法政大学学術機関リポジトリ

HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-02

胸部大動脈瘤治療のためのステントグラフト 設計支援システム

HORIKOSHI, Kento / 堀越, 健人

(出版者 / Publisher) 法政大学大学院情報科学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 情報科学研究科編 / 法政大学大学院紀要. 情報科学研究科 編

(巻 / Volume) 11 (開始ページ / Start Page) 1 (終了ページ / End Page) 6 (発行年 / Year) 2016-03-24 (URL) https://doi.org/10.15002/00012885

胸部大動脈瘤治療のためのステントグラフト設計支援システム A Stent Graft Design Support System for Thoracic Aortic Aneurysm Treatment

堀越 健人

Kento Horikoshi 法政大学情報科学研究科情報科学専攻 *E-mail: kento.horikoshi.er@stu.hosei.ac.jp*

Abstract

A stent graft design support system was proposed for providing information on such as the number of stent grafts, diameter and curvature of each stent graft and position of stent fixing part using multi-slice CT images. The method consisted of two parts: measurement of the parameters on such as the skeleton of thoracic aorta, maximum diameter of each cross-section including thrombus along the skeleton and position of the aneurysm on the aorta, and designing a stent graft. In order to prevent complications, designing a stent having excellent blood vessel follow-up ability. The thoracic aortic aneurysm region can be detected by extracting the thrombus. However, extracting only the thrombus using CT value was very difficult. In the proposed method, the thrombus was extracted by using CT value and its gradient strength after separating the thrombus and soft tissue using a surface of the rib. The stent was designed based on the obtained parameters. The proposed method was successfully applied to actual 200 slice of patient multi-slice CT data.

1.はじめに

胸部大動脈瘤の治療法の一つに, ステントグラフト内 挿術がある.この術式は、開胸を必要としない低侵襲な 治療法として近年注目されている.ステントグラフトと は、人工血管にバネ状の金属を取り付けたものである. この人工血管を大動脈瘤の内側に留置することで瘤内の 血流が遮断され、瘤の破裂を防ぐことができる. ステン トグラフトは、瘤部を挟んだ両端でバネの広がる力で血 管内に固定される.このとき、血管追従性の悪いステン トグラフトを留置すると、 瘤内に血液が流入するエンド リーク、血管壁損傷、血流によるステントグラフトの移 動などの合併症を引き起こす恐れがある。大動脈の形状 は患者ごとに異なるため、各患者の大動脈瘤の位置・病 変長、血管の曲がり具合(芯線)、ステント固定部の太 さを計測し、これらのパラメータをもとにステントグラ フトを設計する必要がある.現在,医師が手作業で計測 しているため、時間がかかり早期における治療が難しく なるとともに, 医師への負担が増えるという問題点があ り,設計の自動化が求められている.そこで、本研究で はステントグラフトの設計支援システムの構築を目指す. 設計に必要なパラメータを取得するため,これまで, 大動脈血流領域の断面形状変化から瘤部を検出する手法

[1-3][4-12]が開発されているが、それらの手法は、心拍や 体軸方向の分解能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.こうした問題を解決 するため、筆者らは大動脈血流領域の区分的円筒近似に より一種の平滑化を実現して断面形状変化検出の精度を 高め、それによって瘤部の検出精度を向上させた[14].さ らに精度を向上させ、複数のデータセットに適用できる ようにするためには、血餅を含む大動脈断面の最大径を 求め、この値の変化から瘤部を特定すればよい.しかし、 血餅領域は周囲の軟部組織とほとんど同じ CT 値をもつた め、CT 値のみからこれらを弁別することは非常に困難で あった.能動学習を用いて血餅を抽出し、瘤部を検出す る手法[13]も開発されているが、この手法では能動学習を 行う際に人手による処理が必要となるという問題点があ る.

本稿では、マルチスライス CT 画像からステントグラフ トの設計に必要なパラメータを自動的に計測し、それを もとに血管追従性の良いステントグラフトを設計する手 法を提案する.提案手法では、肋骨の面を作成して血餅 と軟部組織を分離した後、CT 値とその輝度勾配強度を用 いることで血餅領域の抽出を行った.また、血餅を含む 大動脈断面の最大径を求め、この値の変化から瘤部を特 定し設計に必要なパラメータを得た.得られたパラメー タを用いて、実際にステントグラフトの設計を行う.

2. 設計に必要なパラメータの計測

本章では、ステントグラフトの設計に必要なパラメー タである、大動脈瘤の位置・病変長、血管の曲がり具合 (芯線)、ステント固定部の太さを計測する手法につい て述べる.

2.1. 前処理

使用したマルチスライス CT 画像は,ボクセルサイズが 0.72 x 0.72 x 1.25 mm³で体軸方向の解像度が低く,ボクセ ル形状が直方体になっているため回転処理の際に不都合 を生じる.そこで,本手法では前処理として,線形補間 により画像を内挿し,ボクセル形状を等方化する.また, 撮影時のノイズを低減させるため,3 x 3 x 3 の3次元メデ ィアンフィルタを用い,エッジ保存型の平滑化を行う.

2.2. 大動脈血流領域の抽出及び血管断面の取得

大動脈血流領域は, 逐次的領域拡張法 (Successive Region Growing: SRG) [14]を用いて抽出する. 造影剤を



図 1. マルチスライス CT 画像

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(X線の吸収度を、水を0[H.U.],空気を-1000[H.U.]と して正規化した値)が周囲の組織と比べて高くなる(図 1A).そのため、認識開始領域を決め、領域の接続に着 目して断面を一層ずつ逐次的に拡張することで血流領域 を抽出することができる.また、抽出した各断面の重心 をつなぐことで、血流領域の仮の芯線を得る.

マルチスライス CT 画像は,体軸方向に対して垂直に撮 影されているため,そのままでは正確な大動脈の断面 (血流方向に対して垂直な断面)を得ることができない. マルチスライス CT 画像は,各スライス画像を積層すると 3 次元ボリュームデータとなるため,3 次元座標変換を用 いることで任意の角度の平面で切り出して断面を再構成 することができる.この画像を任意多断面再構成(Multi Planer Reconstruction: MPR)と呼ぶ.本手法では,正確な 大動脈血流領域の断面を得るために,仮の芯線上の点を 中心として任意の角度で MPR 画像を作成する.これらの うち,断面積がもっとも小さい平面を大動脈血流領域の 断面,そのときの角度を血流方向に対して垂直な角度と する.また,このとき得られた断面の重心をつなぎ,そ れを大動脈血流領域の芯線とする.

3 次元空間上での回転は、X 軸まわりの回転角 θ とZ 軸 まわりの回転角 φ の2つの角で表現することができる.仮 の芯線上の点を(mx,my,mz)、X 軸まわりの回転行列を R_x 、Z 軸まわりの回転行列を R_z 、平行移動行列をTとし たとき、各行列は、

$$R_{x} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix},$$
(1)

$$R_{z} = \begin{pmatrix} \cos\varphi & -\sin\varphi & 0 & 0\\ \sin\varphi & \cos\varphi & 0 & 0\\ 0 & 0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix},$$
(2)

$$T_{(u,v,w)} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & u \\ 0 & 1 & 0 & v \\ 0 & 0 & 1 & w \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix},$$
 (3)

となる. このとき, 3 次元座標変換行列 R は以下のように なる.

$$R = T_{(mx,my,mz)}R_zR_xT_{(-mx,-my,-mz)} \quad . \tag{4}$$



図2. 大動脈血流領域の最上部

3 次元座標変換後の座標(x',y',z')は、元の座標 (x,y,z)と式(4)から以下の式で求めることができる.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} .$$
 (5)

(x',y') 座標上での血流領域の断面積をSとおくと,

$$\frac{\partial S}{\partial \theta} = 0, \quad \frac{\partial S}{\partial \varphi} = 0$$
 (6)

が同時に満たされる時の断面が血流方向に対して垂直な 断面となる. 仮の芯線上の点の前後の点をそれぞれ (x_0, y_0, z_0) , (x_1, y_1, z_1) としたとき,

$$\theta = \tan^{-1} \frac{z_0 - z_1}{\sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2}} - \frac{\pi}{2} \quad , \qquad (7)$$

$$\varphi = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1} \frac{y_0 - y_1}{x_1 - x_0} \quad , \tag{8}$$

を初期角度とし、山登り法を用いてこれらの角度をそれ ぞれ1度ずつ変化させ、断面積が最小となる断面を求める.

2.3. 血餅と軟部組織の分離

血餅と軟部組織は、ほとんど同じ CT 値となる. 胸部大 動脈瘤の場合、血餅(図 1B)と筋肉などの軟部組織(図 1D)とが隣接している場合が多い. そのため、血餅のみ を抽出するにはこれらを分離する必要がある. 本手法で は、背骨・肋骨領域を抽出し、その領域を上下(体軸) 方向のみ 25 ボクセル分(肋間の距離が 15mm 前後となる ため[15]) 拡張することで肋骨の面を作り、血餅と軟部組 織との境界とする.

背骨・肋骨領域の抽出には、大動脈血流領域同様, SRGを用いる.一般に、骨はCT値が200[H.U.]以上(硬い部分は500[H.U.]以上)となる.そのため、領域拡張する際の閾値は200[H.U.]以上とする.また、背骨はスライス画像の中心の下方に存在するため、最下層のスライス 画像の中心点から背中側に向かって探索を行ってCT値が 500[H.U.]以上となる点を見つけ、その点を認識開始点と する.このとき、大動脈血流領域の最上部(図2横線)よ りも上側に位置する背骨・肋骨領域を抽出すると、上下 に拡張した際に大動脈血流領域や血餅領域と重なってし まう恐れがある.したがって、大動脈血流領域の最上部 より上側には領域拡張を行わない.

2.4. 血餅領域の抽出

一般に,血餅領域はCT値が0~200 [H.U.]となる.また, 血餅領域内ではCT値の変化があまりないため,いわゆる 輝度勾配強度が小さくなる.これらの特徴を有する領域 を血餅候補領域と考える.

輝度勾配は、3次元Sobelフィルターを用いてX軸方向、 Y軸方向、Z軸方向それぞれの一次微分を求めることで算 出する. 画像 f の任意の画素f(x, y, z)における輝度勾配強 度 m は、以下の式で表される.

$$m = \|grad f\| \quad , \tag{9}$$

grad
$$f = \nabla f = \left(\frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y}, \frac{\partial f}{\partial z}\right)$$
 (10)

抽出した血餅候補領域には血餅領域以外も含まれるため、それらの領域を除去する. 血餅は血管内に生じるため、その他の候補領域と比べて血流領域と接する範囲が広い. また、一般に大動脈瘤の太さが 90 mm より太くなることはない. そこで、芯線上の各点を中心とした半径 140 ボクセルの球の内側を対象領域とする. このとき、対象領域内に収まっていない血餅候補領域は血餅ではないと考えられるので、その領域を除去する.

残った血餅候補領域に対し3次元ラベリングを行い,血 流領域と接しているボクセル数が多い領域を抽出し,そ の領域を血餅領域とする.血餅領域のエッジは輝度勾配 強度の値が高くなるため,血餅候補領域として抽出され ない.そのため,実際には血流領域と血餅候補領域は接 していない.そこで,血餅候補領域のボクセル vを中心 とした7x7x7の範囲に血流領域が存在する場合,vは血 流領域と接しているとみなす.

2.5. 胸部大動脈瘤の検出

2.2.で求めた芯線と血流方向に対して垂直な角度をもと に、MPR 画像を作成する.これにより、芯線上の各点に 対する血餅を含めた断面画像を得ることができる.次に、 各断面画像に対し、ラプラシアンフィルタをかけて輪郭 を抽出する.この輪郭のうち、距離が最大となる2点を求 め、その距離 d を芯線上の各点に対する断面の最大径 (血管の太さ)とする.

一般に、最大径が正常径の 1.5 倍(胸部では 45.0mm) を超えて拡大した場合に大動脈瘤と称す. 芯線の両端か ら探索をして、はじめてd > 45.0 mmとなる 2 点に挟まれ た領域を A_d とする. また、断面画像内に血餅が含まれる 領域を A_t とする. このとき、胸部大動脈瘤領域Aは、

$$A = A_d \cup A_t \quad , \tag{11}$$

として求める.また,以上により得られた領域 A 内に含まれる芯線の長さを病変長とする.

3. ステントグラフトの設計

本章では、芯線をもとにステント骨格を配置し、各ス テント骨格間の角度を計測する手法について述べる.

3.1. ステントグラフトについて

使用するステントグラフトは、5個のステント骨格(各 骨格の長さは 25mm)を 10mm 間隔で配置し、それらにグ ラフトを縫付けることで構成されている. 隣り合うステ ント骨格の中心線のなす角を変化させることで、血管追 従性の良いステントグラフトを作成する. 大動脈内に留 置する際、固定部として瘤部の両端に 20mm 以上の正常な 血管がなければならない. 左総頚動脈分岐部と大動脈瘤 間の正常血管の長さが25mmに満たない場合は、左総頚動 脈と腕頭動脈に対する開窓部を設けたステントグラフト を用いて固定部長を延長する. 大動脈瘤の病変長が 50mm を超える場合は、2個以上のステントを大動脈内で連結さ せて留置する.このとき、最低 60mm 以上(ステント骨格 2個分)重複するように設計する.ステントグラフトの曲 がり具合は、隣り合うステント骨格を2方向から見た際の 角度 θ_n , φ_n ($n=1\sim4$) で表現する(図3). 図3の左が 心臓側,右が末梢側である.

3.2. ステント骨格の配置

大動脈瘤の位置(心臓側を始点,末梢側を終点とす る)・病変長、大動脈血流領域の芯線、固定部の太さの パラメータをもとにステントグラフトの設計を行う.本 手法では、直径を固定部の太さ、高さ25mmの円筒をステ ント骨格とし、その円筒の中心線の両端点が芯線と重な るように配置することでステント骨格を作成する.図4に 大動脈の略図を示す. 大動脈から分岐している3本の血管 は心臓側から左総頚動脈, 腕頭動脈, 左鎖骨下動脈であ る.これらの分岐血管は、大動脈血流領域と隣接かつ上 方向に伸びている領域を抽出することで得る.得られた 各分岐血管の最下層の重心をそれぞれの分岐点とする. 点 A は大動脈瘤の始点,点 B は終点,点 C は左総頚動脈 分岐点に最も近い芯線上の点,点 D は腕頭動脈分岐点に 最も近い芯線上の点である.また、AC 間の正常血管の長 さを1とする. 左総頚動脈, 腕頭動脈, 左鎖骨下動脈) を 抽出し, 左総頚動脈と腕頭動脈の最下層の領域の重心を 算出し $l \ge 25$ mmの場合はAから、l < 25mmの場合はDか ら心臓側へ固定部(25mm)を確保する.次に、隣り合う



図3. ステントグラフトの曲がり具合



図 6. 隣り合うステント骨格

ステント骨格の最大距離が 10mm となるように、A または D から末梢側へステント骨格を配置する(図 5).

3.3. ステント骨格間の角度の計測

本手法では,隣り合うステント骨格を2つの平面P,Qに投影し、その平面上でそれぞれの骨格の中心線のなす角を計測することで θ_n 、 φ_n を求める.このとき、平面P上での角度を θ_n 、平面Q上での角度を φ_n とする.隣り合うステント骨格のうち、心臓側を骨格1、末梢側を骨格2としたとき、それぞれの中心線の両端点を p_m ($m=1\sim$ 4)とする(図6).

まず、大動脈血流領域を XY 平面に投影し、得られた点 群をもとに、最小二乗法を用いて回帰直線を求める。平 面 P は、この回帰直線を通り XY 平面に垂直な平面、平面 Q は、平面 P に垂直かつ点 p_1 、 p_4 を通る平面とする。 p_m を平面 Pに投影した際の点を p'_m としたとき、投影した中 心線のなす角 θ_n は、

$$\theta_n = \cos^{-1} \frac{\overline{p_3 p_4} \cdot \overline{p_1 p_2}}{\|\overline{p_3 p_4}\| \|\overline{p_1 p_2}\|} , \qquad (12)$$

となる. φ_n も同様に求める. このとき, 骨格 2 からみた 際に骨格1が反時計回りに回転している場合を正の向き, 時計回りに回転している場合を負の向きと定める.

4.実験と考察

実際に, 512 x 512 画素, 200 枚のマルチスライス CT 画像に対して本手法を適用した結果,及びその考察について述べる.

4.1. 設計に必要なパラメータの計測

造影剤を使用した場合,大動脈血流領域の CT 値は 350 [H.U.]前後となるので, CT 値が 200 [H.U.]以上 500 [H.U.] 以下となる領域を抽出した. SRG の認識開始領域は,最 下層の領域から面積が広く,円形度の高い領域を抽出す



(a) 最下層のスラ(b) 200~500[H.U.](c) 面積が広く円形イス画像の領域度の高い領域

図 7. SRG 認識開始領域の抽出





(a) 大動脈血流領域(b) 仮の芯線(c) 最終的な芯線図 8. 大動脈血流領域と芯線





(a) 抽出した背骨・肋骨領域 (b) 拡張後の背骨・肋骨領域図 9. 背骨・肋骨領域

ることにより求めた(図7). SRGにより抽出した大動脈 血流領域を図8(a),抽出した断面の重心をつないで得 た仮の芯線を図8(b)に示す.また,仮の芯線上の各点 で断面積が最小となる断面を求めた際に,それらの重心 をつなぐことで大動脈の最終的な芯線を得た(図8 (c)).

次に,血餅と軟部組織を分離するため,SRG を用いて 背骨・肋骨領域を抽出し(図9(a)),上下25 ピクセル 分拡張した(図9(b)).これにより,肋骨の面を作成 することができた.拡張前の断面画像(図10(a))と拡 張後の断面画像(図10(b))を見ると,肋骨の面を作成 することにより血餅と軟部組織を分離できていることが わかる.

血餅候補領域を図 11 に示す.血餅候補領域は,輝度勾 配強度を算出し,その値が 1000以下かつ CT 値が 0 [H.U.] 以上 200 [H.U.]以下となる領域を抽出することで得た.輝 度勾配強度は,CT 値の変化が大きい箇所ほど値が大きく なるため,エッジが強調される.そのため,血餅領域と その他の領域を分離することが容易となる.次に,芯線 上の各点からの距離が 140 ボクセル以内の領域を対象領域 とし,対象領域内に収まっていない領域を除去した(図 12).残った血餅候補領域のうち,血流領域と接してい るボクセル数が 8000 ボクセル以上の領域を抽出し,その 領域を血餅領域とした.抽出した血餅領域を図 13 に示す. 図 13 の白い領域が血餅領域である.これにより,血餅候 補領域から血餅領域のみを抽出できていることがわかる.





(a) 背骨・肋骨領域拡張前(b) 背骨・肋骨領域拡張後図 10. 背骨・肋骨領域拡張前と拡張後の比較





図 11. 血餅候補領域 図 12. 対象領域内に収まって いない領域を除去



図 13. 血餅領域

大動脈血流領域の断面積が最小となる角度をもとに, 芯線上の各点に対する血餅領域を含めた MPR 画像を取得 した.これらの各断面画像から、芯線上の各点に対する 断面の最大径求め、胸部大動脈瘤を検出した、最大径の グラフを図 14 に示す. 横軸は芯線の最下層からの距離, 縦軸は最大径を示している.縦線は本手法により検出し た胸部大動脈瘤の始点と終点、横線は胸部大動脈瘤部と 正常部の閾値(45.0mm)である.また,網掛けされてい る部分は、断面画像内に血餅が含まれる領域である. Aa が141~289の間の領域, Atが135~215の間と237~275 の間の領域であった、そのため、135~289の間の領域が 胸部大動脈瘤として検出された. 胸部大動脈瘤を検出し た結果を図 15 (a) に示す. 図 15 (a) の白い部分が胸部 大動脈瘤領域である.また,医師の診断に基づいて設計 されたステントグラフトを本手法により得た検出結果と 重ねあわせて比較したところ(図 15(b)),病変部を過 不足なく検出できていることがわかる. ステントは, 瘤 部を挟んで両端でバネの広がる力で固定する. その際, 固定部長が20mm以上必要となるため、検出した胸部大動 脈瘤領域よりステントグラフトのほうが長くなっている.

血餅領域を含めた大動脈断面の最大径を用いることで、 大動脈血流領域の断面形状が血餅の影響で潰れた形になっていない場合でも精度よく胸部大動脈瘤領域を検出することができた.



図 14. 最大径のグラフ





(a) 検出結果(b) 医師による結果との比較図 15. 検出結果と医師による結果との比較



図 16. 分岐血管の抽出結果

4.2. ステントグラフトの設計

CT 値が 200 [H.U.]以上 500 [H.U.]以下となる領域のうち, 大動脈血流領域と隣接かつ上方向に伸びている領域を抽 出した結果を図 16 に示す. これにより, 大動脈から分岐 している3本の分岐血管を抽出できていることがわかる. 左総頚動脈と腕頭動脈領域の最下層の重心を求め、各重 心から最も近い芯線上の点を点 C, 点 D とした. AC 間の 長さ1を計測したところ,24.3mm であった.そのため, D から心臓側へ固定部を確保している.また, BD 間の芯 線の長さが 220.1mm であったため、ステントグラフトを3 個連結させている.連結させる際には60mm以上(ステン ト骨格2個分)重複させる必要があるため、連結部ではス テント骨格2個分重複させている.したがって、連結後の ステント骨格の総数は15個ではなく11個となっている. ステントグラフトを設計した結果を図 17 (a) に示す.本 手法により設計したステントグラフトと医師の診断に基 づいて設計されたステントグラフトを重ねあわせて比較 したところ(図 17 (b)), 血管追従性の良いステントグ



(a) 設計したステント(b) 医師による結果との比較グラフト

図 17. 本手法により設計したステントグラフトと医師 による結果との比較

表1. 各ステント骨格間の角度

Stent Graft	θ_1	θ_2	θ_3	$ heta_4$	$arphi_1$	φ_2	φ_3	$arphi_4$
Stent A	38	22	15	44	-12	10	25	-3
Stent B	44	20	24	32	-3	5	-12	-15
Stent C	32	10	-3	-5	-15	4	-9	9

ラフトを設計できていることがわかる. 医師が設計した ステントグラフトは,本手法により設計したものよりも 連結部の重複している長さが長いため,ステントグラフ ト全体の長さが短くなっている.表1は設計した3本のス テントグラフトの各ステント骨格間の角度 θ_n , φ_n を表し たものである. 心臓側のステントグラフトを Stent A,真 ん中を Stent B,末梢側を Stent C としている.

5.おわりに

本研究では、マルチスライス CT 画像からステントグラ フトの設計に必要なパラメータを自動的に計測し、それ をもとに血管追従性の良いステントグラフトを設計する システムを開発した.また、実際のデータセットにほん 手法を適用した例を報告した.従来手法では血餅の自動 抽出は困難であったが、血餅の肋骨の面を作成して血餅 と軟部組織を分離した後,CT 値とその輝度勾配強度を用 いることで血餅のみを抽出することに成功した. これに より,血餅を含む大動脈断面の最大径を求め,この値の 変化から瘤部を特定することでステントグラフトの設計 に必要なパラメータを得ることができた. 隣り合うステ ント骨格間の最大距離が 10mm かつ芯線に沿うように心臓 側から抹消側へステント骨格を配置し、隣り合うステン ト骨格を2つの平面に投影した際の各中心線のなす角を計 測することでステントグラフトの設計を行うことに成功 した. 今後の課題としては、複数のデータセットへの適 用, 医学的な有用性の確認, システム全体の処理速度の 向上があげられる.

文 献

 S. Loncaric, M. Subasic, and E. Sorantin, "3-D deformable model for abdominal aortic aneurysm segmentation from CT images," Proc. 1st Int'l. Workshop on ISPA, pp.139-144, 2000.

- [2] H. Imamura, N. Sugimoto, S. Urayama, K. Ueno and K. Inoue, "Structure Analysis of Aneurysmal Aorta for Stent-Graft Design and Follow-Up," IEICE Technical Report, MI2000-46, pp.45-50, Nov.2000.
- [3] H. Imamura, N. Sugimoto, S. Urayama, K. Ueno and K. Inoue, "Extraction and Quantitative Analysis of Aneurysmal Aorta for Aiding Endovascular Stent Grafting," IEICE Transactions D-II, Vol.J84-D-II, No.11, pp.2468-2476, Nov.2001.
- [4] H. Hanaizumi, K. Ohmori and T. Nakagawa, "Development of a skeletonizing algorithm and its application to cancer detection," IEICE Technical Report, MI2000-66, pp.93-98, Jan.2001.
- [5] H. Hanaizumi and K. Ohmori, "Development of A 3D Skeletonizing Algorithm and Its Application," IEICE Technical Report, MI2001-73, pp.89-94, Jan.2002.
- [6] H. Hanaizumi, Y. Nogiwa, N. Chiba and S. Ishimaru, "Extraction of Aorta Territory from Helical CT Images – Application to the operation for removing aorta aneurysm -," IEICE Technical Report, MI2002-97, pp.7-12, Jan.2003.
- [7] H. Hanaizumi, K. Tokunaga, S. Ishimaru, "The automatic detection technique of the chest aortic aneurysm using helical CT data," IEICE Technical Report, MI2003-101, pp.23-28, Jan.2004.
- [8] K. Tokunaga and H. Hanaizumi, "Extraction of the thoracic aorta territory and aneurysm from CT images," SICE 2004 Annual Conference, Vol.3, pp.2188-2192, Aug.2004.
- [9] S. Eiho, H. Imamura, and N. Sugimoto, "Preoperative and intraoperative image processing for assisting endovascular stent grafting," Proc. ICKS 2004, pp.81-88, 2004.
- [10] O. Bodur, L. Grady, A. Stillman, R. Setser, G Funka-Lea and T. O'Donnell, "Semi-automatic aortic aneurysm analysis," Proc. SPIE 6511, Medical Imaging 2007: Physiology, Function, and Structure from Medical Images, doi:10.1117/12.710719, Mar.2007.
- [11] J. Dehmeshki, H. Amin, M. Ebadian-Dehkordi, A. Jouannic, S Qanadli, "Computer Aided Detection and Measurement of Abdominal Aortic Aneurysm using Computed Tomography Digital images," Digital Society, 2009. ICDS '09. Third International Conference on, pp.339-342, Feb.2009.
- [12] B. Hosseini, S.V. Mashak, E.M. Majd and U.U. Sheikh, "Automatic Segmentation of Abdominal Aortic Aneurysm Using Logical Algorithm," Computer Modeling and Simulation, 2010 Fourth UKSim European Symposium on, pp.147-151, Nov.2010.
- [13] J. Maiora and M. Grana, "Abdominal CTA Image Analisys Through Active Learning and Decision Random Forests: Aplication to AAA Segmentation," Neural Networks (IJCNN), The 2012 International Joint Conference, pp.1-7, June.2012.
- [14] K. Horikoshi, H. Hanaizumi and S. Ishimaru, "An Automated Recognition Technique for Aorta Aneurysm Using Thoracic Multi-Slice CT Images," ISITA 2014 International Symposium, pp.65-69, Oct.2014.
- [15] M. Yilmaz, Z. Yuksel, S. Dogan, C.A. Dickman, N.R. Crawford, "Morphometric Analysis of the Thoracic Cage in Adults: Anatomical Considerations in Relation to Neurosurgical Thoracoscopic Procedures," Jornal of Neurological Sciences. 2014, 31(1), pp.107-114.