

モルフォロジー処理を利用した頭部 MR 画像における 小脳および脳幹部の自動抽出法

林 則夫, 真田 茂^{*}, 鈴木 正行^{*}, 松浦 幸広^{**}

金沢大学大学院医学系研究科・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11 番 80 号

^{*}金沢大学医学部保健学科・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11 番 80 号

^{**}金沢大学医学部附属病院放射線科・〒920-8641 石川県金沢市宝町 13 番 1 号

(2003 年 10 月 30 日, 最終 2003 年 11 月 25 日受理)

Automated Segmentation Method of the Cerebellum and Brainstem on MR Images Using Mathematical Morphology

Norio HAYASHI, Shigeru SANADA^{*}, Masayuki SUZUKI^{*} and Yukihiro MATSUURA^{**}

Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, 5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

^{*}School of Health Sciences, Kanazawa University, 5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

^{**}Kanazawa University Hospital, 13-1 Takara-machi, Kanazawa, Ishikawa 920-8641, Japan

(Received October 30, 2003, in final form November 25, 2003)

Abstract : MR imaging is an important method for the diagnosis of diseases caused by various cerebral pathologies. Assessment of the volume reduction such as cerebral atrophy, SDAT (Senile Dementia of Alzheimer Type) and OPCA (Olivopontocerebellar atrophy) is very important in clinical practice. However, the assessment of the atrophy used to be performed by manual measurement or visual evaluation. Therefore, in order to diagnose by quantitative assessment, it is desirable to measure the regional volume automatically. In this study, we investigated an automated segmentation method of cerebellum and brainstem on MR images using morphological information. An automated method was consisted of the following three steps : (1) segmentation of the brain on MR images (2) segmentation of the cerebellum and brainstem on the brain images using mathematical morphology (3) correction of errors on the segmented images using 3-D information. The results indicated that the regions obtained by automated segmentation method were visually similar to those by manual method. An average of the rate of correctly recognized regions is over 70%. However, an average of the rate of unrecognized regions is over 10%. If segmentation accuracy is improved moreover, our method may provide the quantitative diagnostic information.

Key words : cerebellum, brainstem, segmentation, MRI, morphology,

1. はじめに

現在, 中枢神経系疾患の診断における MRI (Magnetic Resonance Imaging) 検査は非常に重要であり, 検査の頻度も高い。老年性の大脳萎縮や小脳萎縮, アルツハイマー (SDAT: Senile Dementia of Alzheimer Type) においてよく見られる海馬の萎縮な

どは, その萎縮の定量的評価が重要である [1]。また OPCA (Olivopontocerebellar atrophy) などの脊髄小脳変性症では, 小脳および脳幹部の萎縮の評価が重要である [2,3]。そこで, MR 画像を用いて, 脳の各領域を手動トレースして, 体積を定量的に評価する報告がある [4]。しかし, 手動トレースによる定量評価では, 100 枚前後の画像を 1 枚 1 枚トレース

しなければならない。この作業は主観的であり、膨大な時間と手間がかかるため、臨床的にはほとんど行われていない。一般的には2次元像を使用した、医師の視覚的判断によって評価されている。我々は、SDAT等で重要な海馬を含む側頭葉の自動抽出法を開発している[5,6]。しかし、側頭葉を自動抽出する際に、小脳および脳幹部の一部を誤って抽出する可能性がある。もし、小脳および脳幹部を自動的に抽出できれば、側頭葉など他の領域を自動抽出する際にも有用となる。また、それら自体の萎縮の定量評価による診断も可能になる。

小脳および脳幹部を自動的に抽出する検討はいくつか報告されている[7,8]。しかし、これらはテクスチャの特徴量やエッジ情報などをもとに抽出するものである。これらは、同一の装置や撮像条件を用いた場合は有効である。しかし、撮像条件が変化すると画質が変わり、誤動作する可能性がある。本研究では形態学的情報を利用した小脳および脳幹部の自動抽出法を検討したので報告する。

1. 方法

本手法は大きく分けて以下に示す3つの処理で構成されている(Fig. 1)。

① 領域拡張法を利用した脳領域の抽出[5,6,9]

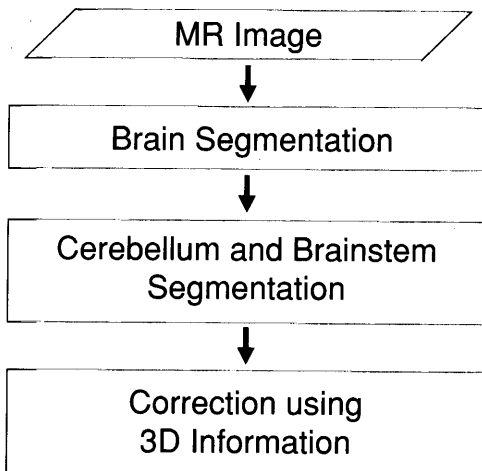


Fig. 1 Overall scheme of all steps of cerebellum and brainstem segmentation

- ② モルフォロジー処理を利用した小脳および脳幹部の抽出処理
- ③ 三次元情報を利用した補正処理

1.1 対象および使用機器

対象は正常症例10名(男性:4名,女性:6名,22-75歳,平均:31歳)およびSDATの疑いで脳全体に萎縮のある5名(男性:1名,女性:5名,66-85歳,平均:76)である。本研究で使用する画像は、GE社製SIGNA HORIZON(1.5T)装置を使用して、以下に示す撮像条件でT₁強調像を撮像したものである。

撮像シーケンス:SE (TR:500[msec]/TE:8[msec]), slice thickness:2.0[mm], gap:0.0[mm], FOV:200mm, acquisition matrix:256×128, image matrix:256×256, NEX:1, 撮像断面:冠状断。側頭葉の体積計測を目的として撮像したため、撮像方向が冠状断像である。しかし、解析には小脳および脳幹部の観察が容易である矢状断像を使用した。これはMPR(Multi Planar Reconstruction)処理により再構成した。

1.2 モルフォロジー処理を利用した領域抽出

脳領域抽出画像に対して、大脳や小脳、脳幹部それぞれの領域を、領域拡張法によってさらに分割することは困難であった。これは大脳と小脳、脳幹部の局所の平均値や分散が類似しているためである。そこで脳領域抽出画像から小脳および脳幹部を抽出するために、モルフォロジー処理を利用した。モルフォロジー処理により、画像の形態学的情報を利用して、対象とする領域を抽出することができる[10-12]。

モルフォロジー処理にはDilation(膨張処理)、Erosion(収縮処理)の2つの基本演算がある。また、それらを組み合わせたOpening, Closingも良く用いられる。入力画像である2次元濃淡画像を $f(x, y)$, その定義域を F , フィルタ関数を $g(x_i, y_i)$, その定義域を G とすると、2次元画像に対するモルフォロジー処理は次式で表される。

1. *Dilation* :

$$f \oplus g = \max_{\substack{(x_1, y_1) \in G, \\ (x-x_1, y-y_1) \in F}} \{f(x-x_1, y-y_1) + g(x_1, y_1)\}$$

2. *Erosion* :

$$f \ominus g = \min_{\substack{(x_1, y_1) \in G, \\ (x+x_1, y+y_1) \in F}} \{f(x+x_1, y+y_1) - g(x_1, y_1)\}$$

3. *Opening* :

$$f \circ g = \{f(x, y) \ominus g(x_1, y_1)\} \oplus g(x_1, y_1)$$

4. *Closing* :

$$f \bullet g = \{f(x, y) \oplus g(x_1, y_1)\} \ominus g(x_1, y_1)$$

Dilation 処理は、画像 f に対するフィルタ g による最大値フィルタリングと定義されており、濃淡画像に対する穴埋め効果やため処理を行う。これに対して Erosion 処理は最小値フィルタリングとして定義されており、濃淡画像に対する微小ノイズ除去や、画像の細め処理を行う。これらの演算の組み合わせである Opening は、画像の平滑化、すなわち突起部分の除去作用があり、Closing は、切れ込み部分の埋め込み作用がある [13]。

またマルチスケールの演算は次のように表すこと

ができる [14]。

1. *Dilation (multiscale)* :

$$f \oplus \lambda g = \overbrace{\{(f(x, y) \oplus g(x_1, y_1)) \cdots \oplus g(x_1, y_1)\}}^{\lambda}$$

2. *Erosion (multiscale)* :

$$f \ominus \lambda g = \{(f(x, y) \ominus g(x_1, y_1)) \cdots \ominus g(x_1, y_1)\}$$

ここで λ はスケールファクタである。

抽出処理のフローチャートを Fig. 2 に示す。まず脳領域抽出画像に対して 3×5 の長方形の構造要素を用い、マルチスケールの Erosion 処理を行った。元画像の形状および構造要素の形状により、1つの領域は、Erosion 処理により複数の領域に分割される。マルチスケールの Erosion 処理によって脳領域各部のシードをそれぞれ求めた。シードとは Erosion 処理により領域の分割、収縮を行い、各領域の結合サイズが最小となる領域である。脳領域を抽出した濃淡画像を $f(x, y)$ 、長方形の構造要素を $g(x_1, y_1)$ 、1つのシードを $S_i(x, y)$ 、 $S_i(x, y)$ のマルチスケールを λ とすると、この処理は次式で示される。ただし、 $f(x, y) \geq 0$ であり、 $S_i(x, y) \geq 0$ である。

$$S_i(x, y) = f \ominus \lambda_i g$$

ここで $S_i(x, y)$ は次の条件を満たすものとする。

$$S_i(x, y) > 0 \cap S_i(x, y) \ominus g(x_1, y_1) = 0$$

脳領域抽出画像を Fig. 3(a)、そのシード画像を Fig. 3(b) に示す。

画像上、左を体の前面とした場合、矢状断像における小脳および脳幹部の相対的な位置は予測可能である。通常、小脳は右下、脳幹部は画像の中心から下に位置する。この特徴を用いて、シード画像から小脳および脳幹部のシードを抽出した。Fig. 3(b) から小脳のシードの抽出画像を Fig. 3(c) に示す。

最後に抽出したシードから小脳および脳幹部の領域を復元した。まず Erosion 処理と同じ構造要素を用いて Dilation 処理を行い、Dilation 処理の後に、ループの回数を制限した領域拡張法を行った。この領域拡張法によって、微細な小脳および脳幹部の輪

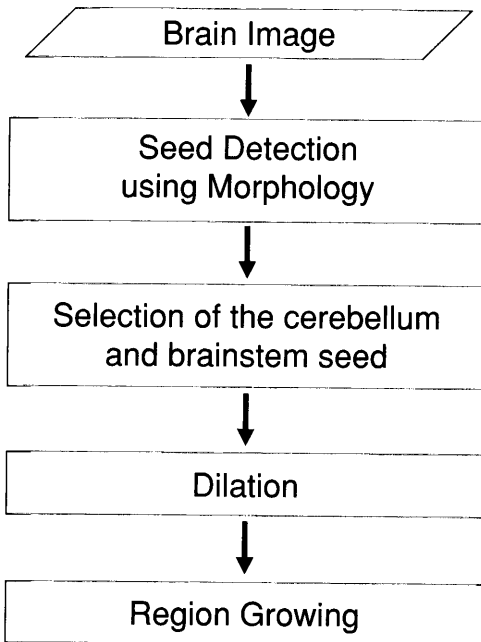


Fig. 2 Flowchart for the segmentation of cerebellum and brainstem on brain images

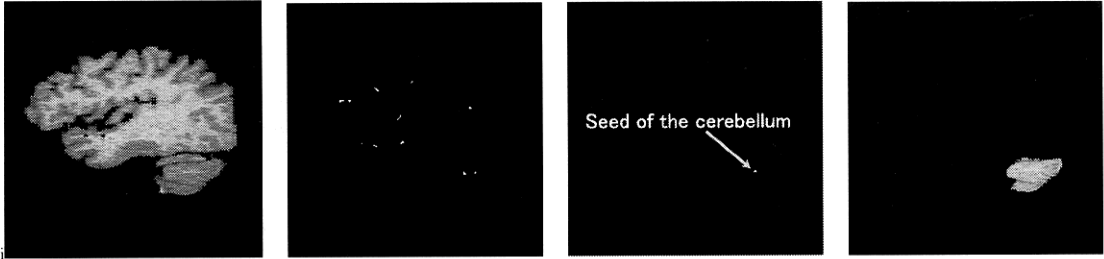


Fig. 3 Images in the steps of the segmentation of the cerebellum. (a) The brain segmented image (b) The all seed image, (c) The cerebellum seed image, (d) The cerebellum segmented image

郭の構造まで拡張させることができた。今回は経験的に制限するループ回数を求め、良好な結果が得られた10回とした。Fig. 3(c)に対して、この領域拡張を行った画像をFig. 3(d)に示す。

1.3 三次元情報を利用した補正

上記の処理の過程で、小脳および脳幹部以外の領域を抽出することがあった。これらの抽出エラーは小脳外側面ではほとんど発生しなかった。そこで、この外側面の抽出情報を用いて内側面の抽出エラーを除去することを試みた。この補正処理のフローチャートをFig. 4に示す。補正の対象画像をImage(n)とする。それより1枚外側面の画像をImage(n-1)、さらに1枚外側面の画像をImage(n-2)とする。ここでImage(n-1)およびImage(n-2)において、小脳および脳幹部の領域が正しく抽出されていたとしても、その大きさはImage(n)より小さくなる(Fig. 5)。そこで、Image(n-1)に対して3x3(周囲8近傍)、

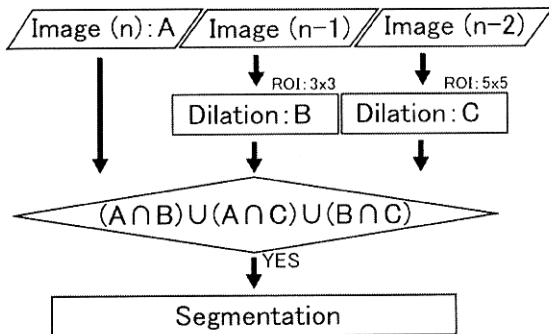


Fig. 4 Flowchart of the correction using 3-D anatomical information for the error of the automated segmentation

Image(n-2)に対して5x5(周囲12近傍)の構造要素を用いて、それぞれDilation処理を行った。この構造要素をFig. 6に示す。Dilation処理した画像をそれぞれImage(n-1)、Image(n-2)とする。Image(n)をA(i, j)、Image(n-1)をB(i, j)、Image(n-2)をC(i, j)、補正後の画像Image_{out}(i, j)をP(i, j)とするときに、P(i, j)は以下の条件を満たすものとする。

$$\begin{aligned}
 & \text{if } (A(i, j) > 0 \cap B(i, j) > 0) \cup (A(i, j) > 0 \cap C(i, j) > 0) \\
 & \quad P(i, j) = A(i, j) \\
 & \text{else if } (B(i, j) > 0 \cap C(i, j) > 0) \\
 & \quad P(i, j) = B(i, j) \\
 & \text{else} \\
 & \quad P(i, j) = 0
 \end{aligned}$$

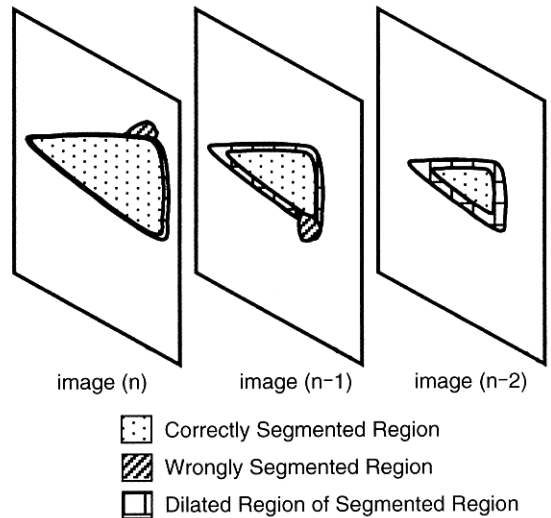


Fig. 5 Correction using 3-D anatomical information for the error of the automated segmentation

この処理によって、内側面に見られる抽出エラーの多くを除去することができた。

1.4 抽出精度の評価

自動抽出の結果を定量的に評価するために、次に示す3つの指標を使用した。自動抽出において正しく抽出できた領域をCRR(Correctly Recognized Region)、誤って抽出した領域をWRR(Wrongly Recognized Region)とする。また自動抽出において抽出できなかった領域をUR(Unrecognized Region)とする。自動抽出した領域をA、手動抽出した領域をMとして、これらを次式で示す。

$$CRR[\%] = (A \cap M) / (A \cup M) \times 100$$

$$WRR[\%] = (A - A \cap M) / (A \cup M) \times 100$$

$$UR[\%] = (M - A \cap M) / (A \cup M) \times 100$$

正常症例および異常症例についてCRR,WRR,URの平均および標準偏差を求めた。

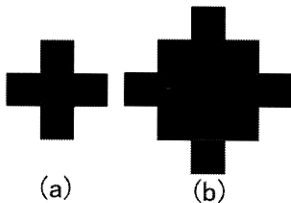


Fig. 6 Structural elements for dilation processing, (a) The structural element for the image (n-1), (b) The structural element for the image (n-2)

2. 結果

検出結果の1例をFig. 7に示す。自動抽出および手動抽出の結果をそれぞれFig. 7(a),(b)に示す。白く囲まれた領域が抽出された領域である。手動抽出は、脳神経領域を専門とする経験20年以上の放射線科専門医によってトレースされたものである。これらと比較すると、自動抽出において後頭葉下縁の一部を誤って認識している部分もあるが、全体として良好に自動抽出できている。正常症例および異常症例のCRR, WRR, URの平均および標準偏差をTable 1に示す。いずれもCRRの平均は73%以上、WRRの平均は8%以下という良好な結果であった。しかし、URの平均は正常症例で13.7%、異常症例では22.8%とWRRと比較すると悪い値であった。

3. 考察

MR画像では、撮像シーケンスなどのパラメータによって画像のコントラストや粒状性は変化する。これは、臨床で得られた画像を定量解析する際に考慮しなければいけない問題である。本手法では、モルフォロジー処理を用いることで、小脳および脳幹部の形態学的特徴を自動抽出処理に利用することができた。形態学的特徴は、シーケンスの違いなどによるテクスチャの変動の影響を受けにくいいため、MR画像の解析において重要な特徴量であると考え

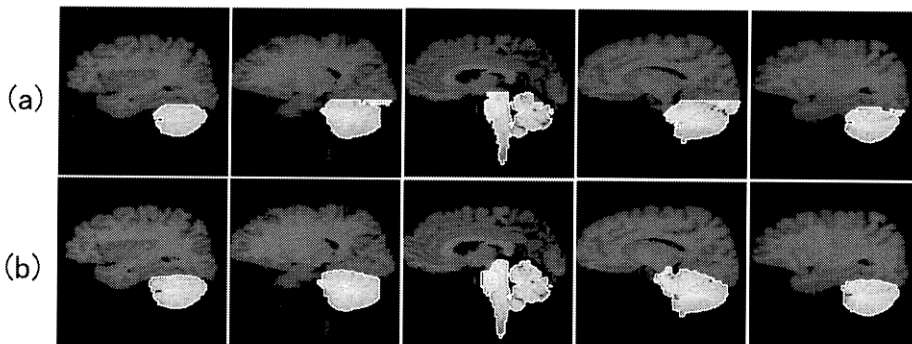


Fig. 7 Results of the segmentation of the cerebellum and brainstem in a normal patient. (a) Results of the segmentation using automated segmentation method. (b) Results of the segmentation by radiologist's manual tracing.

る。

Fig. 7 に示すように、後頭葉下縁を誤って抽出している部分もあるが、本手法による自動抽出の結果は概ね良好であった。しかし、Table 1 に示すように、UR の平均は正常症例で 13.7%、異常症例においては 22.8% と高い値を示した。この原因の 1 つは、三次元補正処理の際に、正しく抽出された領域が削除されることである。もう 1 つは、萎縮した小脳では正常と比べて、画像上の形態が異なるために、小脳の全シードを検出できていないことである。今後、萎縮のある症例でも精度良く解析できるように、小脳のシードの検出法および三次元情報の補正法をさらに検討する必要がある。

4. まとめ

MR 画像を対象として、モルフォロジー処理を利用した形態学的特徴を自動抽出に用いた。本手法による抽出処理によって、視覚的に良好な結果を得ることができた。本手法を用いて、小脳および脳幹部を自動抽出することは、それらの体積の定量評価による診断が可能になるだけでなく、側頭葉自動抽出の精度向上にも寄与することが期待できる。

最後に、本研究にあたり多大な協力をしていただいた金沢大学医学部附属病院放射線部の方々へ深く感謝いたします。

参考文献

- [1] Morys J, Bobek-Billewicz B, Dziewiatkowski J, et al.: Changes in the volume of temporal lobe structures related to Alzheimer's type dementia, *Folia Neuropathol*, 40(2), 47-56, 2002.
- [2] Koskinen T, Valanne L, Ketonen LM, et al.: Infantile-onset spinocerebellar ataxia: MR and CT findings, *Am. J. Neuroradiol.*, 16(7), 1427-1433, 1995.
- [3] Savoirdo M, Strada L, Girotti F, et al.: Olivopontocerebellar atrophy: MR diagnosis and relationship to multisystem atrophy,

Table 1 Results of the average and SD of CRR, WRR and UR.

	CRR [%]	WRR [%]	UR [%]
Normal (10 case)	78.5±4.1	7.9±4.6	13.7±4.8
SDAT (5 case)	71.5±4.9	5.7±4.2	22.8±7.8

- Radiology, 174(3), 693-696, 1990.
- [4] Yasuhiro K, Yoshiki M, Katsumi U, et al.: A quantitative magnetic resonance imaging study of patients with schizophrenia, *Eur Arch Psychiatry Clin. Neurosci.*, 242, 268-272, 1993.
 - [5] 林 則夫, 真田 茂, 鈴木正行: 頭部 MR 画像冠状断像における側頭葉後部自動抽出法の開発, *日放技学誌*, 59(11), 1407-1413, 2003.
 - [6] 林 則夫, 真田 茂, 鈴木正行, 松浦幸弘: 頭部 MR 画像におけるシルビウス裂検出法の開発, *医画情誌*, 20(3), 170-175, 2003.
 - [7] Saeed N and Puri BK: Cerebellum segmentation employing texture properties and knowledge based image processing: Applied to normal adult controls and patients, *Magn Reson Imaging*, 20(5), 425-429, 2002.
 - [8] Brejl M and Sonka M: Object localization and border detection criteria design in edge-based image segmentation: Automated learning from examples, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 19(10), 973-985, 2000.
 - [9] 川原敏一, 坂本雄児, ガナムシイワ: テクスチャ領域の大きさを可変とした MRI からの臓器自動抽出法, *電子情報通信学会雑誌*, J80-D-II(7), 1651-1658, 1997.
 - [10] 小畑秀文: モルフォロジー, コロナ社, 東京, 1996.
 - [11] 萩原義裕, 小畑秀文: 領域拡張により不定形微小凸領域を抽出するモルフォロジカルフィルタ, *信学技報*, 99, 31-38, 1999.
 - [12] 顧力翔, 金子豊久: 3D モルフォロジーを用いた臓器の自動抽出, *信学技報*, 97, 21-28, 1998.

- [13] 仁保 勉, 江 浩, 山本真司: **Mathematical Morphology** 演算の高速化アルゴリズム, 情報処理学会雑誌, 37(10), 1751-1759, 1996.
- [14] 童衛青, 辰己昭治, 奥本隆昭, 他: 濃淡値選

択を用いたモルフォロジーフィルタによる小
図形の背景からの分離法, 電子情報通信学会
ソサイエティ大会講演論文集, 257, 1994.