

3次元マルチスライス CT 画像を用いる大動脈瘤の高精度抽出法

堀越 健人[†] 花泉 弘[†]法政大学情報科学部 デジタルメディア学科[†]

1. はじめに

大動脈瘤の治療法としてステントグラフト内挿術がある。この術式では、術前に大動脈瘤領域の位置を特定し、大動脈の曲がり具合と太さにマッチした精密なステントグラフトを設計・製作する必要がある。現在、医師がマルチスライス CT 画像から画像処理ソフトを用い、手動で計測を行っている。そのため、時間がかかり、早期における治療が難しくなるとともに、医師への負担も大きくなっている。この作業を自動で行うために、これまで、血餅領域を含む大動脈領域または血流領域を抽出し、その断面形状から瘤部を検出する手法[1]-[5]が開発されてきた。しかしながら、それらの手法は、心拍が原因の上行大動脈部の位置ズレや体軸方向の解像度の低さによるノイズの低減が不十分で十分な検出精度が得られなかった。この問題を解決するために、線形補間により体軸方向の見かけの解像度をあげて Voxel の形状を立方体に近づけた後、大動脈の血流領域を区分的に円筒近似することで、一種の平滑化を施して断面形状変化検出の精度を高める手法を提案する。

本手法では、3次元のマルチスライス CT 画像から自動的に血流領域を抽出し、一定の高さ、角度で筒状に切り取った血流領域を円筒で近似する。また、その際得られた円筒の直径を血流領域の直径、中心線を血流領域の芯線の一部とする。さらに、近似した際に求められる残差分散の変化から瘤領域を特定する。以下に、本手法の原理・処理手順、実際のマルチスライス CT 画像に適用した結果を示す。

2. 原理と処理手順

本手法ではまず、マルチスライス CT 画像の分解能セルの形状が立方体に近づくよう、線形補間によって中間画像を内挿する。次に、SRG 法[5]を用いて、CT 値に基づいて血流領域を抽出する。予備的に、血流領域の断面積が最小となる方向を求めておいて、それを用いて血流領域を筒状に切り取り、円筒近似を行う。

“A Method for Extracting Aneurysm with High Accuracy Using 3D Multi-Slice CT Images”

[†]Kento HORIKOSHI [†]Hiroshi HANAIZUMI

[†]Department of Digital Media, Faculty of Computer and Information Science, Hosei University

2.1.線形補間

使用したマルチスライス CT 画像は、スライス厚が 5.0mm で撮影されているため、体軸方向の解像度が低く、ボクセル形状が長方体になっており、回転処理の際に不都合を生じる。そこで、連続する 2 枚のスライス画像での CT 値を内分することによって、5 枚の画像を内挿した。

2.2.血流領域の抽出

造影剤を用いて撮影したマルチスライス CT 画像は、血流領域の CT 値が周囲の組織と比べて高くなる。したがって、CT 値の情報と対象領域の連結性から管状対象物の断面を 1 層ずつ逐次的に拡張する SRG 法を利用することで血流領域のみを抽出することが可能となる。また、この処理により得た各断面の重心をつないで血流領域の仮の芯線とする。

2.3.血流領域の円筒近似

まず、仮の芯線の各点を中心とし、X 軸まわりと Y 軸まわりの回転を用いた 3 次元座標変換を行い血流領域の断面を得る。X 軸まわりの回転角を θ 、Y 軸まわりの回転角を φ とする。この断面積が最も小さくなる角度を血流に対して垂直な角度とし、 θ_1 、 φ_1 とする。この角度を用いて上下 6 スライス（高さ 13）分の血流領域の輪郭を切り取り、ローカル座標系に配置する。切り取った輪郭をローカル座標系で回転させ、x,y 平面に水平投影する。それにより得られた点群から最小二乗円を求め、求めた円と点群から残差分散を計算する。この残差分散が最小となる角度を θ_2 、 φ_2 とすると、もとの座標系での角度 θ_{world} 、 φ_{world} は、以下のように求められる。

$$\theta_{world} = \theta_1 - \theta_2 \quad (1)$$

$$\varphi_{world} = \varphi_1 - \varphi_2 \quad (2)$$

この角度と最小二乗円を用いて得られる高さ 13 の円筒で血流領域を近似する。なお、残差分散は以下のように求める。血流領域の輪郭を構成するボクセル（水平投影した点群）の数を n 、円の半径を r 、円の中心から i 番目の標本値までの距離を d_i 、残差を ε_i 、説明変数の数を p 、残差平方和を RSS 、残差分散を RV とすると、

$$d_i = \sqrt{(x_0 - x_i)^2 + (y_0 - y_i)^2} \quad (3)$$

$$\varepsilon_i = r - d_i \quad (4)$$

$$RSS = \sum_i^n \varepsilon_i^2 \quad (5)$$

$$RV = \frac{RSS}{n - p - 1} \quad (6)$$

のように求められる。

2.4.大動脈瘤領域の検出

正常な大動脈部は血圧がかかり、断面が円形に近くなる。大動脈瘤部では、血餅の影響で血流領域が潰れた形になるので、2.3.で求めた残差分散が正常な大動脈部と比べて高くなる。このことを利用して、大動脈瘤領域を検出する。

3. 実験と考察

実際に、512×512 画素、90 枚のマルチスライス CT 画像に対して処理を行った。造影剤が注入された血流領域の CT 値は 300H.U.前後なので、CT 値が 250~350H.U.である領域を対象領域とした。最下層の対象領域から面積が広く、円形度の高い領域を SRG 法の開始点とし、血流領域を抽出した。また、抽出した領域の各重心を求め、仮の芯線とした。仮の芯線の各点で断面積が最小となる角度を求め、その角度を基に血流領域を筒状に切り取り、円筒で近似した。この際に求められる残差分散の変化から大動脈瘤領域を検出する。残差分散が 20 以下となる点の平均値を求め、その値を正常な大動脈部と大動脈瘤部の閾値とする。次に、残差分散が最も高くなる点 (RV_{max}) を求め、そこから左右に探索していき、初めて閾値以下となる点を大動脈瘤領域に始点と終点とする。残差分散のグラフを図 1 に示す。ここで、大動脈瘤領域は、円形から大きく外れるので、円筒の近似は行わずそのまま表示した。濃度の低い部分が抽出した大動脈瘤領域を示す。その結果を図 2 に示す。



図 1 残差分散のグラフ

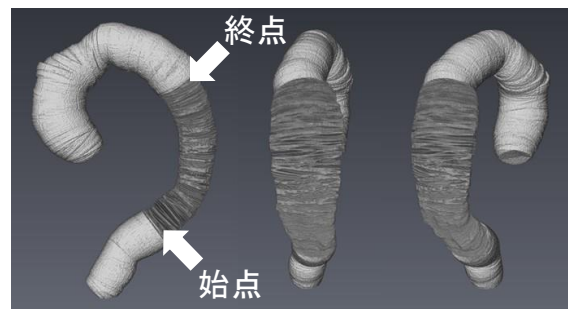


図 2 大動脈瘤部を検出した結果

円筒近似をすることで、心拍が原因の上行大動脈部の位置ズレなどのノイズを低減でき、非常に滑らかな血流領域を得ることができた。また、図 1 に示すように、血流領域の断面形状や大動脈瘤領域の分布などが精度よく求まるようになり、定量的な処理に応用できるようになった。図 1 に示す結果は、従来の手法によって得られた結果 [5] よりも滑らかになっており、提案手法の有用性が示された。

4. おわりに

本研究では、心拍が原因の上行大動脈部の位置ズレなどのノイズを低減するために、血流領域を区分的に円筒近似することで雑音成分を低減し、断面形状変化検出の精度を高めることができた。今後は、複数のデータに適用できるようにし、実際に医師の評価を受けて医学的な有用性を確認するとともに、システムのさらなる精度向上を図りたい。

5. 参考文献

- [1] Dehmeshki J, et al. “Computer Aided Detection and Measurement of Abdominal Aortic Aneurysm using Com-puted Tomography Digital images,” Digital Society, 2009. ICDS '09. Third International Conference on, pp.339-342, Feb.2009.
- [2] 今村裕之, 杉本直三, 英保茂, 裏山慎一, 上野克也, 井上寛治, “ステントグラフト留置術支援のための大動脈血管形状の計測と病変検出,” 信学論 (D-II), Vol.J84-D-II, No.11, pp.2468-2476, Nov.2001.
- [3] 花泉弘, 大森健児, “3 次元芯線化アルゴリズムの開発とその応用,” 信学技報, MI2001-73, pp.89-94, Jan.2002.
- [4] 花泉弘, 野際泰宏, 千葉紀之, 石丸新, “ヘリカル CT 画像からの大動脈領域の抽出,” 信学技報, MI2002-97, pp.7-12, Jan.2003.
- [5] 花泉弘, 徳永和士, 石丸新, “ヘリカル CT データを用いる胸部大動脈瘤の自動検出手法,” 信学技報, MI2003-101, pp.23-28, Jan.2004.