

双胎間輸血症候群の治療における胎盤表面のマッピングシステムの開発

修了年月 2007年3月

人間環境学専攻

56797 トウア ナモラ ナインゴラン

指導教員 小林 英津子 助教授

Twin-to-Twin Transfusion Syndrome (TTTS) is a disease of the placenta that affects identical twins who share a single placenta. This condition occurs when the shared placenta contains abnormal blood vessels which connect the twins, resulting in an imbalanced flow of one twin to another. For the syndrome's treatment, laser photocoagulation is one of useful method, which gives a good survival and a low complication rate to the twins. However, in the current treatment, the surgeon uses visual measurement based on endoscope image, in identifying connecting vessels. The narrow viewing area of endoscope makes the surgical success relies on the surgeon's ability in memorizing the blood vasculatory system on the placenta surface, leaving a risk of missing some connecting vessels. To improve the safety and accuracy of laser photocoagulation treatment for TTTS, we have been developing placenta image mapping system. This system will provide the overall image of placenta and enable the surgeon to perform identification of the connecting vessels. Experimental results show that this image mapping system will give a promising support to surgeon for executing the laser photocoagulation treatment.

Key words: Twin-To-Twin Transfusion Syndrome (TTTS), Placenta, Endoscope image, Image mapping.

1. 緒 言

双胎間輸血症候群 (TTTS) は一卵性双胎にのみ起こり、双胎児の胎盤血管が吻合することにより双子の間で血液の不均衡が生じるようになるという疾患である。現在、この疾患に対する低侵襲な治療法として注目されている一つにレーザー焼灼療法がある。この治療法では、医師が内視鏡で胎盤表面を観察し、視診にて吻合血管の同定を行う。吻合血管と見なされた部位が見つければ、その部位をレーザーで焼灼し、不均衡な血流を遮断させる。

しかし、内視鏡の局所的な視野により観察できる範囲が非常に小さくなる。そこで、吻合血管の同定に必要とする胎盤上の全体的な血管系を把握することは医師の記憶にしか頼らない。このような原因で吻合血管を見落とす可能性があり、医師の負担も大きくなるという問題がある。

そこで、本研究では双胎間輸血症候群の治療であるレーザー焼灼術の効率性・安全性を向上させるために、胎盤表面のマッピング・システムを開発する。このシステムの実現として、先行研究では内視鏡で撮影した局所的な画像から広域的な2次元画像を作成する研究が行われてきた。具体的に

は、まず内視鏡画像に入った歪みのパターンを測定し、画像の歪みを補正された。次に、撮影した全ての画像を1つの平面上に投影し、合成画像を作成された (Fig.1)。

しかし、先行研究では、内視鏡の鏡筒を交換したことで画像の視野領域が変動する場合、光軸点の測定を毎回手動で繰り返す必要がある。これは臨床現場において不適切なことである。また、2次元合成画像では、空間内の座標が記録されないため、画像上で吻合血管を同定できたとしても、その場所に辿りつけない状態となる。

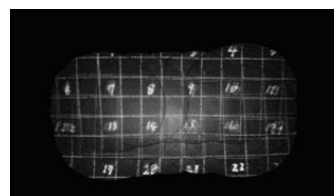


Fig. 1 Image mapping result of previous work

2. 目 的

先行研究の改良として、画像の視野領域・光軸中心を自動的に取得するシステムを開発し、自動

的な画像歪みの補正を実現する。また、内視鏡と胎盤の3次元位置情報を記録し、画像を胎盤表面にマッピングさせる。全てのシステムを1つのユーザーインタフェースに載せることで、システムを容易に操作できるようになる。

3. システム構成

開発するマッピングシステムを Fig.2 に示す。

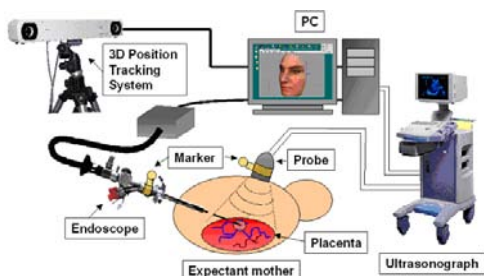


Fig.2 Conceptual model of the system

システムは大きく分けて4つの要素に構成される。それらは、画像を撮影する内視鏡、胎盤形状を取得する超音波装置、位置・姿勢情報を記録する位置計測装置、全てのデータを処理するコンピュータということである。

システムの流れとして、まず内視鏡で画像を撮影すると同時に内視鏡と胎盤の位置・姿勢情報を記録する。次に、画像から視野領域を抽出し、光軸点を求めることで、画像の歪みを補正する。また、超音波装置で胎盤形状を取得し、その表面モデルを作成する。更に、記録した位置・姿勢を用い、画像を胎盤表面モデルにマッピングする。ただし、マッピングを行うために、内視鏡の焦点距離が必要とされる。焦点距離は内視鏡のレンズに対して同じ値となるので、内視鏡のキャリブレーションでこれを予め求めると良い。

4. 方法

4. 1 内視鏡のキャリブレーション

内視鏡のモデルとして、ピンホールカメラモデルを使用する。このモデルでは、空間内の座標(X,Y,Z)とその射影となる画像上の座標(u,v)は下記のように表せる。

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} \equiv \begin{bmatrix} f & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & f & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}$$

ここで、 f 、 u_0 と v_0 は順に焦点距離、光軸座標と

なる。そこで、 f の測定を行うために、画像上の2点間距離をとれば、光軸座標の影響をなくすることができる。

焦点距離の測定では平面なテストパターンが使用され、それを内視鏡に垂直と設置させる。平面の法線ベクトルをZ軸とすれば、内視鏡の光点位置は $Z_0 + f_0$ となる。ここで、 Z_0 と f_0 は順に平面からレンズまでの距離、レンズから光点までの距離である。これにより、以上の式を下記のように変換できる。この式で得られる連立方程式を行列計算の最小2乗法を用い、 Z_0 と f_0 を求める。

$$u_2 - u_1 = f \times \frac{X_2 - X_1}{Z_0 + f_0} ; v_2 - v_1 = f \times \frac{Y_2 - Y_1}{Z_0 + f_0}$$

4. 2 光軸中心・視野領域の自動取得

4. 2. 1 光軸中心と視野領域の関係

レーザを内視鏡の光軸に合わせれば、画像上では光軸点が写る。また、以後説明する視野領域の抽出手法で求めた視野中心と光軸中心との位置ずれは2つの位置関係となる。この位置関係を用い、次に述べる視野領域自動抽出で、得られた視野領域から光軸中心を求めることができる。

4. 2. 2 視野領域の抽出

視野領域の自動抽出に、能動輪郭抽出手法を使用する。能動輪郭とは動的に進化する曲線のことであり、下記のように定義したエネルギーを持つ。

$$E_{contour} = \int_0^1 (E_{internal} v(s) + E_{image} v(s)) ds$$

ここで、 $E_{internal}$ は曲線の伸縮・屈曲による、 E_{image} は画像の微分によるエネルギーである。曲線は $E_{contour}$ を最小化することにより、画像内のあるオブジェクトの輪郭に引かれていく。この手法の説明図はFig.3となる。

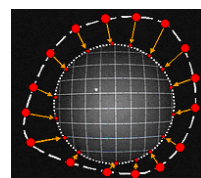


Fig.3 Object recognition using active contour

能動輪郭の実現方法として、Williams&Shahの方法⁴⁾を使用した。制御点が次に行く位置は、現在の位置のエネルギーを周りの8箇所のエネルギーと比較してから最省エネルギーである位置が決められる。

しかし、この手法は画像内の雑音に影響されやすいので、最適な結果を得るために、雑音を低減

する。そこで、高速フーリエ変換（FFT）のハイパスフィルタで画像の大まかな部分、すなわち雑音の部分の低減し、更にガウシアンフィルタで画像をぼやけさせ、雑音をより認識しにくくする。

また、円形の視野領域が抽出できるために、まず能動輪郭の初期設定を円形にし、その屈曲エネルギーを基準屈曲エネルギーとする。更に、エネルギー測定の一連の繰り返しが行われるたびに、出てきた制御点から重心を求め、2点間距離の和を 2π で割り半径を計算し、能動輪郭の円形の再設定を行う。

4. 3 テクスチャーマッピング

本研究で行うシステムでは、胎盤モデルの形状を取得するために、超音波装置の変わりに MRI 装置が利用される。撮影された形状から 3D-Slicer ソフトウェアを用い、胎盤表面のモデルを作成する。ただし、ここで作成された vtk ファイル形式は複雑な構造となっているので、このファイルの中から三角形のデータのみ取り出し、胎盤表面を三角形パッチの構造にして、stl 形式ファイルを作成する。

また、マッピング位置を求めるために、まず取得した位置・姿勢情報を処理する。位置計測の座標系を $\{O\}$ 、内視鏡を $\{A\}$ 、胎盤を $\{B\}$ としたら、内視鏡の光点と画像上のピクセル座標は下記となる。

$${}^B C = \begin{pmatrix} O \\ B \end{pmatrix} R^T \times P_A - \begin{pmatrix} O \\ B \end{pmatrix} R^T \times P_B$$

$${}^B \tilde{m} = {}^B T \times {}^A \tilde{m} = \begin{bmatrix} \begin{pmatrix} O \\ B \end{pmatrix} R^T \times {}^A R & \begin{pmatrix} O \\ B \end{pmatrix} R^T \times P_A - \begin{pmatrix} O \\ B \end{pmatrix} R^T \times P_B \\ O^T & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} {}^A m \\ 1 \end{bmatrix}$$

更に、ピクセルと光点から成すベクトルは、三角形パッチの法線ベクトルとの内積を求め、結果がプラスであれば、ピクセルがマッピングされたら、三角形パッチの裏面に来るので、表面に来る三角形であるマイナス結果を探しに行く。マイナス結果が得られたら、次に三角形パッチ上のマッピング座標を測定し、更に座標が三角形パッチ内にあるかのことをチェックする。全ての条件が満たされる場合、ピクセルの輝度を求めたマッピング位置にコピーする。

4. 4 ユーザーインターフェース

以上説明した方法を 1 つのインターフェースにまとめることにより、システムの操作を容易にさせる。このインターフェースでは、ボタン 1 つのみで画像の撮影から歪み補正までの処理を自動的に行われ、また撮影が終われば、ボタン 1 つのみでマッピング画像を作成する。

5. 評価実験

5. 1 内視鏡のキャリブレーション

テストパターンを撮影し、歪み補正を行った結果は Fig.4 となる。画像上の 1 と 2 で記された点はマーカーであり、この 2 点間の (u,v) 座標の距離を測定し、4.1 節で示した式に代入する。得られた連立方程式の最小 2 乗法を行い、結果は焦点距離 434.02 [pixel]、レンズから光点までの距離は 7.73 [mm] となった。ここで、焦点距離をある長さ単位で設定すれば、その pixel 単位との比率は解像度となる。ここで、焦点距離を 12.5 [mm] と設定し、解像度は 34.72 [pixel/mm] となった。

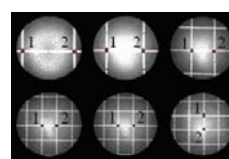


Fig.4 Distortion free test pattern images

また、得られた結果をまた 4.1 での式に代入し、 (u,v) 座標を計算し、得られた値を実験で測った値との誤差は 0.06 ± 2.23 [pixel] となった。

5. 2 光軸中心・視野領域の自動抽出

Fig.5 により、能動輪郭抽出手法は視野領域の抽出に有効であることを示す。ここでは、雑音が多く入った画像でも視野領域が抽出できた。

しかし、Fig.6 に示すように、照明状況の良くない画像では、抽出の失敗がある。これは、雑音低減処理で必要な視野領域の部分を消してしまうことから出てきた。これにより、結果画像を次の処理に使用する前に確認する必要がある。

また、抽出した結果を用い、視野中心と光軸中心との比較に、視野座標 (u,v) に対して光軸座標は $(u-4,v-2)$ となる結果が得られた。

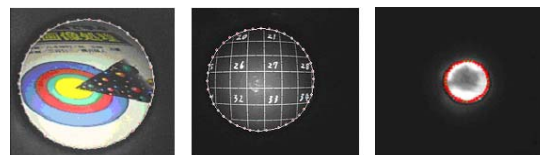


Fig.5 Result of active contours

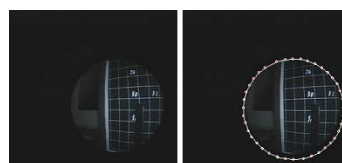


Fig.6 Example of failed extraction

5. 3 テクスチャマッピング

マッピング方法の有用性の評価は決まった形の対象物体を用いて行われた。ここで、直径 160 [mm]・高さ 200 [mm]のサイズを持つ円柱に貼ってある Fig.7 のようなテストパターンを対象物体として使用した。対象物体の 12 枚撮影画像 (Fig.8) をマッピングした結果は Fig.9 に示される。ここで、撮影した対象物体をある程度再現できることが確認できた。しかし、まだ鮮明な画像が得られていないことは見られている。

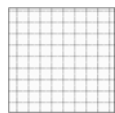


Fig.7 Test pattern



Fig.8 Examples of captured test pattern images

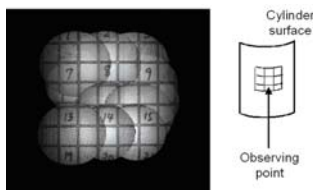


Fig.9 Evaluation result of image mapping

テクスチャマッピングの実験では Fig.10 に示す胎盤モデルを使用した。また、撮影した画像の例とマッピング結果は Fig.11 と Fig.12 に示す。マッピングの結果では、画像が良く胎盤表面のモデルにマッピングされたことが確認できた。

マッピング時間は撮影した 28 枚の画像に対して約 452.3[s]である。しかし、マッピングは各ピクセルに対して行われるので、記録されるデータ量が大きく、画像の表示に数十ミリ秒かかることがあり、少し途切れている感覚がある。



Fig.10 Placenta model

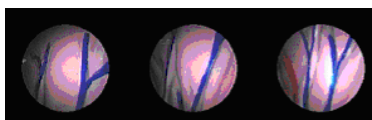


Fig.11 Examples of captured placenta images

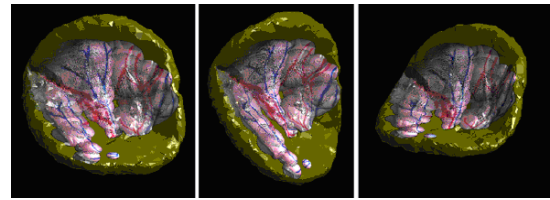


Fig.12 Result of placenta image mapping

5. 4 ユーザーインターフェース

作成したユーザーインターフェースは Fig.13 に示される。処理した画像の結果は表示されるので、画像の確認はすぐにできることにした。

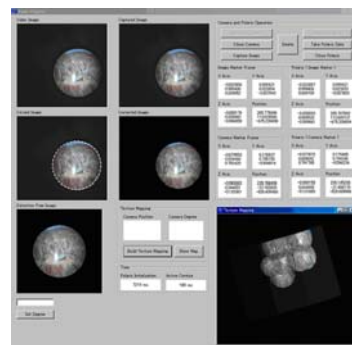


Fig.13 User interface

6. 考察

画像のマッピングには、良い結果を確認できたが、画像が重なった部分に、まだ鮮明な画像を得られていない。更なる発展として、色の混合処理が求められる。また、インターフェースを用い、システムを容易に操作できるが、今後は画像を表示だけでなく、医師を吻合血管の位置に誘導させるナビゲーションの機能を付ける必要がある。

7. 結論

胎盤表面をマッピングするためのシステムを開発した。具体的には、内視鏡キャリブレーションを行い、視野領域・光軸中心の自動取得を可能とした。また、位置・姿勢情報を用い、3次元胎盤マッピングを行い、全ての機能を1つのインターフェースにまとめることができた。

参考文献

- 1) D. Williams and M. Shah : "A fast algorithm for active contours and curvature estimation", CVGIP: Image Understanding. Vol. 55, 1992, 14-26