

## CTワークステーション上の自動計測ソフトを用いた血管モデルの計測精度： 画像再構成関数による計測精度の違い

鈴木 滋<sup>1)</sup> 神長 達郎<sup>1)</sup> 山内 禎祐<sup>1)</sup>  
古井 滋<sup>1)</sup> 安代 有希<sup>2)</sup>

1) 帝京大学医学部放射線科 2) GE横河メディカルシステム株式会社

### Accuracy of Diameter Measurement in Vitro using Automated Software for CT Angiography: Effect of convolution kernels

Shigeru Suzuki<sup>1)</sup>, Tatsuro Kaminaga<sup>1)</sup>,  
Teiyu Yamauchi<sup>1)</sup>, Shigeru Furui<sup>1)</sup>,  
and Yuki Ajiro<sup>2)</sup>

The purpose of this study was to evaluate the accuracy of diameter measurement in vitro using automated software for CT angiography with five convolution kernels. Vascular models with three diameters (about 3, 5, and 8 mm) in three materials (water, oil, and air) were scanned by helical CT. Five convolution kernels were used for reconstruction. The accuracy of diameter measurement was affected by the diameter of the vascular model, material around the model, and convolution kernels. Selection of the proper convolution kernels may improve accuracy.

Research Code No.: 508.1

**Key words:** CT angiography, diameter measurement,  
automated software, convolution kernel

Received Apr. 23, 2003; revision accepted Sep. 20, 2003

1) Department of Radiology, Teikyo University School of Medicine  
2) GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.

別刷請求先  
〒173-8605 東京都板橋区加賀2-11-1  
帝京大学医学部放射線科  
鈴木 滋

### はじめに

頸動脈<sup>1)</sup>や腎動脈<sup>2)</sup>, 冠動脈<sup>3)</sup>などに対するCT angiographyを用いた血管の計測に関する論文は今までにいくつか発表されている。血管計測で、客観性や再現性を向上させるためには自動計測ソフトの使用が必要となる。自動計測ソフトを用いた場合でも、画像再構成関数、血管外の組織、および対象となる血管の径などの因子が計測精度に影響を与える可能性がある。

今回われわれはファントムに対してCT angiographyを施行し、上述の3因子が血管径の計測精度に与える影響を検討し、さらに、状況に応じた最適な画像再構成関数について考察した。なお、この論文はCT angiographyを用いた血管径の計測精度に対する画像再構成関数の影響を考慮した最初の研究である。

### 対象と方法

血管の太さ(3種類)と血管外の物質(3種類)の組合せを変えた9種類のファントムを使用し実験を行った。血管モデルとして3種類の太さ(直径約3mm, 5mm, 8mm)のアクリル棒(CT値約110HU)を用い、フィルムケース(直径約3cm, ポリエチレン製の円柱状の容器)の中心軸上にアクリル棒1本を固定した。フィルムケース内部には水、油(サラダ油CT値約-120HU)、空気のいずれかを満たし密封した。密封後のフィルムケースを直径約10cmのポリエチレン製の円柱状の容器の中心軸上に固定し、容器内を水で満たし密封した(Fig. 1)。アクリル棒の直径を最小読取値0.05mmのノギスを用いて異なる10部位で測定した際の平均値は3.24mm, 5.17mm, 7.90mmであった。

上述のファントム内のアクリル棒がCTのZ軸と平行となり、さらに、管球の回転中心にほぼ一致するようにファントムを設置し、シングルヘリカルスキャンを行った。検査にはGE社製CT HiSpeed Advantage SGを用いた。撮像条件は、1スキャン、スライス厚1mm、ヘリカルピッチ1、管電圧120kV、管電流200mA、撮影画像領域48.0cmとした。得られた生データに対して、5種類の画像再構成関数

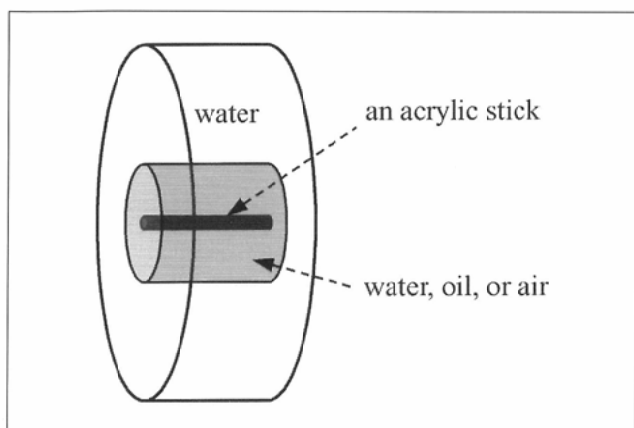


Fig. 1 Schema of the phantom.

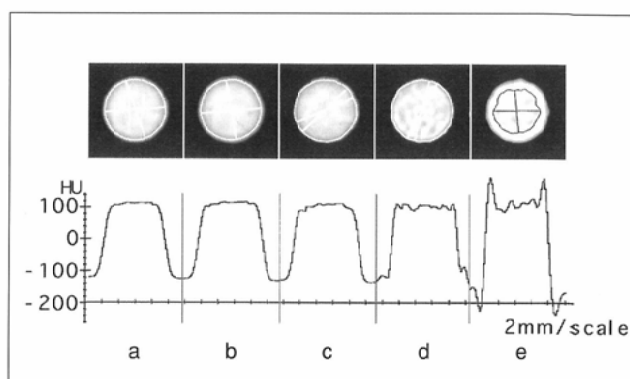


Fig. 2 Cross-section and profile curve of 8 mm-diameter model in oil reconstructed by five convolution kernels. a: Soft; b: Standard; c: Detail; d: Bone; e: Lung

を用いて、180度補間、表示再構成画像領域9.6cm、512×512マトリクス、0.5mm間隔で再構成を行った。用いた画像再構成関数は、Soft, Standard, Detail, Bone, Lung(以下SOFT, STND, DETL, BONE, LUNG)である。SOFT, STND, DETL, LUNG, BONEは、この並びで、SOFTに近くなるほど密度分解能を重視した関数となり、BONEに近くなるほど高周波帯域が持ち上がっており、空間分解能を重視した関数となる。

再構成画像をワークステーション(GE社製Advantage Workstation, version 4.0)上で自動計測ソフト(GE社製Advanced Vessel Analysis)を用いて解析した。このソフトでは、計測の開始位置および終了位置を指定すると、対象とする血管のみが抽出され、さらに血管の中心軸が自動的に認識される。その後、中心軸上で測定点を指定すると、その点において中心軸に垂直な断面像が得られ、その位置での中間径が算出される。血管辺縁の認識はwatershed法による。また、得られた血管断面の面積と面積が等しい円の直径を中間径として算出する。

このソフトを用い、血管モデルの異なる10部位での中間径をおのおの測定した。得られた中間径の平均値から実測値を引いたものを直径の実測値との差(以下、実測値との差)とした。直径8mmの血管モデルを油の中に置いたファントムでの断面像とプロファイルカーブをそれぞれの画像再構成関数ごとに提示する(Fig. 2)。

統計学的処理として、得られた実測値との差に対して、血管径、血管外の物質、および画像再構成関数の3因子に関する多元配置分散分析とt検定を行った。

## 結 果

因子の違いによる実測値との差をFig. 3に示す。3種類の血管の太さ間、3種類の血管周囲の物質間、及び5種類の画像再構成関数間のいずれにおいても多元配置分散分析上、有意差が認められた( $p < 0.001$ )。これら3因子間には

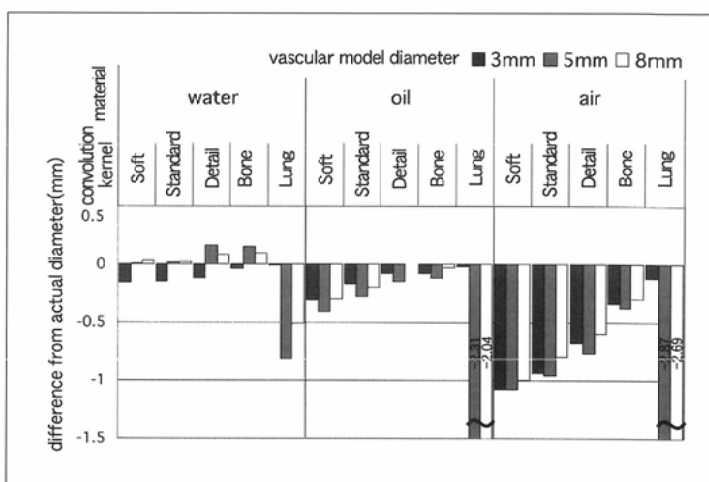


Fig. 3 Effect of vascular model diameter, material around the model, and convolution kernels on measured diameter.

交互作用が認められたため、血管の太さ及び血管周囲の物質の違いにより場合分けしたうえで、画像再構成関数間でt検定(有意水準 $p < 0.01$ )を行った。他と比較して優位に優れていた画像再構成関数をTable 1に示す。

1. 血管周囲に水がある場合；直径8mmのモデルでは、STNDは、DETL, LUNGに比べて直径の実測値との差の絶対値(以下、実測値とのずれ)が小さく、STNDとSOFT, BONEの間には有意差がなかった。直径5mmのモデルでは、STNDは、DETL, BONE, LUNGに比べて実測値とのずれが小さく、STNDとSOFTの間には有意差がなかった。直径3mmのモデルでは、LUNGは、SOFT, STND, DETLに比べて実測値とのずれが小さく、LUNGとBONEの間には有意差がなかった。
2. 血管周囲に油がある場合；いずれの太さのモデルにおいても、BONEおよびDETLは、SOFT, STNDに比べて実測値とのずれが小さく、BONEとDETLの間には有意差がなかった。BONEおよびDETLをLUNGと比較した場合、直径5mmおよび8mmのモデルでは、LUNGと比べて実測値とのずれが小さく、直径3mmのモデルでは、LUNGとの間には有意差がなかった。

3. 血管周囲に空気がある場合；直径5mmおよび8mmのモデルでは、BONEは他の画像再構成関数に比べて実測値とのずれが小さかった。直径3mmのモデルでは、LUNGは他の画像再構成関数に比べて実測値とのずれが小さかった。次いでBONEはSOFT, STND, DETLに比べて実測値とのずれが小さかった。

Table 1 Most accurate convolution kernels in measurement of each phantom ( $p < 0.01$ )

| material around the vessel | vascular model diameter |            |                  |
|----------------------------|-------------------------|------------|------------------|
|                            | 3mm                     | 5mm        | 8mm              |
| water                      | LUNG, BONE              | STND, SOFT | STND, SOFT, BONE |
| oil                        | LUNG, BONE, DETL        | BONE, DETL | BONE, DETL       |
| air                        | LUNG, BONE              | BONE       | BONE             |

## 考 察

われわれの調べた限りでは、CT angiographyを行う際の最適な画像再構成関数について検討された報告は今までにはない。例えばGE社製の自動計測ソフトを用いる場合、画像再構成関数としてSTNDを使用することが一般的である。今回の実験では、STNDを用いた場合、水の中の血管モデルは0.02~0.15mm過小評価され、油の中では0.17~0.28mm、空気の中では0.80~0.96mm過小評価されている。従って、例えば、肺の血管の径を測定した場合1mm程度の実測値とのずれが見込まれることになる。どの程度の実測値とのずれまでが許容されるかは状況次第かと思われるが、もし、実測値とのずれを少なくする必要があるのであれば、画像再構成関数を検討する必要がある（Table 1参照）。

この画像再構成関数による計測精度の差には、血管辺縁に対応する部分のプロファイルカーブの傾きの差が影響しているものと思われる。SOFTやSTNDのような濃度分解能を重視した画像再構成関数に比べて、BONEやDETLのような高周波帯域を持ち上げて、辺縁強調を重視した画像再構成関数の方が、上述のプロファイルカーブの傾きが大きい。血管の辺縁をより正確にとらえている可能性がある。LUNGも辺縁強調を重視した画像再構成関数であるが、プロファイルカーブ上のover shootが大きいため、over shootとover shootに挟まれたplateauの部分のみが血管であると認識されてしまうため、著しく過小評価となっているものと思われる。LUNGの場合でも、直径が3mm位になり、over shootとover shootが近接し、その間にplateauが生じなくなると比較的正確に血管径を測定するものと思われる。ただし、対象とする血管の径により画像再構成関数を変更することは現実的ではなく、LUNGのように血管径により計測精度に大きな差が生じてしまう画像再構成関数は計測には不適切と思われる。

## 文 献

- 1) Wise SW, Hopper KD, Have TT, et al: Measuring carotid artery stenosis using CT angiography: The dilemma of artifactual lumen eccentricity. AJR 170: 919-923, 1998
- 2) Brink JA, Limb JT, Wang G, et al: Technical optimization of spiral CT for depiction of renal artery stenosis: In vitro analysis. Radiology 194: 157-163, 1995

今回の実験では、アクリル(CT値110HU)を血管モデルとして用いたため、造影後の血管としては、CT値が低く、結果に影響を及ぼしている可能性がある。STNDを使用した場合には血管モデルと血管外とのCT値の差が大きい程、実測値とのずれが大きくなっていったため、血管内のCT値が今回の実験より高い場合には、ずれがより大きくなる可能性がある。血管内腔のCT値のほかに、血管壁の厚みやCT値、CTのZ軸と血管の走行方向のなす角度、表示再構成画像領域の大きさやノイズなどが計測精度に及ぼす影響などについては今後検討する必要がある。

今回の検討は、GE社製のワークステーション上の自動計測ソフトを用いて行われており、他のソフトでは、結果が異なる可能性がある。但し、他のソフトにおいても血管辺縁に対する部分のプロファイルカーブの傾きが計測精度に影響を与えるものと思われるため、やはり血管外の組織の違いや用いる画像再構成関数の違いにより計測精度が異なるものと思われる。

今後CT angiographyには、multidetector-row CT(MDCT)を用いることが主流となると思われる。MDCTではコーンビームアーチファクトなど特有のアーチファクトが計測精度に影響を及ぼすと思われるため今回はあえてシングルヘリカルCTを用いた。装置の進歩によりこれらの問題が改善されれば、MDCTの場合にも今回の結果を当てはめられるものと考えられる。

## 結 語

血管外の組織の違いや対象となる血管の径の大きさによりCT angiographyを用いた血管径の計測精度が異なるため、自動計測ソフトを用いる場合でも、予め状況ごとに計測精度を把握しておく必要がある。また、画像再構成関数を工夫することで、計測精度を向上させられる可能性がある。

- 3) Achenbavh S, Giesler T, Ropers D, et al: Comparison of image quality in contrast-enhanced coronary artery visualized by electron beam tomography and retrospectively electrocardiogram-gated multislice spiral computed tomography. Invest radiol 38: 119-128, 2003