

双胎間輸血症候群手術支援用胎盤表面マッピングに関する研究

2007年 9月 修了

人間環境学 56871 李 昇俊

指導教員 佐久間 一郎 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 treatment of syndrome, laser photocoagulation is one of useful method, which gives a good survival and a low complication rate to the twins. Surgical success percentage relies on the surgeon's ability in memorizing the vasculature on the placenta surface. We have developed placenta image mapping system with Ultrasound system. And we have tested capturing the pulse from vessel with camera and discriminating artery and vein with color information of vessel to support laser photocoagulation treatment of TTTS.

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

1. 緒 言

双胎間輸血症候群 (TTTS) は一卵性双胎のみ起こり、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、医師が内視鏡で胎盤表面を観察し、吻合血管をレーザーで焼灼、不均衡な血流を遮断させるレーザー焼灼療法が代表的な低侵襲治療法として行われている。

しかし、内視鏡視野により観察できる範囲が非常に小さく、吻合血管同定のため胎盤全体血管系を把握を医師の記憶に頼ることは負担が大きくなる。また循環系障害である TTTS の治療のためには胎盤血管情報を含む血流や、酸素飽和度などが必要であるが、現在そのような情報を計測できる装置は実現されていない。

レーザー治療のためにレーザー屈曲鉗子や、画像のマッピングの研究が行われてきてそれを統合するためナビゲーションシステムの開発も行われてきた。先行研究では、MRI (磁気共鳴画像) を用いた三次元表面形状計測によりその原理の妥当性を検討したが、実際の臨床応用では MRI を使用することは胎児に対する影響や使用上複雑さなどで一般的ではない。そのため超音波医用画像計測装置を用いることが適していると考えられる。近年超音波画像診断装置の三次元化が進んでおり、本研究では3次元超音波医用画像計測により、胎盤の表面形状を取得し、先行研究でその妥当性が確認された胎盤表面の3次元マッピングシステム手法を適用する。

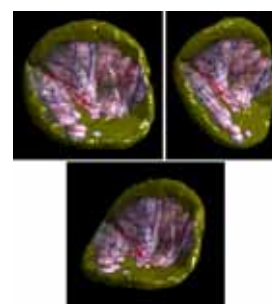


Fig. 1 Result of mapping

MRI (磁気共鳴画像) を用いた三次元表面形状計測後三次元胎盤表面モデルに内視鏡画像を合成した (Fig.1)。

しかし、先行研究では、画像情報と実際の胎盤モデルとの対応付け (registration) が行われていない。そこで本研究では超音波診断装置下での胎盤表面マッピングを行うため、対象モデルと DICOM データと超音波プローブ間の相関関係を測るためのキャリブレーションと、内視鏡画像のマッピング時の画像のゆがみやずれなどの精度を評価する。

2. 目 的

胎盤血管のマッピングシステムを構築するため、3次元超音波医用画像計測により胎盤表面の3次元マッピングを行うこと、また双胎間輸血症候群に対する内視鏡下胎盤吻合血管レーザー凝固治療支援システム構築のために内視鏡画像から、胎盤血

管の特徴を判断するため血管での拍動、色情報の解析を実施する。

3. 内視鏡画像と超音波画像の統合のためのキャリブレーション及び精度評価

3.1 超音波キャリブレーション

超音波画像診断装置により位置計測ができ、また医用画像データ内での位置同定が容易であることが必要であり、超音波画像内で明瞭に描出される金属球を使い3次元超音波画像座標系での金属球位置とと光学式三次元位置計測装置で計測される超音波画像計測装置のプロープの実空間座標系での位置、そして実空間座標系での金属球の位置の相互の関係を計測した(Fig.2)。

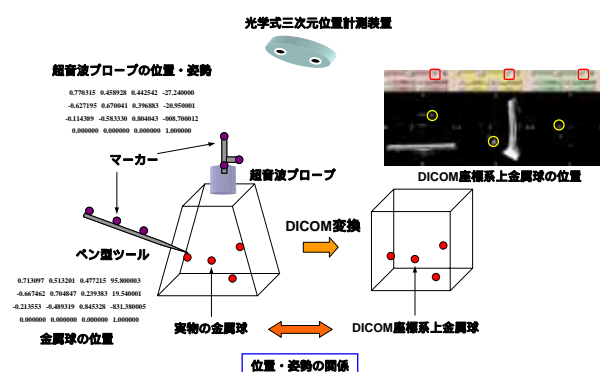


Fig. 2 Relation of Coordinates in Calibration

- それぞれの座標系を以下のように置くと、
- Optical Tracker Coordinate :{ G }
- DICOM Coordinate :{ D }
- US Probe Coordinate :{ U }
- Endoscope Coordinate :{ E }
- Placenta Coordinate :{ P }

光学式三次元位置計測装置とDICOMで金属球の位置を計測した結果から ${}^U_P T$ が求められ (${}^U_P T = {}^G_P T^{-1} \times {}^G_U T$) また ${}^U_P T$ から ${}^D_U T$ が求められ (${}^D_U T = {}^D_P T \times {}^G_P T^{-1} \times {}^G_U T$) キャリブレーションのためのDICOMと超音波プローブの座標系の関係が分かる。

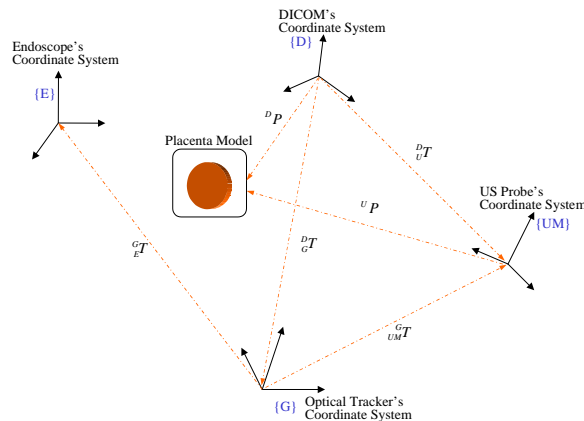


Fig. 3 Coordinate transform for mapping endoscope images to 3D model in DICOM

3.2 寒天/糸モデルのマッピング

マッピングの精度評価のためには寒天に等間隔の糸を乗せたファントムを使う。

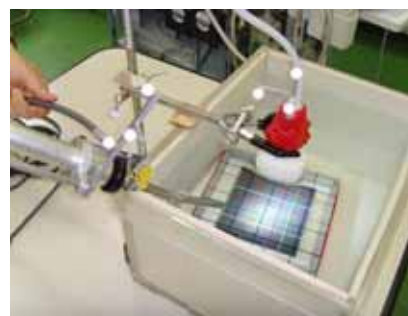


Fig. 4 Taking US and Endoscope images with agar and thread model

横縦の糸が交差する 49 個の格子の点を重心としてマッピング前後を比較し、各格子にどのくらいのずれが生じたかを観察した。容易な観察のため、マッピング前後の画像を三次元の画像から y 軸を除去した x, z 平面での二次元化した画像に変換する(Fig. 5)。

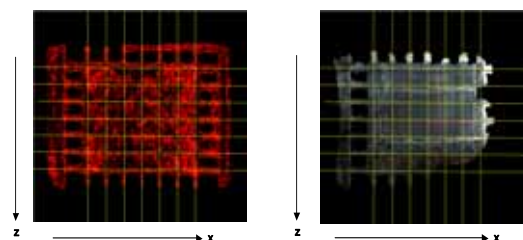


Fig. 5 Transformed from mapped 3D image to 2D image for measuring accuracy of mapping

マッピングされた画像での格子が超音波表面モデルでの格子よりどの程度のずれが有るかを Fig. 5 に示した。単位は画像上のピクセルの数であり、1 ピクセルは実物で約 0.5mm である。

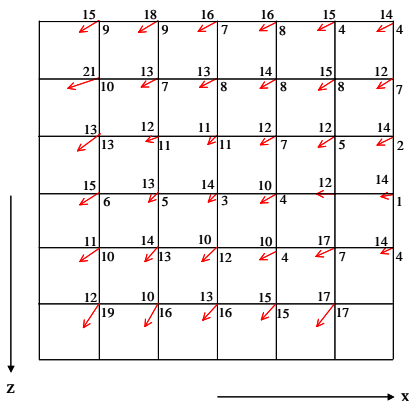


Fig. 6 The gap between mapped image

Number of sample	Mean	Standard Deviation	Variance
35	15.0(pixel)	3.03(pixel)	9.20(pixel)
	7.5(mm)	1.51(mm)	4.6(mm)

and 3D surface model

Table. 1 The gap between mapped image and 3D surface model

Table. 1 に示したように計算結果、x 軸の方向、z 軸の + 方向へ平均的 15 ピクセル(7.5mm)のずれが生じた。

3.3 考察

マッピング後のずれの発生は内視鏡とカメラの光軸を合わせてなかったのが生じた。光軸の取得は行ったがその目的が内視鏡画像の歪み補正であり、マッピング時に内視鏡とカメラの光軸が合っていないことは想定しておらず、ずれの補正はしていなかったため全体的に一方向へのずれが生じた。

4 . カメラ画像を利用した脈波情報取得に関する基礎的検討

双胎間輸血症候群に対する内視鏡下胎盤吻合血管レーザー凝固治療支援システム構築のために内視鏡画像から、胎盤血管の特徴、具体的には動脈系血管であるのか静脈系血管であるのかを判断し、手術支援情報とすることが考えられる。基礎的な検討として、近赤外線カメラ及び 3CCD カメラを利用し血管の変化を生体が発する情報として検知し、TTTS 手術において術者に必要な情報を提供する手術支援について検討を行った。

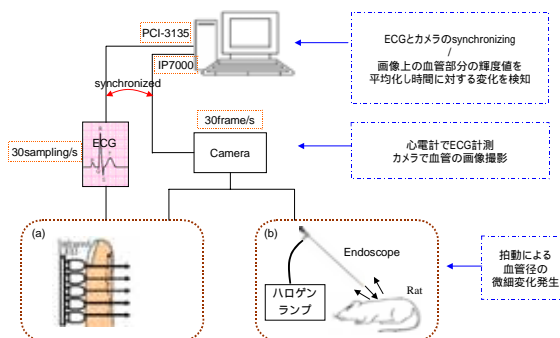


Fig.7 System Configuration for obtain pulse wave from Camera

4.1 指血管の実験

予備実験としてカメラで指血管での脈波を確認する実験を行った。体循環の場合、左心室から出た血液が末梢の組織まで到達するまでわずかな時間が掛かり、体の同一部位での脈波の計測を行うと、脈波が発生する時と QRS 波が発生する時との時間差は一定である。ECG とカメラ画像を同時に取得し画像変化と ECG と QRS 波との関係と比較した。

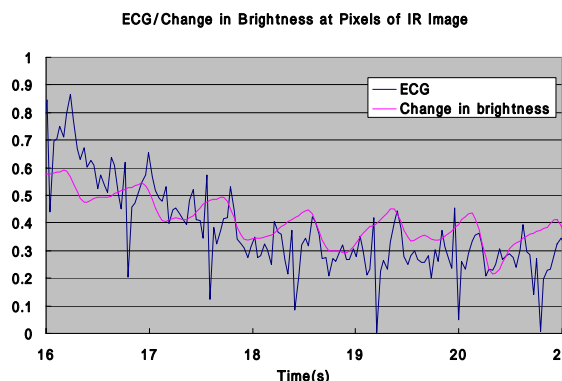


Fig.8 ECG and Change of brightness in finger IR image

Number of sample	Mean	Standard Deviation
34 s	0.372 s	0.018 s

Table.2 The gap between ECG and Change of brightness in finger IR image

輝度値が最低値に達する時、つまり血管径が最大値になる時は心電図の QRS 波より平均 0.367 s 遅れていることが確認できた。このような結果からカメラで撮った画像からの輝度値変化は、実際心拍による脈波情報であることが分かる。

4.2 動物実験による脈波検出法の評価実験

ラットの腸間膜血管を対象にし、呼吸による影

響を受けないように臓器を外部で固定し、また臓器表面での光の反射を防止するため水中で行った。

Fig.8 は赤外線カメラで、Fig.9 は 3CCD カラーカメラを使い実験した結果である。

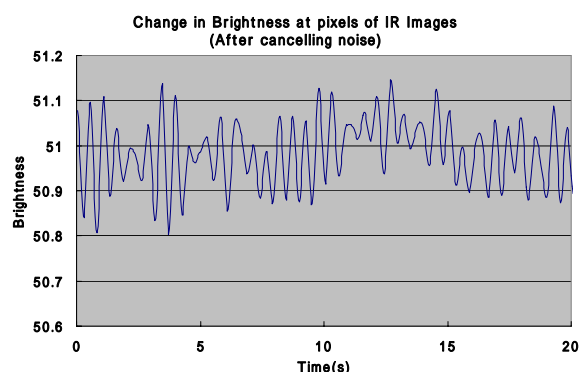


Fig.8 Change in brightness at pixels of rat color image

4.3 結果及び考察

血流遮断時は血流が有る状態より輝度値が約 30 上昇し、規則的な脈波の変化は検知されなかった。Fig.8 の右は血流が有る時の時間軸に沿った輝度値変化であり、Fig.9 はノイズ除去後の輝度値変化である。それぞれ 1 秒当たり 1.55 パルスと 1.63 パルスを示している。ラットの心拍数は 5 日齢頃までは 300~400 回/分のレベルで実験結果 (93 回/分、98 回/分) と比べて大きな差があり、実験結果はラット脈波ではなく、呼吸による血管の振動であることが分かった。本手法は呼吸などによる臓器の運動などの影響を大きく受けると考えられ、術中計測としては適していないものと考えられた。

5 . 内視鏡画像の色情報解析による動脈/静脈の判断に関する基礎的検討

動脈/静脈を判別するため血管の色情報に対する解析を行う。50 枚のフレーム画像を医者に見せて、血管に対する判断をして貰った。動脈 78 箇所、静脈 43 箇所、総 121 箇所から RGB 情報のサンプルを取った。そして主成分分析で 2 次元データに要約し動脈/静脈の判断可否を検討した。特定のデータから得られた主成分スコアによる動脈/静脈の特徴が、他のデータでも共通して観察されるかを検討するため、別の症例内視鏡画像から 33 枚の画像を取り、動脈 48 箇所、静脈 30 箇所、総 78 箇所から RGB 情報のサンプルを取り、前者のデータ解析で求められた主成分を与える固有ベクトルを用い、後者のデータを解析し、類似の特徴抽出が可能であるかを検討した。

比較を行うサンプルの RGB の場合、正判別率は 70.8% で、基準より 7.1% 落ち、また RGB/Sum of RGB 判別率の正判別率は 70.8% で、基準より 8.2% 落ちたことが分かる。

6 . 考 察

超音波診断装置下マッピングシステムの構築のためキャリブレーション及び評価実験を行い、光軸取得が画像のずれを補正しなかった問題点があった。カメラを利用した脈波の検出は指の場合脈波抽出ができたが、動物実験では、選択した動物が小さかったので体の動きによる影響が大きかった点と、ECG を取ってなかったため脈波の判断方法が無かった点で検出された信号の判別が困難であった。内視鏡画像を利用した動脈/静脈判別はサンプル RGB 及び RGB/Sum of RGB の判別が基準判別率よりは低いのが 70% くらいの正判別率を表すことが分かった。

7 . 結 論

超音波診断装置下マッピングシステムを構築、超音波と内視鏡画像のマッピングができた。精度評価の結果、マッピングされた位置が平均 8mm ずれていた。内視鏡のゆがみ補正に加えて、毎度内視鏡の光学系を組み立てるときに生じる接続部のずれを考慮して、CCD と内視鏡の光軸を合わせる補正をした上でマッピングを行えば改善するものと考えられる。動脈静脈の内視鏡画像からの判別法として、拍動による血管画像の輝度値の変動を計測する方法、血管の色画像を解析する方法を検討した。ヒト指を対象とする予備実験では拍動を検出することが可能であることを確認できたが、ラット腸間膜を対象として実験では呼吸動その他の影響が大きく拍動を検出することが困難であった。また色画像解析による判別法では 66~69% 程度の正答率での判別が可能であった。これらの情報を支援情報とするためには、判別率の向上や血管走行の情報とあわせて情報提示をするなど、更なる手法の改善が必要である。

参考文献

Video Mosaics for Virtual Environments, IEEE Computer Graphics and Applications, 0272-17-16, pp. 22-30, 1996