

光学式計測を用いた磁気刺激治療支援システム

情報システム工学研究室 (指導教員 安室 喜弘)

08M6419 荻野 達也

1 はじめに

難治性疼痛は薬剤による治療で効果を認められない場合が多く、糖尿病や脳卒中など、その原因も多岐にわたる。脳や脊髄に電気刺激を送ることで症状の改善は図れるが、手術により電極を埋め込む必要があり、効果が得られる確証がないため敬遠されがちである。現在、この電気刺激治療に代わり、外部から大脳皮質に刺激を与えることができる経頭蓋磁気刺激法の臨床研究が進められている。経頭蓋磁気刺激法は、外部から刺激を行うため開頭術を必要とせず、痛みを伴うことなく電気刺激と同様の疼痛軽減効果が得られるため、夢の治療法として期待されている [1]。

磁気刺激による効果を得るためには、大脳一次運動野の位置を同定し正確に刺激する必要がある。頭蓋内の状況は外部から把握することができず、専門医が頭部 MRI の三次元情報を参照しながら磁気刺激を行う。したがって、頭部と MRI データとの正確な位置合わせを行わなければならない。位置合わせ装置としては近赤外線トラッキングシステムが用いられ、寝台とコイルに付けられた反射マーカの関係から刺激位置を推定する。患者は寝台に物理的に固定され、校正後は身動きをとることもできない。これは、患者には大きな負担になる。また、電気刺激治療と違い、痛みが発生するたびに専門病院まで通わなければならない、患者の生活に大きな影響を与える。

治療には、非拘束で安静な姿勢をとるだけで自動的に頭蓋内外の位置合わせができるシステムが望まれる。本研究では、この磁気刺激支援システムを光学的計測を用いることで実現する。

2 システム概要

図 1 に提案システムの構成を示す。システムの主な構成要素は、(1) 初期姿勢の位置合わせ、(2) 頭部姿勢の追跡、(3) 磁気刺激コイルの追跡、である。

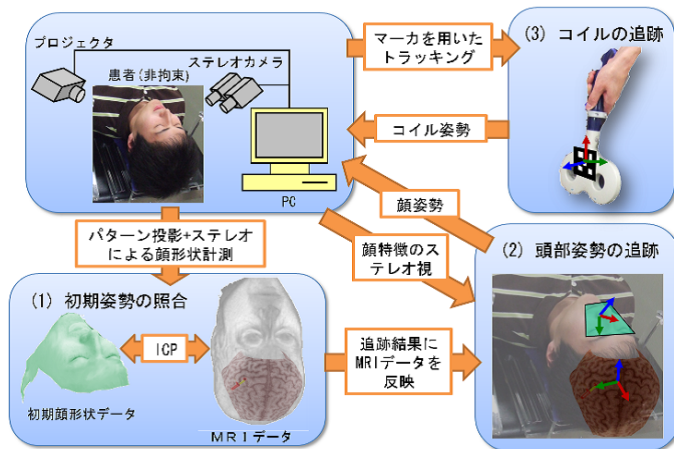


図 1: システムの全体像

初期位置合わせ処理では、ステレオ計測により初期姿勢での顔形状を計測し、MRI データとの位置合わせをする。そして、頭部姿勢追跡処理で初期姿勢からの変化を追跡す

ることで、時々刻々と変化する頭蓋内部の位置関係を追跡することができる。磁気刺激コイル追跡処理では、既知のマーカを追跡することで、コイルの姿勢追跡をする。これらの追跡結果を同一空間に統合し、刺激部位の表示をする。

2.1 初期位置合わせ

顔追跡を開始する時点の姿勢を初期姿勢とし、ステレオ視により顔形状を取得する。この初期姿勢と MRI データとの位置合わせを行う。MRI 画像から取得した顔表面の三次元点群 (MRI 点群) と、ステレオ計測により得られた顔表面の三次元点群 (ステレオ点群) とを ICP (Iterative Closest Point) アルゴリズムにより一致させる。ICP アルゴリズムは、反復計算により点群同士の距離を最小にするような剛体変換パラメータ  $R$  と  $t$  を求める手法であり、以下の手順で処理される。

1. MRI 点群の各点  $a_i (i = 1, \dots, N)$  における、ステレオ点群との最近点  $b_i$  を求め、対応付けする。
2. 以下の誤差関数  $E$  を最小化することで剛体変換を求める。ここで  $N$  は MRI 点群の点数である。

$$E = \sum_{i=1}^N (Ra_i + t - b_i)^T (Ra_i + t - b_i) \quad (1)$$

3. MRI 点群を求められた剛体変換パラメータ  $R, t$  を用いて変換する。
4. 誤差  $E$  が閾値以下であれば反復計算を終了する。それ以外の場合は 1 に戻る。

2.2 頭部姿勢の追跡

初期姿勢で MRI データと実測姿勢とは一致しており、実測の姿勢変化を追跡し MRI データも追従させることで頭蓋内部の位置関係も把握できる。本研究では、顔の中でも特徴的である、左右の目頭・目尻、口の両端、鼻の 7 領域を追跡し、その三次元位置より初期姿勢からの姿勢変化を算出する。顔姿勢の追跡は以下の手順で行う。

1. 初期姿勢での顔画像をカメラで取得し、特徴領域のテンプレート画像を作成。ステレオ視により特徴領域の三次元位置を取得。
2. 現在の姿勢をカメラで取得し、正規化相関マッチングを用いて特徴領域を抽出し、ステレオ視により三次元位置を取得。
3. 初期姿勢での測定値を現在の姿勢にフィッティングさせる剛体変換を求める。

初期姿勢と現在の姿勢とを一致させる剛体変換パラメータは、以下の誤差関数  $E$  を最小とすることで求まる。

$$E = \sum_{i=0}^{N-1} w_i (Rx_i + t - y_i)^T (Rx_i + t - y_i) \quad (2)$$

ここで、 $N$  は特徴領域の数 (今回は  $N = 7$ )、 $x_i$  は初期姿勢での特徴領域の三次元位置、 $y_i$  は現在の姿勢での特徴領域の三次元位置である。 $w_i$  は重み付け係数で、今回は正規化相関マッチングの相関値を用いている。

### 2.3 磁気刺激コイルの追跡

磁気刺激コイルの追跡には既知のマーカーを利用する．左右画像からマーカーを検出し，ステレオ視により四隅の座標を取得する．四隅の座標から三次元空間上のマーカー姿勢を推定する．マーカーは以下の手順で検出することができる．

1. 取得画像を 2 値化し，画像の暗部を探索．
2. 暗い領域において，閉領域を探索しラベリング．
3. 閉領域において，頂点数を調べることで四角形を検出．
4. 四角形画像を単純化し，登録パターンと比較．誤差の少ない領域をパターン領域と認識．

### 2.4 追跡結果の表示

脳表の三次元モデルを MRI 画像を基に手動で作成し，コイルの磁気刺激点と併せて，OpenGL で表示する．この脳モデルに，初期位置姿勢で算出した剛体変換と頭部追跡により算出した剛体変換を掛け合わせることで，実測姿勢での頭蓋内情報を表示する．コイル位置は，マーカー中心からコイル中心に向かい刺激点が存在するとし，二つの中心を通る角柱で表示する．脳とコイルの位置関係から刺激場所を視覚的に把握することができる．

## 3 実験

### 3.1 実験環境

ステレオカメラは，Point Grey Research 社製の Dragonfly Express を 2 台用いて実現し，GPU(NVIDIA 社製 Quadro FX 1700) による並列処理も実装している．また，ステレオ計測における誤対応を防ぐため，プロジェクタから計測対象にランダムドットパターンを投影することで表面特徴を与え，顔追跡時の特徴領域を手動で与えて実験を行った．脳の三次元モデルとしては，図 2(a) に示したものを手動で作成し使用した．

### 3.2 精度評価

初期位置合わせの精度評価として，ICP アルゴリズムにより求めた剛体変換パラメータを用い，ステレオ計測により得られたデータと MRI データとを一致させた際の断面画像を取得した(図 2(b))．画像中の赤領域がステレオ計測データを示している．図の左下に示している赤線が 1cm を表しており，位置合わせが機能していることがわかる．2 つの点群同士の平均誤差は 6mm であった．

顔追跡の精度評価として，顔模型を用い三次元空間中の z 軸周りに  $\pm 10$  度ずつ，2.5 度刻みで回転させたときに得られる剛体変換パラメータを取得した．また，各特徴点の実測値と変換後の値の平均誤差も取得した．各軸周りの回転量のグラフを図 3 に示す．グラフの青線に理想の変化を表しており，z 軸回転(赤線)は同様の変化をしていることから，顔姿勢の追跡ができていると考えられる．各軸周りの平均回転誤差は，x 軸周りが 0.7 度，y 軸周りが 0.3 度，z 軸周りが 1.1 度であった．平行移動の平均誤差は，x 軸方向に 0.4cm，y 軸方向に 3mm，z 軸方向に 0mm であり，特徴点距離の平均誤差は 6mm であった．

コイルの追跡精度については，計測空間中でのマーカー位置と実際の空間座標との平均誤差が x 方向に 4mm，y 方向に 4mm，z 方向に 0mm であった．

大阪大学医学部付属病院脳神経外科の協力の下で，本システムを用いて実際に磁気刺激を行ってみた．初期位置合わせで誤差が発生し，正確な磁気刺激を行うことができない場合があった．しかし姿勢追跡機能は正確に働いており，初

期姿勢のずれをオフセットとして考慮することで，ターゲットとなる刺激ポイントへの磁気刺激を行うことに成功した(図 4)．

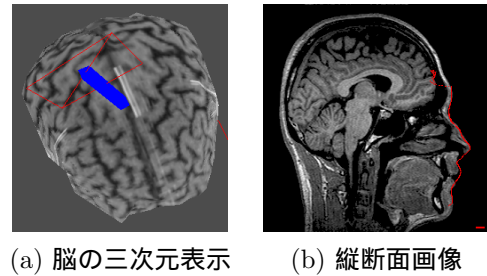


図 2: 脳の三次元表示と ICP 精度

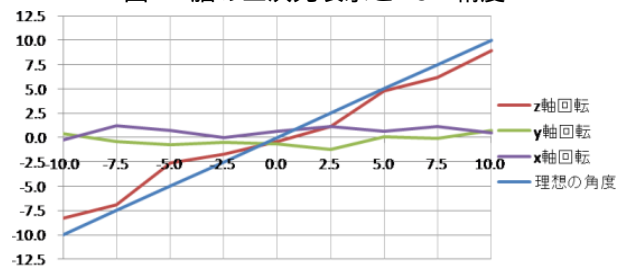


図 3: z 軸回転させた時の各軸回転

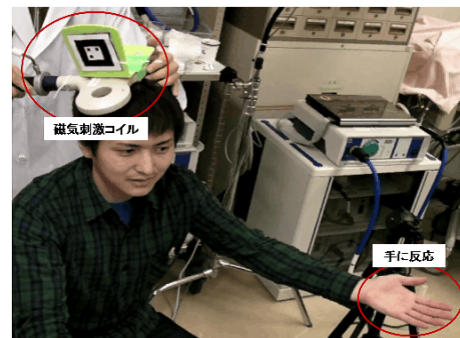


図 4: 臨床実験の様子

### 3.3 考察

初期位置合わせは，6mm の誤差であり，断面画像からわかるように，正確に位置合わせできている．顔姿勢の追跡についても，各軸周りの誤差が 1 度程度であり，平行移動の誤差も 5mm 程度であったため，かなり正確に追跡できていると言える．コイルの追跡においても，各軸方向の誤差が 5mm を下回っており，正確にコイル位置を追跡できていると言える．これらの精度に最も影響を与えるものがステレオカメラの精度である．今回使用したステレオカメラは，基線長が 6cm と短いため，画像中の 1 画素の誤差が結果に大きな影響を与える．サブピクセル処理を用いて計測精度を高めることでシステム全体の精度向上を図れると考える．

## 4 まとめ

本研究では，非拘束な磁気刺激治療支援システムを光学式計測技術を用いて開発した．実験により，非拘束に磁気刺激が行える可能性を確認した．初期位置合わせの誤差補正や，ユーザインタフェースの設計が今後の課題である

### 参考文献

- [1] 齋藤洋一：“反復的経頭蓋磁気刺激による難治性疼痛の治療”，医学のあゆみ, vol. 223, NO. 9 pp. 765, 2007