

解剖学的特徴情報に基づく頭部 CTA・MRA 画像の位置合わせ Image

Registration Method for Head CTA and MRA Image Based on Anatomical Feature

Information

藤井 夏季*, 山村 雄太郎*, タン ジュークイ*, 山本 晃義**, 金 亨燮*

*九州工業大学, **共愛会戸畑共立病院

Natsuki Fujii*, Yutarou Yamamura*, Joo Kooi Tan*, Akiyoshi Yamamoto**,

Hyoungeop Kim* Kyushu Institute of Technology, **Kyoaikai Tobata Kyoritsu
Hospital

1. はじめに

近年, 種々の異なるモダリティから得られる画像のフュージョン技術は医用画像の解析分野に広く応用されている。特に, 頭部CTA, MRA 画像のフュージョン技術は, サイバーナイフによる放射線治療や脳動脈瘤の有無の画像診断分野などに広く用いられている。しかし, フュージョン画像の作成に重要である, 画像位置合わせ技術の多くは手動によるので, 医師や医療従事者への負担増が懸念される。そこでこれらの負担軽減や精度のばらつきを防ぐため, 画像位置合わせ法の自動化が求められている^[1,2]。

そこで本稿では, 血管の細部の診断が可能で, 脳ドック等の検査や手術シミュレーションに用いられる, 頭部CTA, MRA 画像を対象に, コンピュータにより自動で両画像の位置合わせを行うための画像処理手法を提案する。提案法では頭部の特徴的な解剖学的情報をもつ領域を選定し, CTA, MRA 画像同士の位置合わせを行う。処理手順としてはまず, 鼻先, 両眼球, 頭頂部, ならびに2か所の血管分岐点を求める。次に, 鼻先と2か所の血管分岐点の座標情報を用いた初期位置合わせを行う。そして, 最終位置合わせとして鼻先を除く5点を中心座標とした5つのVOIを設置し, VOI内の相互情報量が最大となる変換パラメータを求め, 各VOIの最適な位置合わせのパラメータを算出する。提案法の有効性を確認するため, 同一被検者から得られる頭部CTA, MRA 画像各5セットに適用し, 両画像の位置合わせの性能評価を行った。

2. 画像解析手法

頭部CTA 画像とMRA 画像の位置合わせを行うため, CTA 画像を目標画像, MRA 画像を参照画像とし, 参照画像を基準に目標画像を回転・平行移動した後, 参照画像上に重ね合わせる。本論文の処理対象である頭部は剛体とみなすことができる。そのため, 目標画像の変換にはアフィン変換を用いる。よって, 位置合わせに必要な変換関数のパラメータは, x 軸, y 軸, z 軸方向の平行移動量及び, x-y 平面, y-z 平面, z-x

平面での回転量である。大まかな画像処理の流れは, 1)等方ボクセル化 処理や雑音成分の除去を目的とした画像前処理, 2)初

期位置合わせのための基準点の設定, 3)解剖学的特徴 情報を用いた最終的な位置合わせの3段階にて構成される。以下に主な処理について述べる。

2.1 画像前処理

CTA, MRA により取得される画像は一般に, 体軸横断面の画素サイズに対し, 体軸方向のスライス間隔が大きい場合が多いため, 等方ボクセル化処理を行い, 画像処理結果の方向依存性を少なくする必要がある。本稿では等方ボクセル化処理を行った後, CTA 画像上に映っている寝台領域の除去やノイズ除去などの画像前処理を行う。2.2 画像位置合わせ

解剖学的情報とは解剖学に基づいた普遍の情報である。本論文では解剖学的にみて, 特徴的な構造をもつ領域である, 鼻先, 眼球領域, 頭頂部, 2か所の血管分岐領域を求め, 位置合わせを行う。

まず, CTA, MRA 画像の大まかな位置合わせを行うため, 鼻先と2か所の血管分岐点を求め, 初期位置合わせの基準点とする。具体的には, CTA 画像に対し, 画素値2500以上の画素が存在するスライスを, 銀歯を含むスライスとして除外する。これは, CTA 画像上のメタルアーチファクトに起因する雑音成分を除外するためである。その後, CTA, MRA 画像に対し, y 座標が最小となる画素を探索し鼻先とする。

初期位置合わせではまず, 両画像の鼻先の座標値より, 平行移動量, 鼻先と血管分岐点を通る直線より鼻先を中心としたy-z平面の回転量, x-y平面の回転量を求め, 初期位置合わせを行う。その後, 最終位置合わせとしてMRA 画像の右眼球中心, 頭頂部, 第一血管分岐点, 左眼球中心, 第二血管分岐点を中心としたVOI(51×51×51[pixel])に対し, 順次, VOI内の相互情報量が最も大きくなるアフィン変換パラメータを求め, 画像全体を変換する。このとき, 処理時間の短縮のためVOI内のみを変換し, さらに探索範囲を制限する(89×89×89[pixel])。

また, 各点を中心とした探索範囲に, CTA 画像の対応する点を中心としたVOI(51×51×51[pixel])が含

まれるようにする。なお、VOI内の相互情報量の最適化にはPowell法^[3]を用いる。相互情報量は、二つの事柄のうち、一方を知ることによってもたらされた他方に関する情報量である。情報間の依存性が高いというだけで、何の情報であるかにはよらないため、異なる撮像機器間での位置合わせに有効な指標となる。相互情報量が最大となると、二つの画像が最も精度よく重なっているとみなすことができる。

3. 実験と結果

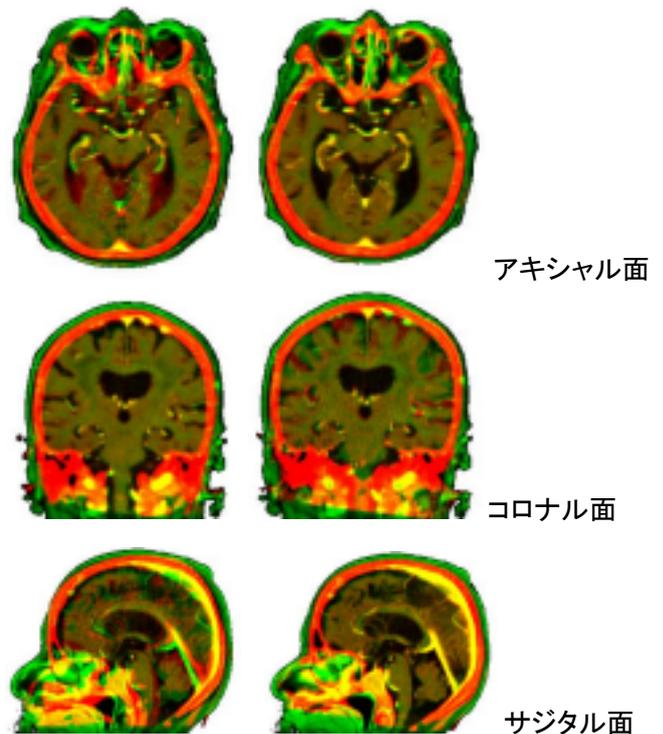
本論文では、同一被検者から得られる頭部CTA・MRA画像各5セットに対して位置合わせを行う。さらに、三次元画像の相互情報量を用い、位置合わせを行う従来法^[4]との性能比較を行った。実験結果をFig.1に示す。実験の結果、提案法では画像全体の相互情報量が平均0.4611866、従来法^[3]では平均0.4069624となり、精度向上が確認できた。また、処理時間は提案法では平均114.43[s]、従来法では平均3174.08[s]となり、処理時間の短縮が可能であった。

4. 考察とむすび

本論文では、頭部CTA、MRA画像の位置合わせ法として、解剖学的構造に基づくVOIを自動で求め、位置合わせを行い、実験による性能評価を行った。その結果、相互情報量による位置合わせの性能評価では、三次元画像全体を用いた場合の従来法に比べ、性能の向上が見られた。また、処理時間の面でも、従来法に比べ大幅な短縮が図られた。今後の課題として、血管領域抽出精度の向上、最適なVOI位置の検討、三次元的な血管分岐点の決定、さらなる精度向上および処理時間の短縮が挙げられる。

参考文献

- [1] 堀田他：“2次元投影画像を用いたCTA・MRAからの頭部画像の位置合わせ”，日本医用画像工学会，2009。
 [2] 早田他：“遺伝的アルゴリズムを用いた頭部CT・MR画像の位置合わせ法”，バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌，vol.14，no.1，pp.97-102，2012。 [3] F. Maes et al.：“Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information”，IEEE Transactions on Medical Imaging，vol.16，pp.187-198，1997。



(a) (b)

Fig.1 実験結果 (a)従来法^[3], (b) 提案法