

RIイメージの解析に基づく脳の各部位の抽出

白根美香⁺ 岡原幹夫⁺⁺ 田中稔⁺⁺ 市川忠男⁺⁺

広島大学大学院工学研究科⁺ 広島大学工学部⁺⁺

あらまし 本論文では、ねずみの脳のRIイメージから脳の各部位を抽出する手法について述べる。不鮮明で個体差を持つ入力画像に対して画像処理を行ない、抽出可能なエッジを求める。システムは脳の解剖図から構築した3次元モデルを持っており、そのモデルから生成した2次元の断面記述が抽出された部分的なエッジをカバーするよう、断面記述の内容を修正する。この修正された断面記述を基に脳の立体像を再構成し、これによって断面記述の整合性の確認を行なう。修正された断面記述は、不鮮明で個体差を持ったRIイメージの各部位を与える。この手法を実際のねずみの脳のRIイメージに適用した。

Extraction of a mice brain inner-
structure based on RI image analysis
⁺Mika Shirane ⁺⁺Mikio Okahara ⁺⁺Minoru Tanaka ⁺⁺Tadao Ichikawa

⁺Graduate School of Hiroshima University

⁺⁺Faculty of Engineering, Hiroshima University

1-4-1 Kagamiyama Higashihiroshima-shi 724, JAPAN

Abstract This paper describes a system for extracting a mice brain inner-structure, based on RI image analysis. The RI images are very unclear, and structural peculiarity of each mice brain is reflected on its image. First, the edges are extracted as far as possible from the RI image through image processing. The system has a 3-D brain-model from a mice brain's atlas. The 2-D descriptions obtained from the 3-D model are modified to cover the edges extracted from the RI image, and the structures of a brain is reconstructed in a 3-D space based on the modified descriptions for the purpose of checking relevancy of the modified descriptions themselves. The descriptions thus modified give the inner-structure of a specific brain sample. Experimental results for a real RI image of mice brain are shown.

1. はじめに

核医学の分野において、R I (Radioisotope) イメージの解析を行い、各部位の正確な R I 量を求める研究が近年盛んに行われるようになった。たとえば、J. W. Wallisらの研究では、構造的に正確な 3次元表示でなく、R I の 3次元分布という疑似的な 3次元表示の研究を行っている[1]。渡らは核医学データの voxel での 3次元表示を検討しており[3]、S. Webbらは、SPECT データから 3次元表示する方法として、各フレームごとにユーザーがインタラクティブにしきい値を設定し、輪郭線を得る方法を提案している[4]。核医学では、各部位の含有する正確な R I 量の測定が要求される。正確な R I 量を求めるには、正確な部位の抽出が必要である。

資料の R I イメージは、ねずみに R I を含んだ薬品を直接投与したのち、その脳を 20 μ m ごとスライスしたものをレントゲンフィルムに載せ、感光させたものである。フィルムには、脳の各部位が吸収した薬品の量に応じて濃淡が記録される。

現在、R I イメージからの部位の抽出は、医師が解剖図(本研究では地図という)を参照して経験的に行っている。このように人間が処理を行うと、処理結果の客観性が失われるうえに、処理のための人的コストが高価なものとなる。また、数多く処理を行う場合、人間が処理を行うと処理効率が低下する。

この問題の解決法の 1つとして、本研究では、人間と計算機が対話方式で各部位の抽出を行う方法を提案する。

領域分割を行う際に、主に次の 2点が問題としてあげられる。

1. R I イメージは、不鮮明であるために領域分割が困難である。
2. 入力される脳の R I イメージには、個体差やスライス時に生じる部位のずれが含まれる。

個体差とは、脳の大きさや形、または脳を構成する部位の形や位置が、ねずみ一匹ごとに異なるということである。

このような不鮮明な画像においては、従来の画像処理の方法だけでは領域分割は困難である[2]。そこで、解剖学的に得られている一般的な脳の断面記述(脳の地図)を用いて領域を認識するという方法をとる。しかし、入力画像には個体差やスライス時に生じるずれがあるため、断面記述に存在する部位が入力画像になかったり、断面記述に存在しない部位が入力画像に存在する。従って、一般的な脳の断面記述をそのまま用いたのでは分割結果に誤りが生じるので、個体差やずれを考慮した断面記述を生成する。

以下、2章ではシステムの概要を、3章ではモデルと断面記述の定義について、さらに4章で部位の抽出方法について述べ、5章でまとめを行なう。

2. システム概要

2.1 処理の流れ

まず、与えられた脳の地図の集合から 3次元のモデルを構築する。このモデルをデフォルトモデルと呼ぶ。次に、脳 1つ分の R I 画像をすべて入力し、入力画像に合わせてモデルの大きさと傾きを調整する。サイズを調整したモデルを入力画像の枚数で切断することで、入力画像に対応した各スライスの断面記述を生成する。

一方、入力画像に対して画像処理を行い、抽出可能なエッジを求める。画像処理した入力画像の上に対応したスライスの断面記述を重ね、入力画像から抽出されたエッジをカバーするように、断面記述の修正を行う。すべての入力画像に対して処理を行った後、修正した断面記述から 3次元像を構築する。この 3次元像をいろいろな角度から人間が見て、前後のスライスから極端に変化した領域があるかどうかの整合性を調べる。整合性のない部分があれば、その前後のスライスの断面記述を参照し、それらの記述間を補間したのち注目する部分の断面記述を修正する。そして、その断面記述を用いて 2次元の領域分割までフィードバックする。これらの処理を繰り返すことによって、個体差やずれを修正した断面記述を生成する。

この修正された断面記述は、不鮮明で個体差を持った R I イメージの各部位を与える。

2.2 システム構成

システムの構成を図 1 に示す。

各プロセッサの説明をする。

- Image Processor (IP)
入力画像に対し、平滑化、および微分処理を行なう。
- Description Generator (DG)
3次元の脳のモデルを入力画像と同じ枚数に切断して、入力画像に対応した断面記述を生成する。
- Description Modifier (DM)
IP で生成されたエッジ画像を基に DG で生成された断面記述を修正する。
- 3-D Constructor (3DC)
修正した断面記述から 3次元像を構築する。
- 3-D Matching (3DM)
構築した 3次元像から整合性のチェックを行なう。

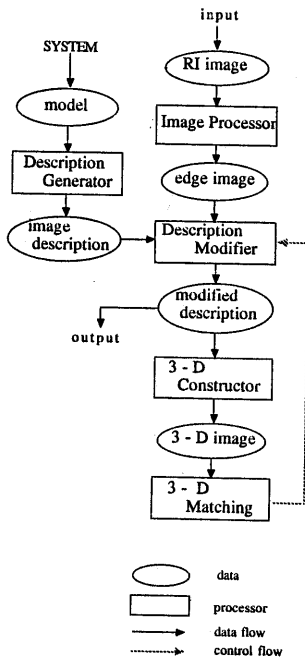


図1 システムの構成

3. モデルと断面記述

3.1 モデルの定義

本研究で使用するデフォルトモデルには、次にあげる性質が必要であると思われる。

1. 任意の位置で切り出しが可能であること。
2. 任意の部位の取り出しが可能であること。
3. 3次元表示が可能であること。
4. 断面記述の修正が可能であること。

これらの性質をすべて満たすモデルを構成するには、次の2つの方法がある。

- a. 「脳という1つの物体は、多数のスライスが集まったものである」という考えに基づく方法。
- b. 「脳という1つの物体は、多数の部位が集まったものである」という考えに基づく方法。

本研究では、bの方法に従って、モデルを構成している。

デフォルトモデルを次のように定義する。(図2)

モデル ::= {部位}

部位 ::= 部位 i d, {小部位}
 小部位 ::= 小部位 i d, {スライス}, 前の関係, 後の関係
 スライス ::= スライス i d, {輪郭線}
 輪郭線 ::= 輪郭線 i d, {輪郭点}
 輪郭点 ::= 輪郭点 i d, x座標, y座標
 ただし、

部位 i d ::= 部位の名前
 小部位 i d ::= 小部位の番号
 スライス i d ::= スライスの番号
 輪郭線 i d ::= 輪郭線の番号
 輪郭点 i d ::= 輪郭点の番号
 関係 ::= open | close | link*

定義中の小部位というのは、部位が分岐したりする場合、分岐、合流が生ずる区間のことである。(図3)

また、部位の名前は脳の地図で定義されている部位の略号を使用する。関係は、その小部位の前後が閉じているか、開いているかを示す。リンクしている場合は、リンクしている小部位の番号を与える。

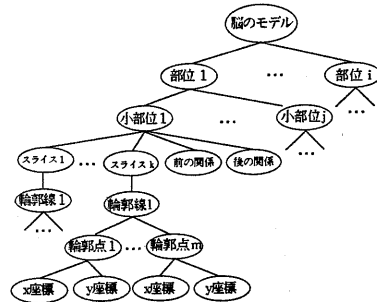


図2 モデルのグラフ表現

3.2 断面記述の定義

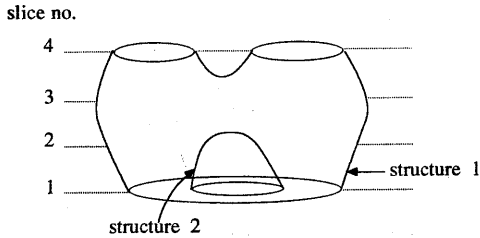
デフォルトモデルは3次元のモデルである。デフォルトモデルを入力画像と同じ枚数に切断して各スライス面における断面記述を生成する。断面記述は、脳のモデルの前頭部方向から見た2次元の垂直断面である。断面記述の番号と入力画像の番号は対応している。

断面記述を次のように定義する。

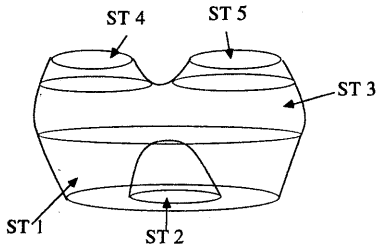
記述 ::= 記述 i d, {領域}
 領域 ::= 領域 i d, {輪郭線}
 輪郭線 ::= 輪郭線 i d, {輪郭点}

輪郭点 ::= 輪郭点 i d, x 座標, y 座標
ただし、

記述 i d ::= 記述の番号
領域 i d ::= 部位の名前
輪郭線 i d ::= 輪郭線の番号
輪郭点 i d ::= 輪郭点の番号



(a) 部位の例



ST : Sub Structure

(b) 小部位の例

図3 分岐のある物体例

4. 部位の抽出

部位の抽出は、3つのレベルに分けて行なう。第1のレベルは画像処理のレベルで、断面記述中のエッジの抽出を行なう。第2のレベルは2次元のレベルで、部位の修正を行なう。第3のレベルは3次元のレベルで、3次元像を用いて部位の整合性のチェックを行なう。整合性とは、前後のスライスから判断できる面の滑らかさである。

2次元のレベルと3次元のレベルの処理は、半自動的に行なわれる。各レベルでの処理を次に述べる。

4.1 画像処理レベル

4.1.1 RI画像の特徴

本研究では、サンプル画像として、図4に示すRI画像を用いる。この画像の濃度分布を図5に示す。

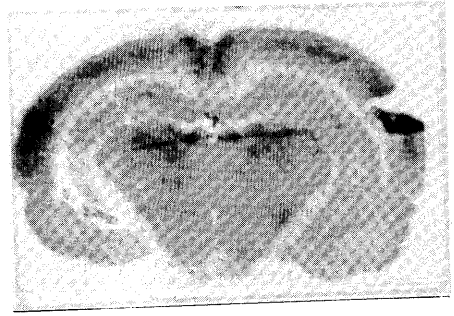


図4 入力画像例

RI画像は不鮮明であるため、境界の濃度差があまりない。また、図5からも分かるように、短い周期で雑音を含んでいる。そのため、雑音の影響により真の境界を決定するのが困難になっている。

4.1.2 画像処理の手法

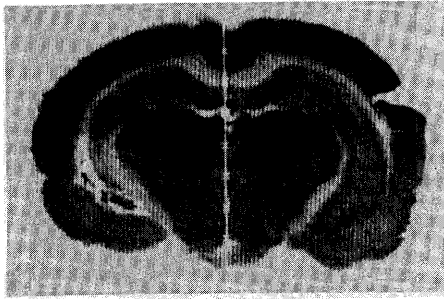
RI画像は、雑音と境界の濃度差の区別ができないという特徴を持ち、その雑音は短い周期で現れるので、一般に使われている3×3のマスクでは雑音を境界として抽出し、画像が細かい点の集まりになってしまう(図6)。そのため、本研究では7×7のマスクを用いて境界を保存するようにしつつ平滑化処理を行ない、その後微分処理を行なう。

1. 平滑化処理を行なう。アルゴリズムを次に示す。

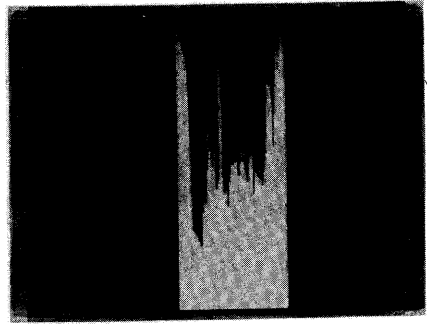
[平滑化アルゴリズム]

- ① 脳の部分ではない白の部分の隣同志、1画素おき、2画素おきの濃度差の最大値 VW_{max1} 、 VW_{max2} 、 VW_{max3} を求める。
- ② 画素 $f(i, j)$ と画素 $f(i±1, j±1)$ との濃度差 $dV1$ を求める。
- ③ $dV1 < VW_{max1}$ である画素に対し、 $\sum f(i±1, j±1)$ を求める。その個数を $C1$ とする。
- ④ 画素 $f(i, j)$ と画素 $f(i±2, j±2)$ との濃度差 $dV2$ を求める。
- ⑤ $dV2 < VW_{max2}$ である画素に対し、 $\sum f(i±2, j±2)$ を求める。その個数を $C2$ とする。
- ⑥ 画素 $f(i, j)$ と画素 $f(i±3, j±3)$ との濃度差 $dV3$ を求める。
- ⑦ $dV3 < VW_{max3}$ である画素に対し、 $\sum f(i±3, j±3)$ を求める。その個数を $C3$ とする。
- ⑧ ③⑤⑦の結果と画素 $f(i, j)$ の合計値 TV を求める。

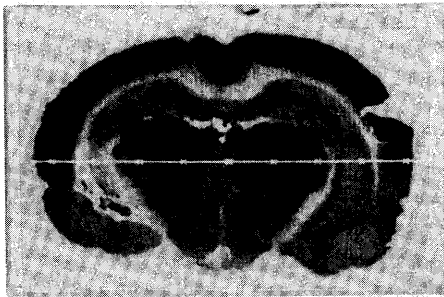
$$TV = f(i, j) + \sum f(i±1, j±1) + \sum f(i±2, j±2) + \sum f(i±3, j±3)$$



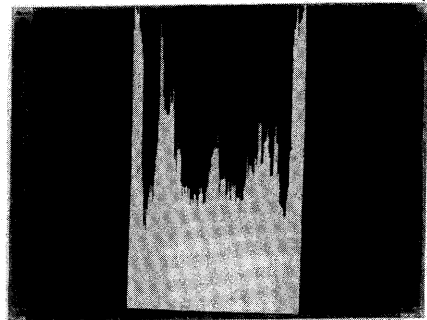
a-1 タテの検索ライン



a-2 a-1のラインの濃度分布



b-1 ヨコの検索ライン



b-2 b-1のラインの濃度分布

図5 RI画像の濃度分布



図6 図4の微分処理結果（白黒反転）

⑨ 平均濃度AVを求め、画素 $f(i, j)$ の濃度とする。

$$AV = TV / (C1 + C2 + C3 + 1)$$

⑩ ①～⑧の処理を全画素について行なう。

II. 平滑化処理をした結果に、Sobel の微分オペレータにより、各画素の微分値と濃度の傾き方向を求める。

図4に対して平滑化処理をした結果を図7に、その濃度分布を図8に示す。雑音が除去され、境界としての濃度変化が分かるようになった。

図7の微分処理結果を、図9に示す。3×3のマスキの処理結果と比べると、雑音をエッジとして検出しないので、画像を目で見て境界として判断できる部分をエッジとして検出できた。



図7 平滑化処理結果

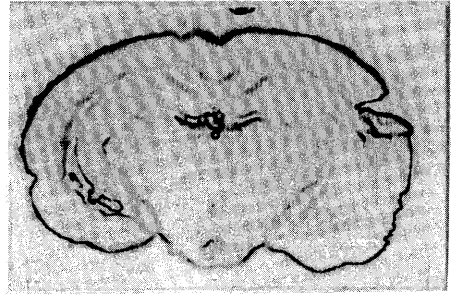
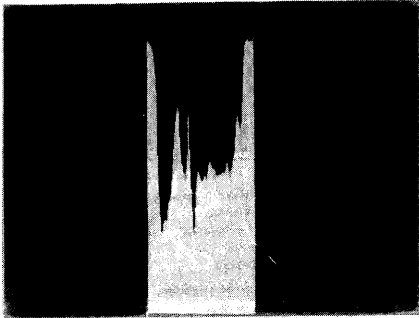
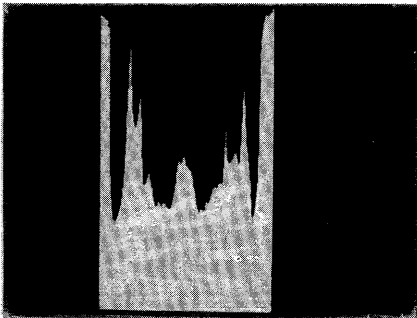


図9 図7の微分処理結果



a 図5の a-1のラインの濃度分布



b 図5の b-1のラインの濃度分布

図8 図7の濃度分布

4.2 2次元レベル

2次元のレベルでは、画像処理のレベルで得られたエッジ画像とそのスライスに対応する記述を重ねる。

しかしエッジ画像には、記述の修正に必要なエッジがすべて現れているのではなく、逆に、境界でない部分でのエッジの存在も確認される。これは、境界での濃度差が小さいことや、1つの部位内での濃度分布が一様でないという理由から生じるものでられる。

本研究では記述の修正を半自動的に行なうアルゴリズムを提案する。このアルゴリズムは2つのステップに分けられる。フェーズ1では、明瞭なエッジの抽出、フェーズ2では記述の修正を行なう。以下、各フェーズについて述べる。

[記述修正のアルゴリズム]

フェーズ1

- ① 最初のpixel1をクリックする。
- ② pixel1の微分値、座標、濃度の傾きを求める。
- ③ pixel1の8近傍を見て、微分値の一番大きいpixelの信頼度を上げる。
- ④ pixel1の濃度の傾きと、選んだpixelの濃度の傾きを調べる。
もしも、許容範囲内ならば決定し、許容範囲外ならば次の微分値の高いpixelを選び、④に戻る。
- ⑤ 却下したpixelの座標と個数を記述しておく。
- ⑥ 記述しておいたpixelがなくなるまで、②~④を繰り返す。

フェーズ2

1. フェーズ1の結果に、対応した断面記述を重ねる。

2. 検索するエッジの数、および分岐点の数を求める。もしも、分岐点が存在すればstep2へ。
3. 各エッジの端点の座標 $E_{Rn}(x_{ern}, y_{ern})$, $E_{Ln}(x_{eln}, y_{eln})$ を求める。エッジを構成するpixelが連続していれば、step1へ。そうでなければ、step3へ。

step1 連続点に置ける処理

- ① raster方向に走査し、最初に見つかったエッジ画像のpixelを $P_{e1}(x_{e1}, y_{e1})$ とし、その濃度の向きを a_{e1} とする。
- ② 濃度の向きが $a_{e1} \pm da$ の記述中のpixelに出会うまで、図10のように P_{e1} から始めて、 P_{e1} の周辺を時計回りの方向に走査する。そのpixelを $P_{m1}(x_{m1}, y_{m1})$ とする。
- ③ 走査線と検索中のエッジと交点にあるpixelを P_{cr} , P_{c1} とし、時計回り方向のpixel P_{cr} を $P_{c2}(x_{c2}, y_{c2})$ とする。
- ④ ②の処理を繰り返して $P_{m2}(x_{m2}, y_{m2})$ を求める。
- ⑤ $P_{m1} \rightarrow P_{e1}$ とする。
- ⑥ $dx_e = |x_{e2} - x_{e1}|$, $dx_m = |x_{m2} - x_{m1}|$ としたとき、
 $dx_e \leq dx_m$ ならば $dp_n = dx_m / dx_e$ とし、 $P_{m1} + dp_n \times n$ (n :定数) 番目の記述のpixelを $P_{e1} + n$ 番目のエッジのpixelに移す。
 $dx_e > dx_m$ ならば $dp_e = dx_e / dx_m$ とし、 $P_{m1} + n$ (n :定数) 番目の記述のpixelを $P_{e1} + dp_e \times n$ 番目のエッジのpixelに移す。
- ⑦ ③~⑥の処理を繰り返す。
- ⑧ P_{en} (n :定数) の走査線の半径 $|P_{cr} - P_{c1}|$ 内に P_{e1} があれば終了。
- ⑨ ④~⑧の処理を枝の数繰り返す。

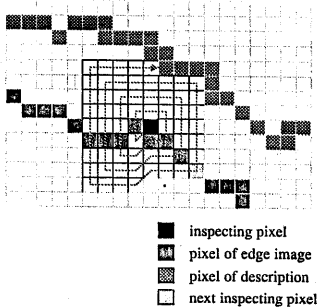


図10 対応pixel探索の走査経路

step2 エッジ分岐点における処理 (図11)

- ① 記述の分岐点 B_{mn} 、エッジ画像の分岐点 B_{en} をそれぞれ求める。 (n :定数)
- ② 記述の分岐点 B_{mn} とエッジ画像の分岐点 B_{en} の一番近い分岐点同志を対応つける。
- ③ 各分岐点の枝の数を検索する枝の数とする。
- ④ raster方向に走査し、最初に見つかったエッジ画像の分岐点を P_{e1} 、記述の分岐点を P_{m1} とする。
- ⑤ P_{e1} から P_{m1} に向けて、図10のように走査する。
- ⑥ step1の③~⑥の処理を繰り返す。
- ⑦ P_{en} (n :定数) の走査線の半径 $|P_{cr} - P_{c1}|$ 内に端点があれば終了。
- ⑧ ④~⑦の処理を枝の数繰り返す。
- ⑨ もしも、同じ輪郭線について複数のエッジが処理を行なった場合は、"warning call" を出し、userが正しく対応するエッジを示し、④に戻る。

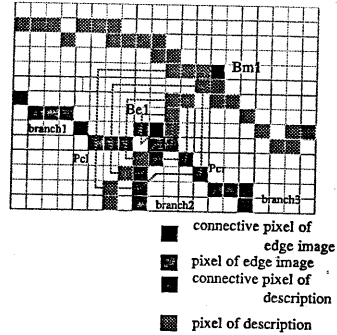


図11 エッジ分岐点における処理

step3 エッジ不連続点における処理 (図12)

- ① raster方向に走査し、最初に見つかったエッジ画像の端点 E_{Ln} (n :定数) を P_{e1} とする。
- ② step1の②~⑥の処理を繰り返す。
- ③ P_{en} (n :定数) の走査線の半径 $|P_{cr} - P_{c1}|$ 内に端点があれば終了。
- ④ ①~③の処理をエッジの数だけ繰り返す。
- ⑤ もしも、同じ輪郭線について複数のエッジが処理を行なった場合は、"warning call" を出し、userが正しく対応するエッジを示し、①に戻る。
- ⑥ すべてのエッジの端点に対応する記述のpixelを並べ、クロスしていれば、その端点について走査をもう一度行なう。
- ⑦ n 番目のエッジの端点 E_{Rn} に対応する P_{Rn} と $n+1$ 番目のエッジの端点 E_{Ln+1} に対応する P_{Ln+1} を補間する。

記述の実際の曲線 $P_{Rn}P_{Ln+1}$ と線分 $E_{Rn}E_{Ln+1}$ 間の距離を $dh1$ とし、線分 $P_{Rn}P_{Ln+1}$ と線分 $E_{Rn}E_{Ln+1}$ 間の距離を $dh2$ とする。その距離の差 $dh = dh1 - dh2$ とする。(図13)

$dx_e = |x_{e_{i+n+1}} - x_{e_{rn}}|$ 、 $dx_m = |x_{p_{i+n+1}} - x_{p_{rn}}|$ としたとき、

$dx_e \leq dx_m$ ならば $dp_n = dx_m / dx_e$ とし、 $P_{m1} + dp_n \times n$ (n : 定数) 番目の記述の pixel と $P_{e1} + n$ 番目のエッジの pixel の距離の差 dh をエッジの pixel に移す。

$dx_e > dx_m$ ならば $dp_e = dx_e / dx_m$ とし、 $P_{m1} + n$ (n : 定数) 番目の記述の pixel と $P_{e1} + dp_e \times n$ 番目のエッジの pixel の距離の差 dh をエッジの pixel に移す。

⑧ ⑦をエッジ間の個数繰り返す。

フェーズ1、2の処理を画像すべてについて行なう。

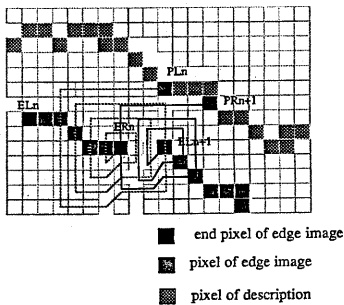


図12 エッジ不連続点における処理

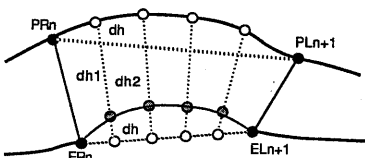


図13 エッジ不連続点における端点間の補間

4. 3 3次元レベル

3次元のレベルでは、2次元のレベルで修正した断面記述から3次元像を構築し表示する。それを目視することによって、3次元空間で整合性を調べる。

以下、アルゴリズムを示す。

- ① 輪郭線を抽出したすべてのスライスから、3次元像を構築する[5]。
- ② 各々の部位に対して、人間が3次元空間で前後のスライスから整合性をチェックする。

③ 整合性のない部位があれば、その断面記述の前後の断面記述 S_{i-1} 、 S_{i+1} 間を補間し、新たな S_i の断面記述を生成する。そして、2次元レベルのステップ2までフィードバックする。

④ 整合性があれば、構築された3次元像を入力画像の枚数で切断して、個体差やずれを考慮した断面記述を生成する。

この修正された断面記述が、不鮮明で個体差を持ったR Iイメージの各部位を与える。

5. おわりに

ねずみの脳のR I画像の部位を3次元像を用いて抽出する手法について述べた。

本研究では、入力画像から得られたエッジに合わせて一般的な脳の断面記述の修正を半自動的に行う。断面記述の修正は画像処理のレベル、2次元のレベル、3次元のレベルに分けて行なう。3次元のレベルで、整合性がないと判断されたら、上下の断面記述から新たに断面記述を生成し、それを基に2次元のレベルの処理までフィードバックする。これらの処理を繰り返すことで、個体差やずれを考慮した、より確からしい3次元像を構築する。修正した断面記述は、不鮮明で個体差を持ったR Iイメージの各部位を与える。

現在、本システムはワークステーションsparc上で、C言語、sun-phigsを用いて構築中である。

なお、R I画像サンプルをご提供いただいた武田薬品工業株式会社研究開発本部生物研究所主任研究員 永井康雄博士に感謝する。

参考文献

- [1] J. W. Wallis, T. R. Miller, C. A. Lerles, and E. C. Kleerup, "Three-Dimensional Display in Nuclear Medicine," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 8, No. 14, pp297-303, 1989.
- [2] D. V. Kenedy, P. A. Filipek, and V. S. Caviness, JR., "Anatomic Segmentation and Volumetric Calculations in Nuclear Magnetic Resonance Image," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 8, No. 1, pp1-7, 1989.
- [3] 湊, "R Iイメージにおける立体表示," *映像情報*, vol. 19, No. 5, pp35-42, 1987.
- [4] S. Webb, R. J. Ott, M. A. Flower, V. R. McCready and S. Meller, "Three-Dimensional Display of Data Obtained by Single Photon Emission Computed Tomography," *The Brit. J. Radiol.*, Vol. 60, pp557-562, 1987.
- [5] 中前, 原田, 金田, 安田, 佐藤, "多重構造物の断面輪郭線からの再構成と半透明手法による内部構造のステレオ表示," *情報処理学会論文誌*, Vol. 26, No. 1, pp181-188, 1985.