

新生児頭部 MR 画像からの 粒子法による大脳表面抽出法

横道大督[†] 小橋昌司^{††, †††} 若田ゆき^{††††}
石蔵礼一^{††††} 倉本圭^{††, †††} 今脇節朗^{†††††}
廣田省三^{††††} 畑 豊^{††, †††}

新生児低酸素性虚血性脳症は脳形状の変化を伴うため、症状進行度の診断には MR 画像を用いた評価が有効である。しかし、手作業で脳表抽出を行うと医師に多大な負担がかかる。そのため、新生児頭部 MR 画像から脳表を自動的に抽出する手法が望まれている。成人脳を対象とする脳表抽出法は多く提案されているが、新生児脳を対象とする手法は少ない。本研究では、新生児頭部 MR 画像を対象とした粒子を用いる大脳表面抽出法を提案する。提案手法は、MR 信号値を基に粒子を脳領域に配置し、粒子を移動させ、粒子の分布を MR 画像と一致させることで脳表の抽出を行う。新生児頭部 MR 画像に対して提案手法を適用した結果、良好に脳表を抽出できた。

Cerebral Surface Extraction from Neonatal MR Images Using Particle Method

Daisuke Yokomichi[†] Syoji Kobashi^{††, †††}
Yuki Wakata^{††††} Reiichi Ishikura^{††††}
Kei Kuramoto^{††, †††} Seturo Imawaki^{†††††}
Shozo Hirota^{††††} and Yutaka Hata^{††, †††}

It is effective to evaluate magnetic resonance (MR) images for diagnosis of the acuteness of symptom because hypoxic ischemic encephalopathy (HIE) accompanies the change in the brain shape. However, there are many problems for the doctor when brain surface is manually extracted. Therefore, it is required that brain surface is extracted from neonatal MR images automatically. There are many techniques to extract brain surface from adult MR images, but there are few technique to extract brain surface from neonatal MR images. In this paper, we propose a new extraction method using particle method from neonatal MR images. First, particles are assigned based on MR signal. Second, particles are moved based on neighboring particles. The proposed method applied to neonatal MR images. The results showed that proposed method extracted brain surface with high accuracy.

1. はじめに

新生児の主な脳疾患として新生児低酸素性虚血性脳症 (hypoxic ischemic encephalopathy: HIE) や脳質周囲白質軟化症 (periventricular leukomalacia: PVL) などが挙げられる。HIE は 早産や過期産、分娩時の異常などの様々な原因により、新生児の脳に酸素を含んだ十分な血液が循環せず、仮死状態となったために引き起こされる疾患である。HIE 患者には呼吸障害や痙攣などの症状が見られ、患者の約 15%~20%が死亡し、生存患者の約 30%に脳性麻痺などの後遺症が残る可能性があるため、長期的な経過観察が必要である[1]。HIE 患者の脳における障害部位は、仮死の程度や持続時間、発生時の胎齢によって異なり、症状の進行度合いによって脳形状が変化することが報告されている[2]。また HIE の合併症の 1 つである PVL は脳室周囲の血流が減少することにより、白質が組織壊死を起こすことで発生する疾患である。PVL 患者は早産児や未熟児に多く見られ、患者の約 10%が脳性麻痺になり、約 50%が認識障害や行動障害を引き起こす[3]。

HIE や PVL の診断は画像診断により行われている[4][5]。画像診断に用いられる医用画像化装置として、超音波装置、X 線 CT (X-ray computed tomography: X 線断層撮影法)、PET (positron emission tomography: 陽子放出断層撮影法)、SPECT (single photon emission CT: 単光子放出コンピュータ断層撮影法)、MRI (magnetic resonance imaging: 核磁気共鳴画像法) などが挙げられる。しかし、X 線 CT や PET、SPECT では X 線や放射性造影剤を用いるため、人体への侵襲性が問題となる。また、超音波装置は非侵襲であるが、空間解像度やコントラストが低く画像診断が困難である。一方、MRI は磁気共鳴を利用した撮影装置であり、非侵襲に断層画像を得ることが可能である。また、特に軟部組織に対してコントラストの良い画像を得ることができるため、HIE や PVL を含む多くの脳疾患の臨床での診断や研究に用いられている。

HIE や PVL は、症状の進行に伴い脳形状の変化を引き起こすため、新生児脳の脳表面積を評価することは症状進行度の定量化に有効である。そのため、MR 画像から脳表抽出を行うことは HIE、PVL の診断において非常に有効である。しかし現在、脳表抽出は医師が手動で行う必要があり、多数の断層画像からの手作業による脳表抽出は

[†] 兵庫県立大学工学部電子情報電気工学科
Department of Electrical Engineering and Computer Sciences, University of Hyogo
^{††} 兵庫県立大学大学院工学研究科
Graduate School of Engineering, University of Hyogo
^{†††} 大阪大学免疫学フロンティア研究センター
WPI Immunology Frontier Research Center, Osaka University
^{††††} 兵庫医科大学放射線科
Department of Radiology, Hyogo College of Medicine
^{†††††} 石川病院
Ishikawa Hospital

医師に多大な負担がかかるため、実際の臨床現場においてはほとんど実施されていない。また、診断者間変動や診断者内変動が生じる可能性があり、手作業による手法は問題が多い。そのため、計算機を用いて MR 画像から新生児脳の脳表を自動的に抽出するシステムの開発が望まれている。

成人の頭部 MR 画像から脳領域を抽出する手法として、Smith は変形モデルを用いて脳領域を抽出する手法を提案した[6]。この手法は、MR 画像の信号値ヒストグラムから、脳領域とそれ以外の領域のしきい値を求め、そのしきい値を基にモデルを変形させて脳領域の抽出を行う。その他にも、数多くの研究がなされている。これらの脳領域抽出では MR 画像を構成する各ボクセルに脳か否かを示すラベルを付与する。一方、脳表抽出とは頭蓋内に存在する脳脊髄液と大脳の境界線をサブボクセル精度で抽出することである。また、その従来法として、MacDonald らは変形モデルを用いて脳表抽出を行う手法を提案した[7]。この手法は、変形モデルのトポロジーを保ちながら変形させることで、変形面が不自然に交差することなく、脳表抽出を行う手法である。また、Kim らはラプリアンマップを用いて大脳皮質を抽出する手法を提案した[8]。この手法は、入力した MR 画像に対して大脳の髄質識別を行い、球状の変形モデルを用いて白質表面を求め、白質表面から脳脊髄液までの空間でラプリアンの計算を行い、それを基にしてモデルを変形させて大脳皮質表面を求める手法である。しかし、これらの成人脳を対象とする手法を新生児脳に適用することは困難である。

成人脳を対象とする手法を新生児脳に適用することが困難な理由としては、新生児脳は白質部分が髄鞘化の途中であるため、成人脳とは画像特徴が大きく異なることがあげられる。ここで、髄鞘化とは、白質内の神経線維が髄鞘と呼ばれる鞘で覆われる現象であり、T1 強調画像では髄鞘化前の白質は低信号に、髄鞘化後の白質は高信号になる。また、新生児脳は小さく脳溝の幅も狭いため、脳溝の幅は撮像時のボクセルサイズより小さいことが多い。そのため、partial volume effect (PVE) の影響が大きく、脳溝が不明瞭に描出されるため、新生児の脳表抽出は困難である。

一方、新生児頭部 MR 画像から脳領域を抽出する手法として、Kazemi らは脳地図を用いて脳領域の抽出を行う手法を提案した[9]。また、Fujimoto らはファジィ動的輪郭モデルを用いて脳領域の抽出を行う手法を提案した[10]。この手法は、入力した MR 画像の信号値のヒストグラムから各組織の信号値を決定し、それを基にファジィ動的輪郭モデルを用いて脳領域を抽出する手法である。しかし、この手法は文献[6]と同じく、脳領域の抽出を目的とする手法であるため、細かい脳表の抽出は行えない。一方、新生児頭部 MR 画像から脳表を抽出する手法として、Oshiba らは Thick Rubber Model (TRM) を用いて脳表の抽出を行う手法を提案した[11]。この手法は大脳皮質が一定の厚さを持っている性質を利用して、ある一定の厚みを持っているゴムを模したモデル (TRM) を大脳皮質に沿って変形させることで脳表の抽出を行っている。しかし、この手法はモデルをメッシュで表現するため、メッシュサイズや頂点数の制限により、小

表 1 被験者情報と撮像パラメータ

性別	男
修正年齢	1 週
撮像プロトコル	T2 強調
TR	2000ms
TE	106.75ms
画素数	320×320
スライス数	160 枚
スライス厚	1.5mm
スライス間隔	0.75mm
ボクセルサイズ	0.75×0.75×0.75mm ³

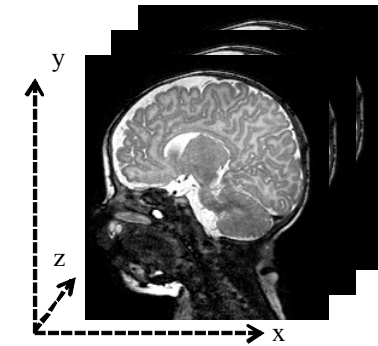


図 1 撮像座標系

さく複雑な脳溝の抽出はできない。

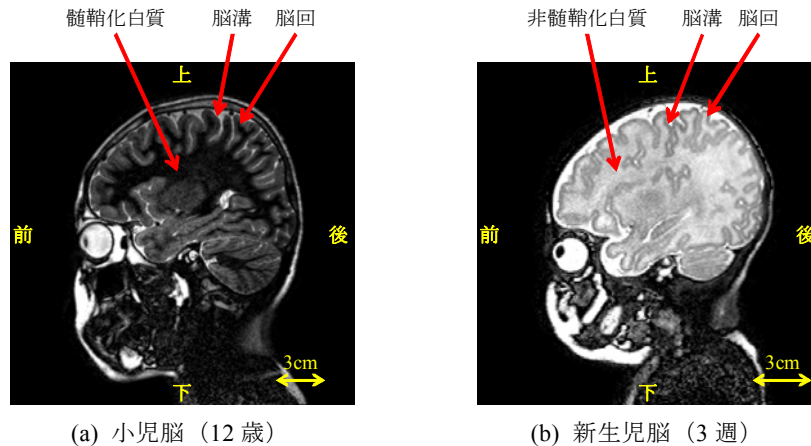
一方、粒子法は、連続体を有限個の粒子によって表し、メッシュを用いずに流体解析や構造解析などを行う手法である。Xu らは、粒子を用いたメッシュフリーの変形モデルを用いることにより脳表抽出を行う手法を提案した[12]。この手法は粒子を脳表面に様に配置して垂直方向に粒子を動かし、閾値により粒子を停止させることで脳表の抽出を行っている。しかし、この手法は成人脳を対象としており、新生児脳を対象とした手法ではなく、入り組んだ脳溝を抽出できない。

本論文では、粒子法を用いた新生児頭部 MR 画像からの脳表抽出法を提案する。本手法は脳領域が灰白質 (gray matter : GM), 白質 (white matter : WM), 脳脊髄液 (cerebrospinal fluid : CSF) で構成されていることから、それら 3 種類の脳組織を模した各粒子を定義する。定義した 3 種類の粒子を脳領域を満たすように配置し、MR 信号値および粒子数密度から粒子を遷移、移動することで、新生児の入り組んだ細かな脳表を抽出することが可能となる。

本論文は以下の各章により構成される。第 2 章では、使用データ、頭蓋内の構造、脳溝と脳回、髄鞘化、MR 画像、PVE、粒子法、使用データについて説明する。第 3 章では、粒子法に基づく脳表抽出法を提案する。第 4 章では実験結果を示し、第 5 章では実験結果に対する考察を行う。

2. 準備

本研究では、3.0Tesla MRI 装置 (Intera, Philips Medical Systems 社, Holland) を用いて MPRAGE (magnetization prepared rapid gradient echo) による T2 強調画像化法で撮影された新生児の矢状断頭部 MR 画像を用いる。被験者情報と撮像パラメータを表 1 に示



(a) 小児脳 (12歳) (b) 新生児脳 (3週)
図 2 T2 強調 MR 画像における小児脳と新生児脳の違い

す。表中にて修正年齢とは、新生児本人の胎生期間とヒト本来の胎生期間である 40 週を比較して新生児の年齢を修正したものである。撮像座標系は図 1 に示す左手座標系である。本研究で用いる画像は T2 強調法で撮影した画像を対象としているため、水や骨などの組織は高信号値（白色）になり、脂肪や血液などの組織は低信号値（黒色）になる。また、本被験者の白質のほとんどが髓鞘化前であるため、白質は灰白質より高信号となっている。

髓鞘化とは白質内の神経線維が髓鞘と呼ばれる鞘で覆われる現象である。髓鞘化が起こると神経線維の情報伝達速度が上がる。髓鞘化は生後 4 ヶ月から 2 歳までの間に急速に進行し、その後は 12 歳くらいまでにかけてゆっくりと進行する[13]。T1 強調 MR 画像において、髓鞘化は白質の信号値の変化として現れ、非髓鞘化白質は灰白質より低信号に、髓鞘化白質は灰白質より高信号である。生後 3 週間の新生児と 12 歳の小児の矢状断頭部 MR 画像の一例を図 2 に示す。新生児の頭部 MR 画像において白質部分はほぼ全てが非髓鞘化白質であるが、小児の頭部 MR 画像では髓鞘化が完了しているため、非髓鞘化白質は見られない。

また、図 2(b)に示されるように新生児は脳が小さく、脳溝の幅が狭いため、多くの場合 MR 画像撮像時の 1 ボクセルの幅よりも脳溝の幅が小さい。そのため、partial volume effect (PVE) の影響を強く受ける。PVE とは、あるボクセルの信号値が、そのボクセル内に存在する組織の割合によって定まる現象である。PVE の影響を受けた場合、MR 信号値 I は次式に従って、決定される。

$$I = I_{BG} \times V_{BG} + I_{OB} \times V_{OB} \quad (1)$$

ここで、 I_{BG} は背景領域の信号値、 I_{OB} は物体領域の信号値である。また、 V_{BG} はボクセル中の背景領域の割合、 V_{OB} は物体領域の割合である。このように領域の境界、特にボクセル幅よりも狭い溝である部分は PVE の影響により不明瞭に描出される。

3. 提案手法

3.1 概要

粒子法に基づいて新生児頭部 MR 画像の各ボクセル内の組織の密度、空間配置を決定することでサブボクセル精度の脳表抽出を行う。提案法の流れを図 3 に示す。前処理として、新生児頭部 MR 画像に対して、藤本らによる Skull Stripping 法[10]を適用し、脳領域を内包する閉じたボクセル集合を得る。得られた領域には、脳を構成する灰白質 (GM)、白質 (WM)、さらに脳近傍周囲の脳脊髄液 (CSF) が含まれる。提案手法ではまず、脳領域に存在する CSF、GM、WM の 3 種類の組織とみなす粒子をそれぞれ CSF 粒子、GM 粒子、WM 粒子として定義し、各ボクセルはそれら粒子の集合とみなす。脳領域は外側から CSF、GM、WM の順に存在していることから、抽出した脳領域ボクセル集合を満たすように表面から CSF 粒子、GM 粒子、WM 粒子を順に配置する。表面のボクセルから順に MR 画像の信号値や周辺の粒子分布から遷移確率を計算し、その確率に沿って MR 信号値に近づけるように粒子を遷移させる。また、同種類の粒子をまとめるように粒子を移動させる。これらを収束するまで繰り返す。収束後、脳表が単一の連続面として脳表が得られるように、孤立している粒子の修正を行った後、脳表の抽出を行う。

3.2 粒子の配置

3.2.1 粒子の初期配置

粒子の初期位置は、Skull Stripping 法[10]を用いて抽出した脳領域に従って決定する。1 ボクセル中に配置する粒子を N 個とする。背景領域内で脳領域に接するボクセルを N 個の CSF 粒子で満たし、脳領域内で背景領域より city block 距離 2 ボクセル以内のボクセルを N 個の GM 粒子で満たし、残りの脳領域内のボクセルを各 N 個の WM 粒子で満たす。

3.2.2 パラメータの決定

MR 画像から脳領域のヒストグラムを作成する。ヒストグラムから CSF 粒子の基準信号値 I_{CSF} 、GM 粒子の基準信号値 I_{GM} 、WM 粒子の基準信号値 I_{WM} を求める。 I_{CSF} は、ヒストグラムの低信号値側から数えて全画素の $P_L\%$ となる信号値、 I_{GM} は、ヒストグラムの高信号値側から数えて全画素の $P_H\%$ となる信号値、 I_{WM} はヒストグラムの中間値と定義する。

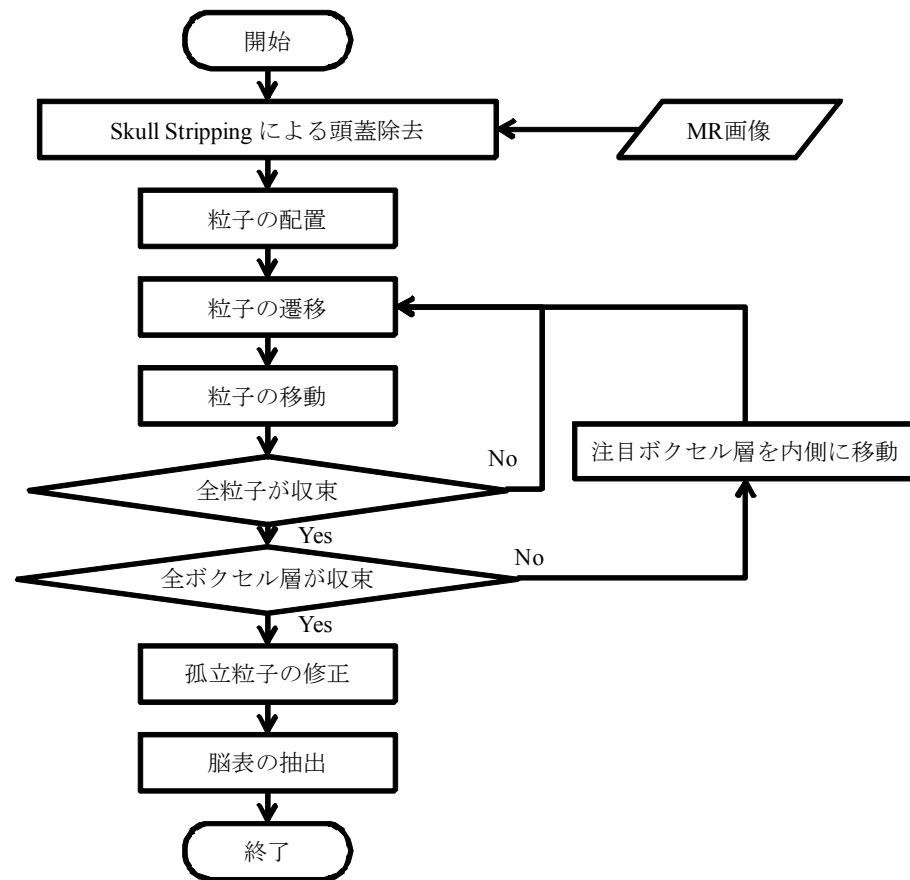


図 3 提案手法の流れ

3.3 粒子の遷移

初期配置において、各ボクセルを単一種の粒子群で構成したが、実際のボクセルは複数種の粒子によって構成されている。そこで粒子の種類を遷移することにより、各組織の粒子密度を与えられた MR 画像の組織密度に近づける。ここで、粒子の遷移とは CSF 粒子から GM 粒子への変化、GM 粒子から CSF 粒子への変化、GM 粒子から WM 粒子への変化、WM 粒子から GM 粒子への変化と定義する。この処理は各粒子に独立に適用される。粒子の遷移確率は、MR 画像の信号値と粒子数密度から求める。

MR 画像の信号値は PVE の影響により決定されるため、その信号値から粒子の比率を求めることで、粒子の遷移確率が求められる。また、近傍に注目粒子と異なる種類の粒子が多いほど、遷移の確率は大きくする。この確率を粒子数密度から求める。

MR 画像の 1 ボクセルの信号値は、PVE に基づきそのボクセルに含まれる組織の比率により決定される。そこで本研究では、MR 画像の信号値から、PVE を考慮してボクセル内粒子の目標比率を求める。大脳皮質は数 mm の厚みを持っていることから、1 ボクセル内の粒子の種類は CSF 粒子と GM 粒子、または GM 粒子と WM 粒子の組み合わせに限られる。ここである粒子が存在するボクセルの MR 画像の信号値を I とすると、式(2)から同ボクセル中の CSF 粒子、GM 粒子、WM 粒子の目標個数 N_{CSF} 、 N_{GM} 、 N_{WM} が求まる。

$$I = (I_{CSF} \times N_{CSF} + I_{GM} \times N_{GM} + I_{WM} \times N_{WM}) / N \quad (2)$$

注目粒子の近傍に CSF 粒子が存在する場合、 N_{WM} を 0 とする。このとき、

$$\begin{cases} N_{CSF} = \frac{NI - NI_{GM}}{I_{CSF} - I_{GM}} \\ N_{GM} = N - N_{CSF} \end{cases} \quad (3)$$

が同じボクセル内に存在すると考えられる粒子数である。一方、注目ボクセル近傍に CSF 粒子が存在していない場合、 N_{CSF} を 0 とする。このとき、

$$\begin{cases} N_{WM} = \frac{NI - NI_{GM}}{I_{WM} - I_{GM}} \\ N_{GM} = N - N_{WM} \end{cases} \quad (4)$$

が同じボクセル内に存在すると考えられる粒子数である。このようにボクセルの信号値によって粒子の目標個数は異なる。注目粒子 p の属性を $A(p) \in \{CSF, GM, WM\}$ とする。 $N(A)$ を MR 信号値から求められる注目ボクセル内の属性 A の推定粒子数、 $n(A)$ を属性 A の現時点の粒子数とする。この時注目粒子の属性が遷移する確率 $P(p)$ を式(5)で定義する。また、 $P(p)$ の一例を図 4 に示す。

$$P(p) = \frac{e^x}{1 + e^x} \quad x = \frac{((n(A) - N(A)) - a)}{b} \quad (5)$$

すなわち、現時点の粒子数が推定粒子数と大きく異なる時、高確率で遷移する。

また、近傍の粒子分布から粒子数密度を求めることで、注目粒子付近の同種粒子および異種粒子の分布を判断することができる。注目粒子 p から半径を r_e とする一定範囲内の近傍粒子を調べ、自分と同種の粒子、自分と異種の粒子それぞれの密度 σ_{same} 、 σ_{other} を式(6)、式(7)から求める。

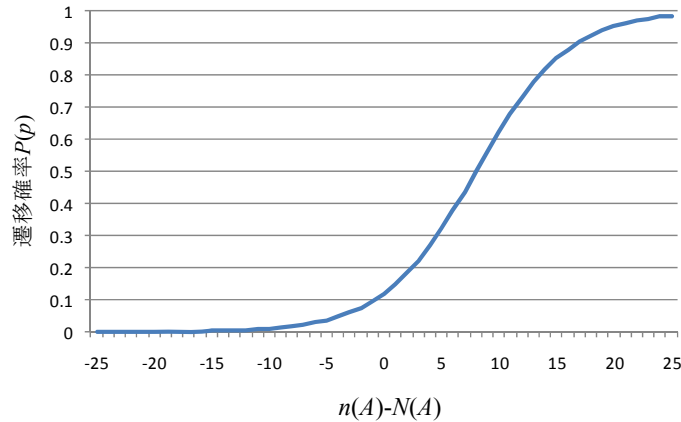


図 4 $P(p)$ の一例

$$\sigma_{same}(p) = \sum_q \delta_{same}(p, q) \times w(r) \quad (6)$$

$$\delta_{same}(p, q) = \begin{cases} 0 & (A(p) \neq A(q)) \\ 1 & (A(p) = A(q)) \end{cases}$$

$$\sigma_{other}(p) = \sum_q \delta_{other}(p, q) \times w(r) \quad (7)$$

$$\delta_{other}(p, q) = \begin{cases} 1 & (A(p) \neq A(q)) \\ 0 & (A(p) = A(q)) \end{cases}$$

式(6)中の $w(r)$ は重み関数, r は粒子間距離である. 重み関数により近くにある粒子ほど影響が大きくなる. 重み関数 $w(r)$ を式(8)に示す.

$$w(r) = \begin{cases} r_e / r & (r \leq r_e) \\ 0 & (r > r_e) \end{cases} \quad (8)$$

求めた σ_{same} , σ_{other} を用いて式(9)から粒子 p の遷移確率 $Q(p)$ を求める.

$$Q(p) = \frac{e^x}{1 + e^x} \quad x = \frac{\left(\frac{\sigma_{other}}{\sigma_{same} + \sigma_{other}} - a \right)}{b} \quad (9)$$

求めた $P(p)$ と $Q(p)$ を用いて式(10)により注目粒子 p の遷移確率 $R(p)$ を求める.

$$R(p) = (P(p) \times Q(p))^\tau \quad (10)$$

ここで τ は時定数である.

3.4 粒子の移動

ボクセル内において各組織は連続して存在する. そこで本手法では粒子を移動させることで同種粒子が連なるようにする. 粒子の移動は粒子に力を与えることで実現する. 粒子に与える力は, 引力・斥力, 粘性, 密度を一定に保つ力である. 同じ種類の粒子を近付けるため, 各粒子に引力・斥力を式(11)で与える.

$$F_r = \sum_{j \neq i} \left[a(i, j) \times \frac{\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i}{D_{ij}} W(D_{ij}) \right] \quad (11)$$

ここで D_{ij} は粒子 i と粒子 j の粒子間距離, \mathbf{r} は粒子の座標, $W(D_{ij})$ は重み関数である. 粒子 i と粒子 j が同じ種類の場合は $a(i, j)=1$, 異なる種類の場合は $a(i, j)=-1$ である.

また, より広範囲で粒子をまとめるため, 粘性を式(12)で与える.

$$F_\eta = \frac{2dv}{\lambda n^{(0)}} \sum_{j \neq i} [(\mathbf{v}_j - \mathbf{v}_i) W(D_{ij})] \quad (12)$$

ここで \mathbf{v} は粒子 i , 粒子 j の速度, d は次元数, v は動粘性係数, $n^{(0)}$ は初期粒子数密度, λ は定数である.

引力・斥力, 粘性では, ボクセル内の粒子分布が偏ってしまう. そのため, 粒子に対してボクセル内の粒子の分布を一定に保つための力を式(13)で与える.

$$F_p = \frac{2d}{\lambda n^{(0)}} \sum_{j \neq i} [(P_j - P_i) W(D_{ij})] \quad (13)$$

P は粒子 i , 粒子 j の圧力である.

3.5 孤立粒子の修正

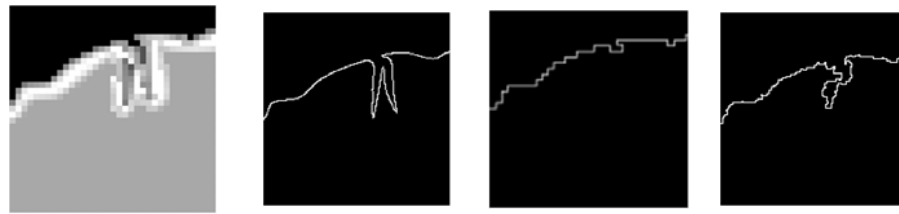
脳表を一つの連続面にするために, 孤立している粒子を修正する. 各粒子の粒子数密度 σ_{same} , σ_{other} を計算し, 同種粒子の比率 γ_{same} を式(14)で計算する.

$$\gamma_{same} = \frac{\sigma_{same}}{\sigma_{same} + \sigma_{other}} \quad (14)$$

$\gamma_{same} < 0.25$ となるとき, 注目粒子の種類を周囲の異種粒子と同じ種類に変更する.

3.6 脳表の抽出

脳表であるか否かは GM 粒子の粒子数密度を計算して判断する. 周囲の GM 粒子の



(a) 原画像 (b) 真値 (c) 初期脳表 (d) 抽出結果

図 5 シミュレーションデータに対する適用結果



(a) スライス 1(70/160) (b) スライス 2(94/160)

図 6 提案手法を適用する原画像

密度 σ_{same} と周囲の CSF 粒子の密度 σ_{other} を計算し、CSF 粒子の比率 γ_{other} を式(15)で計算する。

$$\gamma_{other} = \frac{\sigma_{other}}{\sigma_{same} + \sigma_{other}} \quad (15)$$

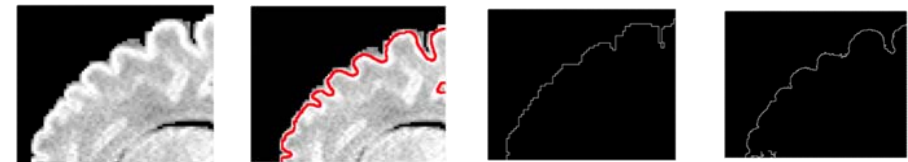
$\gamma_{same} > 0.25$ となるとき、注目 GM 粒子を脳表とする。

4. 実験結果

提案手法をシミュレーションデータおよび新生児頭部 MR 画像に対して適用した。抽出性能を評価するため、3次元画像ではなく2次元画像に適用した。1ボクセル中の粒子数を25とした。脳表の真値として、シミュレーションデータでは画像生成に用いた Catmull-Rom スプライン曲線を、新生児頭部 MR 画像では医師が手動で入力した脳表を真値として用いた。

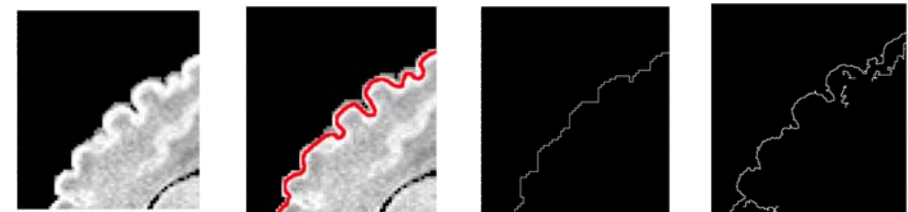
4.1 シミュレーションデータに対する適用結果

提案手法の抽出精度を評価するため、新生児の矢状断 MR 画像を模擬した 128×128



(a) 原画像 (b) 脳表真値 (c) 初期脳表 (d) 抽出結果

図 7 スライス 1 への適用結果



(a) 原画像 (b) 脳表真値 (c) 初期脳表 (d) 抽出結果

図 8 スライス 2 への適用結果

ボクセルのシミュレーションデータを手動で与えた Catmull-Rom スプライン曲線から計算機内で生成した。各粒子の基準とする輝度値 I_{CSF} , I_{GM} , I_{WM} をそれぞれ 50, 150, 100 とした。

シミュレーションデータに提案法を適用した結果を図 5 に示す。図 5 の(a)は原画像、(b)は脳表の真値、(c)は粒子モデルの初期脳表、(d)は脳表抽出結果である。抽出結果(d)は初期脳表(c)と比較すると、脳表真値(b)に近づいているといえる。しかし、脳溝の奥深くの抽出は不十分であった。

4.2 新生児頭部 MR 画像に対する適用結果

新生児頭部 MR 画像に対する脳表真値の作成は専門的な知識と膨大な時間を要する作業である。そのため、100 枚以上ある画像の中で、数枚の矢状断画像にのみ医師に真値を決定してもらい、その画像に対して提案手法を適用した。提案手法を適用したスライスの原画像を図 6 に、適用結果を図 7, 図 8 に示す。

図 7, 図 8 において、(a)は前処理後の画像、(b)は脳表真値、(c)は初期脳表、(d)は脳表抽出結果である。いずれの結果においても、初期脳表に比べ脳表抽出結果は真値に近づいていることを確認した。しかし、一部脳溝において抽出が不十分な部分があった。

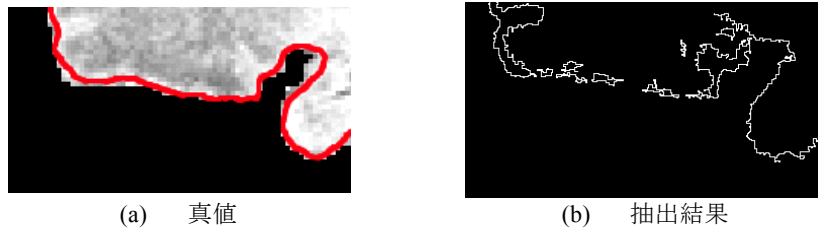


図 9 脳溝以外の未抽出部分

5. 考察

5.1 脳溝の未抽出部分について

シミュレーションデータおよび新生児頭部 MR 画像に提案手法を適用した結果、一部脳溝において抽出が不十分な部分があった。その理由として、脳溝であるべき場所に CSF 粒子が配置されていないことが原因と考えられる。現在、ボクセル近傍に CSF 粒子が存在する場合にのみ、ボクセル内に CSF 粒子を配置するようにしているが、隣接したボクセル内の粒子は乱数による確率で決定されているため、近傍に配置されないこともある。このため、CSF 粒子が近傍にあると判断できず、ボクセル内を GM 粒子と WM 粒子で構成してしまうため、脳溝の奥まで抽出できないと考えられる。

5.2 脳溝以外の未抽出部分について

図 9 にスライス 1 への適用結果の一部を示す。この部分は特に脳溝がない部分であるが、抽出が不十分である。その理由として、灰白質の信号値が他の部分と比較すると低いため、十分な数の GM 粒子が配置されず、逆に CSF 粒子の数が増えてしまったためと考えられる。また、内部の信号値は脳表部分より低いため内部にも CSF 粒子が入りこみ、図 7(d)や図 8(d)に示すように脳表の内側に線が出たと考えられる。

6. 結論

本論文では、新生児の頭部 MR 画像から粒子を用いて脳表の抽出を行う手法を提案した。提案手法をシミュレーションデータおよび新生児頭部 MR 画像に対して適用した結果、いずれも脳溝部分においても良好に脳表を抽出できた。しかし、一部脳溝は抽出が不十分であった。その原因として、隣接ボクセルの CSF 粒子を検出できていないためと考えられる。また、特に脳溝がない場所にもかかわらず、抽出できていない場所があった。その原因として、灰白質の信号値が他の場所と比べて低いため、GM 粒子が十分に配置されなかったと考えられるため、改善が必要である。

今後の課題として、様々な被験者への適用や 3 次元処理への適用、並列計算を用いることによる計算時間の短縮などが挙げられる。

参考文献

- 1) Stoll, B. J. and Kliegman, R. M.: Hypoxia-Ischemia: Behrman, R. E., Kliegman, R. M. and Jenson, H. B. eds. Nelson Textbook of Pediatrics. 17th ed. Philadelphia: Saunders, pp. 566-568 (2004).
- 2) Barkovich, A. J.: Concepts of Myelin and Myelination in Neuroradiology, American Journal of Neuroradiology, vol. 21, pp. 1099-1109 (2000).
- 3) Volpe, J. J.: Cerebral White Matter Injury of the Premature Infant – More Common Than You Think, American Academy of Pediatrics, vol. 112, pp. 176-180 (2003).
- 4) Dag, Y., Firat, A. K., Karakas, H. M., Alkan, A., Yakinci, C. and Erdem, G.: Clinical Outcomes of Neonatal Hypoxic Ischemic Encephalopathy Evaluated with Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging, Diagnostic and Interventional Radiology, vol. 12, pp. 109-114 (2006).
- 5) Rutherford, M., Ramenghi, L. A., Edwards, A. D., Brocklehurst, P., Halliday, H., Levene, M., Strohm, B., Thoresen, M., Whitelaw, A. and Azzopardi, D.: Assessment of Brain Tissue Injury After Moderate Hypothermia in Neonates with Hypoxic-Ischaemic Encephalopathy: a Nested Substudy of a Randomized Controlled Trial, The Lancet Neurology, vol. 9, no. 1, pp. 39-45 (2010).
- 6) Smith, S. M.: Fast Robust Automated Brain Extraction, Human Brain Mapping, vol. 13, pp. 143-155 (2002).
- 7) MacDonald, D., Kabani, N., Avis, D. and Evans, A. C.: Automated 3-D Extraction of Inner and Outer Surfaces of Cerebral Cortex from MRI, NeuroImage, vol. 12, pp. 340-356 (2000).
- 8) Kim, J. S., Singh, V., Lee, J. K., Lerch, J., Ad-Dab'bagh, Y., MacDonald, D., Lee, J. M., Kim, S. I. and Evans, A. C.: Automated 3-D Extraction and Evaluation of the Inner and Outer Cortical Surfaces Using a Laplacian Map and Partial Volume Effect Classification, NeuroImage, vol. 27, pp. 210-221 (2005).
- 9) Kazemi, K., Ghadimi, S., Moghaddam, H. A., Grebe, R., Gondry-Jouet, C. and Wallois, F.: Automatic Model Based Brain and CSF Extraction from Structural Neonatal MR Images, NeuroImage, vol. 47 (2009).
- 10) Fujimoto, Y., Kobashi, S., Wakata, Y., Ishikura, R., Imawaki, S., Hirota, S. and Hata, Y.: Skull Stripping from Neonatal and Infantile Magnetic Resonance Images using Two Types of Gaussian Discriminant, IEICE Technical Report, vol. 109, no. 407, pp. 351-356 (2010).
- 11) Oshiba, T., Kobashi, S., Ogawa, M., Ando, K., Ishikura, R., Hata, Y., Imawaki, S. and Hirota, S.: Subpixel Extraction of Neonatal Cerebral Surface from 3.0T MR Images Using a Thick Rubber Model, Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting (2008).
- 12) Xu, M., Thompson, P. M. and Toga, A. W.: Adaptive Reproducing Kernel Particle Method for Extraction of the Cortical Surface, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 25, no. 6, pp. 755-767 (2006).
- 13) 安藤久美子, 石蔵礼一, 中尾宣夫: 小児画像診断の最前線, 日獨医報, vol. 49, no. 4, pp. 41-60 (2004).