

ウェッジプリズム 3D 内視鏡による 手術ナビゲーションに関する研究

56796 鳥越 武史
指導教員 佐久間 一郎 教授

We have developed a novel navigation system for surgical operation. This system consists of a master-slave operation system to enable robotic tele-surgery and an image fusion system to integrate intra-operative images with pre-operative three-dimensional images including valuable information such as the position of tumors and blood vessels. We are planning to apply a novel robotic laparoscope with double wedge prisms to our navigation system. Endoscopic images have several types of distortion. The high distortion of the endoscopic images makes the registration difficult. We developed new distortion correction method and registration algorithm for our laparoscope to build laparoscopic navigation system.

Key word: Laparoscopic surgery, Medical Robot, Minimally invasive surgery, Endoscopy

1. 緒 言

我々は、腫瘍や重要な血管の位置情報などを含む術前3次元画像と、術中画像をリアルタイムで合成し提示することで、精確でかつ安全な手術が行える新しい手術支援システムの構築を行っている。このシステムにおいては、術前画像をMRI、術中画像をウェッジプリズム3D内視鏡により取得することを検討している。本研究では、術中画像と術前画像の重ねあわせの実現に必要な、ウェッジプリズム3D内視鏡による取得画像の歪みの補正アルゴリズムの開発、術前MRI・術中内視鏡画像のレジストレーションアルゴリズムの開発を行い、手術ナビゲーションシステム上でシステムとして統合させる。

2. 背 景

従来から行われている開腹手術等の手術方法に比べ患者への負担が小さいなど利点の多い腹腔鏡下手術であるが、視野の移動の際、腹腔鏡本体を移動するため体内臓器や鉗子等と干渉する、腹腔鏡の操作を術者が直接行えないなどの問題がある。

これらの問題点を解決するために我々が開発しているのが、ウェッジプリズム視野可変腹腔鏡(ウェッジプリズム内視鏡)である[1]。これは視野変更時に内視鏡本体の移動が伴わず、視野方向の精確な把握が可能であり、ステレオカメ

ラを採用しているため、術中に3次元立体画像が得られるなど利点の多い内視鏡である(Fig 1)。しかしこのウェッジプリズム内視鏡には、取得される画像に特有の歪みが生じてしまうという課題があった。

一方近年では、術前や術中に取得した医用画像等を利用することにより手術支援を行う手術ナビゲーションが脳外科手術など多くの手術で利用されている。医用画像の種類は豊富であり、それぞれに一長一短がある。そこで複数の医用画像を組み合わせることで術中の術者により詳細な情報を提供することが行われているが、その際に問題となるのが異なる医用画像間のレジストレーションである。レジストレーションを行わなければ異なる医用画像間の関連付けが行えないが、MRIと内視鏡画像のように、次元の異なる画像間のレジストレーションは一般に困難となる。



Fig. 1 Wedge prism 3D endoscope

3. ウェッジプリズム内視鏡画像処理

3.1 ウェッジプリズム内視鏡歪みの原因

ウェッジプリズム内視鏡は、その取得画像に特有の歪みが生じる。これは既存の一般のカメラ画像の歪み補正アルゴリズムでは除去できない。この原因はウェッジプリズムの機構の最大の特徴である 2 つのプリズムによる光線の屈折にある。光線の屈折により、視野移動に伴って画像の歪み方も変化する。また同時に光軸の移動も伴うため、通常の歪み補正で想定しているピンホールカメラではなく、新しいカメラモデルの開発が必要となる。

3.1 ウェッジプリズム内視鏡画像歪み補正アルゴリズム

ウェッジプリズム内視鏡の光軸の移動などに対応させた新たなカメラモデルを考案した。ウェッジプリズム内視鏡と通常の内視鏡との最大の違いは、カメラ鏡筒部分に設置された 2 枚のプリズムである。そのため、ウェッジプリズム専用のカメラモデルは、ピンホールカメラモデルにプリズム通過部分の光線追跡モデルを付加することで構築することが可能である。

提案するウェッジプリズムカメラモデルでは、CCD カメラ部分とウェッジプリズム部分をモデル上で完全に分離させた(Fig 2)。このため、CCD カメラ部分については通常のカメラキャリブレーション手法が利用でき、放射歪み・接線方向歪みといった通常のカメラ歪みもそのまま考慮できる。ウェッジプリズムに関する処理は、それらの処理結果に対してプリズムの光線追跡によって得られた結果を付与させる形で行うことになる。

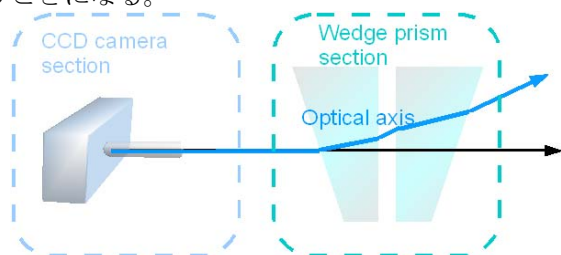


Fig. 2 Wedge prism camera model

4. 術前 MRI・術中内視鏡画像統合

4.1 MRI・内視鏡画像レジストレーションアルゴリズム

本研究では、術前画像に MRI による 3 次元画像、術中画像に内視鏡による 2 次元画像を利用した手術を想定している。そのため、必要とされるレジストレーションは 2 次元画像と 3 次元画像間のレジストレーションとなる。

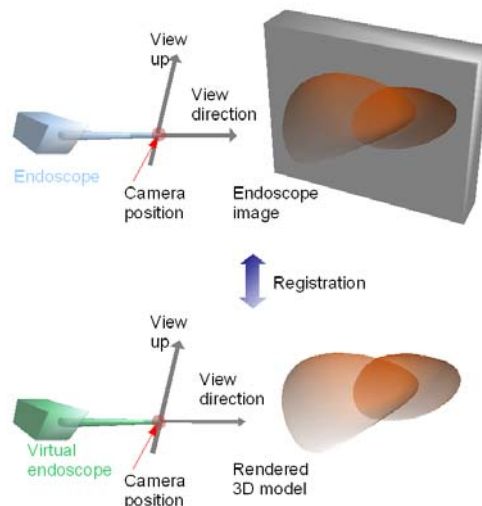


Fig. 3 Overview of registration method

考案したレジストレーションアルゴリズムは、大きく 2 ステップに分かれる。まず 1 ステップ目として光学式トラッキングツールを利用した初期レジストレーションを行う。次に 2 ステップ目として、プリズムの回転情報を利用して内視鏡での実際の視野変更を MRI の 3 次元モデル上でも追跡させ、視野変更後のレジストレーションを行う。

MRI 撮像により直接取得できる画像は、2 値画像である 3 次元ボリューム画像である。だが、手術時に術者が内視鏡画像への付加画像として MRI 画像を利用する際、3 次元ボリュームデータよりもそれを元にレンダリングされた 3D モデルのほうが内視鏡との関連付けが直感的に行いやすいといえる。そのため、ウェッジプリズム内視鏡画像に対するレジストレーションの対象は 3D レンダリングモデルとした。また本研究の方針は、内視鏡での映像に術前で取得した MRI 画像による情報を合わせて提示するシステムの構築であるため、基本的に内視鏡から取得

した画像には歪み補正を除く変形は行わない。よってレジストレーション時に移動変形を行うのは術前 MRI 画像側とした。また、レジストレーションアルゴリズムの単純化や単眼・3D 内視鏡間でのアルゴリズム基礎部分の共通化のため、内視鏡の位置としてウェッジプリズム内視鏡内の CCD カメラ鏡筒部の幾何中心の位置を利用した。

5. 実験

5.1 ウェッジプリズム内視鏡歪み補正評価

提案したウェッジプリズム内視鏡の歪み補正アルゴリズムの精度を評価するため、実験を行った。ウェッジプリズム内視鏡には 3D ウェッジプリズム内視鏡を利用した。

今回カメラキャリブレーションキャリブレーションアルゴリズムには Zhang の提案したセルフキャリブレーションアルゴリズム[2]を選択した。Zhang のアルゴリズムにおいては、最小 2 乗推定によりカメラパラメータ、及び通常歪み係数の推定を行うため、複数のチェックパターンの撮影が必要となる。また Zhang のアルゴリズムで考慮するレンズ歪みは放射歪みと接線方向歪みであり、それぞれ 2 次の項まで考慮する。

実験は、光学端子台の上に内視鏡を水平に設置して行った(Fig 4)。視野方向については、プリズムの状態を原点復帰状態、つまり直視鏡状態にしたとき、また視野を右方向限界に移動させたときの双方で行った。双方での歪み補正結果の変化を明確にするため、直視鏡状態のときは内視鏡に対して直角になるように、また視野が右方向のときは、変化後の視野方向に対して直角になるようにチェックパターンを立てて実験を行った(Fig 5)。視野が右方向のときの光学端子台に対するチェックパターン傾きの角度は、事前実験により調べた視野角である 14.5 度を利用した。実験は原点復帰状態の 3D ウェッジプリズム内視鏡を用いて、左右のカメラごとに 25 枚のパターンを撮影した。またアルゴリズムの制約上なるべく内視鏡と物体との位置関係がランダムとなるように撮影位置を変化させながら撮影を行った(Fig 6, Fig 7)。

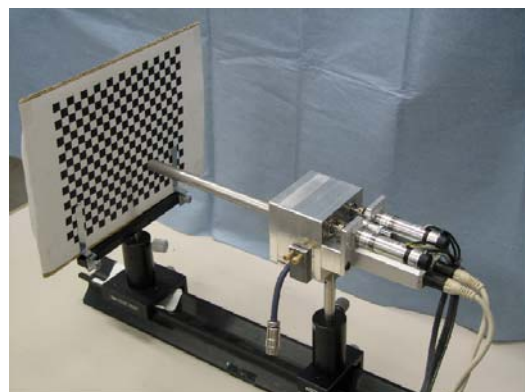


Fig. 4 Distortion correction experiment

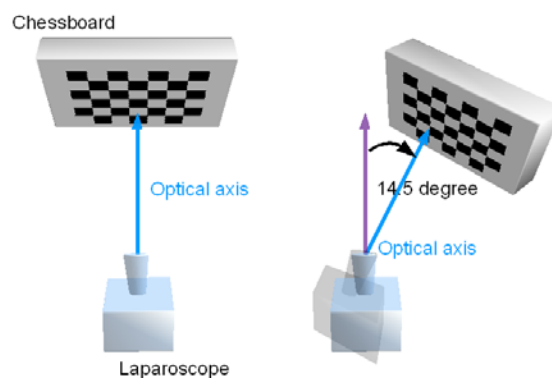


Fig. 5 Chess board settings

5.1.1 実験結果

チェックパターンの撮影の評価基準として、直線性の回復度を用いた。歪みによって直線性を失った直線について、歪み補正後に直線性がどれだけ回復できているかどうかを判断することで、歪み補正の精度を評価できる。線形性の判断方法として、データの線形フィッティングの指標として用いられている R2 乗値の平均値を利用した。R2 乗値が 1 に近づくほど、得られたデータの線形性が高く、1 の場合はすべてのデータが一つの直線上に乗っていることを意味する。

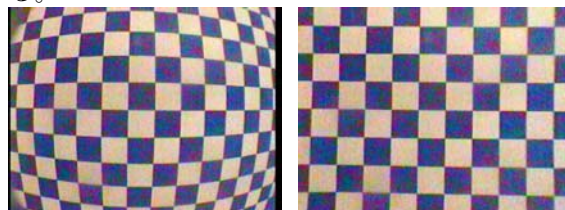


Fig. 6 Distorted and undistorted images(front view, left camera)

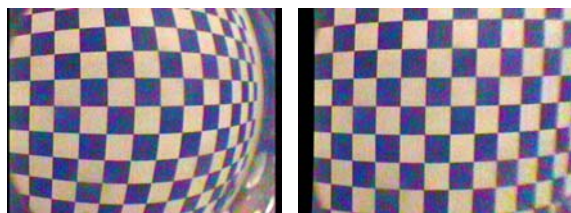


Fig. 6 Distorted and undistorted images(right view[14.5 deg.], left camera)

5.2 MRI・内視鏡画像レジストレーション精度評価

提案した術前MRI・術中ウェッジプリズム3D内視鏡画像レジストレーションアルゴリズムの精度を評価するため、実験を行った。内視鏡・MRI両対応マーカ付きファントム(Fig 6)を用いて撮影を行った。

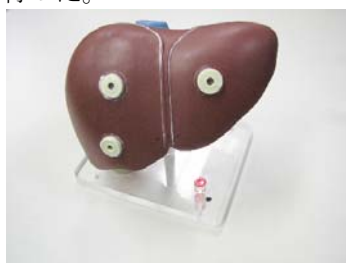


Fig. 6 Liver model attached MRI compatible marker

MRIにて取得したボリュームデータを3D Slicer上で処理し、MRIでの3Dモデルを得た。また初期レジストレーション用に解剖学的特徴点を3箇所選択し、3D Slicer上での3D空間座標系における座標を取得した。またPolaris計測下においてウェッジプリズム3D内視鏡による画像取得実験も行い、正面及び視野変更後の内視鏡画像とMRIモデルの重ね合わせを行った(Fig 7, Fig 8)。

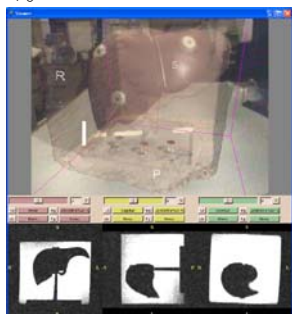


Fig. 8 Distorted and undistorted images(front view, left camera)

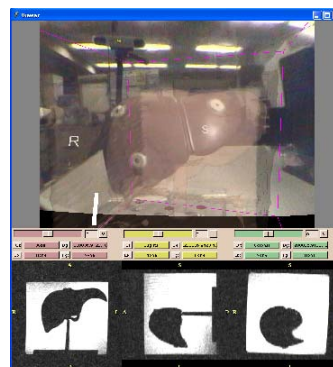


Fig.9 Distorted and undistorted images(Up view, left camera)

6. 結論

ウェッジプリズム内視鏡に特有な歪みを補正する方法を開発し、精度評価実験を行った。原点復帰状態、つまりウェッジプリズムの影響が最小となる状態においても、R2乗値の平均値が歪み補正なしの0.31から0.83に大幅に改善しており、本手法が通常の内視鏡においても十分に機能することが確かめられた。

次に視野方向が右となるようにプリズムを回転させたときでも、R2乗値の平均値は歪み補正なしの約0.48から0.94へと改善していた。

レジストレーションアルゴリズムについてはウェッジプリズムの視野変更に従ったモデルの移動を実現することができた。MRI対応マーカのピクセル誤差は視野方向正面でx:15、y:18であり、視野方向上のはときはx:25、y:9であり、視野移動時のレジストレーションが有効であるといえる。

本研究における歪み補正、レジストレーションの実現を用いることで、安全で正確な手を実現するウェッジプリズム内視鏡を利用した腹腔強化手術ナビゲーションシステムの実現が可能であることを示した。

文献

- 1) 橋本、小林、佐久間、小西、橋爪、土肥：ウェッジプリズムを用いた視野可変腹腔鏡システム、修士論文、2004.
- 2) Zhang, Z. : A flexible new technique for camera calibration, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2000.