原 著

放射線治療計画のための頭部 MR 画像における
膠芽腫の半自動抽出堀 大輔¹⁾・桂川茂彦²⁾・村上龍次³⁾・平井俊範⁴⁾論文受付
2009年10月13日論文受理
2010年2月3日

Code No. 534

- 1) 熊本大学大学院保健学教育部
- 2) 熊本大学医学部保健学科
- 3) 熊本大学医学部附属病院放射線治療科
- 4) 熊本大学大学院医学薬学研究部

緒 言

神経膠腫は、成人における原発性脳腫瘍の代表的な腫瘍の一つである。なかでも、膠芽腫 (glioblastoma multiforme: GBM) などの悪性度の高い神経膠腫は、浸潤性の強い腫瘍のため、手術だけでは腫瘍を完全に取り除くことは難しく、腫瘍の制御のために放射線療法や化学療法も行われる。手術後にこのような補助療法を行うことで、生存期間が有意に延長することが明らかとなっている¹⁾。

放射線治療は腫瘍に対して放射線を効果的に照射する一方で、腫瘍近傍の正常組織に対してのダメージを最小限にすることが求められる。このことを実現するために、三次元照射領域を正確に決定する必要がある。現在の放射線治療計画における、腫瘍およびリスク臓器の三次元領域データの作成は、放射線治療計画装置に付属する描画ツールを用いて、放射線治療医が二次元画像上の腫瘍およびリスク臓器をスライスごとにマニュアルでトレースすることで行われること

Semi-automated Segmentation of a Glioblastoma Multiforme on Brain MR Images for Radiotherapy Planning

Daisuke Hori,¹⁾ Shigehiko Katsuragawa,²⁾ Ryuji Murakami,³⁾ and Toshinori Hirai⁴⁾

- 1) Graduate School of Health Sciences, Kumamoto University
- 2) Department of Health Sciences, Kumamoto University
- 3) Department of Radiation Oncology, Kumamoto University Hospital
- 4) Graduate School of Pharmaceutical Sciences, Kumamoto University

Received October 13, 2009; Revision accepted February 3, 2010; Code No. 534

Summary

We propose a computerized method for semi-automated segmentation of the gross tumor volume (GTV) of a glioblastoma multiforme (GBM) on brain MR images for radiotherapy planning (RTP). Three-dimensional (3D) MR images of 28 cases with a GBM were used in this study. First, a sphere volume of interest (VOI) including the GBM was selected by clicking a part of the GBM region in the 3D image. Then, the sphere VOI was transformed to a two-dimensional (2D) image by use of a spiral-scanning technique. We employed active contour models (ACM) to delineate an optimal outline of the GBM in the transformed 2D image. After inverse transform of the optimal outline to the 3D space, a morphological filter was applied to smooth the shape of the 3D segmented region. For evaluation of our computerized method, we compared the computer output with manually segmented regions, which were obtained by a therapeutic radiologist using a manual tracking method. In evaluating our segmentation method, we employed the Jaccard similarity coefficient (JSC) and the true segmentation coefficient (TSC) in volumes between the computer output and the manually segmented region. The mean and standard deviation of JSC and TSC were $74.2 \pm 9.8\%$ and $84.1 \pm 7.1\%$, respectively. Our segmentation method provided a relatively accurate outline for GBM and would be useful for radiotherapy planning.

Key words: magnetic resonance imaging (MRI), a glioblastoma multiforme, radiotherapy planning, spiral-scanning technique, active contour models

別刷資料請求先: 〒 862-0976 熊本県熊本市九品寺 4 丁目 24 番 1 号
熊本大学大学院保健学教育部 堀 大輔 宛

が一般的である。トレースは時間を必要とするため、放射線治療医への負担が増大している^{2,3)}。さらに、これらの同定は放射線治療医の経験を基にした主観的な手法により行われるため、観察者間で差異がみられ、再現性に問題がある。これまでに頭部⁴⁻⁷⁾、胸部⁸⁾および前立腺^{9,10)}における臓器同定の観察者間の差に関するさまざまな報告がある。また、従来の多くの放射線治療計画では、これらの同定は computed tomography (CT) 画像を用いて行われる。しかし、CT 画像では軟部組織コントラストが低く、異なる軟部組織間の境界を決定することは非常に難しい。これまでに CT 画像だけの場合と比較して、軟部組織の描出能に優れる magnetic resonance (MR) 画像や、CT および MR 画像を併用することで、臓器同定の正確性が向上するといういくつかの報告がある^{5,6)}。

頭部 MR 画像を用いた、神経膠腫を対象とした腫瘍抽出に関しては、k-nearest neighbors (kNN) および knowledge-guided (KG) を用いた Mazzara らの研究などが報告されている⁷⁾。しかし、彼らの手法は各スライス画像ごとの二次元画像処理を基本としており、最近の三次元的に等方性を有するボリューム画像に対しては三次元画像処理が適切であると考えられる。

そこで、われわれは頭部 MR 画像において、スパイラルスキャニング技術¹¹⁾を用いて三次元画像データを二次元画像へデータ変換した後、動的輪郭モデル (active contour models: ACM)¹²⁻¹⁴⁾により、膠芽腫の三次元抽出を行った。三次元空間に対して直接処理する手法と比較して、スパイラルスキャニング技術は、三次元画像データを二次元画像に変換するため、変換後も三次元情報を維持できており、しかもアルゴリズムの開発と検証が容易であるという利点がある。

本手法の評価のために、ラウンドロビン法により、一致率および抽出率を用いて、本手法の結果を放射線治療医のマニュアル法による結果と比較して検討を行った。

1. 方法

本手法の概要を Fig. 1 に示す。まず、任意のスライス画像上の腫瘍領域を 1 回だけクリックし、腫瘍を含む球体の関心領域 (volume of interest: VOI) の自動設定を行った。次に、スパイラルスキャニング技術を用いて球体 VOI を二次元画像へ変換した。さらに、ACM を用いて、変換後の二次元画像上で腫瘍境界の抽出を行った。最後に、その結果を三次元空間に逆変換することで最終的な腫瘍の三次元抽出を行った。各処理の詳細については、以下に述べる。

Fig. 1 Overall scheme of computerized segmentation method of GBM on the brain MR image.

1-1 対象および使用機器

本研究に使用した画像データベースは、当大学医学部附属病院において、3 テスラ MRI 装置にて 2007 年 2 月から 2009 年 2 月に撮影された膠芽腫症例 28 例 (男性 16 名、女性 12 名、年齢 32~82 歳、平均 67.2 歳) の MR 画像により構築されている。なお、これらの症例は、当施設の倫理委員会の承認を得ており、腫瘍サイズが小さな症例から大きな症例まで含めるよう選択した (長径 27.0~99.9 mm、平均 65.8 mm)。腫瘍サイズのヒストグラムを Fig. 2 に示す。

MRI 装置は、Trio Tim (シーメンス社製) および Achieva3.0T (フィリップス社製)、撮像シーケンスは 3D-T₁ 強調画像を得るためのシーケンスとして、Trio Tim の場合は、magnetization prepared rapid gradient echo imaging (MP-RAGE)、Achieva3.0T の場合は、T₁ weighted 3D turbo field echo imaging (T₁W-3D-TFE) を用いた。マトリクスサイズは 256×256、ピクセル寸法は 0.90~0.94 mm、スライス厚は 0.9~1.1 mm である。また、すべての症例の MR 画像は、ガドリニウム系造影剤で造影された画像である。

実際の放射線治療のために頭部 MR 画像を用いて、放射線治療医 1 名がマニュアル法で腫瘍をトレースした gross tumor volume (GTV) を、本研究で提案した手法の評価のためにゴールドスタンダード画像として使用した。腫瘍のトレースは、腫瘍が現れるすべてのスライス画像に対して行った。Fig. 3a に膠芽腫の MR 画像での一断面を、Fig. 3b に同一断面のゴールドスタンダード画像を示す。

1-2 関心領域の決定

領域拡張処理において、開始点が細い血管など腫瘍以外の高信号域となる場合や、画像に含まれるノイズ

Fig. 2 Histogram of size of tumors.

成分などにより、誤った拡張を行ってしまう場合がある。これらの誤った領域拡張を避けるため、前処理としてオリジナル画像に対してグレースケールオープニング処理を行い、細い血管やノイズなどの高周波成分の除去を行った。その後、クリックにより設定した点を中心に、カーネルサイズ $7 \times 7 \times 7$ の立方体領域内の最大ボクセル値点を開始点として、領域拡張処理を行った。また、低信号領域を含む嚢胞性の病変にも対応できるように、クリック点のボクセル値がしきい値以下の場合には、オリジナル画像の濃淡を反転させて同様の処理を行った。しきい値は大津の判別分析法¹⁵⁾を用いて決定した。

領域拡張処理は、開始点のボクセル値を初期しきい値とし、しきい値以上の連結した領域を初期領域として、しきい値を開始点のボクセル値から2ずつ減少させながら領域を拡張した。Fig. 4 にしきい値の更新回数に対する拡張領域の体積変化を示す。Fig. 4 をみると、拡張領域の体積曲線は、拡張初期の緩やかに変化する部分、急激にジャンプする地点(以下、遷移点と呼ぶ)、および連続的に変化する部分から成っていることが分かる。Fig. 5 にオリジナル画像、遷移点直前および遷移点の拡張領域を示す。体積変化が緩やかな場合では、Fig. 5b に示すように拡張領域が腫瘍領域内部のボクセルで構成されているのに対して、体積が急激に変化した場合では、Fig. 5c に示すように拡張領域は腫瘍領域のボクセルだけでなく、上矢状静脈洞などの大血管のボクセルを含むことが分かる。したがって、腫瘍領域内部における領域拡張では体積の変化は小さく、腫瘍外部に領域が拡張したときに遷移点に達して、体積が急激に変化するの

Fig. 3 Gold standard of a tumor region.
(a) An original MR slice image.
(b) The gold standard which was manually determined by a therapeutic radiologist.

Fig. 4 Relationship between the volume of a grown region and number of growing iterations. An arrow indicates a transition point.

で、経験的に以下の式を満足する間、領域拡張を継続させた。

$$|V_{cur} - V_{pre}| < 5000 \quad \dots\dots\dots (1)$$

ただし、 V_{pre} および V_{cur} はそれぞれ、しきい値変化前後の拡張領域の体積である。

次に、このような三次元領域拡張処理によって決定された候補領域の重心を中心点とし、球体 VOI を設定した。球体 VOI の半径は、後に述べるスパイラルスキャンニングのサンプリング間隔を一定に保つため、データベースに含まれる最も大きな腫瘍が完全に含まれるように固定した値に設定した。

1-3 スパイラルスキャンニングによる二次元画像への変換

われわれは、スパイラルスキャンニング技術¹¹⁾を用いて、候補領域の重心を中心点とした球体 VOI を二次

Fig. 5 Region growing obtained from brain MR image.

- (a) Slice of the original MR image.
 (b) Grown region at just before the transition point.
 (c) Grown region at the transition point.

a | b | c

元画像へ変換した。

スパイラル軌道は、VOI内を連続的に北極点から南極点までスキャンするため、らせん状に設定した (Fig. 6)。具体的には、北極から南極方向に球体VOIを数十スライスに分割した後、分割したスライスの外周をらせん状になるように近似して軌道の決定を行った。したがって、分割したスライス数が十分大きい場合、分割した外周長の合計とスパイラル軌道長がほぼ等しいと近似できる。次に二次元画像変換後の水平方向の解像度を一定にするため、スパイラル軌道上のサンプリング間隔が一定となるよう設定した (Fig. 6)。

二次元画像へのサンプリングは、中心点から、上記により決定したスパイラル軌道上の各サンプリング点までを、半径方向へ等間隔に n 個に分割し、それぞれの位置のボクセル値を、線形補間法を用いて求め、球体VOIを二次元画像へ変換した (Fig. 7a)。ここで、 n の値はデータベースに含まれる腫瘍の有効最大半径に相当するボクセル数とした。

Fig. 6 Demonstration of spiral-scanning. A line is the spiral orbit, and points indicate the sampling points on the spiral orbit.

1-4 初期候補領域の決定

Fig. 7a をみると、画像は大きく腫瘍と脳実質の二つで構成されていることが分かる。したがって、変換後の二次元画像の各半径方向について、腫瘍と脳実質の境界点を決定することで腫瘍の抽出を行った。境界の決定には、抽出技術として一般に広く用いられる ACM^{12~14)} を使用した。ACM の初期輪郭は、画像濃度の一次微分から求めたエッジ画像 (Fig. 7b) および分離度画像¹³⁾ (Fig. 7c) の各半径方向における、最大ピクセル値点を用いて決定した。この初期輪郭を ACM により変形させ、膠芽腫の初期候補領域の決定を行った。ACM の詳細について、以下に述べる。

< 動的輪郭モデル, ACM >

画像平面上で表現された ACM の輪郭点を $v(s) = (x(s), y(s))$ と表す。ただし、 s は輪郭の距離に沿った媒介変数である。この ACM は、輪郭点の総数を l として、内部エネルギー項である E_{int} および外部エネルギー項である E_{ext} を用いて次のように表すことができる。

$$E_{ACM} = \sum_{s=0}^l [E_{int}(v(s)) + E_{ext}(v(s))] \quad \dots\dots\dots (2)$$

内部エネルギー項は、輪郭の形状特性を定式化しており、次式で表される。

$$E_{int} = (\alpha |v'(s)|^2 + \beta |v''(s)|^2) / 2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで一次微分 $v'(s) = dv(s)/ds$ は輪郭の連続性を表

Fig. 7 Transformed 2D image.

(a) The transformed 2D image of the spherical VOI.

(b) Edge image.

(c) Separation image.

(d) The initial candidate region in the transformed 2D image.

The horizontal and vertical axes correspond to positions on the spiral orbit and the distance from the central point of the spherical VOI, respectively.

a

b

c

d

し、二次微分 $v''(s)=d^2v(s)/ds^2$ は曲率を表す。 $v'(s)$ および $v''(s)$ は差分近似により算出した。 また、 α と β はそれぞれの重み係数である。 連続性エネルギー項は輪郭の収縮を、曲率エネルギー項は滑らかな輪郭となるように作用する。

外部エネルギー項 E_{ext} には、エッジ画像に加えて、新たに分離度画像を外部エネルギー項として使用し、 E_{ext} を次式のようにした。

$$E_{ext}(v(s)) = -(\gamma \nabla I(v(s)) + \delta I_{sepa}(v(s))) / 2 \quad \dots\dots (4)$$

$I(v(s))$ はオリジナル画像、 $\nabla I(v(s))$ はエッジ画像を表す。 $I_{sepa}(v(s))$ は分離度画像を表し、 γ と δ はそれぞれの重み係数である。 この外部エネルギー項は、画像濃度の一次微分と分離度の和が大きいほど小さい値となるため、 E_{ext} を最小にすることは大きな画像勾配のピクセル位置へ輪郭点を引き寄せることになる。 また、各エネルギー項の重み係数は、経験的にすべて 1.0 とした。

われわれの ACM におけるエネルギー最小化の方法は、各輪郭点の上下 3 画素を探索して、エネルギーの総和が小さくなる位置に輪郭点を移動させた。 この処理を ACM のエネルギーが収束するまで行い、二次元画像変換後の膠芽腫の初期候補領域を決定した(Fig. 7d)。 ただし、Fig. 7d では分かりやすいように腫瘍内部を白く塗りつぶしている。

最後に、決定した初期候補領域を三次元空間へ逆変換した後、抽出した候補領域に対して、穴埋め処

理、カーネルサイズ $3 \times 3 \times 3$ の立方体を図形要素としたモルフォロジー処理を行い、候補領域の形態を整え、最終的な腫瘍領域として決定した。 Fig. 8a および Fig. 8b に、オリジナル画像上の腫瘍領域および最終的な抽出領域をそれぞれに示す。

1-5 半自動抽出法とマニュアル法の比較

本手法の精度を評価するために、放射線治療医によるマニュアル法(ゴールドスタンダード)との Jaccard の一致率 (Jaccard similarity coefficient: JSC) および抽出率 (true segmentation coefficient: TSC) を用いて評価を行った。 JSC, TSC をそれぞれ次式で示す。

$$JSC [\%] = V_{COM} \cap V_{GS} / V_{COM} \cup V_{GS} \times 100 \quad \dots\dots (5)$$

$$TSC [\%] = V_{COM} \cap V_{GS} / V_{GS} \times 100 \quad \dots\dots (6)$$

V_{COM} は半自動抽出法により抽出してきた領域、 V_{GS} はゴールドスタンダードである。

2. 結 果

全症例に対する本手法と放射線治療医によるマニュアル法との腫瘍体積の比較を Fig. 9 に示す。 図をみると、本手法はマニュアル法と比較して、腫瘍体積が一致することを示す 45 度の直線上付近に分布していることが分かる。 しかし、腫瘍領域を過小に抽出する場合が多くみられた。 ここでの体積は、ボクセル数にボクセル寸法を乗じることによって求めた。 また、マニュアル法との平均相対誤差率は 15.1% であった。

Fig. 8 Results obtained from the computerized segmentation method developed in this study.

(a) Slices of a VOI with GBM.

(b) Segmented regions (white solid regions) in the VOI by computerized method.

a

b

相対誤差率 ΔV は次式により算出した.

$$\Delta V [\%] = \frac{|V_{COM} - V_{GS}|}{V_{GS}} \times 100 \quad \dots\dots\dots (7)$$

次に、全 28 症例における JSC および TSC は、それぞれ $74.2 \pm 9.8\%$ および $84.1 \pm 7.1\%$ であった。今回用いた症例において、JSC の最も高い症例および低い症例を Fig. 10, Fig. 11 にそれぞれ示す。Fig. 10a および Fig. 11a は膠芽腫を含む画像、Fig. 10b および Fig. 11b は抽出結果を表す。Fig. 10b および Fig. 11b において、白く塗りつぶされた領域は、本手法により抽出した領域であり、黒線は放射線治療医のマニュアル法により抽出されたゴールドスタンダードである。

Fig. 10 に示す症例については、若干の誤抽出はみられるものの、ゴールドスタンダードと比較すれば分かるように、本手法は腫瘍領域を精度良く抽出しており、JSC および TSC はそれぞれ 85.3%, 90.6% と良好な値を示した。一方、Fig. 11 に示す症例では、ゴールド

Fig. 9 Relationship between GTV of the GBM determined by computerized method vs. manual method.

Fig. 10 Example of good segmentation result.

(a) Slices of a VOI with GBM.

(b) Segmented regions in the VOI. The white solid regions indicate segmented GTV determined by the computerized method. The black outlines show segmented GTV determined by a therapeutic radiologist using the manual method.

a

b

Fig. 11 Example of poor segmentation result.

(a) Slices of a VOI with GBM.

(b) Segmented regions in the VOI. The white solid regions indicate segmented GTV determined by the computerized method. The black outlines show segmented GTV determined by a therapeutic radiologist using the manual method.

a

b

スタンダードと比較すると、本手法では腫瘍領域の過小および誤抽出がみられ、JSC および TSC はそれぞれ 45.7%、81.9%であった。

3. 考 察

本手法において、われわれはまず前処理として、グレースケールオープニング処理を行った。これは、細い血管などを除去することで誤った領域拡張を行うことを低減するためであり、処理を行わなかった場合では JSC、TSC はそれぞれ $69.6 \pm 11.3\%$ および $78.3 \pm 10.5\%$ であった。これと比較して、グレースケールオープニング処理を行った場合では、JSC、TSC はそれぞれ 4.6% および 5.8% 増加した。JSC の増加率について統計的有意差検定を行った結果、 $P < 0.11$ となり、有意差はなかったものの、増加する傾向であったといえる。また、TSC に関しては $P < 0.02$ で、有意に増加していた。したがって、グレースケールオープニング処理を行うことで、誤った領域拡張を低減することができたと考える。しかし、この処理を行うことで同時に造影剤による増強効果の小さい腫瘍領域も除去される可能性があるため、さらなる検討も必要である。

われわれはスパイラルスキニングにおいて、スパイラル軌道上のサンプリング間隔を経験的に設定した。このサンプリング間隔は、変換後の二次元画像の精度に影響を及ぼし、間隔を小さく設定することによって膠芽腫などの複雑な形状の腫瘍に対しての抽出精度が向上すると考えられる。しかし、サンプリング間隔を小さくすることで、二次元画像のデータ量が増し、抽出に要する時間が増加してしまう可能性があるため、今後は適切なサンプリング間隔をさらに検討する必要があると考える。

ACM の新しい外部エネルギー項として、われわれは分離度画像を用いた。Fig. 7c をみると、腫瘍と脳実質の境界領域で高値を示しており、新しい外部エネルギー項として用いることができると判断した。分離度画像を用いなかった場合の JSC、TSC はそれぞれ $64.7 \pm 18.7\%$ および $89.3 \pm 6.4\%$ であり、分離度画像を用いることで JSC が 9.5% 改善された。

本研究において、ACM のパラメータを経験的に設定した。パラメータは、抽出の精度に影響を及ぼし、適切な値を選択することで精度が改善する可能性もあるため、さらなる検討が必要であると考ええる。

Fig. 10 をみると、本手法は全体として腫瘍を過小に抽出する傾向があることが分かる。これは、腫瘍中心部のスライスと比較して、頭尾方向における腫瘍辺縁のスライスでは、造影剤による増強効果が小さいためにこの領域の抽出が困難であったと考える。また、

本手法では抽出を行う際に、前処理としてグレースケールオープニング処理を行っているため、増強効果の小さい腫瘍辺縁の領域がこの処理によって除去され、腫瘍を過小に抽出してしまった可能性もある。

Fig. 11 に JSC の最も低い症例を示した。この症例における JSC、TSC はそれぞれ 45.7% および 81.9% であった。Fig. 11 をみると、増強効果の強い領域については比較的精度良く抽出しているものの、腫瘍中央の領域に関しては過小抽出が、腫瘍辺縁では過抽出がみられた。これは腫瘍領域での不均一な増強効果が影響し、このような過小および過抽出がみられたと考える。増強効果が比較的均一であった Fig. 10 に示す症例では、JSC、TSC はそれぞれ 85.3% および 90.6% と高値を示した。

Mazzara らは、二次元画像処理を用いて、神経膠腫の自動抽出を行っており、マニュアル法と比較した場合の JSC は腫瘍全体で 56% および 52%、腫瘍中心部スライスでは 74% および 72% と報告している⁷⁾。今回用いた症例および画像パラメータが Mazzara ら(磁場強度:1.5 テスラ、スライス厚:5.0 mm)と異なるために、一概に比較することはできないが、本手法はこれらと比較すると高値を示しており、膠芽腫の抽出に有用であると考ええる。

頭部 MR 画像において Mazzara らは、観察者間で平均 28% の変動(不一致率)がみられると報告している⁷⁾。また、Weltens らの報告では、観察者間の変動は 9~32% にも及ぶとされている⁴⁾。さらに、本研究に用いた症例中、7 例に対する 2 名の放射線科医の GTV データの変動は平均 22% であった。したがって、本手法による腫瘍の抽出と放射線治療医による抽出との変動は平均 26% であったので、これらの報告による観察者間の変動と同程度かそれ以下であり、この点からも本手法は有用であると考えられる。

本手法は造影剤による増強効果の小さい腫瘍辺縁領域に対しての抽出が難しく、全体として腫瘍を過小抽出する結果となった。今後は、造影剤による増強効果の小さい腫瘍辺縁領域に対しての対処法を開発することで、本手法の精度を向上させることができると考える。さらに、本手法の抽出結果を容易に修正が行えるようなツールや、リスク臓器の抽出を行うアルゴリズムを本手法に加えることで、放射線治療計画に利用することが可能であると考ええる。

4. 結 語

頭部の放射線治療計画のために、造影 T₁ 強調画像において膠芽腫を半自動的に抽出する手法を開発した。28 症例に対して本手法を適用したところ、放射線治療医によるマニュアル法との JSC、TSC は $74.2 \pm 9.8\%$

および $84.1 \pm 7.1\%$ であった。本手法は、比較的良好に膠芽腫を抽出しており、頭部 MR 画像における膠芽腫のための放射線治療計画の GTV の決定に有用である可能性が示唆された。

謝 辞

本研究に使用した画像データの転送および有益な助言をいただきました、熊本大学医学部附属病院医療技術部診療放射線技術部門 中口裕二氏に深謝します。

参考文献

- 1) Walker MD, Alexander E Jr, Hunt WE, et al. Evaluation of BCNU and/or radiotherapy in the treatment of anaplastic gliomas. A cooperative clinical trial. *J Neurosurg* 1978; 49(3): 333-343.
- 2) Van den Berge DL, Ridder MD, Storme GA. Imaging in radiotherapy. *Eur J Radiol* 2000; 36(1): 41-48.
- 3) Pitkänen MA, Holli KA, Ojala AT, et al. Quality assurance in radiotherapy of breast cancer – variability in planning target volume delineation. *Acta Oncol* 2001; 40(1): 50-55.
- 4) Weltens C, Menten J, Feron M, et al. Interobserver variations in gross tumor volume delineation of brain tumors on computed tomography and impact of magnetic resonance imaging. *Radiother Oncol* 2001; 60(1): 49-59.
- 5) Caudrelier JM, Vial S, Gibon D, et al. MRI definition of target volumes using fuzzy logic method for three-dimensional conformal radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 55(1): 225-233.
- 6) Khoo VS, Adams EJ, Saran F, et al. A comparison of clinical target volumes determined by CT and MRI for the radiotherapy planning of base of skull meningiomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 46(5): 1309-1317.
- 7) Mazzara GP, Velthuisen RP, Pearlman JL, et al. Brain tumor target volume determination for radiation treatment planning through automated MRI segmentation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 59(1): 300-312.
- 8) Struikmans H, Wárlám-Rodenhuis C, Stam T, et al. Inter-observer variability of clinical target volume delineation of glandular breast tissue and of boost volume in tangential breast irradiation. *Radiother Oncol* 2005; 76(3): 293-299.
- 9) Fiorino C, Reni M, Bolognesi A, et al. Intra- and inter-observer variability in contouring prostate and seminal vesicles: implications for conformal treatment planning. *Radiother Oncol* 1998; 47(3): 285-292.
- 10) White EA, Brock KK, Jaffray DA, et al. Inter-observer variability of prostate delineation on cone beam computerised tomography images. *Clin Oncol* 2009; 21(1): 32-38.
- 11) Wang J, Engelmann R, Li Q. Segmentation of pulmonary nodules in three-dimensional CT images by use of a spiral-scanning technique. *Med Phys* 2007; 34(12): 4678-4689.
- 12) Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Snakes: Active Contour Models. *Int J Comput Vision* 1988; 1(4): 321-331.
- 13) Nakagawa T, Hara T, Fujita H, et al. Radial-searching contour extraction method based on a modified active contour model for mammographic masses. *Radiol Phys Technol* 2008; 1(2): 151-161.
- 14) Timp S, Karssemeijer N. A new 2D segmentation method based on dynamic programming applied to computer aided detection in mammography. *Med Phys* 2004; 31(5): 958-971.
- 15) Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Trans Syst Man Cybern* 1979; 9(1): 62-66.

図表の説明

- Fig. 1 頭部 MR 画像における膠芽腫の抽出法の概要
- Fig. 2 腫瘍サイズのヒストグラム
- Fig. 3 腫瘍領域のゴールドスタンダード
(a) オリジナル MR スライス画像
(b) 放射線治療医によりマニュアルで決定されたゴールドスタンダード
- Fig. 4 拡張領域の体積と拡張回数の関係. 矢印は遷移点を表す.
- Fig. 5 頭部 MR 画像から得られる領域拡張処理
(a) オリジナル MR 画像の一断面
(b) 遷移点直前での拡張領域
(c) 遷移点における拡張領域
- Fig. 6 スパイラルスキヤニング説明図
線はスパイラル軌道, 点はスパイラル軌道上のサンプル点を示す.
- Fig. 7 変換後二次元画像
(a) 得られる球体関心領域の変換後二次元画像
(b) エッジ画像
(c) 分離度画像
(d) 変換後二次元画像での初期候補領域
水平および垂直軸はそれぞれスパイラル軌道上の位置, および球体関心領域の中心点からの距離である.
- Fig. 8 本手法における抽出結果
(a) 膠芽腫を含む関心領域のスライス
(b) 関心領域内で本手法により抽出された領域(白く塗りつぶされた領域)
- Fig. 9 本手法およびマニュアル法により決定された膠芽腫の肉眼的腫瘍体積(GTV)の関係
- Fig. 10 良い抽出結果の例
(a) 膠芽腫を含む関心領域のスライス
(b) 関心領域内で本手法により抽出した領域. 白く塗りつぶされた領域は本手法により抽出した GTV を示す. 黒線はマニュアル法で放射線治療医により抽出された GTV を表す.
- Fig. 11 悪い抽出結果の例
(a) 膠芽腫を含む関心領域のスライス
(b) 関心領域内で本手法により抽出した領域. 白く塗りつぶされた領域は本手法により抽出した GTV を示す. 黒線はマニュアル法で放射線治療医により抽出された GTV を表す.