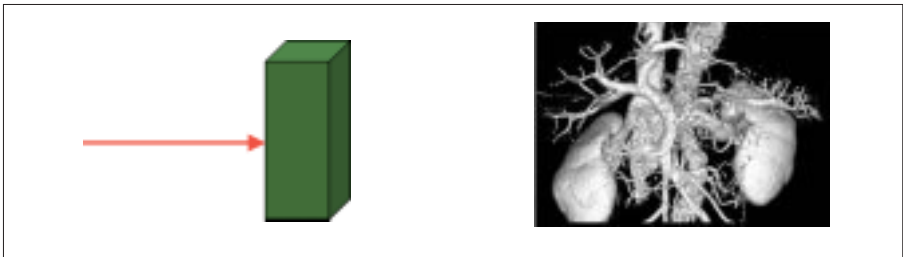


図5 レンダリング方法(RaySum)

X線単純写真に似せた画像処理法．過去のX線単純写真との比較に用いる(follow-up 時に応用).



a



b

図6 サーフェイスレンダリング法(SR, SSD)

- a 目的となる部位をしきい値で選択する．サーフェイスレンダリングはグレースケール諧調で例えると2階調(白か黒)．三次元画像は残されたボクセルを表示している．また，光源の強度は手前から順に減衰していく．
- b 三次元画像処理法の初期型であり，CT値の差がある領域において表示したいCT値(しきい値)で立体画像として表現する方法である．3D-CTAなどにおいては，末梢血管の造影のムラによって三次元画像処理時に血管の一部を失うことが多く見られるので，現在はVR法に移行している．

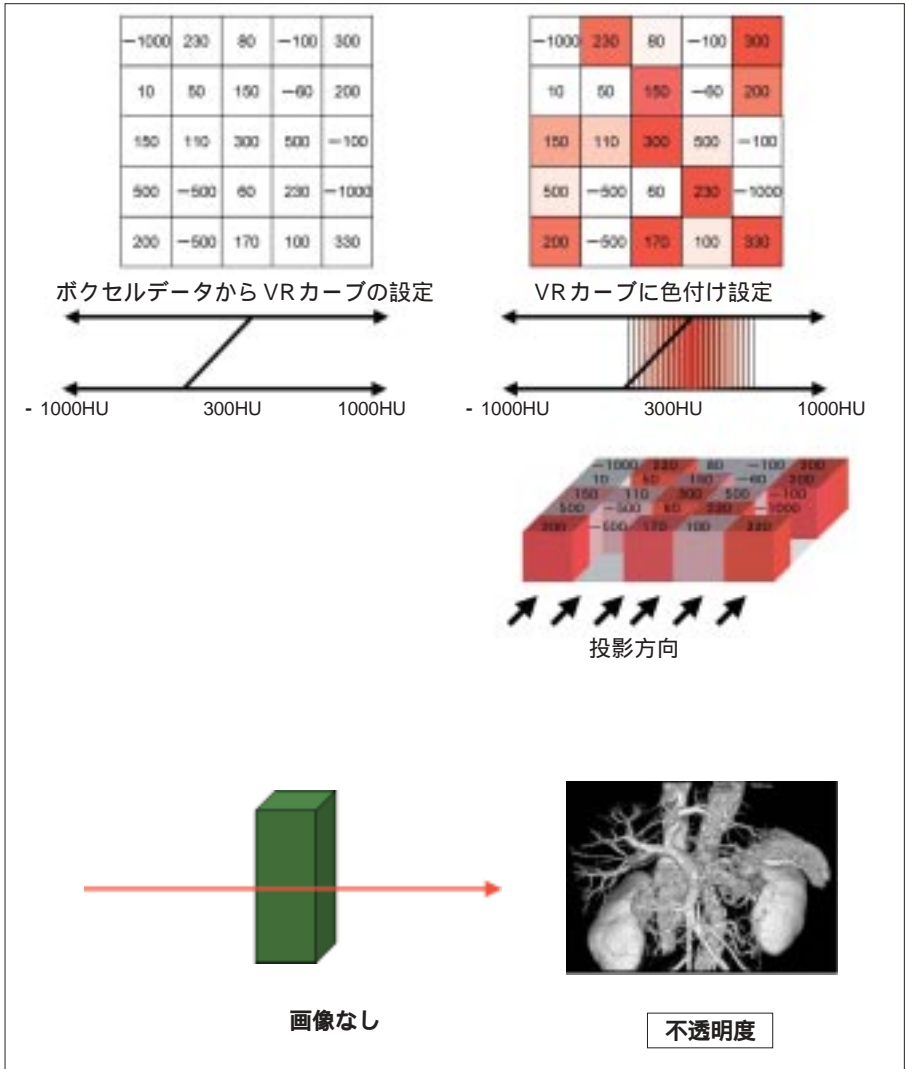


図7 ポリウムレンダリング法(VR)

現在の三次元画像処理はVR法が主流である。表示したい領域のCT値の上限値と下限値範囲をオパシティーカーブで立体的に表現する方法で、SRの短所である造影のムラなどで血管の走行を見失うことを改善した処理法である。

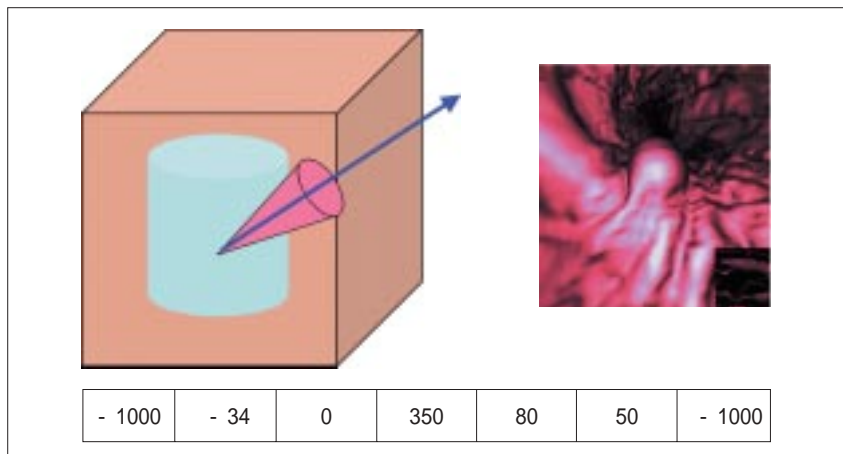


図8 仮想内視鏡法(VE)

三次元画像処理をした部位を光学内視鏡と同様に観察または表示する方法である。極端にCT値の差を生じた領域に用いると、臓器内腔の隆起病変などをより詳細に確認できる。特に消化器領域に用いられる表示法である。他に血管内腔表示、内視鏡手術のシミュレーションにも幅広く応用されている。

2. 3D-CTA (three dimensional CT angiography)

血管造影にきわめて近似した血管像の描出により造影ヘリカルCTによって短時間で低侵襲的にボリュームデータを取得し、病変部の詳細な三次元的観察、評価を可能とする撮影をいう(図9)。



MIP 像

VR 像

図9 3D-CTA



形態診断をCT画像で行うための条件

形状の変化が少なく、実際の物体を忠実に再現すること。三次元画像として表示したい部位または臓器のしきい値の設定は、その臓器のCT値で設定すると消失または形状が細くなるため忠実に表示できない。オパシティーカーブの中央値(しきい値設定)は、その臓器の平均CT値と周囲組織の平均CT値の間に設定することで形状再現性が良好となる。被検者、撮影条件によりCT値の変化があるので個々に調整の必要がある。

元画像の情報を3D作業により失っていないか、アーチファクトの影響による変化はないか証明ができること。

作成者の技量で診断に有用かが決定される重要な作業である。元画像で確認できるメタリックアーチファクト、ノイズなどはCT値が高く三次元画像として表示されるため、作成者は元画像を参照しながらアーチファクト、ノイズの区別を三次元画像上で示すことが重要である。そのほかのアーチファクトも同様である。

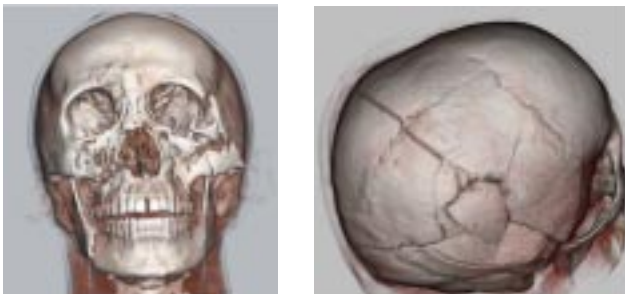


図10 立体的な画像として把握

観察したい臓器のしきい値の設定で全体の状況が把握できる。交通外傷には有効な画像であるため、一般撮影を省略できる。

3. 三次元画像の特長

1. 目的部位(臓器)を立体的な画像として把握できる(図10).
2. 不要な物体を除去することが可能なので目的部位のみ観察可能(図11).
3. 数種類の立体画像をパーツとして扱えるため, 色分けなどの処理によって目的部位が把握しやすい³⁾(図12).



図11 不要な物体の除去

三次元画像においても死角を生じる部位が存在するので, 観察したい部位を選択的に抽出して表示する方法が有効である. 手, 足関節の密接した骨構造の領域, 骨と血管の分離においても用いる手法である.

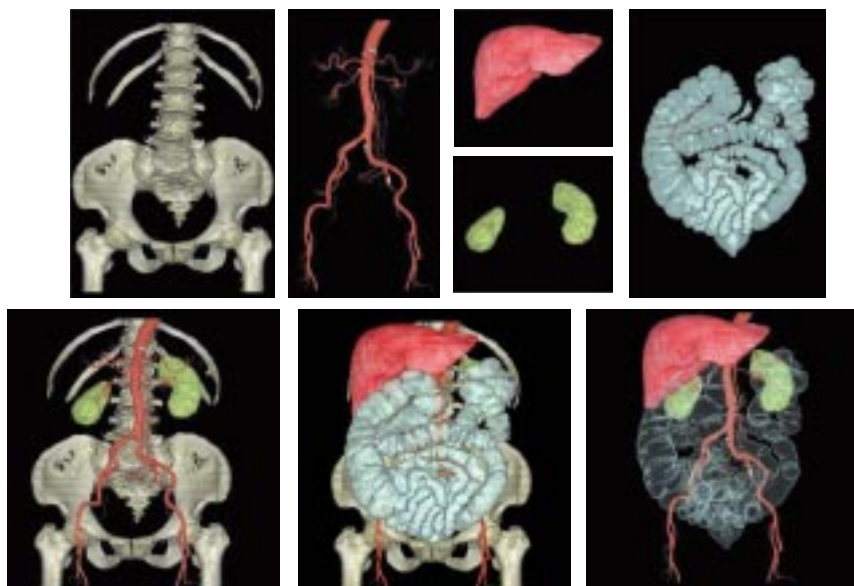


図12 目的部位をパーツにして把握

色分けすると, 単色の三次元画像より目的部位がさらに強調できる.