

経頭蓋磁気刺激治療支援システムのための無標点顔姿勢追跡法

ソフトウェアデザイン研究室(指導教員 安室 喜弘)

都 07-15 戎脇 涼

1. はじめに

末梢神経や中枢神経に障害が発生する事で引き起こされる難治性疼痛は根本的な治療法が見つからず、現在は痛みを緩和する事を目的とした治療が行われる。この難治性疼痛の治療法として、反復的経頭蓋磁気刺激法 (rTMS ; Repetitive transcranial magnetic stimulation)の臨床研究が進められている[1]。

rTMS は脳表の刺激位置の正確な把握が前提となっている。既存の rTMS の実施においては、主に近赤外線トラッキングシステム[2]を用いて患者の頭部 MRI データと頭部姿勢との位置合せを行う。しかし、この方法では患者の頭部を寝台に拘束する必要がある。また、rTMS は専門医が実施する必要があることから、患者は治療の効果が切れるたび何度も専門病院へ通院せねばならない。これらの点は、患者にとって非常に大きな負担となってしまふ。

本研究ではこれらの問題の解決のための手法として非拘束かつ無標点での顔姿勢追跡法を開発する。具体的には TOF(Time-of-Flight)カメラを用いて、非拘束の状態での顔形状を測定し、顔の位置変化を形状特徴を利用してリアルタイムで追跡することで頭部姿勢の変化量を求める。これにより、患者の負担を軽減し、治療可能な環境の普及への貢献を目指す。

2. 提案手法概要

本手法は、TOF カメラによって患者の顔形状データを非接触かつ高速に計測し、ICP アルゴリズム[3]によって形状をマッチングさせ、マッチングに要する姿勢変化量を算出する。これにより、位置合わせのために患者を寝台に拘束する必要がなくなり、患者にとっての負担を軽減することができる。

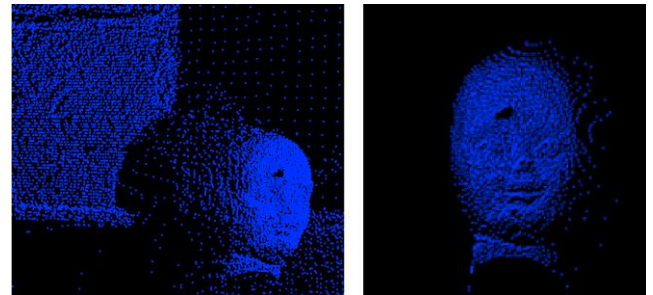
本手法の主な構成要素は、(1)TOF カメラでの形状データ計測、(2)形状データに対する距離・信頼度マスクによる顔形状データ抽出、(3)ICP アルゴリズムによる姿勢変化パラメータ算出、の3つの処理である。

2.1 TOF カメラでの形状データ計測

TOF カメラは、赤外線が対象物に反射して帰還するまでの時間を測定することで、視野内の全ての物体までの距離、すなわちカメラの視野に映っている物体の表面形状をリアルタイムに取得できるカメラである。計測した表面形状データは図 1(a)のような点群データとして出力される。

2.2 顔形状データ作成

TOF カメラにより得たデータ(図 1(a))には背景や対象以外の物の形状も含まれてしまう。このデータに対し、一定の距離以上のデータとカメラ感度の信頼度の低いデータを排除するマスクングを行う。このマスクング処理によって、対象の顔形状データ(図 1(b))のみを抽出することができる。



(a) TOF カメラの計測データ (b) マスクング後の顔形状データ

図 1. 顔形状データの作成

2.3 姿勢変化パラメータ算出

姿勢追跡を行うために、初期位置と姿勢変化後の位置の2つの顔形状データを作成し、ICP アルゴリズム[3]を用いて2つのデータの位置合わせを行う。ICP アルゴリズムは、反復計算により点群どうしの距離を最小にするような平行移動ベクトルと回転行列の変換パラメータを求める手法である。この変換パラメータは、初期位置からの姿勢変化量であるので、この姿勢変化パラメータを各時刻で取得することで、顔姿勢変化を追跡することができる。

3. 精度評価

3.1 実験環境

TOF カメラはスイス・MESA 社製 SwissRanger SR-4000 を利用し、顔模型に平行移動や姿勢の回転変化を加えてその三次元位置・形状を計測する。SR4000 と顔模型の配置は以下の図 2 のようになる。

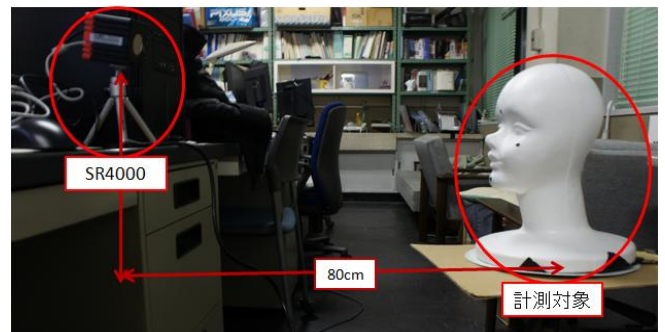


図 2. 実験環境

3.2 精度評価の方法

計測対象の顔模型にマーカを貼付して既知の姿勢変化を加え、マーカの位置情報を TOF カメラの計測データより取得する。マーカの実際の位置と、本手法により得たマーカ座標を比較して精度を評価する。

また、磁気刺激治療を行う際の有効精度は頭蓋内部で直径 1cm 程度とされている[1]。そのため、平行移動、回転変化とともに目標精度は誤差 1cm 以下とする。

3.3 平行移動に対する精度評価

顔形状模型の位置を平行移動させた際の、顔姿勢追跡法の精度評価を行った。移動方向はカメラから見て右、移動距離は約 1cm, 約 5cm, 約 10cm, 約 20cm, 約 30cm とした。図 3 は顔模型を平行移動させた際の、マーカ座標の平均誤差の推移である。姿勢追跡の誤差は 10cm までの水平移動に対して誤差が平均 6mm 程度までであることが分かる。平行移動量が 10cm を超えると x, z 座標についての誤差が増加し、姿勢追跡がうまく行えなくなってしまうことがわかる。

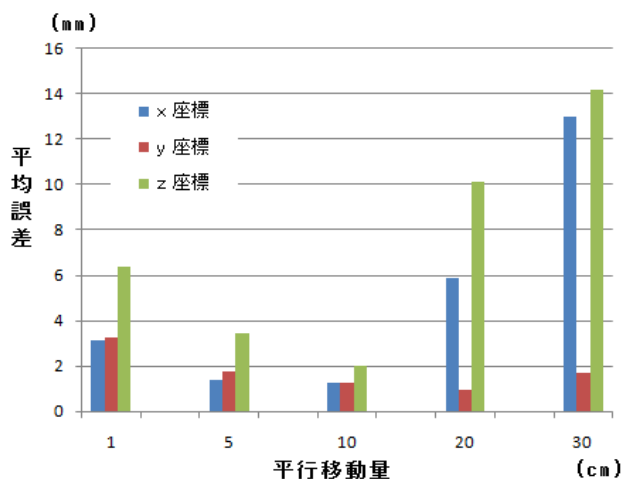


図 3. 平行移動に対するマーカ座標の平均誤差

3.4 回転変化に対する精度評価

顔形状模型を回転変化させた際の、精度評価を行った。顔模型の回転角度は-10度から+10度までの 2.5度刻みとし、-10度を初期位置として測定を行った。図 4 は顔模型を回転させた際の、マーカ座標の平均誤差の推移である。このグラフを参照すると、x, y 座標については回転角が 10度までは、誤差は最大でも 4mm 程度であるのに対し、z 座標の誤差は平均 8mm 程度と比較的大きくなっている。これらの事から、回転角が 5度程度までであれば、良好な姿勢追跡が行われていることが分かる。

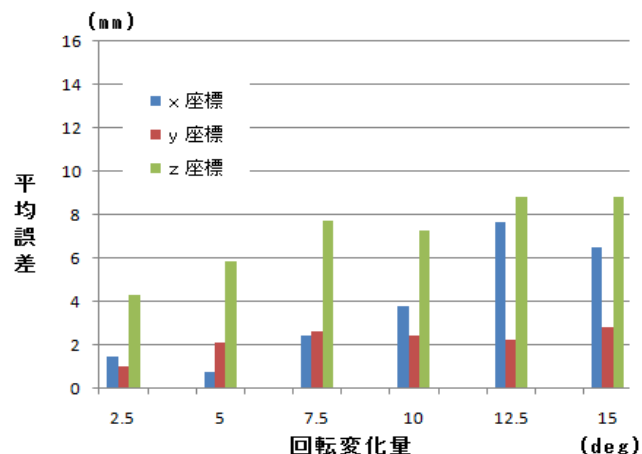


図 4. 回転変化に対するマーカ座標の平均誤差

3.5 考察

姿勢変化が小さい場合であれば良好な姿勢追跡が行えたが、姿勢変化が大きくなると姿勢追跡の誤差が大きくなってしまった。姿勢変化によって初期姿勢ではカメラの視界内に映っていなかった部分の顔形状がカメラに映るようになり、この初期姿勢では映っていないデータが位置合わせに悪影響を及ぼして追跡精度の低下に繋がっていると考えられる。これは患者が初期姿勢と大きく異なる姿勢をとった際、正常な姿勢追跡が行えなくなってしまう事を示している。

この問題の改善策として、事前に患者の頭部モデルを作成してそれを位置合わせに用いることが考えられる。これにより、患者が初期姿勢と大きく異なる姿勢をとった際でも正常な位置合わせが可能となり、姿勢追跡の精度向上を図ることができると考える。

4. まとめ

本研究では TOF 原理を利用したカメラを用いた無標点顔姿勢追跡手法を提案し、開発した。精度評価の結果より、姿勢変化量が一定以下であれば本手法での高精度な姿勢追跡が可能であることを示した。

事前に患者の頭部モデルを作成するなどによる、姿勢変化量が大きくなった際の姿勢追跡の精度向上が今後の課題である。また、現在位置合わせにかかる時間は 1 秒未満だが、実装の際にさらに計算時間を短縮してリアルタイム性を高める工夫が必要となる可能性がある。

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
- [2] T. Paus, “Imaging the brain before, during, and after transcranial magnetic simulation”, Neuropsychologia, vol. 37, NO. 2, pp. 219-224, 1999
- [3] S. Rusinkiewicz, M. Levoy, “Efficient variants of the ICP algorithm”, Third International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling, 2001