

10(VIII)-34 胸腹部領域を対象にしたナビゲーションシステムの臨床応用の現状と課題

○植松美幸^a, 坂本怜^b, 許家群^c, 市橋琢弥^d, 梅津光生^e, 青見茂之^f, 中村亮一^g, 鈴木孝司^h, 村垣善浩^h, 伊関洋^h

^a国立医薬品食品衛生研究所医療機器部, ^b早稲田大学大学院創造理工学研究科総合機械工学専攻, ^c早稲田大学大学院先進理工学研究科生命理工学専攻, ^d早稲田大学創造理工学部総合機械工学科, ^e早稲田大学理工学術院, ^f東京女子医科大学心臓血管外科, ^g千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻, ^h東京女子医科大学先端生命医科学研究科先端工学外科学分野

Current clinical trials and future prospects in a surgical navigation system for the thoracoabdominal area

M. Uematsu^a, R. Sakamoto^b, C. Hsu^c, T. Ichihashi^d, M. Umezumi^e, S. Aomi^f, R. Nakamura^g, T. Suzuki^h, Y. Muragaki^h and H. Iseki^h

^aDivision of Medical Devices, National Institute of Health Sciences, Tokyo, Japan, ^bMajor in Modern Mechanical Engineering, Graduate School of Creative Science and Engineering, Waseda University, ^cMajor in Integrated Bioscience and Biomedical Engineering, Graduate School of Advanced Science and Engineering, Waseda University, ^dDepartment of Modern Mechanical Engineering, School of Creative Science and Engineering, Waseda University, ^eFaculty of Science and Engineering, Waseda University, ^fDepartment of Cardiovascular Surgery, Tokyo Women's Medical University, ^gDepartment of Medical System Engineering, Graduate School of Engineering, Chiba University, ^hFaculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University

Abstract: We have been experienced clinical trials for a navigation system mainly in aortic vascular surgery. This paper presents our conventional, current approaches and future prospects for the navigation system in the thoracoabdominal area. In the early system, registration points were arranged in the neighbor area for a target artery to minimize the registration error. Clinical trials showed that the method required surgeons' skill in anatomical orientation. As the next step, the points were selected from the upper body to recognize the anatomical orientation. The method helped surgeons to image the therapeutic area without skin incision. In near future, we aim to detect the target artery by using the improved method. To do so, a new registration algorithm would apply for the system to reduce the error derived from tissue thickness.

Key words: Surgical navigation system, clinical trials, registration

1. はじめに

胸腹部領域を対象にした手術ナビゲーションシステムは医師からの要望があり、また、研究開発は多くなされているが、実用化されるに至らないものも多い。工学的には精度向上が大きな課題のひとつである。一方で、臨床現場における本来の作業レベルを維持し、ナビゲーションにとって重要な作業であるレジストレーションを行うことが求められる。

本稿では、現在までに56例の胸腹部大動脈瘤の症例に対して臨床応用してきたことを背景に、この経験で得られた工夫や課題について論じる。

2. レジストレーション

2.1 局所領域のレジストレーション

手術ナビゲーションを施行するにあたり、レジストレーションにおける手術空間と画像空間の一致精度は重要な要素である。胸腹部領域では体位の違いや組織の変形の影響を強く受けるため、初期の段階においては、目標とする血管近傍の画像情報のみが正確なナビゲーションに使えたと考えていた。そこで、医師によるレジストレーション作業では、1~2椎間程度の範囲での特徴点探索をしていた。当初、レジストレーションの誤差はおよそ5mm程度におさまっており、使用する医師からも好評を得た。しかし、レジストレーション作業がどの医師でも同一水準でできることではないと判明した。

実際の手術野はFig.1(a)に示すように手術野では瘤が見える程度であり、Fig.1(b)に

示す画像のように椎骨、肋骨や肋骨に沿って走行する肋間動脈を確認できない。医師らのコメントによれば、手術野で肋骨や椎骨の特徴点を探索するのは手探りで行うことになる。つまり、局所領域でのレジストレーション作業は解剖学的なオリエンテーションをつけるという作業を医師のスキルに委ねる方法であった。



Fig.1 Thoracoabdominal aortic aneurysm (a) surgical view, (b) image view

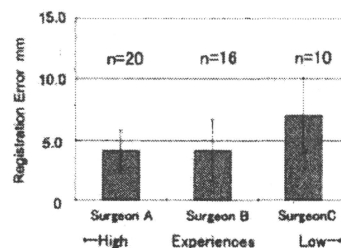


Fig.2 Registration error

【医師間のレジストレーション誤差】

この局所領域でのレジストレーション結果を Fig.2 に示す。対象となる患者は異なるが、いずれも胸腹部大動脈人工血管置換術を対象にしたもので、肋骨頭2点と椎骨1点の3点レジストレーションを行ったときの結果である。これより、3名の医師の作業にはばらつきがあるのが読み取れる。ただし、誤差が大きく出た場合においても、回数を重ねていくコツをつかみ、誤差の軽減ができるようにはなっている。

2.2 体表面からのレジストレーション

局所領域でのレジストレーションに医師個人のスキルを要したことを受け、より簡易に特徴点を探ることができ、確認しやすい方法が求められた。そこで、体表面から骨の特徴点を探索し、レジストレーション点として用いる方法を導入した。

Fig.3 (a) は特徴点候補をマーキングした体表面を示している。これは、CT撮影時に造影剤入りのマーカを皮膚表面に貼付し、その位置をマーキングすることでレジストレーション点を記録したものである。このように、マーカの位置を画像で記録するという方法は可能ではあるが、実用化には遠い。診断用の画像撮影が手術日までの期間が2週間から2ヶ月ぐらいとあいているためである。

現在は、体表上から骨の特徴点を探索し、医師が計測する方法を用いている。本法を用いることで、特徴点は手術スタッフ皆で骨を触りながら適当な位置を決めることができる。計測を行う1人だけの作業なのでなく、Fig.3 (b) に示すように複数人で確認しながら進めることができる。これにより、レジストレーション作業を行う医師間の差異は軽減できたが、計測対象となる患者の皮下組織厚によって生じる誤差を軽減できない限り、目標血管の位置決めを行うのに十分なナビゲーションは難しいといえる。

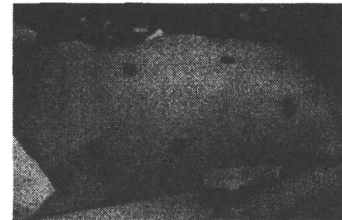
3. 皮下組織厚補正アルゴリズム

骨の特徴点を体表面から計測するとき、皮下組織厚と計測値との関係を Fig.4 に示すモデルで仮定する。ある骨上の点の計測値 (m) の集合である M_k は皮下組織の厚さ (T_k) が大きくなるにつれて、ポイントで正確に計測するのが難しくなる。この誤差の分布は E_k で示され、皮下組織厚によるずれと点をポイント計測による指し示し誤差を含む。このモデルに対し、事前にファントムを対象にした実験を行った結果を適用することで、皮下組織厚と計測誤差分布との関係の特徴点ごと、3軸にそれぞれ求めた。

レジストレーションとして画像上で設定した点を $P(x_p, y_p, z_p)$ 、医師が計測したレジストレーション点 $Q(x_q, y_q, z_q)$ としたときに、点 P から体表面までの厚み $\Delta P(\Delta x_p, \Delta y_p, \Delta z_p)$ を方向別に算出し、Fig.4の皮下組織厚に対応する誤差分布モデルを与える。ここで、最小2乗誤差を方向別に算出し、和が最も小さくなるように設定点を P' に移動させ、レジストレーションを行った。

【臨床データを用いた評価】

患者(皮下組織厚:平均)の体表面レジストレーションを対象にオフラインで本アルゴリズムを適用した。結果を Fig.5 に示す。レジストレーション点は頸切痕、左前腸骨棘、恥骨稜とした。アルゴリズム適用前後で44%改善した。



(a) registration points on skin surface



(b) Measurement of a registration point

Fig.3 Registration error

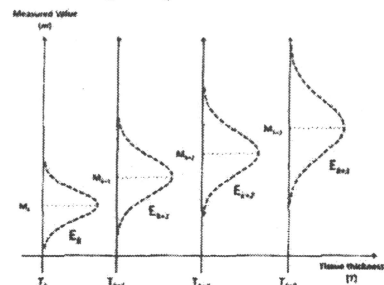


Fig.4 Distribution of measured data corresponding to tissue thickness

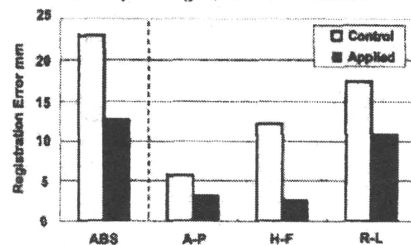


Fig.5 Absolute error and its directional components between control and compensated ones using a new algorithm (Thickness of tissues - normal)

本例については、頭足方向には5mm以内の誤差範囲におさえることができ、これにより、肋間の間違えを防ぐことができると考えられる。皮下組織厚が大きい場合の補正限界については、今後十分に検討していきたい。

4. まとめと今後の展望

胸腹部領域を対象にしたナビゲーションについて臨床経験から工夫した点や現況、将来の応用に向けたアルゴリズムについて論じた。

今後の目標は体表レジストレーションの結果を利用し、体内構造の位置推定することである。そのために、レジストレーション結果維持のためのベッド固定ツールの作製や、許容誤差確認法について示していく予定である。

謝辞
本研究は科研費(20700414 および 21591804)の助成を受けたものである。

10(VI)-24 大動脈ステントグラフト挿入術を支援する血管輪郭表示システム

○許家群^a, 植松美幸^b, 坂本怜^c, 市橋琢弥^d, 梅津光生^e, 東 隆^f, 青見茂之^f, 中村亮一^g, 鈴木孝司^h, 村垣善浩^b, 伊関洋^{ch}

^a 早稲田大学大学院先進理工学研究科生命理工学専攻, ^b 国立医薬品食品衛生研究所医療機器部, ^c 早稲田大学大学院創造理工学研究科総合機械工学専攻, ^d 早稲田大学創造理工学部総合機械工学科, ^e 早稲田大学理工学術院, ^f 東京女子医科大学心臓血管外科, ^g 千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻, ^h 東京女子医科大学先端生命医科学研究所先端工学外科学分野

A novel vessel-extracting aided image system for for Endovascular Aortic Repair

C. Hsu^a, M. Uematsu^b, R. Sakamoto^c, T. Ichihashi^d, M. Umezu^{acde}, T. Azuma^f, S. Aomi^f, R. Nakamura^g, T. Suzuki^h, Y. Muragaki^b and H. Iseki^{ch}

^aMajor in Integrated Bioscience and Biomedical Engineering, Graduate School of Advanced Science and Engineering, Waseda University, ^bDivision of Medical Devices, National Institute of Health Sciences, Tokyo, Japan, ^cMajor in Modern Mechanical Engineering, Graduate School of Creative Science and Engineering, Waseda University, ^dDepartment of Modern Mechanical Engineering, School of Creative Science and Engineering, Waseda University, ^eFaculty of Science and Engineering, Waseda University, ^fDepartment of Cardiovascular Surgery, Tokyo Women's Medical University, ^gDepartment of Medical System Engineering, Graduate School of Engineering, Chiba University, ^hFaculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University

Abstract: Since the stent grafts for Endovascular Aortic Repair (EVAR) was approved in Japan in 2006, the number of clinical practice has been increasing. The first procedure of the surgery is to confirm the direction of blood flow. The surgeons inject the contrast media into the patient to obtain the enhanced images with C-arm CT, and then manually outline the vessel contour on a monitor. The procedure is time-consuming and troublesome. In this study, we aim to develop an image aided system for EVAR to automatically segment the vessel contour of patients, which efficiently simplifies the conventional EVAR procedures. The method is as follows. Step 1, a personal computer was used to acquire images from C-armCT in real-time and captured the initial signal of contrast media injection. Step 2, all images capturing contrast media were added up to reveal the vessel contour. Step 3, the vessel contour was segmented using the Region Growing algorithm method. Step 4, the segmented contour was overlaid with real-time C-arm images. By this method, the vessel contours of two patients were automatically segmented and well comparable to those by manually sketched.

Key words: Computer aided surgery, Segmentation, Region Growing, TEVAR.

1. はじめに

胸腹部大動脈瘤の治療は open surgery による人工血管置換術が第1選択とされてきた。一方で、自作のステントグラフト(以下SG)挿入による血管内治療が行われていた。低侵襲で入院期間の短縮にもなるという利点があげられつつも、グラフトの生産性の不足や薬事未認可であったことから一部にとどまっていた。

SGは2006年に日本国内で薬事認可されて以来、症例は増加傾向にある。ステントグラフト実施基準作成委員会の調査によれば、2008年から2010年までに5,000件以上行われている[1]。臨床現場ではより効率的な手技及び安全な治療環境が求められると考え、SG挿入術に適した画像支援システムを開発している。本稿では手術プロセスの省力化のため、自動大血管セグメンテーションシステムを開発したので紹介する。

2. 大血管走行把握システム

SG挿入術は治療域の皮膚切開を行わず、CアームCTを用いて血管走行を把握する。その際、

血管領域を強調表示するため、造影剤を患者の体内に流す。その領域を留めておくために造影剤の血管への流入時の動画をモニタ上で表示させ、大動脈の輪郭をペンを使って手書きでなぞって記録する(Fig. 1)。しかし、この作業は複数人での作業を要する。そこで、医師ひとりでの操作が可能となるような自動大血管セグメンテーションシステムを開発した。

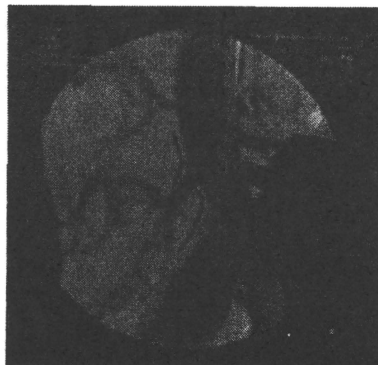


Fig.1 Vessel contour outlined by hands

3. システム構成

本システムの構成を(Fig.2)に示す。セグメンテーション処理用のPCはCアームCT、インジェクターとケーブルによって接続される。リアルタイムのCアームCT画像をビデオキャプチャポートで取得する。造影剤インジェクターの動作信号はI/Oボードで取得する。インジェクター動作中に取り込んだ画像は動画ファイル(AVI形式)として保存する。PCに接続されたモニタはタッチパネル式であり、医師の操作タイミングに応じて血管輪郭の抽出処理を行う。血管抽出した輪郭はリアルタイムのCアームCT画像に重畳表示する。

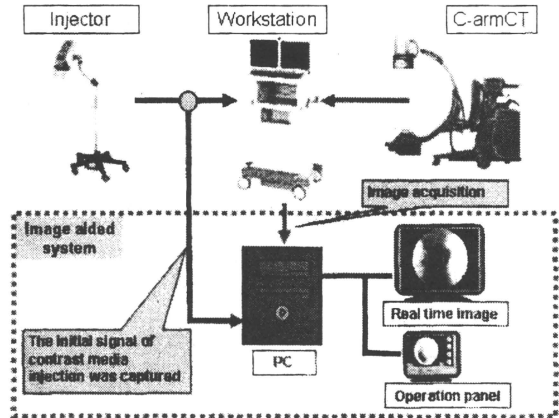


Fig.2 System configuration

4. 自動大血管抽出アルゴリズム

CアームCT画像から造影剤で強調された大動脈部位の輪郭線を自動抽出するアルゴリズムは次の3つの手順となる(Fig.3)。STEP1)保存したAVIファイルから画像を読み込み、血管特徴が映っている画像の差分をとり、加算平均する。これにより全体の血管領域が得る。STEP2)医師によって操作パネル上で血管内のある1点を指定すると、その点を注目画素としてRegion Growing[2]アルゴリズムを適用し、血管領域をセグメンテーションする。STEP3)血管部位の輪郭を抽出する。

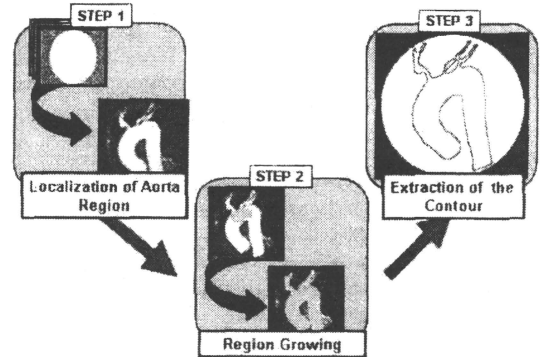


Fig.3 Process of the developed algorithm

5. 臨床データへの応用結果

今回臨床で行われた2症例を対象にオフラインで適用した。結果をFig.4に示す。(a)血管輪郭抽出の成功例。(b)交差している血管の判別が難しかった例である。本研究においては、Cアームの2次元画像しか使用していない為、交差している血管の相対位置関係は判断できない。術前のMDCT画像の利用により、血管の3次元形状・走行等を補間したいと考えている。

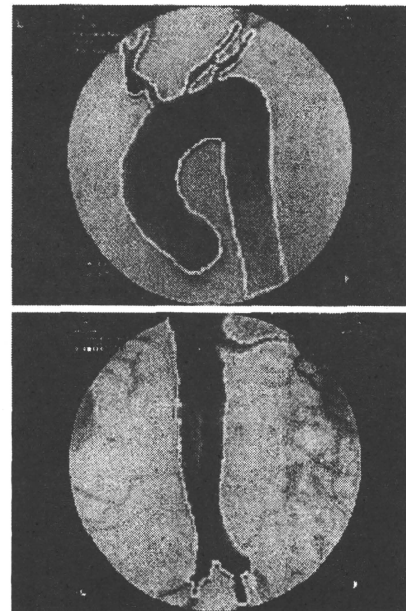


Fig.4 Results of segmented vasculatures

6. おわりに

Cアーム画像から大動脈の部位を効率的にセグメンテーションするシステムを構築し、臨床例にオフラインで適用したところ、良好な結果が得られた。今後は臨床への実用化を目指して進めていく予定である。

謝辞

本研究は科研費(21591804)の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) 日本胸部外科学会学術調査
- 2) R. Adams, L. Bischof. Seeded Region Growing, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 16, NO. 6, JUNE 1994.

10(XXIII)-111 標的血管の位置合わせ誤差を軽減するためのレジストレーション法の比較検討

○坂本 怜^a, 植松美幸^b, 許家群^c, 市橋琢弥^d, 梅津光生^e, 飯村浩^f, 青見茂之^g, 中村亮一^h, 鈴木孝司ⁱ, 村垣善浩ⁱ, 伊関洋ⁱ

^a早稲田大学大学院創造理工学研究科総合機械工学専攻, ^b国立医薬品食品衛生研究所医療機器部, ^c早稲田大学大学院先進理工学研究科生命理工学専攻, ^d早稲田大学創造理工学部総合機械工学科, ^e早稲田大学理工学術院, ^f東京女子医科大学画像診断部, ^g東京女子医科大学心臓血管外科, ^h千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻, ⁱ東京女子医科大学先端生命医科学研究科先端工学外科学分野

A comparative study of registration methods to reduce the target registration error in an intercostal artery

○R.Sakamoto^a, M.Uematsu^b, C.Hsu^c, T.Ichihashi^d, M.Umezū^e, H.Iimura^f, S.Aomi^g, R.Nakamura^h, T.Suzukiⁱ, Y.Muragakiⁱ, H.Isekiⁱ

^aDivision of Medical Devices, National Institute of Health Sciences, Tokyo, Japan, ^bMajor in Modern Mechanical Engineering, Graduate School of Creative Science and Engineering, Waseda University, ^cMajor in Integrated Bioscience and Biomedical Engineering, Graduate School of Advanced Science and Engineering, Waseda University, ^dDepartment of Modern Mechanical Engineering, School of Creative Science and Engineering, Waseda University, ^eFaculty of Science and Engineering, Waseda University, ^fDepartment of Radiological Service, Tokyo Women's Medical University, ^gDepartment of Cardiovascular Surgery, Tokyo Women's Medical University, ^hDepartment of Medical System Engineering, Graduate School of Engineering, Chiba University, ⁱFaculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University

Abstract: Recently, we have been developing a navigation system for aortic vascular surgery. It was utilized in the first clinical trial in 2006, and then it is recognized that it performs an essential function in our surgery. However, we have still many challenges to deliver the system to other hospitals. One of the main issues is to simplify the settings in registration process. In this paper, we propose a new registration method to use both external and internal points of body. Two types of registration methods were compared by measuring Target Registration Error in the orifice of target arteries and Fiducial Registration Error in the bone projection under the skin surface. With the conventional method, the target registration error was insufficient to differentiate between a target artery and others. With the proposed method, it was achieved that the target vessel was detected on smaller than allowable error. It was concluded that the new registration method is easy to use and effective to find the target artery.

Key words: thoracoabdominal aortic aneurysm, surgical navigation system, registration, phantom experiment

1.はじめに

大動脈人工血管置換術を対象として手術ナビゲーションの開発を行ってきた。本システムは再建すべき肋間動脈の位置の同定を支援することを目的とする。2006年度より56例の臨床応用した経験から、幅広い医師に使ってもらうシステムにするには特別なスキルを必要としないことが重要と考える。目標血管の探索は、開胸後、目標血管近傍にある骨の特徴点をツールで指すレジストレーションによる結果を用いて行っているが、限定的な視野で局所領域にある特徴点の探索にスキルを要するため、簡易化が望まれる。これを克服するための前段階として、体表レジストレーションによるナビゲーションで大局的な解剖学的構造を把握し、開胸位置決定の支援を行っている。この結果を利用し、目標血管の特定ができれば、より使いやすいとの医師らのコメントがあった。しかしながら、現在の体表レジストレーションのみでは目標血管を特定するための十分な精度を確保できない。そこで、体表レジストレーションの結果を活用しながら局所点による補正を行うレジストレーション法を試みる。

2.体表レジストレーションによる目標血管同定

目標血管同定のための許容誤差範囲は頭足方向に5mm以内としている。体表レジストレーションでは、胸骨角、左前腸骨棘、恥骨稜といった骨の特徴点を皮膚の上から計測して行う(Fig.1)。しかし、平均誤差が10mm以上であり、許容誤差範囲を達成できていない。そこで、体表点で体軸方向を、体内点で背腹方向の位置関係をそれぞれ得ることで、体表点を利用しながら目標血管の位置特定精度を向上させる手法を提案する

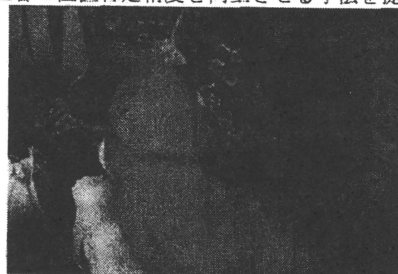


Fig.1 Registration based on bones under the skin surface

3.位置合わせ誤差の定義

剛体の点ベースレジストレーションにおける誤差は Maurer らによって3つ定義されている^[1]。目標血管の位置合わせ誤差については、標的位置合わせ誤差 (Target Registration Error: TRE) を算出するのが適当であると考えられるが、手術中に血管位置を計測するのは時間的・作業的制約から難しい。そこで、これまで目標血管近傍の骨の特徴点を基準とした基準位置合わせ誤差 (Fiducial Registration Error: FRE) によって代用している。今回、血管同定のための TRE を算出するため、ファントムを対象にした計測を行い、FRE との関連を調査した。

4.方法

下記の2種類のレジストレーション法を比較する。レジストレーション点の組み合わせによる FRE と目標点の TRE を算出した。被験者は8名とし、各試行回数は5回とした。

- ①従来法：体表の解剖学的特徴点のみを利用したレジストレーション
- ②提案法：体表点と体内点の組み合わせたレジストレーション

対象：自作のレジストレーション評価用ファントムを用いた。胸部、腹部それぞれの皮下組織を模擬するモデルを作成し、骨格モデルに着脱可能とした。本実験での皮下組織厚は患者の平均厚を持つとした。ファントムを Fig.2 に示し、図中の a-d は下記の解剖学的特徴点と目標点を示す。

解剖学的特徴点の組み合わせ：

- <体表>3点(胸骨角 (a), 左前腸骨棘 (b), 恥骨棘 (c))
- <体内>10番肋骨の胸椎に対する付け根 (d)
- <目標点>左側の Th10 から Th12 まで肋間動脈起始部

5.結果および考察

- ①従来法：体表の解剖学的特徴点のみを利用したレジストレーション (Fig.3)

FRE は平均 5.7mm, TRE の平均は 8.9mm であった。

- ②提案法：体表点と体内点の組み合わせたレジストレーション (Fig.4)

FRE は平均 4.4mm, TRE の平均は 2.0mm であった。

①と②では FRE の差よりも TRE の差が顕著であった。FRE と TRE の関係に着目すると、①は FRE より TRE が大きいのにに対し、②では逆である。これは①は目標点と離れた体表の特徴点で行うのに対し、②では目標近傍の点を利用するため、背腹方向軸の誤差が小さく、TRE が改善したと考えられる。TRE に関して、②は①に対し3点の平均で77%誤差が小さい。②の平均 TRE は 2.0mm であり、目標誤差 5mm 以下である。

6.まとめ

体表レジストレーションの結果を活用しながら局所点による補正を行うレジストレーション法を提案した。ファントムを対象に TRE を計測した結果、提案法は従来法と比較して誤差が軽減され、目標とする許容誤差範囲を達成した。

参考文献

- [1] C. R. Maurer Jr., et al., "Registration of Head Volume Images Using Implantable Fiducial Markers," IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, vol.16, no.4, pp447-462,1997.

謝辞

本研究は科研費 (20700414) の助成を受けたものである。

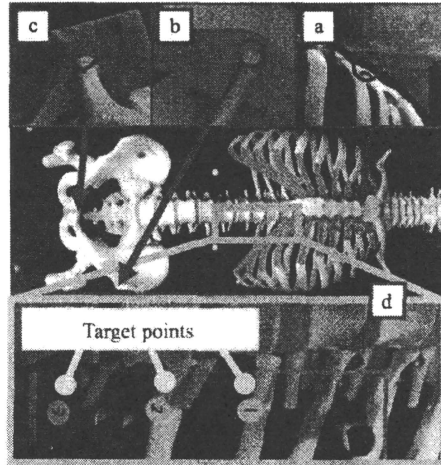


Fig.2 Registration points and a target point

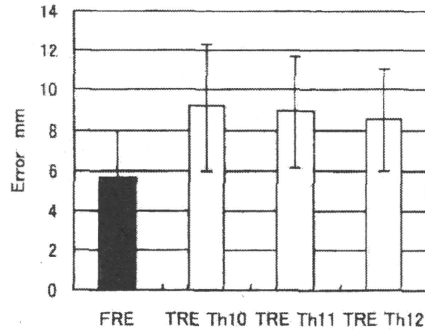


Fig.3 Conventional method: FRE vs TRE

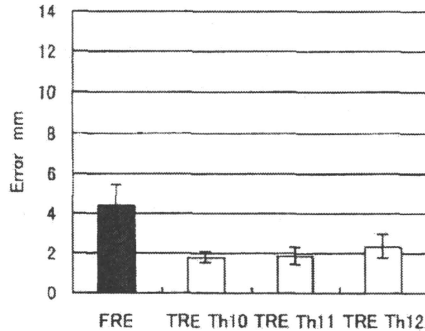


Fig.4 Proposed method: FRE vs TRE

体表面レジストレーションの導入による 手術ナビゲーションシステム運用の改善 Improvement of a surgical navigation system

by applying anatomical point-based registration on skin surface

○ 植松美幸 (国立衛研) 坂本怜 (早大院) 許家群 (早大院)
市橋琢弥 (早大) 梅津光生 (早大) 青見茂之 (女子医大)
中村亮一 (千葉大院) 鈴木孝司 (女子医大) 村垣善浩 (女子医大)
伊関洋 (女子医大)

Miyuki UEMATSU, National Institute of Health Sciences

Rei SAKAMOTO Chia-chun HSU, Takuya ICHIHASHI, Mitsuo UMEZU, Waseda University

Shigeyuki AOMI, Tokyo Womens' Medical University

Ryoichi NAKAMURA, Chiba University

Takashi SUZUKI, Yoshihiro MURAGAKI, Hiroshi ISEKI, Tokyo Womens' Medical University

Key Words: surgical navigation system, registration, aortic aneurysm

1. はじめに

われわれは大動脈瘤手術を対象にしたナビゲーションシステムの開発をおこなってきた[1]. 初期のシステムでは局所画像のみを用いたナビゲーションを行い、医師らからも好評を得た[2]. しかし、画像空間と手術空間を一致させるためのレジストレーション作業において体内の特徴点探索にスキルを要した。近年は開胸前に大局画像を用いたナビゲーションを行うことで、体表上から体内の骨や血管の位置関係を大まかに把握できるようにしている。

システム開発当初は画像の精度を考慮し、肋間動脈などの位置や形状の情報は局所画像を用いることを原則とした[3]. そこで、大局ナビゲーションの導入後も局所画像と大局画像の併用によるナビゲーションを行っていた[4]. 現在では画像精度の向上により、大局画像でも肋間動脈の描出が可能となり、ナビゲーションも大局画像でのナビゲーションへの一本化を図っているところである[5].

本ナビゲーションシステムのコンセプトは手術経験の少ない医師が使用しても十分設定することができ、有用な情報が呈示されることで、手術中の状況確認ができることである。ここで、有用な情報とは大動脈を人工血管に置換する際に温存すべき肋間動脈の位置と走行のことである。システムの設定については、レジストレーションに用いる特徴点探索にスキルを要した経緯を踏まえ、開胸前に体表上から選択した骨の解剖学的特徴点を用いることにした。

体表上からの特徴点選択は各点の形状や周辺組織との関係から生じる計測誤差が異なると考えられる。本稿では、解剖学的特徴点ごとの位置決め誤差を算出するため、1) 解剖学的特徴点の位置認識のしやすさと固定のしやすさ、2) 解剖学的特徴点の誤差傾向の把握について論じる。

2. 方法

2.1 体表面レジストレーション

手術ナビゲーションシステムは手術中の患者の身体的位置をポインティングデバイスで計測したときに、患者自身の画像の中でポインティングデバイスがどの位置にどの方向にあるのか連動して示すことができる。ナビゲーションの正確さは画像空間と手術空間の位置合わせ精度に依存する。

多くの場合、レジストレーションは手術空間に置いた 3

点以上のマーカを基準としている。手術空間に置いたマーカを画像でも同様に撮影し、一致させる剛体レジストレーションが用いられる。大動脈手術を対象にした場合、位置合わせ用のマーカを設置し、手術中に画像を撮影することは現実的でない。また、医師のオリエンテーションスキルに依存しない方法をとるため、体表上から骨の特徴ある点をポインティングデバイスで計測することにより、マーカレスのレジストレーションを行う。

レジストレーションでは手術空間の座標系を画像空間の座標系に変換する行列 ${}^Q T_P$ を算出する。座標系 P と座標系 Q におけるそれぞれの計測点の位置を P_i , Q_i とすると、以下の式における平均誤差 (Average Registration Error: ARE) を最小とする T が求める変換行列 ${}^Q T_P$ である。

$$ARE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |P_i - T(Q_i)|^2}$$

(N: 計測点の数, T: 4×4 の変換行列)

臨床における体表面レジストレーションの結果から、解剖学的特徴点ごとに位置決め精度に差があることや、皮下組織厚によって体表面レジストレーションの結果の信頼性が低下することがみられた。体表面レジストレーションの結果の信頼性を向上させるために、これらの影響について考慮したい。しかし臨床における体表面レジストレーションの結果から計算する誤差は絶対誤差ではない。また臨床という条件下で体表面レジストレーションを行う対象の条件を整えることや繰り返し実験を行うことは困難である。そこで、体表面レジストレーションの評価にあたってはファントムを作成し、誤差傾向の調査を行う。

2.2 解剖学的特徴点の選択

レジストレーションに用いる解剖学的特徴点の候補は以下の7点 (左右鎖骨頭, 頸切痕, 胸骨角, 左右腸骨棘, 恥骨稜) とした。これらの点にはそれぞれの骨の位置する部位、骨の形状や骨の上に存在する皮下組織厚の影響がある。特徴点の位置する部位は大きく胸部 (①鎖骨頭, ②頸切痕, ③胸骨角), 腹部 a (④腸骨棘), 腹部 b (⑤恥骨稜) に分けられる。これら胸部, 腹部 a, 腹部 b から1点ずつを選択し、レジストレーションを行う。

3 実験

作製したファントムを Fig.3.1 に示す。また、各特徴点の上の皮下組織厚を Table 3.1 に示す事前準備では MDCT で撮影で得られた DICOM 画像を元に赤外線反射球の画像座標系での中心座標と、評価を行う各解剖学的特徴点の目標点の座標を登録する。また事前に解剖学的特徴点の位置把握を行うため、DICOM 画像から骨格などを抽出した 3 次元画像を作成する。

3.1 解剖学的特徴点の位置認識および固定のしやすさ

胸部の特徴点 3 点 (①鎖骨頭, ②頸切痕, ③胸骨角) について、下記 2 つに関する質問をする。シェッフエの対比較法によって 2 点の比較を行い、被験者からの回答を集計する。ここで被験者は 5 名とし、比較対象の呈示はランダムに行った。

(A) 特徴点の位置の認識

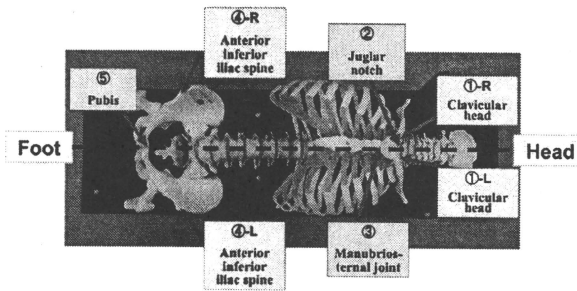
(B) 特徴点上でのポインティングデバイスの固定

3.2 解剖学的特徴点の誤差傾向の把握

実験台に固定したファントムの反射球マーカの位置を光学式位置計測装置 (Polaris®, Northern Digital Inc.) により計測し、DICOM 画像で取得された反射球マーカとの位置を校正する。

被験者に各解剖学的特徴点を呈示し、ポインティングデバイス (Fig.3.2) を用いた計測を行う。ここで、皮下組織厚モデルを変更しながら行った。被験者は非医師 12 名とした。光学式位置計測装置はファントムの右手側に配置し、計測を行う被験者はファントムの左手側に位置する。

各解剖学的特徴点をポインティングした際の座標とあらかじめ設定したレジストレーション点の座標との差を算出し、位置決め誤差とした。



①Clavicular head ②Jugular notch ③Manubriosternal joint
④Anterior inferior iliac spine ⑤Pubis

Fig.3.1 Registration points

Table 3.1 Experiment condition of tissue thickness

Anatomical specific point	Thickness mm			
	No.1	No.2	No.3	No.4
①Clavicular head	0	3	6	9
②Jugular notch	0	3	6	9
③Manubriosternal joint	0	3	6	9
④Anterior inferior iliac spine	0	5	10	15
⑤Pubis	0	10	20	30



Fig.3.2 Pointing device

4 結果および考察

4.1 解剖学的特徴点の位置認識および固定のしやすさ

(A) については、①鎖骨頭→②頸切痕→③胸骨角の順で位置の認識がしやすいという結果を得た。これは、比較的鎖骨頭が皮膚上からも見えやすいことから、①鎖骨頭を探し、その中間に位置する②頸切痕を特定するという流れになるためと考えられる。③胸骨角については見た目ではわかりづらく、手探りで見つけていくために位置の認識がしづらかったと考えられる。

(B) については、③胸骨角→②頸切痕→①鎖骨頭の順でポインティングデバイスの固定がしやすいという結果を得た。これは特徴点の形状に依存すると考えられる。③胸骨角がほぼ水平の形状の骨に位置するのに対し、②頸切痕は末端に位置し、さらに①鎖骨頭は曲面上に位置するためと考えられる。

4.2 解剖学的特徴点の誤差傾向の把握

胸部の解剖学的特徴点は腹部と比較し、皮下組織厚の影響が小さかった。皮下組織厚の値や変化が小さいためと考えられる。また誤差の方向に関してすべての点で皮下組織厚がある場合、頭足方向では頭足方向に、背腹方向では腹方向にずれることが多かった。

①鎖骨頭

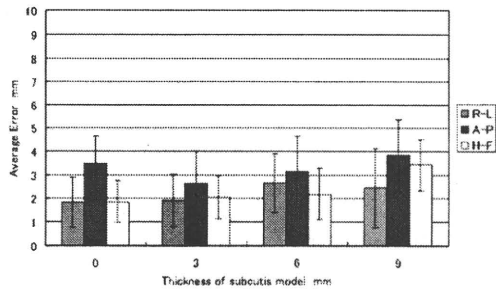
鎖骨頭の臨床と同じ配置で実験を行った結果は Fig.3.3 と Fig.3.4 で示すように左鎖骨頭の左右方向の誤差が右鎖骨頭と比較し大きいものであった。しかし臨床と左右を逆にした配置の場合、左右方向の誤差に大きな差はなく、頭足方向の誤差の違いの方が大きい結果となった。このことから鎖骨頭の誤差傾向は左右で等しくないが、位置が奥側か手前側かということのみで決まるものではないと言える。鎖骨頭付近は頭足方向の軸に対して斜めになっており、これが術者の立ち位置が変化すると術者から見て左右逆の傾斜になるため、レジストレーション点の搜索に影響することが考えられる。また鎖骨頭は球面であるため明確な位置が分かりづらい。このことから他の点と比較し目標点だと認識している点と実際の目標点の間の差が生じやすいと言える。誤差の方向に注目すると誤差の方向の傾向は左右方向について左右の鎖骨頭の間で関係性が見られなかった。

これらのことから鎖骨頭は誤差要因が多く、またそれぞれの誤差要因を分解して扱うことが難しい。また鎖骨頭は体の中心線付近にあるため左右方向の精度を確保するのに向かず、頭足方向には近い位置により誤差の小さい胸骨角があるため、レジストレーション点としての有用性は低いと言える。

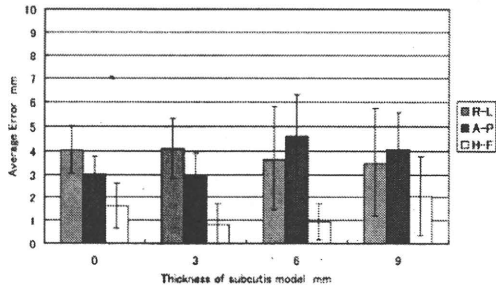
②頸切痕

頸切痕の誤差は Fig.3.5 のように背腹方向の誤差が非常に大きくなった。これは頸切痕の位置が胸骨の上端であるので、骨の形状の背腹方向の変化が大きいためであると考えられる。また左右方向に注目すると皮下組織厚との関係は見られず、2mm 以内の誤差となっている。この結果は他の解剖学的特徴点と比較し小さい値である。これは頸切痕が体の中心線上にあることや、頸切痕の形状が体の正面から見て V 字型になっていることが要因であると考えられる。誤差方向に注目すると頭足方向と背腹方向について誤差の方向は皮下組織との関係は見られず、常にほぼ一定の割合であった。

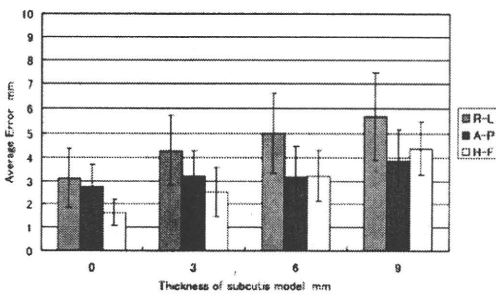
これらのことから、頸切痕をレジストレーション点として使用する際は背腹方向の信頼性が低い傾向、左右方向の信頼性が高い傾向があると言える。このため頸切痕は背腹



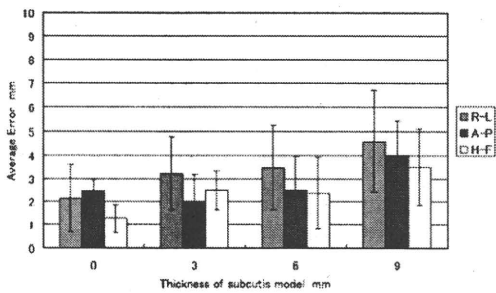
Stand position: clinical use (left side of the phantom)



Stand position: opposite (right side of the phantom)
Fig.3.3 Average Error (right clavicular head)



Stand position: clinical use (left side of the phantom)



Stand position: opposite (right side of the phantom)
Fig.3.4 Average Error (left clavicular head)

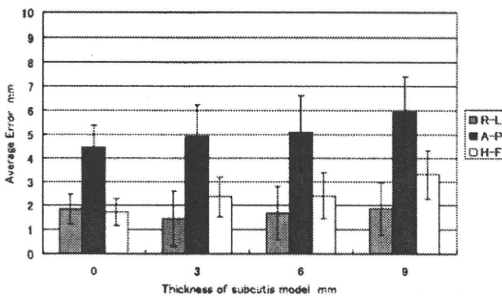


Fig.3.5 Average Error (jugular notch)

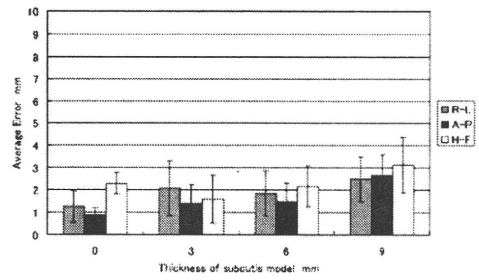
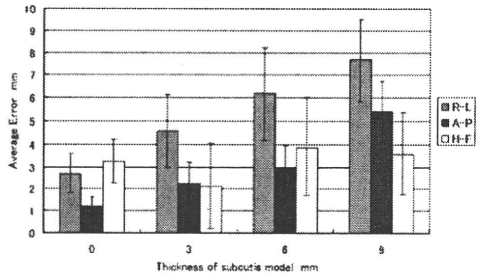
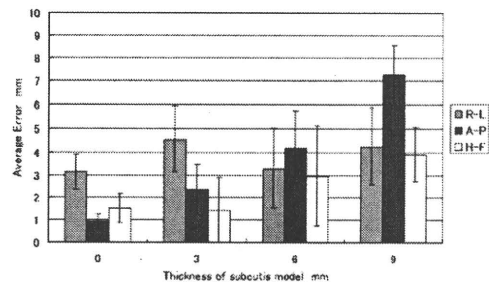


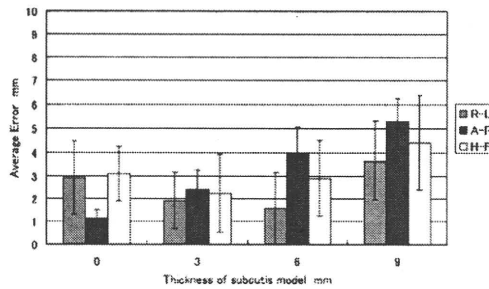
Fig.3.6 Average Error (manubriosternal joint)



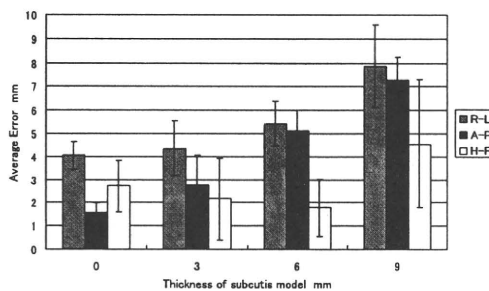
Stand position: clinical use (left side of the phantom)



Stand position: opposite (right side of the phantom)
Fig.3.7 Average Error (right anterior inferior iliac spine)



Stand position: clinical use (left side of the phantom)



Stand position: opposite (right side of the phantom)
Fig.3.8 Average Error (left anterior inferior iliac spine)

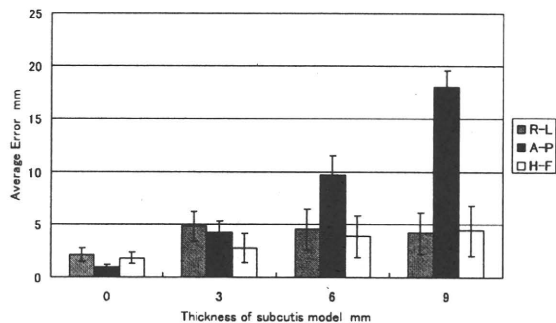


Fig.3.9 Average Error (pubis)

方向の精度が必要な際は使用しないか、背腹方向の値は使用せず左右方向と頭足方向のみを使用することで精度向上を図れる可能性がある。

③胸骨角

胸骨角の誤差はFig3.6のように各軸の間に有意な差がみられなかった。全体的な誤差は他の解剖学的特徴点と比べ小さいものであった。これは胸骨角が胸骨という平面状の突起であり、他の解剖学的特徴点のような立体的な形状をしていないため認識やポインティングツールで指すことが、比較的容易であると考えられる。また体の中心線上に位置していることや、胸骨上であるため皮下組織厚が小さいことも誤差が小さい要因としてあげられる。誤差方向に注目すると、左右方向の誤差方向の傾向と背腹方向の誤差方向の傾向が非常に似た曲線になった。

これらのことから胸骨角はレジストレーション点として他の解剖学的特徴点と比較し、信頼性が高いと言える。

④腸骨棘

腸骨棘の臨床と同じ配置で実験を行った際の結果はFig3.7とFig3.8で示すように皮下組織厚が大きくなるにつれ、右の腸骨棘の左右方向の誤差が左の腸骨棘の左右方向の誤差と比較し大きくなった。その一方で臨床と左右を逆にした配置で実験を行った際の結果はFig3.7とFig3.8で示すように皮下組織厚が大きくなるにつれ左の腸骨棘の誤差の方が大きくなった。このことから腸骨棘における左右方向の誤差についてはレジストレーションを行う術者から遠い点にある方の誤差が大きくなるといえる。これは腸骨棘に対する角度が手前側のものと奥側のもので異なるため、ポインティングツールで指す際の角度や、腸骨棘を探索する際に周辺を手で触る時に手前側では押すように触るのに対し奥側では引くように触ることになることや、手前側の腸骨棘を探す際には視線と左右軸が直角になるのに対し、奥側の腸骨棘を探す際には視線と左右軸の角度が小さくなることなどが要因として考えられる。このことから腸骨棘をレジストレーション点として使用するには術者に近い位置を使用する方が左右方向の誤差を低減できると考えられる。誤差の方向に注目すると、左右の腸骨棘の間で似た傾向を持つのが背腹方向であり、この軸に関してはともに皮下組織厚が増すにつれ誤差方向が腹方向であることが多くなった。しかし左右方向と頭足方向については関係が見られなかった。

背腹方向と頭足方向の誤差については左右での差が見られなかった。背腹方向の誤差は左右どちらの腸骨棘についても皮下組織厚に比例する関係がみられた。またその比例係数は小さな差であるが配置によらず奥側の方が大きかった。背腹方向の誤差については皮下組織厚を考慮し、レジストレーション点を設定することで誤差の低減を図れるこ

とが示唆された。

⑤恥骨稜

恥骨稜の誤差はFig3.9のように皮下組織厚が大きくなるにしたがって、背腹方向の誤差が他の軸と比較し顕著に大きくなった。これは恥骨周辺の皮下組織厚が他の解剖学的特徴点周辺よりも大きいことが要因と考えられる。また皮下組織厚と背腹方向の誤差は比例関係にあることが分かる。このため恥骨稜をレジストレーション点として使用する際には、皮下組織厚の影響を考慮し骨上から皮膚側にレジストレーション点を移動させて設定することで誤差を低減できることが示唆された。

他の軸に関しては皮下組織厚と誤差の大きさの間に関係が見られなかった。このため皮下組織厚に関わらず頭足および左右方向については一定の信頼性を保つと言える。

誤差方向に関しては背腹方向に関して皮下組織厚を設けた場合、誤差方向はほとんど腹方向になった。これは恥骨稜付近の皮下組織厚が非常に大きく、体表面が背腹方向の軸に垂直に近いからであると考えられる。

5 まとめ

レジストレーション評価用ファントムを用いて、体表から選択した各解剖学的特徴点の誤差の値と傾向の調査を行った。その結果、以下のように結論づけられる。

- (i) 開胸位置の決定や、対象血管の同定に重要な頭足方向の誤差はいずれの点においても平均誤差 5mm 以下であった。
- (ii) 解剖学的特徴点ごとに誤差の値や傾向、皮下組織厚の影響のしかたが異なった。
- (iii) 左右対称の解剖学的特徴点においても誤差の傾向は左右対称にならなかった。

参考文献

- (1) 植松美幸, 鈴木浩一, 上杉繁, 安藤隼人, 森田篤, 青見茂之, 西井規子, 飯村浩, 中村亮一, 伊関洋, 梅津光生, 胸腹部大動脈置換術のためのナビゲーションシステムの開発, 日本コンピュータ外科学会誌, vol.7, no.3, pp.469-pp.470, 2005
- (2) 青見茂之, 植松美幸, 伊関洋, 齊藤聡, 富岡秀行, 西井規子, 飯村浩, 中村亮一, 村垣善浩, 鈴木浩一, 安藤隼人, 原美紀子, 黒澤博身, 梅津光生, 胸腹部大動脈置換術用の新しいナビゲーションシステムの開発と臨床応用, 適応医学, vol.10, no.2, pp.9-pp.13, 2006
- (3) 植松美幸, 青見茂之, 鈴木浩一, 西井規子, 中村亮一, 村垣善浩, 伊関洋, 上杉繁, 梅津光生, 胸腹部大動脈置換術用ナビゲーションシステムの臨床応用, 日本コンピュータ外科学会誌, vol.8, no.4, pp.417-pp.424, 2007
- (4) 植松美幸, 中野喜隆, 松川絃大, 宇都宮隆平, 中村亮一, 村垣善浩, 伊関洋, 青見茂之, 梅津光生: 大血管手術の安全性を高める画像支援ナビゲーションシステム, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.14, no.1 pp.39-pp.48, 2009
- (5) 植松美幸, 体内構造を透かし見て目標血管を特定する～大血管ナビゲーションシステム～, 未来医学, vol.24, pp.76-pp.79, 2009

An anatomical landmark point-based registration using tissue thickness correction based on Bayesian estimation

M. UEMATSU^{*1}, Y. Nakano^{*2}, C. Hsu^{*2}, R. Sakamoto^{*3}, M. Umezumi^{*2,3}, S. Aomi^{*4},
R. Nakamura^{*5}, T. Suzuki^{*6}, Y. Muragaki^{*6}, H. Iseki^{*6}

^{*1}Division of Medical Devices, National Institute for Health Sciences, ^{*2}Major in Integrated Bioscience and Biomedical Engineering, Graduate School of Advanced Science and Engineering, Waseda University,

^{*3}Department of Mechanical Engineering, School of Science and Engineering, Waseda University,

^{*4}Department of Cardiovascular Surgery, Tokyo Women's Medical University,

^{*5}Department of Medical System Engineering, Graduate School of Engineering, Chiba University,

^{*6}Faculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University

Keywords: Point-based registration, Error-correction algorithm, Bayesian estimation

1. はじめに

大動脈手術用ナビゲーションシステムは開発当初、開胸後に体内の特徴点を計測し、剛体レジストレーションしていた。手術に役立つナビゲーションが行えたが、体内の特徴点探索に手術者のスキルを要した。開胸後、体内の解剖学的構造の位置関係を的確に理解するためには、開胸前に肋骨の位置・走行を把握することが先決であると考え、現在、大局ナビゲーションを導入している。

今回、体表からでも特徴を捉えやすい骨上の点の特性を考慮し、皮下組織厚に応じて点の位置を補正する体表レジストレーションを開発し、臨床例で評価したので報告する。

2. 方法

【体表からの特徴点計測】レジストレーション点には骨の凹凸部など特徴のある部位（胸骨角、恥骨稜など）の点を用いる。体表面から触れながら探索し、ポインタで指し示して光学式位置計測器で計測した点を画像上の同一点と対応付ける。

【皮下組織厚に応じた重み付け】ある骨上の点の計測値 (m) を Fig.1 のように仮定した。ここで、横軸は皮下組織厚、縦軸は計測値である。骨上の点は皮下組織の厚さが大きくなるにつれて、ポインタで正確に計測するのが難しくなる。この誤差は E_k で示され、皮下組織厚 (T_k) によるずれと点をポインタ計測による指し示し誤差を含む。

【皮下組織厚の誤差への影響の推定】皮下組織厚に起因する誤差の影響をアルゴリズムに反映させるため、ベイズの定理を用いる (式 (1))。原因 E_i の事前確率が $P(E_i)$ のときに、あるデータ F が得られたとする。原因 E_i の事後確率が $P(E_i|F)$ 、原因 E_i に対する結果の確率が $P(F|E_i)$ として、事後確率を求める。今回は皮膚厚を考慮したファントム実験の結果をこの式にあてはめることで、誤差の影響を推定する。

$$P(E_i|F) = \frac{P(E_i) \cdot P(F|E_i)}{\sum_{j=1}^n P(E_j) \cdot P(F|E_j)} \quad (1)$$

【皮下組織厚を補正したレジストレーション】

上記より求めた各々のレジストレーション点の誤差分布より、方向別（頭足、左右、背腹）に重み付けを行う。計測点と設定点との最小2乗誤差を方向別に算出し、和が最も小さくなるようにレジストレーションする。

3. 臨床例による評価

従来のレジストレーション法では誤差が大きく、改善が求められた症例に対して、本手法を適用した。特徴点は頸切痕、左・右前腸骨棘、恥骨稜の4点で、皮下組織厚はそれぞれ 15.4mm,

36.4mm, 92.5mm であった。肋間動脈に近い骨上の点の位置誤差を算出し、評価に用いた。

4. 結果・考察

結果を Fig.3 に示す。補正により、絶対値で 26.4%の改善が見られた。頭足方向については目標精度 5mm 以下を満たしたが、背腹方向の誤差は大きかった。本手法を用いた際の皮下組織厚に厚みがある場合の補正限界やナビゲーション施行としての妥当性などについては、今後さらに調査していくことが求められる。

5. おわりに

体表レジストレーションの精度向上のため、皮下組織厚を補正するレジストレーションを提案し、臨床例で評価した。体表の点を利用して体内構造が十分な精度で合わせられれば、より使い易いナビゲーションシステムになるであろう。

謝辞

本研究は科研費(20700414)の助成を受けたものである。

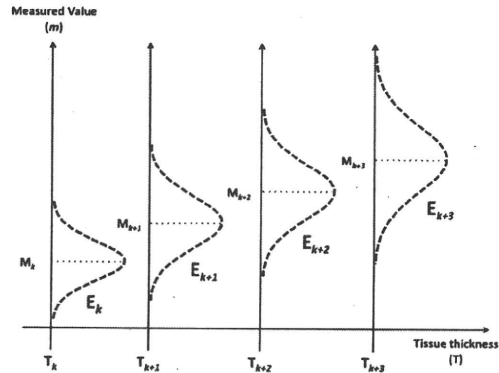


Fig.1 Distribution of measured data corresponding to tissue thickness

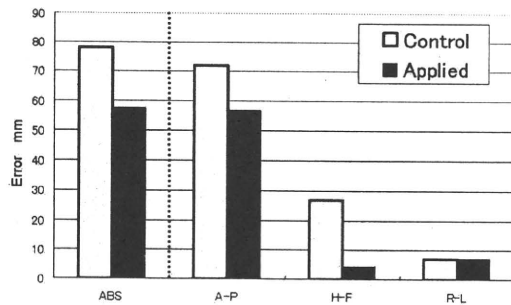


Fig.2 Absolute error and its directional components between control and compensated ones using a new algorithm (Thickness of tissues - large)

Error measurements for tissue thickness

on an anatomical landmark point-based registration

R. Sakamoto^{*1}, M. Uematsu^{*2}, Y. Nakano^{*3}, C. Hsu^{*3}, M. Umezu^{*1,5}, H. Iimura^{*4}, S. Aomi^{*5},
R. Nakamura^{*6}, T. Suzuki^{*7}, Y. Muragaki^{*7}, H. Iseki^{*7},

^{*1}Department of Mechanical Engineering, School of Science and Engineering, Waseda University,

^{*2}Division of Medical Devices, National Institute of Health Sciences, Tokyo, Japan,

^{*3}Major in Integrated Bioscience and Biomedical Engineering, Graduate School of Advanced Science and Engineering, Waseda University,

^{*4}Department of Radiological Service, Tokyo Women's Medical University,

^{*5}Department of Cardiovascular Surgery, Tokyo Women's Medical University,

^{*6}Department of Medical System Engineering, Graduate School of Engineering, Chiba University,

^{*7}Faculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University,

Keywords: Thoracoabdominal aortic aneurysm, Surgical navigation system, Phantom experiment

1. はじめに

胸腹部大動脈瘤の人工血管置換術に特化した手術ナビゲーションシステムを2006年度より49例の臨床に応用してきた。当初は開胸後に重要な肋間動脈の位置と走行を確認する局所ナビゲーションのみ行っていたが、2008年度より、開胸前に肋骨位置を確認する大局ナビゲーションも導入している。大局ナビゲーションは解剖学的特徴点計測による体表レジストレーションによるが、現状は血管の弁別に必要な頭足方向5mm以内の精度を実現していない。本稿では体表レジストレーションの誤差要因を明らかにするため、レジストレーション点として使用する各解剖学的特徴点の計測由来誤差を調査したので報告する。

2. 方法

特徴点として用いる骨と皮膚の間には皮下組織が存在する。体表レジストレーションの誤差は皮下組織厚の影響を大きく受けると考えられる。そこで、ヒトの骨格と皮下組織を模擬したレジストレーション用ファントムを作製し、影響を調査した。被験者がポインティングツールで指した解剖学的特徴点を、光学式三次元位置計測器を用いて位置計測し、方向別（頭足、左右、背腹）に位置ずれを求め、平均と分散を算出した。実験条件は以下とした。解剖学的特徴点は以下の7点（左右鎖骨頭、頸切痕、胸骨角、左右腸骨棘、恥骨稜）とした。皮下組織モデルは患者平均値を基準に3種類の厚さで作製し、特徴点上に設置した。ここで、患者平均厚は胸部（鎖骨頭、頸切痕、胸骨角）で6.6mm、腹部 a（腸骨棘）で11.8mm、腹部 b（恥骨稜）で29.7mmを用いた。被験者は12名、試行回数は各5回とし、調査を行った。

3. 結果・考察

皮下組織厚の影響を方向別にみたところ、最も位置ずれが大きかったのは背腹方向であった。背腹方向に着目した結果を Fig.1 に示す。縦軸は目

標点に対する計測値の位置ずれであり、腹側を正方向としている。横軸はモデルの厚みを患者の平均皮下組織厚で割り無次元化した値である。横軸の1という値はモデルの厚さとヒトの皮下組織の平均的厚さが一致することを示す。計測した点のうち3点を示した。Aは胸骨角、Bは左腸骨棘、Cは恥骨稜である。胸部は皮下組織厚が薄いため、鎖骨頭、頸切痕では傾向がみられなかった。A-Cでは皮下組織厚に対して計測誤差の平均値が線形の関係にあり、分散値は広がることが読み取れる。皮下組織の厚みに応じた平均量を補正し、分散を重み付けに利用することでレジストレーションの精度向上が期待される。

4. おわりに

体表レジストレーションの精度向上のため、各解剖学的特徴点の計測由来誤差を調査した。これより、各軸別に5mm以内の精度を実現するための補正係数が得られた。今後はこれを元に新たな体表レジストレーションに応用する予定である。

謝辞

本研究は科研費(20700414)の助成を受けたものである。

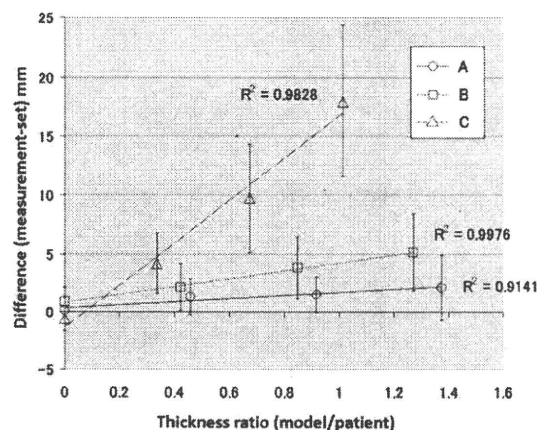


Fig.1 Difference in position at the target point

An automatic image segmentation method assisting for endovascular stent-grafting

C. Hsu^{*1}, M. UEMATSU^{*2}, Y. Naka^o^{*1}, R. Sakamoto^{*3}, M. Umezu^{*1,3}, T. AZUMA^{*4}, S. Aomi^{*4},
R. Nakamura^{*5}, T. Suzuki^{*6}, Y. Muragaki^{*6}, H. Iseki^{*6}

^{*1}Major in Integrated Bioscience and Biomedical Engineering, Graduate School of Advanced Science and Engineering, Waseda University, ^{*2}Division of Medical Devices, National Institute of Health Sciences,

^{*3}Department of Mechanical Engineering, School of Science and Engineering, Waseda University,

^{*4}Department of Cardiovascular Surgery, Tokyo Women's Medical University,

^{*5}Department of Medical System Engineering, Graduate School of Engineering, Chiba University,

^{*6}Faculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University

Keywords: Thoracoabdominal Aortic Aneurysm, Stent-grafting, Auto segmentation, Region growing

1. はじめに

大動脈瘤用ステントグラフト(以下SG)は2006年に腹部用のSGが始めて日本国内で薬事認可されて以来、症例は増加しており、この数年間で5,000件以上ある。将来的にはさらに増加が予測され、より安全で安心な治療が期待される。本研究はSG挿入術に適した画像支援システムの開発を目的とし、特にC-armの画像から大動脈の部位を自動セグメンテーションするアルゴリズムを構築したので報告する。

2. ステントグラフト用画像支援システム

血管の位置・形状は造影剤の流入時しかわからない。そこで、大動脈の形状を撮影中のX線画像と同時に確認するため、モニタ上にフィルムを貼り、医師が手描きで輪郭を抽出した結果を用いているのが現状である。本研究はこの作業を簡易化するのを目的とする。

今回提案するシステムをFig.1に示す。C-armの映像出力をPCにつなぎ、キャプチャーボードを用いてX線画像を取り込む。画像に自動血管抽出アルゴリズムを適用し、血管の輪郭を描画する。結果はX線画像の上に輪郭線を重畳することにより示される。

3. 自動血管抽出アルゴリズム

C-armの画像から造影剤で強調された大動脈部位の輪郭線を自動抽出するアルゴリズムについて説明する。

A. 差分画像による血管領域の可視化

造影された血管領域 L を次の方法で抽出する。

造影前の基準画像 I_0 に対し、造影剤を流す際の画像 I_i の差分を取り、平均を算出する(式(1))。

$$L = \frac{1}{T} \sum_{i=0}^T (I_i - I_0) \quad (1)$$

B. Region Growing によるセグメンテーション

過程 A で抽出された血管領域 L に対し、Region Growing をベースにした新たなセグメンテーションアルゴリズムを適用する。このアルゴリズムは式(2)で示される。 Z_k は注目画素(Seed)に隣接している生成領域外縁の画素値とし、Sobelフィルタにより微分した画素値を ∇Z_k とする。

$$\left| \sum_{k=1}^n \alpha_k (Z_k + \nabla Z_k) - Z_{Seed} \right| < T \quad (2)$$

ノイズの影響を抑えるため、この和を Gaussian 分布 (α_k) により重みをかけ、平滑化する。上記の手法を大動脈造影時の映像 1 例に適応した。

4. 結果・考察

過程 B は過程 A の結果により判別され(Fig.2)、輪郭を X 線画像と重畳表示した結果を Fig.3 に示す。血管の輪郭は正確に抽出された。

5. おわりに

C-arm の画像から大動脈の部位を自動セグメンテーションするアルゴリズムを構築し、臨床例に適用したところ、良好な結果が得られた。現在初期注目画素は手動で決めているが、今後は画像の変化に応じて自動化する予定である。

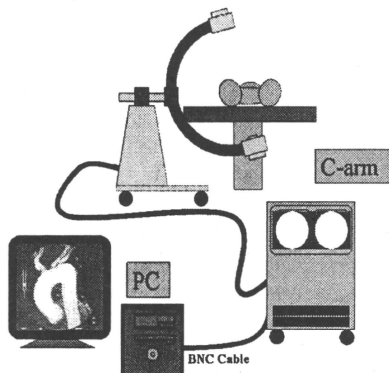


Fig.1. System overview

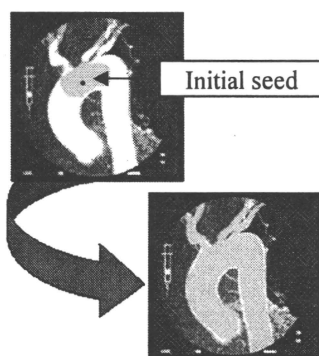


Fig.2. Region growing process

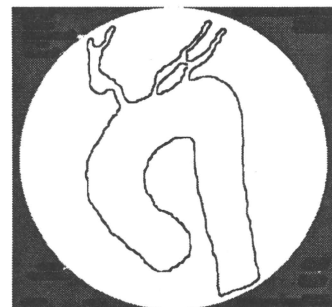


Fig.3. Contour extraction of Aorta

Anatomical Pattern of Feeding Artery and Mechanism of Intraoperative Spinal Cord Ischemia

Norihiko Shiiya, MD, PhD, Satoru Wakasa, MD, PhD, Kinya Matsui, MD, Takashi Sugiki, MD, Yasushige Shingu, MD, Tomoshi Yamakawa, MD, and Yoshiro Matsui, MD, PhD

Department of Cardiovascular Surgery, Hokkaido University Hospital, Sapporo, Japan

Background. We evaluated correlation between anatomical pattern of the spinal cord feeding artery, detected by preoperative multidetector row computed tomography, and the mechanism of spinal cord ischemia during aortic surgery.

Methods. One hundred sixteen patients underwent multidetector row computed tomography before descending or thoracoabdominal replacement. Segmental arteries feeding the spinal cord were detected in 92 patients (79%), and were classified into "critical" (isolated hairpin shaped) or "supplemental" (confluence-shaped or multiple). Spinal cord ischemia was monitored together with distal aortic perfusion in 53 of them by motor-evoked potentials, evoked spinal cord potentials, or both. The relationship between monitoring results and operative management to the detected feeding arteries was analyzed.

Results. When no feeding segmental artery was involved in the extent of replacement (n = 18), spinal cord

ischemia was detected in 1 (6%), which was due to cross-clamping the subclavian artery. When a supplemental feeding artery was involved (n = 15), ischemia was detected in 7 patients (47%), and was reversed by stopping back-bleeding. When a critical feeding artery was involved (n = 20), ischemia was detected in 6 (30%). In 3 of them, ischemia was reversed by stopping back-bleeding, whereas it was reversed only after reconstruction of the critical feeder in the remaining 3. Paraparesis occurred in 1 of the latter 3, and the incidence of spinal cord injury was 2% (1 of 53).

Conclusions. When the involved feeding artery is a supplemental one, the steal phenomenon is the predominant mechanism of ischemia. Conversely, blood flow interruption to the critical feeding artery may cause spinal cord ischemia without steal phenomenon.

(Ann Thorac Surg 2009;88:768–72)

© 2009 by The Society of Thoracic Surgeons

Ischemic spinal cord injury is a devastating complication of aortic surgery. Although it is a multifactorial event, there is no doubt that anatomical characteristics of the spinal cord blood supply play a pivotal role. Spinal cord blood supply has multiple feeders and rich collateral networks both inside and outside the spinal canal, and is not dependent upon any single artery [1]. However, several anatomical studies have pointed out that the anterior spinal artery is sometimes hemodynamically discontinuous at its junction with the radicular artery [2, 3], which may be a cause of insufficient collateral blood flow to this area.

With the recent advance in the imaging technologies, noninvasive visualization of the spinal cord feeding arteries has become reliable, either by magnetic resonance imaging (MRI) [4–6] or multidetector row computed tomography (MD-CT) scan [7, 8]. We have been using MD-CT scan for this purpose [8]. Based on this experience, we hypothesized that anatomical pattern of the

spinal cord feeding arteries, visualized by MD-CT scan, reflects hemodynamic continuity of the anterior spinal artery and is related to the prevalence and mechanism of intraoperative spinal cord ischemia. The study aim was to test this hypothesis in our clinical experiences.

Material and Methods

We retrospectively analyzed a total of 116 patients who underwent MD-CT scan to detect spinal cord feeding arteries, as a part of preoperative evaluation, from September 2001 through January 2009. There were 39 descending and 77 thoracoabdominal lesions, and 36 of the latter had Crawford I or II extent. Forty-eight had aortic dissection. The imaging system used had 64 detector rows. This study was approved by the Institutional Review Board. All the patients gave informed consent.

Segmental arteries that fed the spinal cord were detected in 92 patients (79%), and were multiple in 34 patients (29%). Their anatomical pattern was classified into the "hairpin" shaped and the "confluence" shaped (Fig 1). The latter were frequently accompanied by a more proximally located hairpin-shaped feeding artery. Distribution of these feeding arteries is shown in Figure 2, with respect to each anatomical pattern. The hairpin-

Accepted for publication May 8, 2009.

Presented at the Forty-fifth Annual Meeting of The Society of Thoracic Surgeons, San Francisco, CA, Jan 26–28, 2009.

Address correspondence to Dr Shiiya, Department of Cardiovascular Surgery, Hokkaido University Hospital, N14W5, Kita-ku, Sapporo, 060-8648, Japan; e-mail: shiiyanor@med.hokudai.ac.jp.

© 2009 by The Society of Thoracic Surgeons
Published by Elsevier Inc

0003-4975/09/\$36.00
doi:10.1016/j.athoracsur.2009.05.026

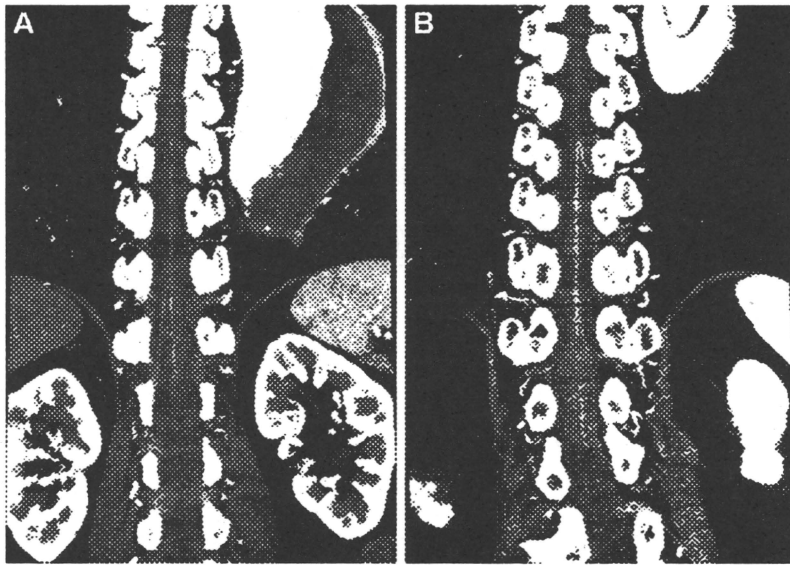


Fig 1. Anatomical patterns of the spinal cord feeding artery detected by multidetector row computed tomography (MD-CT) scan: (A) confluence-shaped, (B) hairpin-shaped. The confluence-shaped arteries were frequently accompanied by a more proximally located hairpin-shaped artery, as in this Figure.

shaped ones were arising from T7 to L1, predominantly in the left. This finding is consistent with our current knowledge of the great radicular artery. On the other hand, confluence shaped ones were distributed more distally, in accordance with a previous anatomical study [9].

For the following study on the prevalence and mechanism of intraoperative spinal cord ischemia, isolated hairpin-shaped feeders were classified as "critical" and confluence-shaped ones or hairpin-shaped ones that were accompanied by distal confluence shaped ones (multiple feeders in continuity) were classified as "supplemental," based on the assumption that multiple feeders were not clamped simultaneously.

Study on Prevalence and Mechanism of Intraoperative Spinal Cord Ischemia

Among the 92 patients in whom spinal cord feeding arteries were detected, 28 without electrophysiologic monitoring, 10 undergoing deep hypothermic operation, and 1 without distal aortic perfusion were excluded from

the study. Therefore, the study subjects consisted of the remaining 53 patients who underwent surgery with monitoring and distal aortic perfusion. There were 17 descending and 36 thoracoabdominal lesions, and 18 of the latter had Crawford I or II extent. Sixteen had aortic dissection, and none had acute presentation.

Our surgical technique, which we call the multisegmental sequential repair, has been reported previously [10]. Briefly, the distal one third of the descending thoracic aorta, where spinal cord feeding arteries were usually present, was opened in two or more sequences, and segmental arteries, usually one pair from each segment, were reattached sequentially by separate tube grafts. Presence of mural thrombus did not preclude the use of this technique as long as the aorta could be clamped and blood flow through distal aortic perfusion could effectively be blocked. The rationale of this technique was to expect collateral blood flow through the neighboring segmental arteries during reattachment of a segmental artery, and to minimize the steal phenomenon in opening the aorta. In this technique, we always noticed

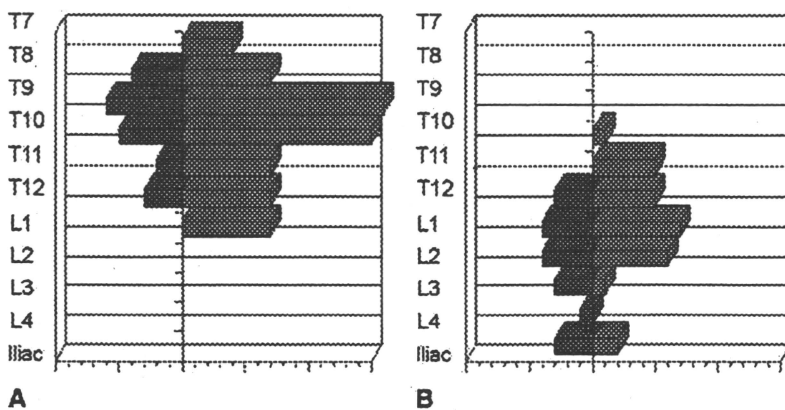


Fig 2. Distribution of the spinal cord feeding arteries with respect to each anatomical pattern: (A) hairpin shaped, and (B) confluence shaped.

active back-bleeding from the patent segmental arteries, reflecting the presence of rich collateral blood flow. We usually used a specially designed occlusion balloon catheter (A shield; Asahi Intecc, Nagoya, Japan) to stop back-bleeding during reconstruction. In addition, mild hypothermia and cerebrospinal fluid drainage, to maintain its pressure at 13 cmH₂O, were also employed.

Intraoperative spinal cord ischemia was monitored by transcranial motor evoked potentials, evoked spinal cord potentials, or both, using a Neuropack MEB-2204 system (Nihon Kohden, Tokyo, Japan). For motor evoked potentials, myogenic responses of tibialis anterior and abductor hallucis muscles were recorded, together with the abductor pollicis muscle as a control. In order not to interfere with motor evoked potentials monitoring, total intravenous anesthesia was used and the anesthetic depth was controlled by bispectral index level. Muscle relaxants were not used except for anesthetic induction. Evoked spinal cord potentials were monitored using two epidural electrodes, one for stimulation and one for recording. The detail of monitoring technique was reported elsewhere [11, 12].

The relationship between monitoring results and operative management to the detected feeding arteries was analyzed.

Results

There was 1 hospital death (2%) of a patient with Crawford I nondissection aneurysm and 1 patient with paraparesis (2%) with Crawford I postdissection aneurysm. Intraoperative spinal cord ischemia was detected in 12 patients. When no feeding segmental artery was involved in the extent of replacement (n = 18), spinal cord ischemia was detected in 1 patient (6%); it was due to cross-clamping the subclavian artery and was reversed by selective perfusion. When supplemental feeding arteries were involved (n = 15), ischemia was detected in 7 patients (47%) and was reversed by stopping back-bleeding. When a critical feeding artery was involved

(n = 20), ischemia was detected in 6 patients (30%). In 3 of them, ischemia was reversed by stopping back-bleeding, whereas it was reversed only after reconstruction of the critical feeding artery in the remaining 3. Paraparesis occurred in 1 of the latter 3, and the incidence of spinal cord injury was 2%. Ischemic monitoring changes started to recover right after these maneuvers.

When extent of repair was taken into account, critical feeding arteries were involved in 11 patients with Crawford I or II extent and in 9 patients with less extensive repair. Prevalence of intraoperative ischemia was higher with Crawford I or II extent, and all the 3 patients in whom ischemia was not reversed by stopping back-bleeding had Crawford I or II extent (Table 1).

Comment

The results of present study showed that anatomical pattern of the spinal cord feeding arteries, detected by preoperative MD-CT scan, is related to the prevalence and mechanism of intraoperative spinal cord ischemia. Although similar classification of the anatomical pattern was proposed by Kawaharada and colleagues [5] using MRI, its relationship with the mechanism of ischemia has not been reported. While steal phenomenon was the most frequent mechanism of intraoperative ischemia, comprising two thirds (10 of 14) of them in the present series, blood flow interruption to the critical feeding artery, defined as an isolated hairpin-shaped one, may cause spinal cord ischemia without the steal phenomenon, especially when extensive Crawford I or II repair was performed.

These results not only are consistent with the collateral network concept proposed by Griep and Griep [13], but also may improve our understanding as to when collateral blood flow fails to maintain spinal cord perfusion within a viable range. Namely, visualization of a hairpin-shaped feeding artery means that there is a great discrepancy between the diameter of the anterior spinal artery above and below the junction, and spinal cord perfusion proximal to this point is vulnerable to ischemia even with the use of distal aortic perfusion, as pointed out by Svensson and colleagues [3] in 1986.

The prevalence of intraoperative ischemia in the absence of steal phenomenon was 6% (3 of 53) in this series, which seemed higher than that reported by the Griep group [1, 14]. However, it is not different from the incidence of postoperative spinal cord injury reported by the groups who do not reattach segmental arteries [15, 16] or that after thoracic endovascular aneurysm repair [17, 18]. The difference from the Griep series may be explained by their technique of sequentially dividing segmental arteries before opening the aorta.

The clinical implication of the present results is clear. When no spinal cord feeding artery is involved in the extent of repair, there is no need for segmental artery reattachment, which has also been shown by previous studies [19]. When an isolated hairpin-shaped feeding artery is involved in the extensive Crawford I or II lesion, it may be better to consider the segmental artery reat-

Table 1. Prevalence of Intraoperative Spinal Cord Ischemia Versus Extent of Repair and Feeding Artery Involvement

Extent of Repair	Dissection	Involved Feeding Arteries			Total
		No	Supplemental	Critical	
Descending	Yes	1/3	1/1	—	2/4
	No	0/6	1/3	0/3	1/12
Crawford I	Yes	—	—	2*/4	2/4
	No	0/2	1/4	1/3	2/9
Crawford II	Yes	—	0/1	2/4	2/5
Crawford III	Yes	—	0/1	0/1	0/2
	No	0/2	1/2	—	1/4
Crawford IV	Yes	0/1	—	—	0/1
	No	0/3	2/2	—	2/5
Safi V	No	0/1	1/1	1/5	2/7
Total		1/18	7/15	6/20	14/53

* One patient with paraparesis.

tachment, using a more aggressive method of spinal cord protection than that depending upon collateral flow, such as active segmental artery perfusion or deep hypothermia. For the remaining cases, segmental artery reattachment, using our optimized surgical technique that maximally takes advantage of collateral blood flow, seems at least not detrimental. Therefore, we will continue to use this strategy, expecting that it will reduce the risk of delayed-onset injury resulting from the postoperative hemodynamic deterioration [20].

Study Limitations

One may argue against the accuracy of MD-CT scan to detect the spinal cord feeding arteries, especially those with confluence shape arising from distal aortic segment. Nijenhuis and colleagues [6], using MRI with two consecutive dynamic phases, have reported that such a vessel is the great anterior radiculomedullary vein, and reported its validation in the postmortem examination of 1 patient [21]. However, Hyodoh and colleagues [22], using MRI, have reported that spinal cord drainage vein merged at T9 to L2 levels, which suggests that distally located vessels detected in the present study were not necessarily veins. In contrast to the four-row machine and fixed scan delay used in the Nijenhuis series [6], we used a 64-row machine and an automated trigger system to acquire images in the arterial phase. In our experience, change from the four-row machine to the 64-row one dramatically improved the imaging quality. In addition, most recent series have reported the use of 64-row machines, suggesting that image resolution in our series is accurate enough, although machines with 128 or 256 rows may further improve the imaging quality. Because the anatomy of the spinal cord drainage vein has not been extensively studied, further works will thus be required on this issue.

References

1. Griep RB, Ergin MA, Galla JD, et al. Looking for the artery of Adamkiewicz: a quest to minimize paraplegia after operations for aneurysms of the descending thoracic and thoracoabdominal aorta. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996;112:1202-13.
2. Morishita K, Murakami G, Fujisawa Y, et al. Anatomical study of blood supply to the spinal cord. *Ann Thorac Surg* 2003;76:1967-71.
3. Svensson LG, Rickards E, Coull A, Rogers G, Fimmel CJ, Hinder RA. Relationship of spinal cord blood flow to vascular anatomy during thoracic aortic cross-clamping and shunting. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1986;91:71-8.
4. Yamada N, Okita Y, Minatoya K, et al. Preoperative demonstration of the Adamkiewicz artery by magnetic resonance angiography in patients with descending or thoracoabdominal aortic aneurysms. *Eur J Cardiothorac Surg* 2000;18:104-11.
5. Kawaharada N, Morishita K, Hyodoh H, et al. Magnetic resonance angiographic localization of the artery of Adamkiewicz for spinal cord blood supply. *Ann Thorac Surg* 2004;78:846-51.
6. Nijenhuis RJ, Jacobs MJ, Jaspers K, et al. Comparison of magnetic resonance with computed tomography angiography for preoperative localization of the Adamkiewicz artery in thoracoabdominal aortic aneurysm patients. *J Vasc Surg* 2007;45:677-85.
7. Takase K, Sawamura Y, Igarashi K, et al. Demonstration of the artery of Adamkiewicz at multi-detector row helical CT. *Radiology* 2002;223:39-45.
8. Maruyama R, Kamishima T, Shiya N, et al. MDCT scan visualizes the Adamkiewicz artery. *Ann Thorac Surg* 2003;76:1308.
9. Dommissse GF. The arteries, arterioles, and capillaries of the spinal cord. Surgical guidelines in the prevention of postoperative paraplegia. *Ann R Coll Surg Engl* 1980;62:369-76.
10. Shiya N, Kuniyama T, Matsuzaki K, Yasuda K. Evolving strategy and results of spinal cord protection in type I and II thoracoabdominal aortic aneurysm repair. *Ann Thorac Cardiovasc Surg* 2005;11:178-85.
11. Matsui Y, Goh K, Shiya N, et al. Clinical application of evoked spinal cord potentials elicited by direct stimulation of the cord during temporary occlusion of the thoracic aorta. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1994;107:1519-27.
12. Shiya N, Yasuda K, Matsui Y, Sakuma M, Sasaki S. Spinal cord protection during thoracoabdominal aortic aneurysm repair: results of selective reconstruction of the critical segmental arteries guided by evoked spinal cord potential monitoring. *J Vasc Surg* 1995;21:970-5.
13. Griep RB, Griep EB. Spinal cord perfusion and protection during descending thoracic and thoracoabdominal aortic surgery: the collateral network concept. *Ann Thorac Surg* 2007;83(Suppl):865-9.
14. Etz CD, Halstead JC, Spielvogel D, et al. Thoracic and thoracoabdominal aneurysm repair: is reimplantation of spinal cord arteries a waste of time? *Ann Thorac Surg* 2006;82:1670-7.
15. Acher CW, Wynn MM. Thoracoabdominal aortic aneurysm. How we do it. *Cardiovasc Surg* 1999;7:593-6.
16. Cambria RP, Clouse WD, Davison JK, Dunn PF, Corey M, Dorer D. Thoracoabdominal aneurysm repair: results with 337 operations performed over a 15-year interval. *Ann Surg* 2002;236:471-9.
17. Greenberg RK, Lu Q, Roselli EE, et al. Contemporary analysis of descending thoracic and thoracoabdominal aneurysm repair: a comparison of endovascular and open techniques. *Circulation* 2008;118:808-17.
18. Feezor RJ, Martin TD, Hess PJ, et al. Extent of aortic coverage and incidence of spinal cord ischemia after thoracic endovascular aneurysm repair. *Ann Thorac Surg* 2008;86:1809-14.
19. Nijenhuis RJ, Jacobs MJ, Schurink GW, Kessels AG, van Engelshoven JM, Backes WH. Magnetic resonance angiography and neuromonitoring to assess spinal cord blood supply in thoracic and thoracoabdominal aortic aneurysm surgery. *J Vasc Surg* 2007;45:71-7.
20. Etz CD, Luehr M, Kari FA, et al. Paraplegia after extensive thoracic and thoracoabdominal aortic aneurysm repair: does critical spinal cord ischemia occur postoperatively? *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008;135:324-30.
21. Nijenhuis RJ, Jacobs MJ, van Engelshoven JM, Backes WH. MR angiography of the Adamkiewicz artery and anterior radiculomedullary vein: postmortem validation. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:1573-5.
22. Hyodoh H, Shirase R, Akiba H, et al. Double-subtraction maximum intensity projection MR angiography for detecting the artery of Adamkiewicz and differentiating it from the drainage vein. *J Magn Reson Imaging* 2007;26:359-65.

大動脈外科と脊髄保護 —コンセプトの変化と麻酔科の役割—

椎谷紀彦*

【要旨】大動脈外科に伴う脊髄虚血は、分節動脈由来栄養動脈の非再建により発生すると考えられてきたが、最近、豊富な側副血行路の存在により、脊髄灌流圧(動脈圧-脳脊髄圧)を高く維持すれば分節動脈をすべて犠牲にしても脊髄虚血には陥らない、というコンセプトが主流となっている。本コンセプトにおいては、モニタリング結果に応じた血圧管理やCSFDなど、脊髄灌流圧維持のために麻酔科が果たす役割は非常に大きい。本稿では、現代のコンセプトに基づく脊髄保護戦略を概説し、その戦略下で外科医が麻酔科医に期待するものを述べるとともに、どのような症例で側副血流が不十分になるのかに関する最近の知見と自験例の手術成績を紹介する。
キーワード：胸腹部大動脈瘤、脊髄障害、脊髄栄養動脈、側副血流

(日臨麻会誌Vol.30 No.4, 497 ~ 505, 2010)

はじめに

大動脈外科における脊髄障害は、生活の質のみならず生命予後をも左右する重篤な合併症である。その発症率は胸腹部大動脈置換術で最も高く、landmarkとなるCrawfordの1986年の報告では、Crawford I型10%、II型28%、III型3%、IV型2%とされている¹⁾。障害の原因は手術に伴う虚血再灌流障害であるが、現在に至るまで、これを確実に防止する方法は確立していない。

近年の補助手段や画像診断の進歩と、脊髄障害発症機転のよりよい理解に伴い、脊髄保護のコンセプトは大きく変化してきている。新しいコンセプトに基づく脊髄保護戦略においては、麻酔科が果たす役

割は非常に大きいものとなっており、この領域の手術成績改善に大きく貢献している。本稿では、近年の脊髄保護のコンセプトの変化と、これに基づく脊髄保護戦略を概説し、外科医が麻酔科医に期待するものを述べるとともに、自験例の手術成績の現況を紹介する。

I 脊髄保護のコンセプトの変化

大動脈外科に伴う虚血性脊髄障害の原因は、分節動脈由来栄養動脈の非再建や塞栓、血行再建中の脊髄虚血、再建動脈閉塞や呼吸血行動態悪化により発生する術後の虚血等、多様である²⁾。このうち最も重要視されてきたのは分節動脈由来栄養動脈の非再建であり、これを同定し再建することが長く王道で

*浜松医科大学外科学第一講座

著者連絡先 椎谷紀彦
〒431-3192 静岡県浜松市東区半田山1-20-1
浜松医科大学外科学第一講座

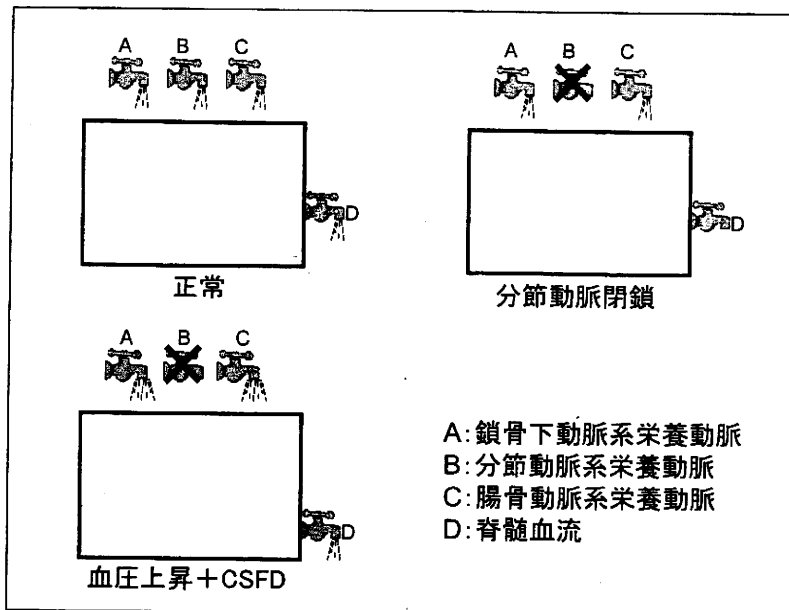


図1 Collateral network conceptの模式図

分節動脈閉鎖により水位が下がり脊髄血流が低下するが、血圧上昇により鎖骨下動脈系・腸骨動脈系からの血流が増加し水位が多少改善する。これにCSFD(脳脊髄液ドレナージ)を加えることにより、多少低い水位でも脊髄血流が確保される(図では脊髄血流蛇口の位置が下がっている)。

あった。しかし脊髄保護のコンセプトは近年変化しており、脊柱管内外には豊富な側副血行路が存在するため、脊髄灌流圧(動脈圧-脳脊髄圧)を高く維持すれば分節動脈をすべて犠牲にしても脊髄虚血には陥らない、という collateral network concept³⁾が普及してきている(図1)。

このコンセプト普及の契機となったのは、1996年のGriepplらの著名な論文⁴⁾である。彼らは、somatosensory evoked potential(SSEP)モニター下に全分節動脈を順次 clipping しても脊髄虚血変化は1例も検出されず、術後の脊髄障害も2%にすぎなかったと報告し、脊髄血行は1本の栄養動脈に依存するものではないことを示した。ただし10対以上の分節動脈を clipping した場合(Crawford II型にはほぼ相当)脊髄障害は9.5%に発生しており、成績は決して良好とはいえなかった。一方、当時すでにAcherらは、分節動脈を再建せずに脳脊髄液ドレナージ(cerebrospinal fluid drainage: CSFD)とナロキソ

ンを用いて脊髄障害2%、Crawford II型でも5%という良好な成績を報告している⁵⁾。さらに、ステントグラフト(thoracic endovascular aneurysm repair: TEVAR)では脊髄障害は低率であると一般に信じられているが、TEVARで分節動脈再建が行われることはない。もちろん、TEVARでは外科手術よりも治療範囲が狭い、下行大動脈遠位部への留置が少ない、といった selection bias は存在するが、“脊髄血行は1本の栄養動脈に依存するものではない”というメッセージは、裏付けられるものである。

Collateral network conceptが広く受け入れられるようになったのは、2006年にGriepplらが、平均8対の分節動脈を閉鎖した100例で脊髄障害2%という良好な成績を報告⁶⁾して以降である。これが1996年の報告と異なる点は、側副血行を維持するために systematic に高めの血圧を維持しCSFDを行ったことである。この結果を受けてGriepplは2007年、脊髄には分節動脈、鎖骨下動脈、内腸骨動脈など多数

のinputがあり、脊柱管内外には豊富な側副血行路が存在するため、脊髄虚血障害を防止するために最も重要なことは脊髄灌流圧を高めに維持し側副血流を期待することである、という collateral network concept を提唱した³⁾。

実はこのような collateral network の存在は、1974年の Dommissie らの cadaver study⁷⁾ ですでに明らかにされていたことである。著者も1997年の review²⁾ で、側副血流を生かすことにより再建中の脊髄虚血を防止することが可能であることを述べている。

では従来の報告では、なぜ脊髄障害が高率だったのだろうか？ これは再建中、特に分節動脈再建中の虚血が、脊髄障害の主たる原因であるためと考えられ、著者は脊髄障害6例の evoked spinal cord potential (ESCP) 変化から、これを示している⁸⁾。また TEVAR では、再建中の虚血がないのが、脊髄虚血が低率である最大の要因と思われる。

II Collateral network concept 時代の 脊髄保護戦略

1. 遠位側大動脈灌流 (distal aortic perfusion : DAP)

脊髄保護目的に超低体温を系統的に用いるものもあるが、開胸下超低体温法の合併症を嫌い、一般には軽度低体温心拍動下で手術が行われることが多い。この場合、脊髄虚血時間を短縮するため、古くから DAP が行われてきた。

DAP は分節的大動脈遮断との組み合わせで中枢側大動脈吻合中の脊髄虚血を回避可能であるものの、分節動脈再建中の脊髄側副血流維持の点では不十分となりうる。その要因はいくつか考えられる。1つは、分節動脈逆流による脊髄血流 steal で、これを止めることの重要性は1980年代から広く認識されていた^{9), 10)}。2つめは、DAP は定常流の低圧灌流であり、側副血流の供給源としては不十分と思われることである。このため collateral network concept では脊髄灌流圧上昇を目的とし、大動脈圧を

高めに維持するとともに CSFD が行われている。

2. CSFD

脊髄保護目的の CSFD の歴史は古く、1960年には Miyamoto ら¹¹⁾、1962年には Blaisdell ら¹²⁾ が報告している。原理は CSF 圧を下げ脊髄灌流圧を上昇させることであるが、1991年の Crawford らの prospective randomized study で無効と報告された¹³⁾ ため、広く普及するには至らなかった。しかしこの研究では、IRB (治験審査委員会) によりドレナージ量が 50mL に制限され CSF 圧が十分下げられなかったことが無効の要因であるとの批判があり、その後も Hollier ら¹⁴⁾ や Acher ら⁵⁾ は CSFD を用いて良好な手術成績を報告していた。CSFD が広く用いられるようになったのは、Coselli らが2002年、圧規定で CSFD を行う prospective randomized study を行い、その有効性を確認¹⁵⁾ して以降である。時を前後して、遅発性脊髄障害が CSFD により回復した報告が相次ぎ^{16), 17)}、現在は collateral network concept の essential component と考えられている。

CSFD の合併症としては、髄液瘻、穿刺部血腫、髄膜炎、チューブ断裂、頭蓋内硬膜下血腫等が報告されている^{18), 19)}。このため、血腫の対策として手術前日に留置を行うものもあり、また断裂しやすいシリコン製チューブを嫌うものもある。最も重篤な合併症である頭蓋内硬膜下血腫に関しては、Dardik らは大量ドレナージが risk factor であるとし、CSF 圧 > 10cmH₂O を推奨している²⁰⁾。これに対し Estrera らは、量より速度が問題であるとし、< 15mL/hr を推奨している¹⁸⁾。著者は1996年8月から CSFD を導入しているが、13cmH₂O の圧規定とすることで、合併症の経験はない。

3. 脊髄血行動態の把握

DAP が脊髄側副血流維持には不十分となりうる3つめの理由は、脊髄栄養動脈の解剖に求めることができる。すなわち、分節動脈由来の前根動脈と前脊髄動脈の合流形態は、前根動脈がヘアピンカーブを描いて尾側前脊髄動脈に移行するものと、トの字型