

Cruising Eye View 法を応用した Curved Planar Reconstruction 法の開発と臨床応用

Development and clinical application of Curved Planar Reconstruction images

谷口 拓樹¹⁾ Hiroki Taniguchi
林 宏光²⁾ Hiromitsu Hayashi

後藤 良洋¹⁾ Yoshihiro Goto
隈崎 達夫²⁾ Tatsuo Kumazaki

¹⁾ 株式会社日立メディコ 技術研究所

²⁾ 日本医科大学 放射線科

MPR(Multi Planar Reconstruction)画像はCT画像としての情報を全て保持しており、従来より診断上有用とされてきたが、血管等の管腔臓器をその中央に沿った曲面で切断するMPR画像(CPR:Curved Planar Reconstruction)を構成するのは容易ではなかった。これは、管腔臓器の中央に沿った曲面の設定が困難なためであった。

仮想CT内視法(CEV : Cruising Eye View[®])の視点位置が管腔臓器の中央付近にあることに着目し、仮想CT内視法の視点座標を含む曲面で、管腔臓器をその長軸方向に切断し、画像を再構成することを試みた(CEV-CPR)。血管疾患(大動脈及び末梢動脈)、呼吸器疾患(右上葉の肺腺癌にいたる気管支)への臨床応用の結果、常に血管あるいは気管支の走行に沿ったCPR画像を再構成することができた。

さらに、定量的評価法としての精度を知るため、パイプ状S字形ファントムを用いた実験において、CPR画像上の2点間の最短距離計測を施行した結果、真値との誤差が0.7mm以下であることが確認できた。

It has been considered that Multi Planar Reconstruction (MPR) image is important for diagnosis because the MPR has all information as CT image. But it is difficult to reconstruct MPR image cutting along the median centerline of tubular organ, including vasculature, tracheal and bronchial system.

It has been well known that view positions of Cruising Eye View (CEV) are approximately along the median centerline of tubular organ. So we tried to reconstruct the MPR of tubular organ along view positions(i.e., Curved Planar Reconstruction : CPR) and found that the CPR is useful for diagnosis.

We have confirmed that all measurements were within 0.7mm of truth in the shortest length between two points in a phantom(Pipe-shaped S type phantom).

Key Words : Multi planar reconstruction, Cruising Eye View[®], Curved planar reconstruction

1. はじめに

高速らせんCT装置の普及によりCTの体軸方向の連続性は著しく向上し、MPR(Multi Planar Reconstruction)画像も高画質化した。MPR画像はCT画像としての情報を全て保持しており、診断上有用であるが、血管等の管腔臓器において、その中央に沿った曲面で切断するMPR画像(CPR:Curved Planar Reconstruction)を再構成するには大変な作業を伴っ

た。なぜなら、管腔臓器中央の切断曲面で切り取った画像をMPR画像として表示するには、管腔臓器中央に沿った点列の座標を必要とするが、従来、この点列の座標はマウス操作により手動で入力され、正確なものではなかったからである。

仮想CT内視法は現在、主に血管等の管腔臓器の内面を表示するために使用されている。視点位置を管腔臓器の外に設

定する場合も稀にはあるが、通常は管腔臓器の内部に視点を置いて、視点位置を移動させつつ観察することが多い。この場合、視点位置は管腔臓器の中央付近にあるため、これらを上記の切断曲面を決定するための点列の座標として利用できると考えられる。仮想CT内視法での視点座標を含む曲面で管腔臓器をその長軸方向に切断し、切断面画像を再構成することを試みた(CEV-CPR)。

2. 切断曲面の設定と切断画像の表示方法

CEV-CPR法は、仮想CT内視法(CEV)で作成された視点位置を参照し、視点座標を含む曲面で管腔臓器を切断することによって、切断面上の画像を再構成する方法である。CEV画像作成方法には2種類の再構成モード(仮に直線化モード、非直線化モードとする)がある。前者の特徴は解剖構造に沿った断面像を構成することから、対象となる管腔臓器と周辺画像の両方の位置関係を容易に把握することができる。一方後者は、管腔臓器の直線的な表示が可能なることから、特に複雑な構造を示す大腸や気管支の表示に有用であると考えられる。

a) 視点座標の自動決定

図1に視点座標を自動的に決定するための自動前進処理(auto cruise)を示す。最初に初期の視点位置および、どの領域を表示するかを決定づけるしきい値を設定する。その後、視点を自動的に抽出・更新しながら、管腔臓器内を前進していく。auto cruiseは、視点から見た管腔臓器内の最深部を自動的に検出し(図1では黄色の丸印で表示した箇所)、視点と最深部の線上に新たな視点を自動的に設定して前進していく方法である。この方法で求めた新視点から視線方向及び新たな投影面を決定し、次々とCEV画像を作成し表示していく。この時、視点位置座標がメモリ上に記録される。図1のCEV画像は、surface rendering法で陰影づけされているが、volume rendering法でも可能である。管腔臓器に分岐がある場合でもauto cruiseは可能であるが、やはり最深部を目掛けて前進する。ただし、マウスで方向を指示した場合はそちらが優先され、マウスで指定した方向に進むようにしてあるので、進みたい方向を操作者が指示することは可能である。

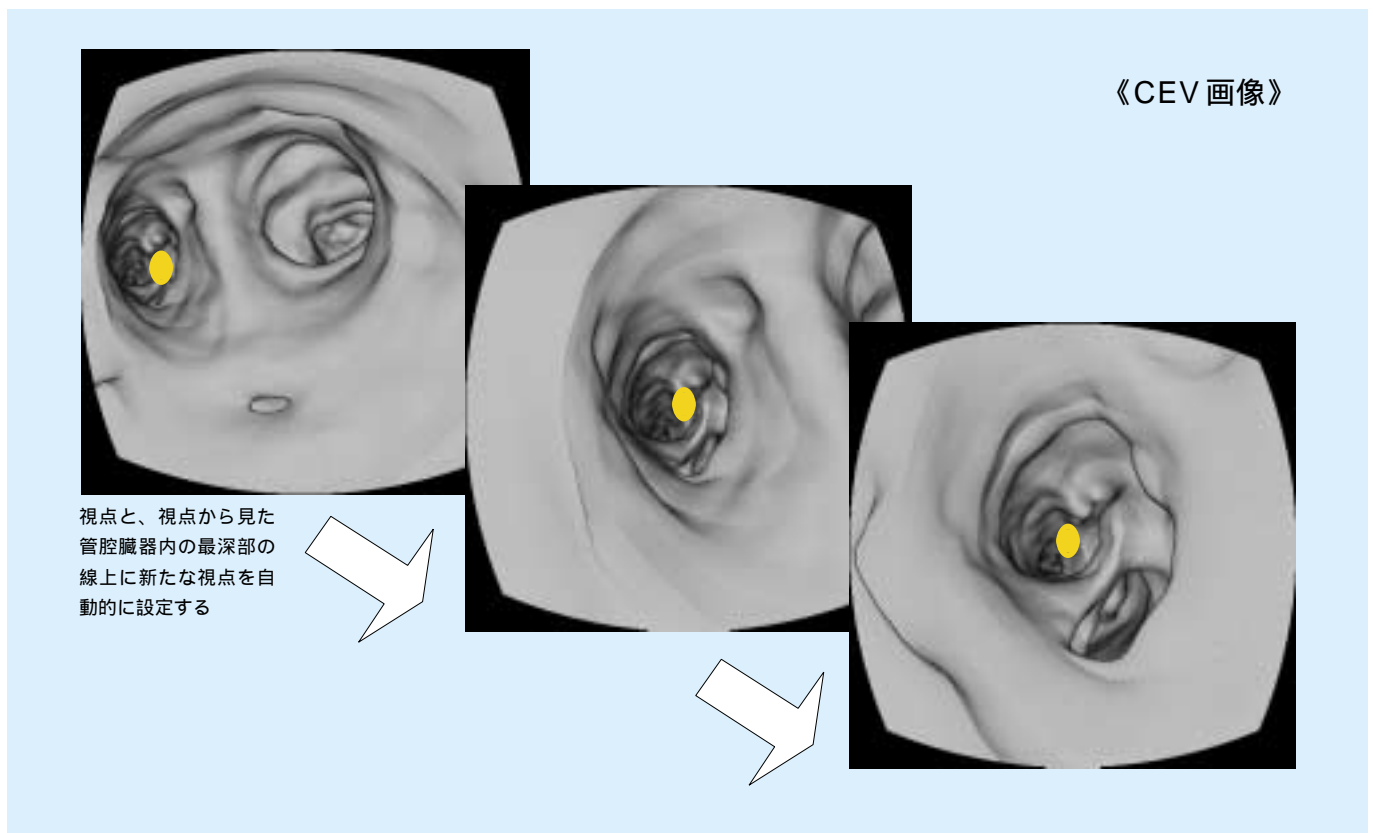


図1：管腔臓器内の自動前進(auto cruise)

次々とCEV画像を作成し表示していく際、視点位置座標がメモリ上に記録される

b) CEV-CPR の非直線化モード

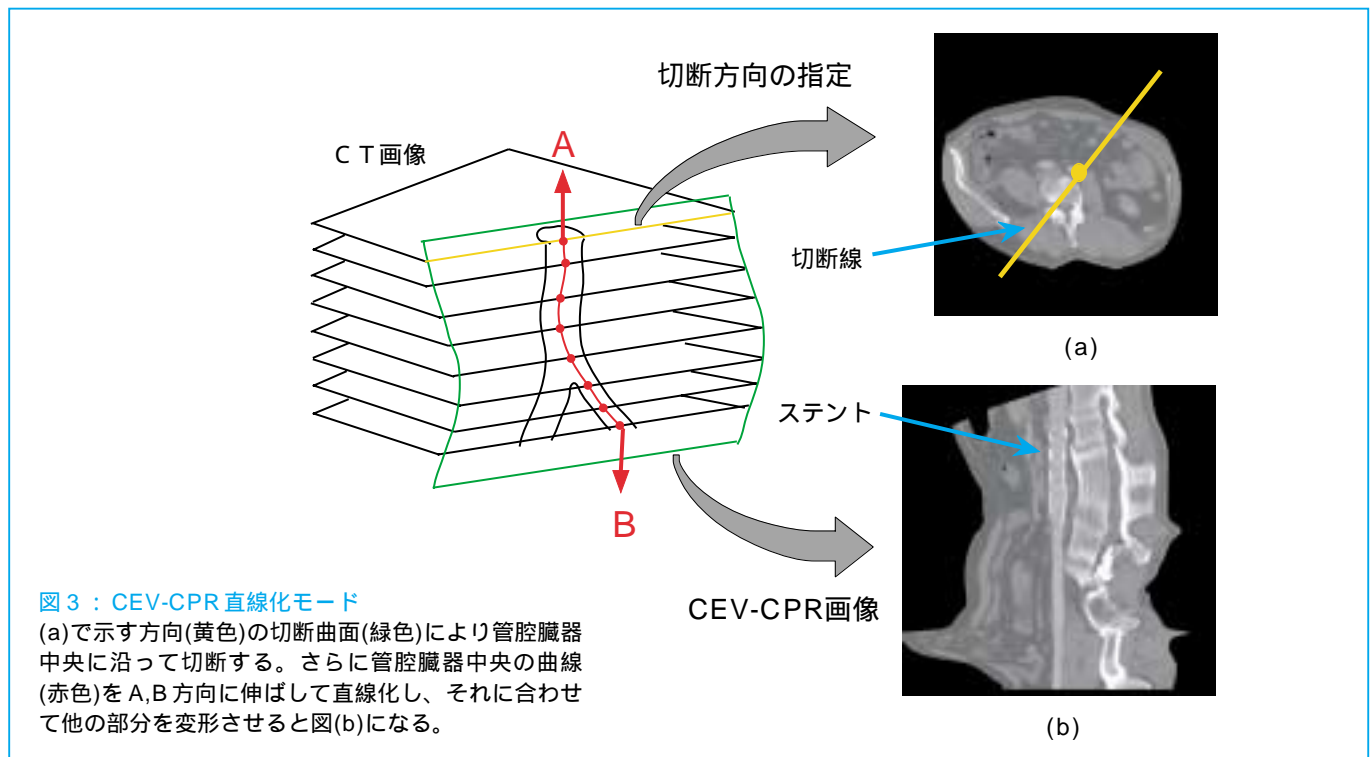
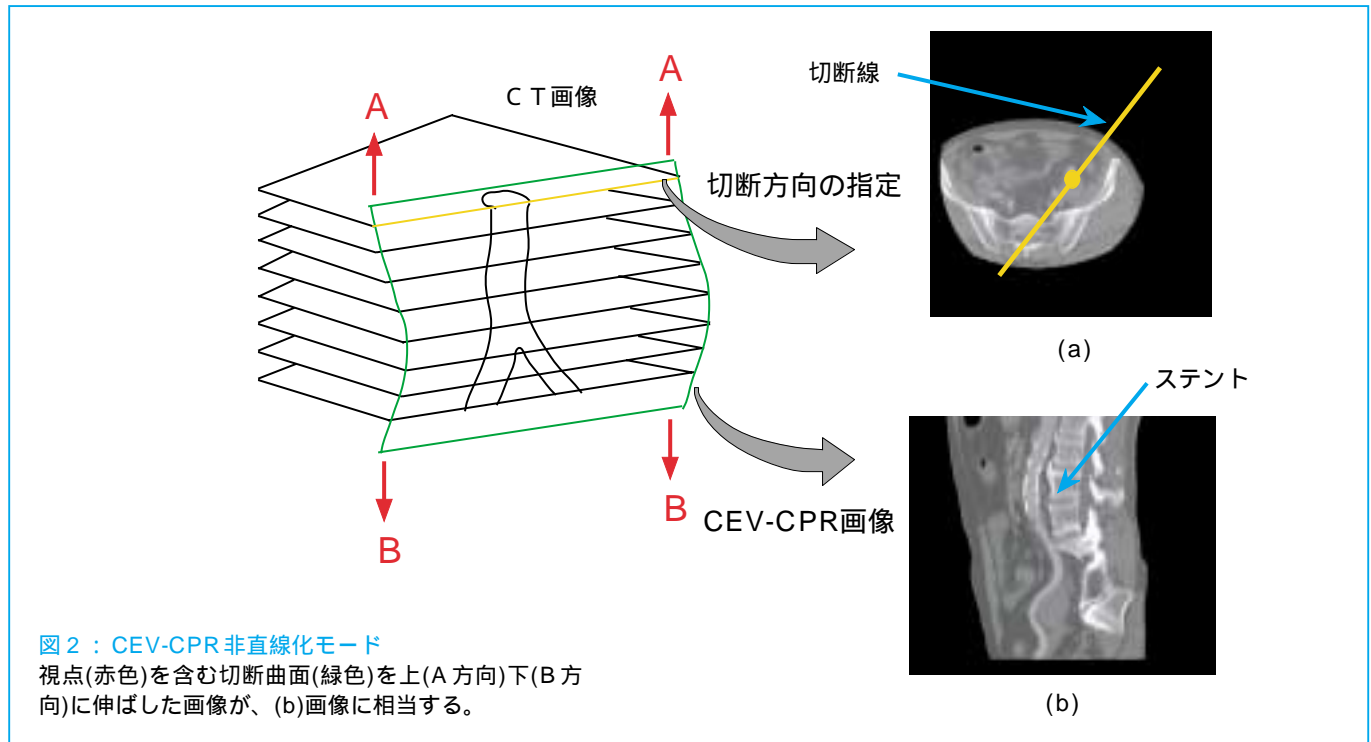
図2にCT画像と切断曲面との関係を示す。(a)で示される黄色の直線の向きをマウスで指定すると切断曲面(緑色)の向きが決定される。一般に面は線の集合であるので、切断曲面は視点を含む切断線の集合として決定される。当然、CT画像のスライス間隔が広い場合は、その間を補間して求めることになる。ここでは、二本の管腔臓器を同時に切断しないと仮定しているので、切断曲面にねじれは無い。

さらに、視点(赤色)を含む切断曲面(緑色)を上(A方向)下(B方向)に平に伸ばし、(b)画像を得る。

c) CEV-CPR 直線化モード

図2は解剖構造に沿った断面像を構成する方法であるが、ここでは、管腔臓器を直線的に構成する方法を示す。図3にCT画像と切断曲面との関係を示す。一般に面は線の集合であるので、切断曲面は視点を含む切断線の集合として決定される。非直線化モードと同様に、CT画像のスライス間隔が広い場合は、その間を補間して求めることになる。ここでは、管腔臓器の切断位置を限定しないため、切断曲面にねじれがあっても構わない。

さらに管腔臓器中央の曲線(赤色)をA、B方向に伸ばして直線化し、それに合わせて他の部分を変形させると図(b)になる。



3. 画像例

図4(a)、(b)に腹部大動脈瘤ステントグラフト治療後症例のモード毎のCPR画像を、図5に右上葉肺腺癌にいたる気管支の非直線化モードによるCPR画像を示す。CPR画像は、切断曲面の向きを0度、45度、90度と変化させたときの画像である。屈曲蛇行する管腔臓器が常に表示され、各々の特徴を示した画像が得られていることがわかる。

4. 処理時間

表1にCPR画像を再構成するための処理時間を示す。動作環境は以下の通りである。ここで計測部位によって再構成される画像の大きさにばらつきがあることを留意しなければならない。例えば、対象部位がわずかなスライス画像内に存在する場合でも、そのvolume data内で蛇行している対象物

であれば、その長さ分だけ画像が再構成される。再構成される画像の大きさは512 × ライン数となる。

動作環境

装置 : Sun Ultra1 Creator3D 167MHz

OS : Solaris2.5

メモリ : 1024MB

データ : CT画像(512 × 512 × 2byte)147枚

再構成領域 : 大動脈及び末梢動脈

表1 : 再構成時間

再構成方法	ライン数	再構成時間(s)
CPR1	451	1.07
CPR2	479	1.14

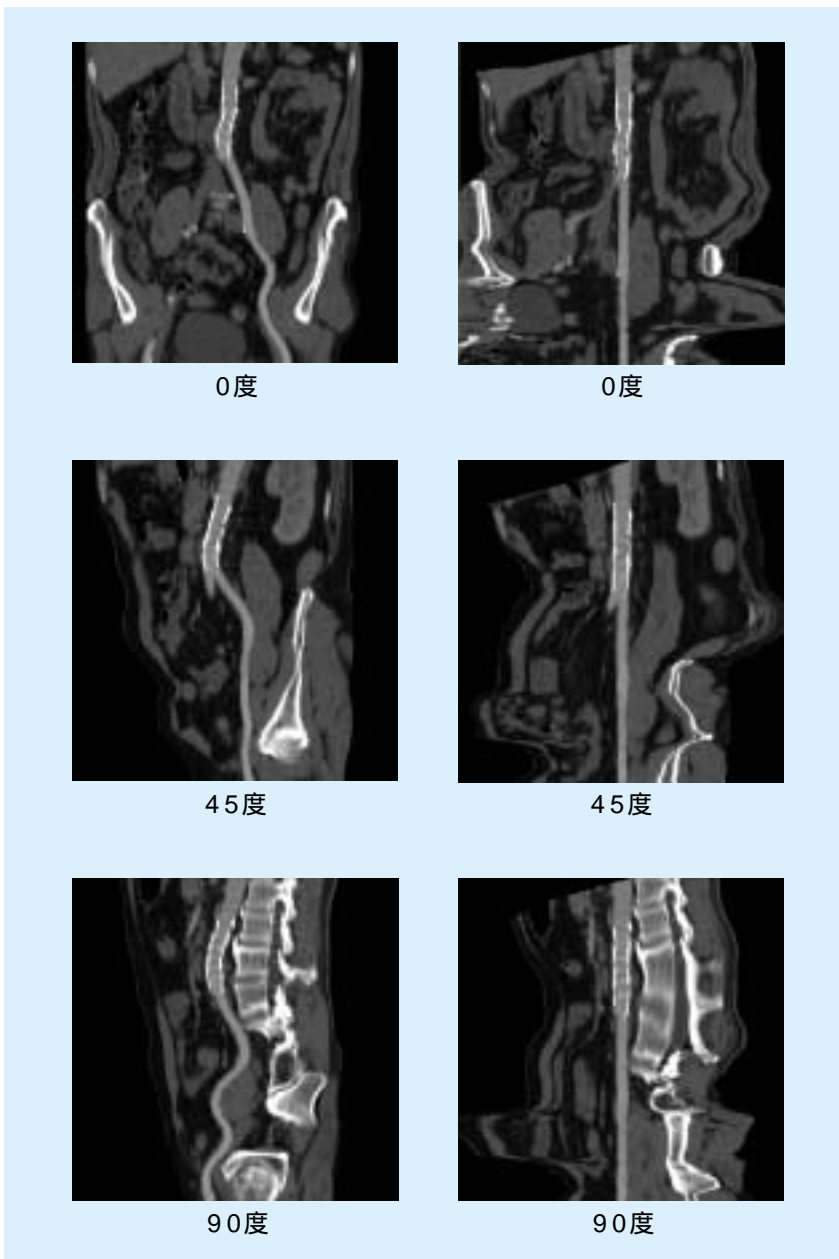


図4 : 腹部大動脈瘤ステントグラフト治療後症例
(a)CEV-CPR非直線化モード (b)CEV-CPR直線化モード

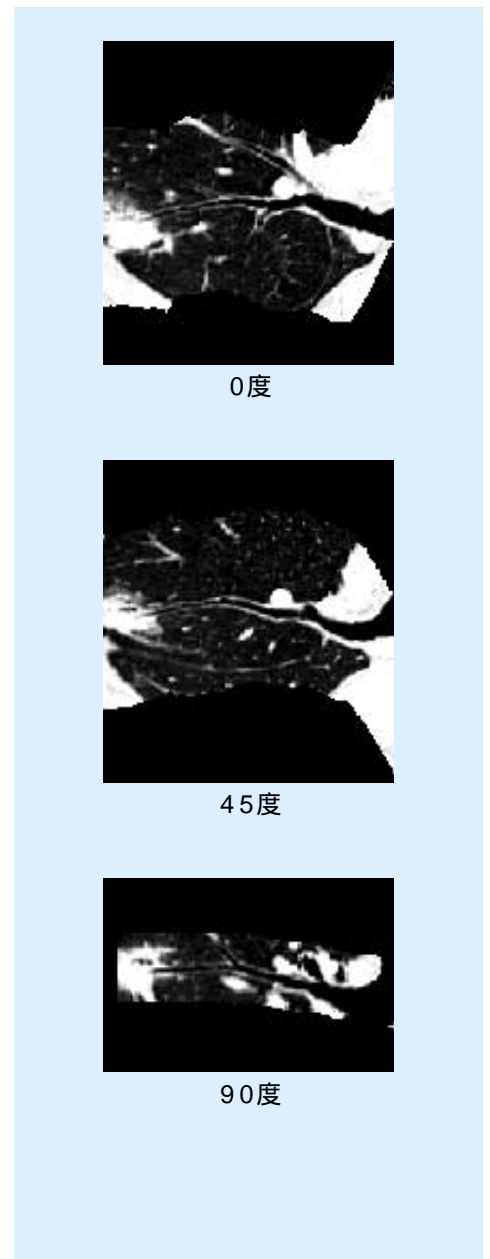


図5 : 右上葉肺腺癌
CEV-CPR非直線化モード

5. 操作

CPR画像を再構成する場合の操作手順は、まず連続的にCEV画像を作成し、切断曲面を決定するための点列の座標を求める。この座標は必要に応じてインタラクティブに修正可能である。次に、どの再構成モード(直線化モードあるいは非直線化モード)で表示するかを選択する。最後にCPR画像を再構成し、表示する。

6. 計測処理精度

a) 実験方法

実験では、アクリルパイプをS字型に変型させ、パイプ内を造影剤で満たしたファントムを用いた(図6)。計測精度評価にはCPR画像上から求めた2点間の最短距離を用いた。2点間の最短距離は、血管を模擬したパイプの直径:真値8mm(各々vessel ①、vessel ②と記す)と血栓を模擬した突起物の距離:真値10mm、6mm(各々thrombi ①、thrombi ②と記す)とした。撮影条件を表2に示す。さらに、切断曲面の向きを0～90度の範囲で10度ずつ変化させ、再構成したCPR画像に対して計測した。CPR画像は非直線化モードを用いた。

表2：撮影条件

スライス厚	2mm
テーブル送り	2mm
リコンピッチ	1mm
管電流	150mA
管電圧	120kV
FOV	120mm、0.23mm/pixel

b) 結果及び考察

図7に計測結果を示す。縦軸は計測値、横軸は切断曲面の向きであり、また、4箇所における真値を横線、10試行の平均値を点、標準偏差を縦線で表している。その結果、ファントムの4箇所において、表2の撮影条件で真値に対する誤差が0.7mm以下(約3ピクセル以下に相当)という結果が得られた。誤差要因として、

- (1)体軸断面に比べ、体軸方向の空間分解能が低い
 - (2)視点位置がパイプ中央からずれている
- 等が考えられる。

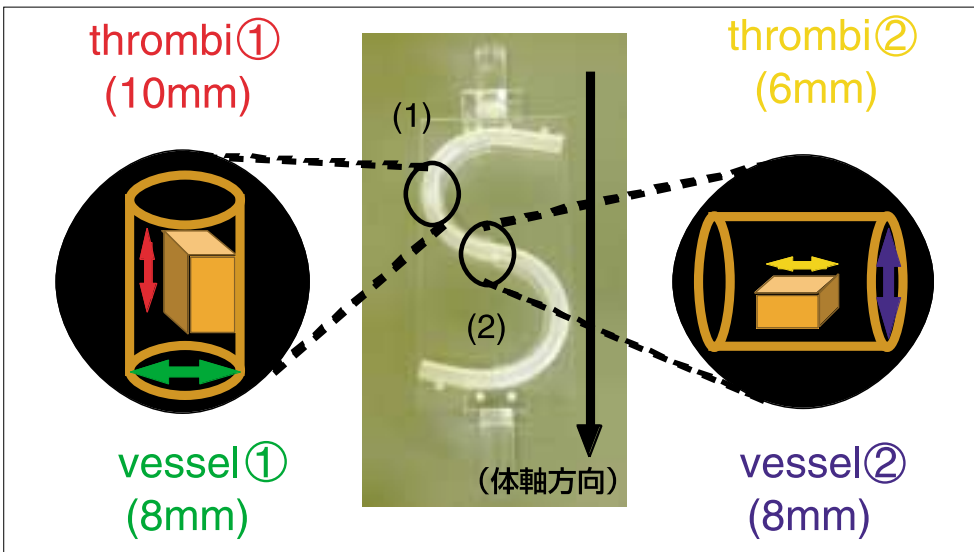


図6：ファントムの形状

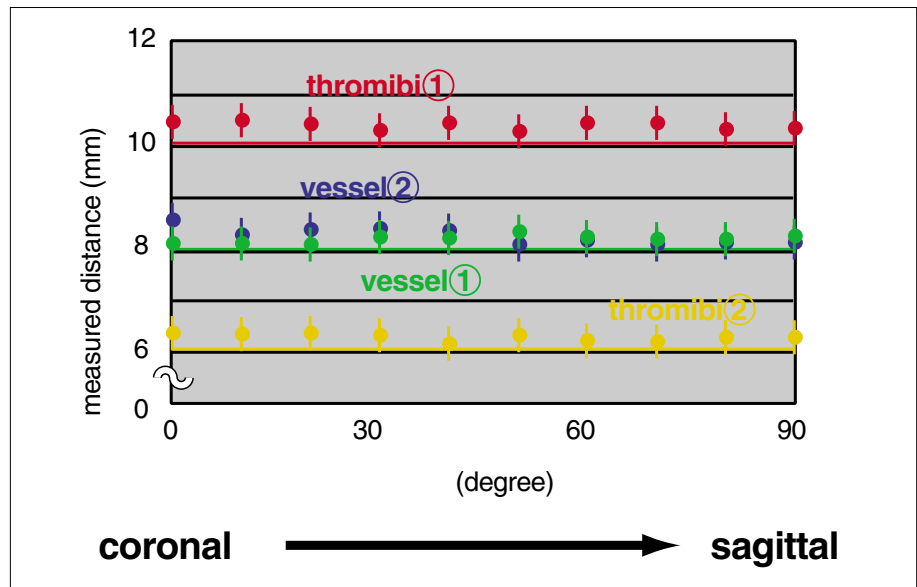


図7：計測精度評価

(1)に対する理由として、

(a)体軸方向に測ったthrombi の誤差が最大で、断層面内で測ったvessel の誤差が最小であること

(b)同様に、vessel において、計測位置が体軸方向から断層面の方向に変化するのに従い、誤差が小さくなること

(2)に対する理由として、CEV法で求められた視点が、真のパイプ中心位置から僅かにずれていることが挙げられる。

7. 臨床的意義および将来展望

高速らせんCTから得られる体軸方向に良好な連続性を有するvolume dataを利用した3次元CTは、低侵襲的診断法として広く臨床に定着した。3次元CTを得るための画像再構成方法には様々な手法が考案されているが、surface rendering法やvolume rendering法に代表される擬似3次元表示により対象を立体的に表示する方法と、MPR法のごとく2次元平面内にCT情報を直接的に変換表示する方法とが多用されている。前者からは立体構造の直観的理解が容易であるものの、しきい値処理による画像情報の欠落や不適切な不透明度の設定による画像修飾などを生ずることがある。一方後者はCT画像情報の全てを保持しており、本来、CT横断像と同等の診断能を有しているものの、切断面の決定には再現性を欠き、ことに屈曲蛇行する構造物の走行に沿う断面の展開を意図する際には、その客観性、妥当性に大きな問題を含んでいた。

今回これらの難問を解決し、より客観的で簡便な手法から3次的に屈曲蛇行する構造物の走行に沿った断面を展開する新しい変換表示法として、仮想CT内視法であるCEV法の観察視点の位置情報を利用したCEV-CPR法を開発した。本法の初期臨床応用として、近年増加傾向の著しい大動脈瘤や閉塞性動脈硬化症に代表される動脈硬化性血管疾患と、関与する解剖構造物の正確な評価が求められる呼吸器悪性腫瘍に応用した。その結果、CEV-CPR法により常に評価対象となる管腔構造を中心とした断面を展開することができ、全周性に病変部を評価することが可能であった。また得られた画像はCT情報の全てを含んでいるため、血管疾患であれば病変部の性状評価が可能となり、いわゆる3次元CT血管造影では表示・評価し得ない、病変の本質に迫る画像情報を得ることができた。また表示法として、被験者の位置情報を反映する非直線化モード(絶対的表示法)に加え、断面を視線方向に延長して表示した直線化モード(相対的表示法)を開発したことで、複雑な走行を示す臓器を単純化して表示することが可能であり、この結果、容易に病変部の定量的評価を行うことができた。

本画像処理法の臨床応用が可能な分野は多岐にわたり、今回検討した血管系、気管-気管支系以外にも、欧米を中心に熱心な研究が展開されている上部及び下部消化管、脊椎側彎症や変形性脊椎症の評価などの整形外科領域などにおいて、新たな視点から病変を評価することが可能になるものと期待できる。

CEV-CPR法は3次元画像診断の方法論に大きなインパクトを与える再構成法である。本処理法が一般化することでsurface rendering法やvolume rendering法に代表される、

いわゆる3次元CTにより直線的に病変を把握し、その後、CEV-CPR法により2次元CT横断像を読影するように詳細に病変部を理解することとなる。今後、多列検出器型CT(multidetector-row CT)によりデータを取得することで、体軸方向の空間分解能は格段に上昇し、その定量性もさらに良好になるものと考えられる。このような観点から、CEV-CPR法は今後の3次元画像表示の中心的役割を担う再構成法になるものと期待される。

8. おわりに

- (1)CEVで作成された視点位置を参照し、視点位置に沿った切断画像を構成するCEV-CPRアルゴリズムの開発を行った。
- (2)CPR画像における2点間の最短距離計測において、誤差0.7mm(3ピクセル当、条件:スライス厚2mm、テーブル送り2mm、リコンピッチ1mm、FOV120mm)以下の精度を確認した。
- (3)CEV-CPR法により、屈曲蛇行した管腔臓器の走行に沿って断面を展開することが可能であり、容易に連続性を確認したり全周性に病変部の性状を評価することが可能であった。

参考文献

- 1) 林宏光、ほか:Virtual CT endoscopy " Cruising Eye View " : Japanese Journal of Clinical Radiology 41, 1392-1400, 1996
- 2) Goto Y., et al: Automatic Path Finding Algorithm : CAR 98, 875, 1998
- 3) 林宏光、ほか: 仮想内視法を用いたCurved Planar Reconstruction Imageの開発:医用デジタル動画像研究会、1999、徳島
- 4) " Method of constructing threedimensional image according to central projection method and apparatus for same "; United State Patent No.5694530
- 5) Hayashi H, et al: Three-dimensional CT angiographic assessment of vascular diseases using various postprocessing techniques : the voxel transmission and cruising eye view methods and their respective merits. Int Angio 1 18 : 121-133, 1999