

1 はじめに

難治性疼痛は薬剤による治療で効果が認められない場合が多く、脳卒中や糖尿病など、その原因も様々である。脳や脊髄に電気で刺激することで症状の改善が図れることが知られている。しかし、手術で電極を埋め込む必要があり、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手術を必要とせず、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 [1]。

磁気刺激による効果を得るためには、大脳皮質の位置を同定し正確に刺激する必要がある。例えば、手の疼痛に対する治療では、大脳皮質の一次運動野と呼ばれる部位の手の末梢神経を司る特定の箇所を、コイルで刺激しなければならない。刺激位置がどの部分にあるか、外部から把握するのは難しい。そこで頭部 MRI (Magnetic Resource Imaging) 画像の三次元情報を用いることで脳の位置を把握することができる。現状の治療では、患者頭部の MRI のスライス画像から脳表の形状の三次元像を作成し、治療時に患者の頭部と位置合わせを行う。この三次元像を参照しながら、目標の刺激ポイントとコイルの磁場が重なるように位置決めをして、治療を行っている。したがって、三次元像を作るための、脳の三次元モデルが必要となる。頭部三次元モデルを作成するときは刺激に必要な脳を医師が数枚の MRI スライス画像を見て脳領域を専用のソフトウェアにより、脳を囲む点を一点ずつ指定して脳領域を抽出し、モデルを作成している。そのため時間と手間が非常に掛かってしまうという問題がある。また、病気や症状によって刺激する箇所が異なるため、脳のどこが必要であるか判別しなければならないので知識も必要である。このような状況が一般的なクリニックへの普及を妨げ、患者の生活の質 (QOL; Quality Of Life) の改善の大きな妨げになっているといえる。

2 目的

疼痛は、その原因も多様で発生後に頻繁に病院まで足を運ぶことは患者の生活に大きな負担を与える。そのため、自宅や近くのクリニックで迅速な治療を行うことが望ましい。一般的なクリニックでも治療を行えるためには前節で述べた問題を取り除かなければならない、そのためには MRI データがあれば専門医以外の医師でも、容易に脳の三次元脳表モデル作成ができるシステムが必要である。本研究では、磁気刺激治療で必要な三次元脳表モデルを自動に作成できるシステムを開発する。

3 システム概要

治療には脳表の皮質の分布が正確にわかる脳表モデルが必要である。すなわち、頭皮から脳表の皮質の刺激位置がどの部分にあるか、どれぐらいの深さにあるかを正確に表示できる脳表モデルが必要である。

荻野は光学式計測による経頭蓋磁気刺激治療の支援シ

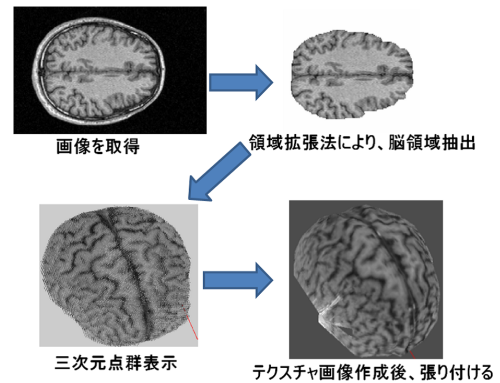


図 1: 処理の流れ

システムを提案し、その中で、脳を三次元表示させるために、MRI の各断面画像から手動で脳領域を指定し、脳のモデルを作成した [1]。本研究では、そのモデル化プロセスをもとに、画像の脳領域を抽出する作業を自動処理化し、脳表の三次元モデルを作成するシステムを提案する。まず、この自動処理を領域拡張法によって行う。次に、脳領域を抽出した画像から三次元再構成を行い、脳の三次元点群を取得する。点群表示は表示角度により脳表パターンが見えづらい場合があるので、最後にテクスチャ画像作成し、脳表形状のポリゴンを作成してマッピングする。これにより脳表の皮質の分布が正確に把握できるモデルが作成できる。処理の流れを図 1 に示す。

3.1 領域拡張法

領域拡張法は、画像空間内において、予め設定した条件を満足する連続する画素を、ひとかたまりの領域としてセグメント化する方法である。次に、処理の概略を示す。

1. 画素値に関する条件を満足する画素を決定し、一つのラベルを付ける。
2. 近傍の点で条件を満足する画素に同一のラベルを付ける。
3. 2を繰り返す。

利点はシンプルで抽出処理の処理時間が短いことであり、欠点はノイズなどの影響で誤抽出などがあげられる [2]。MRI 画像では脳と頭蓋の間を別の組織の色が隔てているので、この手法が適していると考えられる。

3.2 三次元座標取得

MRI は平行なスライス画像の集合体である。スライス間隔を d 、1画素の1辺のサイズを t とすると、断面画像の番号 N 、脳領域の画素値 $I(i, j)$ を用いて以下のように三次元座標 (X, Y, Z) に変換し表示させる。

$$X = i \times t \quad (1)$$

$$Y = j \times t \quad (2)$$

$$Z = N \times d \quad (3)$$

3.3 テクスチャマッピング

点群を表示しただけでは、角度を変えると見えにくい場合がある。そこでテクスチャ画像を作成し、三次元点群で作ったポリゴンにテクスチャマッピングを行う。テクスチャ画像の作成には脳の三次元点群の色情報を用いる。脳の中心を原点とした極座標系を設定し、図 2 に示すように前述の点群データから各点の極座標を求める。点の座標 (x, y, z) に対して、極座標要素の角度 (θ, ϕ) と距離 r は以下の式で求まる。

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (4)$$

$$\theta = \cos^{-1} \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \quad (5)$$

$$\phi = \cos^{-1} \frac{x}{\sqrt{x^2 + z^2}} \quad (6)$$

180 × 180 の配列を用意し、配列の列番号を θ 、行番号を ϕ にそれぞれ対応させる (図 3)。 θ と ϕ についてそれぞれ 0 から 180 度まで 1 度の幅でグループ化し、各グループに含まれる点の中で最も距離 r の大きな点を脳表点とした。脳表点のもつ色情報を配列に格納しテクスチャ情報とする。テクスチャ画像を作成した時の (θ, ϕ) から得られる脳表点を用いてポリゴンを作成する。

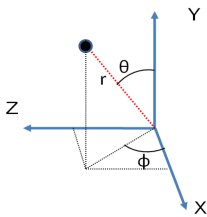


図 2: 極座標

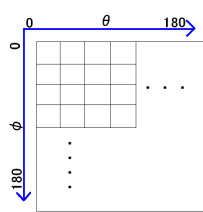


図 3: 色情報を格納する配列

4 実験

4.1 三次元脳表モデル表示

MRI 画像 (健康人) は 256 × 178 のサイズの画像を使用した。まず、はじめの画像 (眼より上部の画像: 図 4) から終わりの画像 (脳の終わりの画像: 図 5) までを指定して領域拡張法の処理を行った。このとき、輝度値 70 ~ 200 を条件とし処理を行う。これは脳領域の輝度値を算出した結果が平均して 70 ~ 200 によるものである。また MRI 画像の中心は黒い所が多いため、中心から右へ走査させて輝度値の条件と合う最初の画素を開始点として設定する。

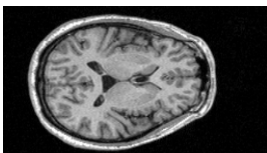


図 4: はじめの画像

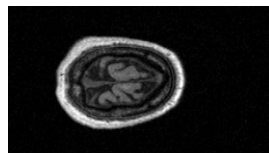


図 5: 終わりの画像

表 1: PC の使用環境・開発言語

PC	OS:Windows XP CPU:Intel(R)Pentium(R) 4 CPU 3.20GHz メモリ 1526MB
開発言語	Microsoft Visual C++
使用ライブラリ	OpenCV, OpenGL

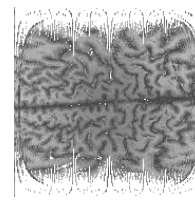
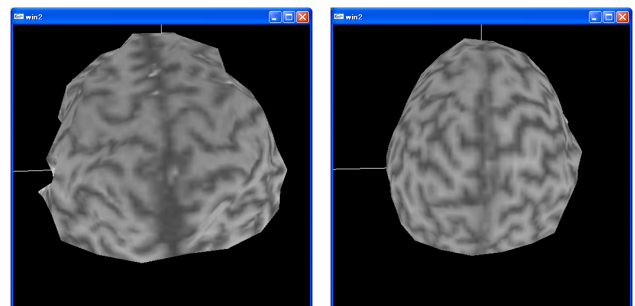


図 6: テクスチャ画像

処理後の各断面画像の脳領域の部分から座標 (x, y) を取得し、断面画像の番号 N を用いて三次元座標 (x, y, N) に変換する。三次元座標の色情報からテクスチャ画像 (図 6) を作成し、三次元点群で構成されるポリゴンにテクスチャマッピングを行った (図 7(a))。

また他の対象者のデータ (画像サイズ 256 × 128) でも同様の処理をすると表示が可能であった。(図 7(b)) 使用環境の詳細、開発言語などを表 1 に示す。



(a) 対象者 1

(b) 対象者 2

図 7: 三次元脳表モデル

5 考察

脳形状の個人差に依らず、領域拡張法により脳領域を自動抽出でき、三次元モデルを生成可能であることが確認できた。また、はっきりとした脳表パターンが表示されている点では、治療での使用が可能であると考えられる。しかし、ポリゴンの形状を作る際、テクスチャマッピングをしやすいために脳表点を間引いて作成している。そのため、脳表モデルが角ばったような形状になってしまっている。これを解決するには点群に対する細かいパラメータを設定する必要がある。

6 おわりに

本研究では、輝度値を用いた領域拡張法に基づいて MRI データから磁気刺激治療に必要な三次元脳表モデルを作成するシステムを提案した。より多様な個人差への対応が今後の課題である。また、専門知識のない医師でも、どこを刺激すればよいかわかるようなマッピングの方法も考える必要がある。

参考文献

- [1] 荻野達也, "光学式計測を用いた磁気刺激治療支援システム", 関西大学理工学研究科修士論文, 2009
- [2] セグメンテーション,
<http://www.cfme.chiba-u.jp/~haneishi/class/7-segmentation.pdf>search='領域拡張法'