

頭部 3D-CT Angiography における血管輪郭の定量評価

遠地 志太[†] 今井 國治[‡] 高瀬 郁子[‡]川浦 稚代[‡] 池田 充[‡] 森 政樹[§][†] 大阪大学医学部附属病院 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-15[‡] 名古屋大学 医学部 保健学科 〒461-8673 愛知県名古屋市東区大幸南 1-1-20[§] 名古屋大学医学部附属病院 〒466-8560 愛知県名古屋市昭和区鶴舞町 65E-mail: [†] yENCHI@hp-rad.med.osaka-u.ac.jp, [‡] {imai, kawaura}@met.nagoya-u.ac.jp,[‡] takase.ikuko@h.mbox.nagoya-u.ac.jp, [‡] mikeda@nagoya-u.jp, [§] mmori-ngy@umin.ac.jp

あらまし 現在、脳動脈瘤治療における術前検査として、3D-CT Angiography(3D-CTA)検査は必須となっている。この検査では、動脈瘤の位置把握のみならず、その形状や大きさの計測が行われるため、動脈瘤像の濃淡情報以上に、その輪郭の視認性・鮮明性が診断精度に影響を与えてしまう。それゆえ、3D-CTA 画像の画質評価は重要である。しかし、3D-CTA 画像の画質評価は未だ視覚による主観評価が主流であり、定量的な客観評価は行われていない。そこで本研究では、3D-CTA 画像の位相情報にもとに血管輪郭の鮮明性を定量的に評価する手法を考案した。本報告は、提案法の評価原理を述べると共に、脳血管 3D-CTA 画像を対象にその信頼性を検証した。

キーワード 3次元 CT アンギオ画像, 輪郭評価, 鮮明性, Pareto 解析

Quantitative Assessment of Artery Contours in Cerebral 3D-CT Angiography

Yukihiro ENCHI[†] Kuniharu IMAI[‡] Ikuko TAKASE[‡]Chiyo KAWAURA[‡] Mitsuru IKEDA[‡] and Masaki MORI[§][†] Osaka University Hospital 2-15 Yamadaoka, Suita, Osaka, 565-0871 Japan[‡] Nagoya University School of Health Sciences 1-1-20 Daiko-minami, Higashi-ku, Nagoya, Aichi, 461-8673 Japan[§] Nagoya University Hospital 65 Tsurumai-cho Showa-ku, Nagoya, Aichi, 466-8560 JapanE-mail: [†] yENCHI@hp-rad.med.osaka-u.ac.jp, [‡] {imai, kawaura}@met.nagoya-u.ac.jp,[‡] takase.ikuko@h.mbox.nagoya-u.ac.jp, [‡] mikeda@nagoya-u.jp, [§] mmori-ngy@umin.ac.jp

Abstract Currently, 3-dimensional computed tomographic angiography (3D-CTA) is an essential tool for detection of cerebral aneurysms and planning of therapeutic intervention. The detectability of cerebral aneurysms in 3D-CTA images will be influenced by the sharpness of contour of artery images. Therefore, it is important to evaluate the contour sharpness in 3D-CTA images. However, there is no method for assessing the contour sharpness quantitatively. In this study, we have devised a new method for quantitatively evaluating the sharpness of artery contour based on the phase information of 3D-CTA images.

Keyword 3D-CT angiography, Artery contour evaluation, Sharpness, Pareto analysis

1. はじめに

近年、X線CT(Computed Tomography)装置の発展は目覚ましく、ヘリカルスキャン方式の登場やX線検出器の多列化・薄層化によって、スライス厚が1.0mm以下の高精細画像が短時間で取得できるようになった。さらに、ソフトウェアの高性能化や画像処理技術の向上に伴って、従来の2次元横断面による観察から、MPR(Multi-Planar Reconstruction)像・CPR(Curved-Planar

Reconstruction)像を用いた多断面・曲断面による観察やVR(Volume Rendering)像などの3次元(3D)的な観察が容易に作成できるようになった。そのため、CT検査は、高い診断精度が要求される精密検査や緊急検査などの「画像診断」領域だけではなく、外科手術や血管内治療(IVR; Interventional Radiology)のための治療前検査や手術ナビゲーションのように、治療に対する「画像支援」領域としても重要な役割を果たすよう

になってきた[1]-[3],[6]. 中でも, 頭部外傷や脳動脈瘤破裂といった脳出血の原因を調べるための検査には, CT 検査は必要不可欠であり, その出血源や治療適用の有無を調べるために脳血管 3D-CT Angiography(3D-CTA)検査が臨床応用されている[7].

3D-CTA 検査は, 従来のカテーテル血管造影検査よりも低侵襲であるため, 患者に肉体的な負担をかけずに造影検査が行えるという利点を有している. また, 脳動脈瘤の検出に関しては, DSA(Digital Subtraction Angiography)検査の検出能に匹敵するとの報告もある[4]. しかし, この検査法に関しては, 未だ, 議論の余地があり, これに関する検討が国内外で活発に行われている[5]. このように未だ 3D-CTA 検査に関する検討が必要となる理由の一つとして, 診断能に直接影響を与える 3D-CTA 画像の画質が, 定量的に評価できないことが挙げられる.

一般に, CTA 検査における病変検出能は, CNR(Contrast-to-Noise Ratio)を用いて評価されている. しかし, 頭部 3D-CTA 画像の場合, 複雑な骨構造内に病変信号である脳動脈瘤が混在しているため, コントラストの定義が困難な上, 動脈瘤像に直接影響を与える背景ノイズの評価も極めて難しい. また, 頭部 3D-CTA 検査では, 脳動脈瘤の位置を把握するだけでなく, 病変形状の把握やその大きさの計測が必要不可欠である. それゆえ, 脳動脈瘤像のコントラストよりも, むしろ, その輪郭がどれだけ明瞭に描出されるかが, 臨床的に重要となる. しかし, 現状では, 病変輪郭の鮮明度を定量評価する方法はなく, 視覚による主観的な評価しか行われていない[8].

以上の背景から, 本研究では, 3D-CTA 画像における病変輪郭の視認性・鮮明性に着目し, 3D-CTA 画像の位相情報をもとに血管輪郭の鮮明性を定量的に評価する手法を考案した. さらに, 脳血管像の輪郭が, 撮影条件によってどのように変化するかについても議論した. 本報告は, 脳動脈瘤を病変信号と見なし, この動脈瘤の輪郭評価をもとに, この提案法の有用性について論じている.

2. 実験方法および解析対象画像

2.1. 実験方法

本研究では, 筆者らが設計・考案した脳血管ファントムを被検体として用いることにした. このファントムは, 脳実質, 脳動脈及び頭蓋骨から構成されている. 脳実質には, 基材としてウレタンを使用し, 平均的な成人の脳実質を模擬するため, CT 値が 30~40HU となるようにリン酸カルシウムを混合させた. この脳実質内部に, 空洞の模擬血管(内頸動脈系及び椎骨動脈系)と動脈瘤好発部位に直径 3~5mm の動脈瘤を作成し,



図1 頭部ファントムの 3D-CTA 画像

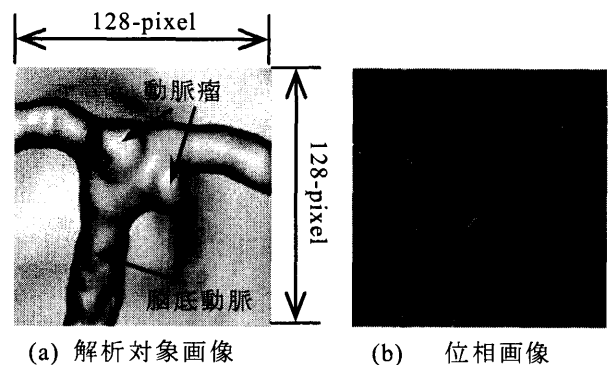


図2 解析対象画像 (脳底動脈瘤: 120kV)

頭蓋骨は石膏で解剖学的構造を模擬した.

今回, 解析対象となる血管像を得るために, 内頸動脈系及び椎骨動脈系の模擬血管内に希釈ヨード系造影剤(10mg/ml)を注入した. 造影剤注入後, 64 列マルチスライス CT 装置を用いて, この脳血管ファントムをスキャンした. 撮影条件として, X線管電圧を 80, 100, 120, 140kV に設定し, 各 X 線管電圧で, 撮影線量の指標である CTDIvol.が約 40mGy となるように管電流及び撮影時間を調整した. 収集した撮影データから, CTA 画像のスライス厚及びスライス間隔を, 臨床条件に準じて, 共に 0.625mm とし, 画像再構成を行った. このようにして得られた CTA 画像は, CT 装置に搭載されたワークステーションで読み込み, Volume Rendering 法を用いて 3D-CTA 画像を作成した. その一例を図 1 に示す. なお, これらの 3D-CTA 画像は, 血管輪郭の定量解析が行えるように, 全て DICOM 形式ファイルに変換した.

2.2. 解析対象画像

脳動脈瘤の輪郭評価を行う際, CNR 解析と同様, 解剖学的テクスチャに起因する濃度勾配が, 輪郭の鮮明

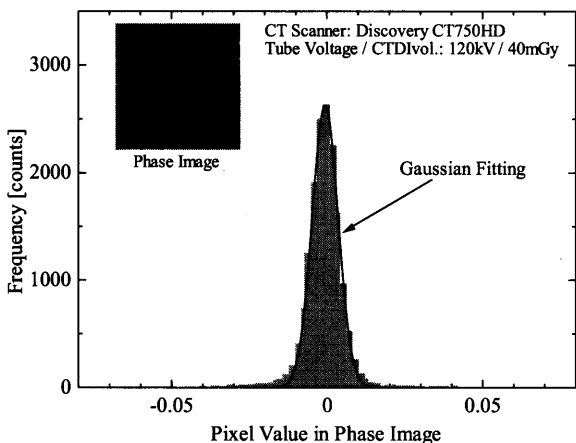


図3 位相画像のピクセル値分布 (ヒストグラム)

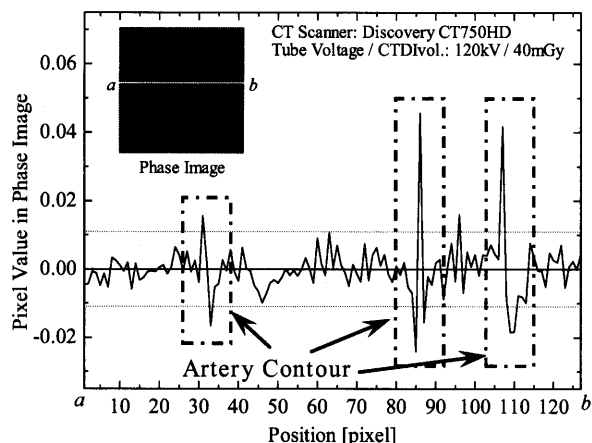


図4 位相画像におけるピクセル値プロファイル

性の評価を複雑化させている。そこで、まず、頭部 3D-CTA 画像から、濃淡情報と言った血管輪郭以外の画像情報を除去する必要がある。一般に、画像信号をフーリエ変換すると、空間周波数領域における振幅成分と位相成分に分離することができ、前者には画像の濃淡情報が、後者には濃淡の変化、つまり、画像輪郭の情報が含まれていると言われている。このことから位相成分のみで再構成すれば、輪郭のみの画像が取得でき、これを用いて血管輪郭の評価が行えるようになると思われる。そこで、脳動脈瘤が存在する全ての血管部分(計 10カ所)に、図 2(a)のような関心領域(128×128pixels)を設定し、その領域に対してフーリエ変換を行った。次に、位相成分のみで構成される血管像を得るために、各空間周波数における振幅成分を全て 1 に規格化し、この条件の下で逆フーリエ変換した。このような手順で処理した 3D-CTA 画像の一例が図 2(b)である。以降、この図のように輪郭のみで構成される画像を「位相画像」と呼ぶことにし、本研究では、この画像をもとに血管輪郭評価法の理論構築を行った。

3. 3D-CTA 画像の輪郭評価法の原理

本研究で提案する血管輪郭の評価法は、位相画像における輪郭成分の統計学的性質を利用した方法であり、臨床画像にも適用できるように理論構築した。その測定原理を以下に説明する。

まず、位相画像にどのような統計学的性質があるかを把握するため、ヒストグラムによる解析を行った。解析結果の一例として、X線管電圧 120kV に設定した場合を図 3 に示す。この図は、図中の位相画像に対するヒストグラムで、位相画像の Pixel 値分布は、ほぼ Gauss 分布で近似できることがわかった。この傾向は、他の動脈瘤像においても、また他の撮影条件の画像においても同様であった。次に、この分布の中で、脳動脈瘤の輪郭に起因する Pixel 値が、どのような特徴を

有しているかを検討するため、任意の線分を位相画像上に設定し(たとえば、図 4 内に示した位相画像の線分 a-b.)、これに沿った Pixel 値プロファイルを取得した。図 4 に示したように、血管輪郭付近で正負方向に比較的大きな Pixel 値が確認された。この結果を脳動脈瘤輪郭の鮮明性評価の視点から考察した場合、この Pixel 値の絶対値(以降、絶対 Pixel 値と呼ぶことにする。)が大きいくほど、鮮明な動脈瘤像であると言える。さらに、輪郭に関連する絶対 Pixel 値は、必ず、ある一定値を超えていることもわかった。したがって、ある一定値を超えた絶対 Pixel 値を統計学的に解析すれば、脳動脈瘤像における輪郭評価が可能になると考えられる。

金融工学や経済物理学の分野において、閾値以上の分布を統計解析する場合、パレート解析がよく用いられている[9]。中でも、位相画像を構成する Pixel 値のように、母集団が Gauss 分布的なものに関しては、指数関数型パレート解析が、最も有効な手段であると言われている。そこで、本評価法では、指数関数型パレート解析を基本原理に組み込むことにした。この解析法は、ある閾値を超える確率変数が、一般パレート分布の一つである指数分布に従うと言う極値統計学的性質を利用した方法で、今、血管輪郭に関連する絶対 Pixel 値を x とすると、この Pixel 値分布は、(1)式で与えられる。

$$F(x) = 1 - \exp\left(-\frac{x-\alpha}{\beta}\right) \quad (\alpha \leq x) \dots\dots\dots(1)$$

式中の α 及び β は、位置パラメータ及びパレートスケールと呼ばれている統計学的指標で、これらは、各々、指数関数型パレート分布の閾値及びばらつき(広がり)を表している。これらの統計学的指標は、絶対 Pixel 値 x に対する累積確率 $F(x)$ を片対数プロットすることによって求めることができる。具体的には、指数

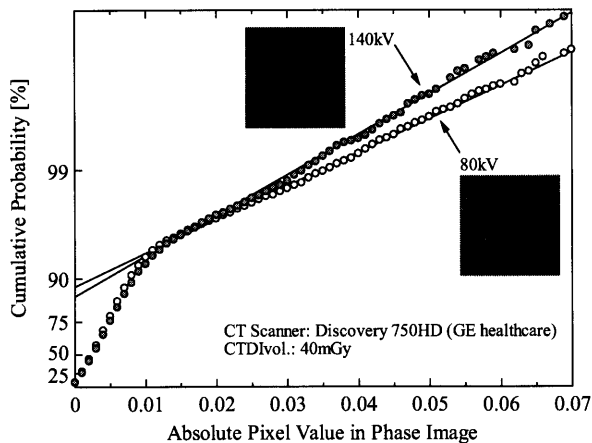


図5 位相画像上のピクセル値の片対数プロット

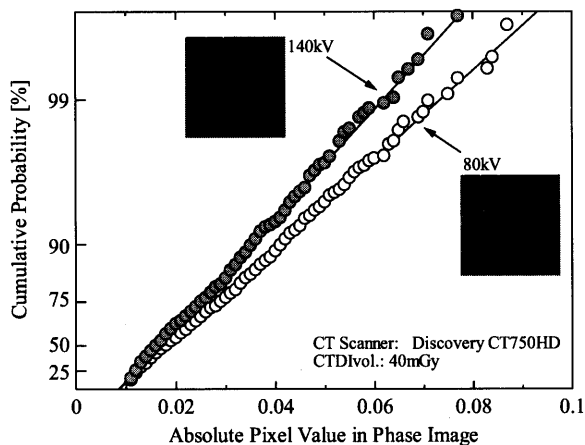


図6 絶対ピクセル値のパレートプロット

関数型パレート分布の定義式に対し一回対数をとることとで求めることができる。すなわち、指数関数型パレートプロットの直線分布の傾き a 及び切片 b を読み取り、式(2)-(4)を用いて位置パラメータ α 及びパレートスケール β を求めることができる。

$$\ln\{1-F(x)\} = -\frac{1}{\beta}x + \frac{\alpha}{\beta} \Leftrightarrow y = ax + b \dots (2)$$

$$\beta = -\frac{1}{a} \dots (3)$$

$$\alpha = b \cdot \beta = -\frac{b}{a} \dots (4)$$

さらに、(1)式をもとに指数関数型パレート分布の平均値 μ を導出すると、(5)式となる。

$$\mu = \alpha + \beta \dots (5)$$

この値が、輪郭に関連する絶対 Pixel 値の平均であることを考慮に入れると、この μ が高いほど、鮮明な動脈瘤輪郭であると言える。そこで本評価法では、指数関数型パレート分布の平均値を輪郭の評価指標として採用することにした。

しかし、ここで問題になるのが、指数関数型パレート分布の累積確率の求め方である。一般に、パレート解析と言った極値分布解析や正規分布による統計解析を行う場合、順序統計学に基づくミーンランク法を用いて、累積確率が求められている ((6)式)。

$$F(x_i) = \frac{i}{n+1} \dots (6)$$

$F(x_i)$: i 番目に大きい確率変数 x_i に対する累積確率
 n : サンプルサイズ

この方法は、非常に精度良く累積確率が推定できることから、本研究においても、ミーンランク法により累積確率を求めることにした[10]。

以上の測定原理に従って、本研究では指数関数型パレート分布に基づく、血管輪郭の評価を実施した。

4. 解析結果及び検討

4.1. 血管輪郭評価法の検証

3 節では、本研究で提案する輪郭評価法の測定原理について説明した。そこで本節では、この測定原理の妥当性について検証する。

前節で述べたように、本提案法は指数関数型パレート解析を基本とする評価法である。この解析手法を用いて血管輪郭評価ができるか否かは、片対数プロットした際に、ある閾値以上で直線的に分布するかどうかで判定できると思われる。そこで、解析対象画像である位相画像内の全ての絶対 Pixel 値を累積確率 $F(x)$ に対して片対数プロットした。図5は、X線管電圧を80kV、140kVに設定した場合の一例で、この図に示めされているように、ある絶対 Pixel 値以上で直線的な分布となっている。この特性は他の動脈瘤像においても同様であった。そこで、この屈曲点付近の絶対 Pixel 値が、位相画像上のどの部分に相当しているかを詳細に検討したところ、この閾値以上の絶対 Pixel 値は、血管輪郭形成に寄与していることがわかった。このことから、この屈曲点が、血管輪郭と背景部分との間に存在する閾値であると考えられる。さらに、この閾値以上を片対数プロット仕直すと(パレートプロット)、図6に示されているように、どのX線管電圧の場合でも、直線的な分布となり、その相関係数 r も $r > 0.95$ と1に近い値を示した。この結果から、位相画像上の輪郭形成に関わる絶対 Pixel 値は、指数関数型パレート分布に従うことが明らかとなり、この統計学的性質を用いる

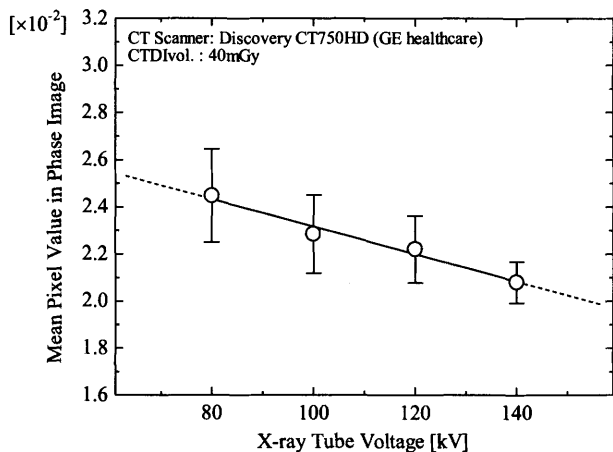
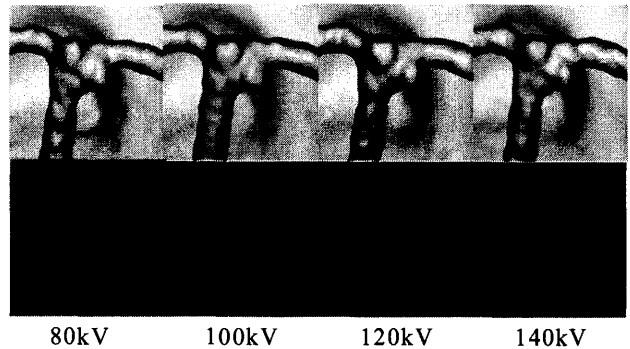


図7 血管輪郭の評価指標と X 線管電圧との関係



(a) 上段：解析対象画像 (b) 下段：位相画像

図8 各 X 線管電圧における脳底動脈 3D-CTA 画像

ことで、鮮明度評価が、実際に可能であることが示された。

4.2. 動脈瘤像における輪郭評価指標と X 線管電圧との関係

前節において、指数関数型パレート分布による血管輪郭評価が可能であることを示した。それゆえ、(5)式で与えられる平均値 μ を用いて、血管輪郭の鮮明さの程度を評価できることになる。そこで本節では、実際に脳動脈瘤像の輪郭と X 線管電圧との関係について検討する。

図7は血管輪郭の鮮明度と X 線管電圧との関係を表したものである。脳動脈瘤の輪郭形成に寄与する絶対 Pixel 値の平均値 μ は、X 線管電圧の上昇と共に減少した。これは、X 線管電圧を低下させることにより、脳動脈瘤像の輪郭が鮮明になることを表している。実際、各 X 線管電圧で得られた動脈瘤像を比較してみたところ、図8に示されているように、80kVにおける脳動脈瘤像が最も鮮明であり、これに対応する位相画像も、輪郭が鮮やかになっている。これに対し、140kVの動脈瘤像は不鮮明である。また、この動脈瘤像に対応する位相画像に関しても、輪郭が不鮮鋭になっている。以上のことから、本研究で提案した鮮鋭度評価法は、視覚による主観的な評価結果と類似した結果を与えることがわかり、その評価結果には信頼性があることが、この結果から確認できたのではないかとと思われる。

また、本研究における撮像条件では、80kVに設定したときに、鮮明な 3D-CTA 画像になることも明らかとなった。そこで、なぜ 80kV の X 線管電圧に設定したとき、最も鮮明性が良くなったのかについて検討した。一般に、単純 CT 検査で脳動脈瘤の検出を行うことは非常に難しく、造影剤と呼ばれる検査薬を血管内

に投与した上で、動脈瘤検出（造影 CT 検査）が行われている。このような処置を行う理由として、血管内に造影剤が投与されると、血管部分で X 線の吸収効率が高まり、血管以外との区別が付きやすくなるからである。この検査で使用されている造影剤は、基本的にヨード製剤で、この医薬品内に含まれるヨードが、X 線の吸収効率を高めている。ヨードの X 線吸収特性は、X 線エネルギーに強く依存し、特に、ヨードの K 吸収端が 33keV であることから、この吸収端付近のエネルギーを持つ X 線光子が、最も効率よく吸収される。それゆえ、ヨードの K 吸収端付近のエネルギーを持った X 線光子が、画像形成に多く関与すると、脳実質と脳動脈瘤との間にコントラストがつき、脳動脈瘤の輪郭は鮮明になる。このように考えると、X 線管電圧 80kV 及び 140kV は、X 線の実効エネルギーがそれぞれ 55keV、70keV に相当することから[11]、80kV に設定したときに、最も鮮明になることが、定性的に理解できる。また、図5において、X 線エネルギーが高くなるにつれて、閾値以上の直線分布の傾きが大きくなっていることから、図5上の屈曲点が認識しづらくなってきている。これも、同様の理由で説明がつく。以上のことから、本研究で提案した血管輪郭評価法は、造影剤の物理的特性を反映した評価結果を与えており、適切に血管輪郭の鮮明度を評価していると考えられる。さらに、上述したように、視覚による主観評価とも類似した結果であったことから、本提案法は、臨床的に有益な評価法になるのではないかと示唆される。

本研究では、通常臨床で用いられている 3D-CTA 画像を評価対象に検討を行った。しかし、本提案法は、測定値原理から考えて、3D-CTA 画像に特化した方法ではない。それゆえ、MR 画像や核医学画像と言った他のモダリティで撮像した医用画像にも適用可能であり、その評価結果には、かなりの信頼性があるのでは

ないかと考えられる。今後は、これらの臨床画像に対して解析対象信号の輪郭評価を行ってきたい。

さらに、今回行った病変輪郭の評価は、3D-CTA 画像に限ったことではない。例えば、悪性腫瘍の検出においても、どこまで悪性腫瘍が浸潤しているかを判断する必要があり、その輪郭を見極めることが、臨床上、非常に重要となる。それゆえ、ガン検出能や他の病変検出能を評価する上でも、本提案法は、有益なものになるのではないと思われる。

5. まとめ

本研究では、3D-CTA 画像の位相情報をもとに、病変輪郭の定量評価法を考案した。さらに、この評価法を用いて、撮影条件の異なる 3D-CTA 画像における脳動脈瘤像の輪郭評価も実施した。その結果を以下に要約する。

- (1) 位相画像上で動脈瘤の輪郭に関与する絶対 Pixel 値は、指数関数型パレート分布に従うことが明らかとなり、この統計学的性質を用いることにより、動脈瘤輪郭の鮮明性の評価が可能であることが実証できた。
- (2) 3D-CTA 画像の血管輪郭の鮮明性と X 線管電圧との関係において、X 線管電圧が減少するに従って、動脈瘤の輪郭が鮮明にあることが明らかとなった。また、この評価結果は視覚による主観的なものと類似する傾向にあることも分かった。

以上の結果は、臨床画像と同様、複雑なテクスチャを有する 3D 画像の構造輪郭の評価であることから、臨床画像における病変検出能を検討する上で、有益な情報になるのではないかと筆者らは考えている。

最後に、本研究は日本学術振興会研究費補助金（基盤（C））の助成を受けて行われた。

文 献

- [1] Philipp MO, Kubin K, Mang T, Hörmann M and Metz VM, "Three-dimensional volume rendering of multidetector-row CT data: applicable for emergency radiology", *Eur J Radiol*, vol.48, no.1, pp.33-38, 2003
- [2] Dammert S, Krings T, Moller-Hartmann W, Ueffing E, Hans FJ, Willmes K, Mull M and Thron A, "Detection of intracranial aneurysms with multislice CT: comparison with conventional angiography", *Neuroradiology*, vol.46, no.6, pp.427-434, 2004
- [3] Wada K, Arimoto H, Ohkawa H, Shirohani T, Matsushita Y and Takahara T, "Usefulness of preoperative three-dimensional computed tomographic angiography with two-dimensional computed tomographic imaging for rupture point detection of middle cerebral artery aneurysms", *Neurosurgery*, vol. 62, no.1, pp.126-132, 2008
- [4] Saboori M, Hekmatnia A, Ghazavi A, Basiratnia R, Omidifar N, Hekmatnia F and Isfahani HN, "The comparative study on diagnostic validity of cerebral aneurysm by computed tomography angiography versus digital subtraction angiography after subarachnoid hemorrhage", *J Res Med Sci*, vol.16, no.8, pp.1020-1025, Aug.2011
- [5] Anderson GB, Steinke DE, Petruk KC, Ashforth R and Findlay JM, "Computed tomographic angiography versus digital subtraction angiography for the diagnosis and early treatment of ruptured intracranial aneurysms", *Neurosurgery*, vol.45, no.6, pp.1315-1322, Dec.1999
- [6] Dehdashti AR, Rufenacht DA, Delavelle J, Reverdin A and de Tribolet N, "Therapeutic decision and management of aneurysmal subarachnoid haemorrhage based on computed tomographic angiography", *Br J Neurosurg*, vol.17, no.1, pp.46-53, Feb.2003
- [7] Pechlivanis I, Schmieder K, Scholz M, König M, Heuser L and Harders A, "3-Dimensional computed tomographic angiography for use of surgery planning in patients with intracranial aneurysms", *Acta Neurochir(Wien)*, vol.147, no.10, pp.1045-1053, Oct.2005
- [8] Murakami Y, Kakeda S, Kamada K, Ohnari N, Nishimura J, Ogawa M, Otusbo K, Morishita Y and Korogi Y, "Effect of Tube Voltage on Image Quality in 64-Section Multidetector 3D CT Angiography: Evaluation with a Vascular Phantom with Superimposed Bone Skull Structures", *Am J Neuroradiol*, vol.31, pp.620-625, Apr.2010
- [9] 極値統計学, 2008 年度公開講座資料, 統計数理研究所, 2008
- [10] Imai K, Ikeda M, Enchi Y and Niimi T, "Statistical characteristics of streak artifacts on CT images: Relationship between streak artifacts and mAs Values", *Med Phys*, vol.36, no.2, pp.492-499, Feb.2009
- [11] 高畑 隆, 塚本 友勝, 村上 博美, 森 浩希, 伊藤 勝陽, 稲田 智, 隆則, 今田 直幸, "高速管電圧スイッチング Dual Energy CT の単色 X 線透過 CT 画像と従来の連続 X 線 CT 画像の造影濃度相関に関する検討", *日放技雑誌*, vol.67, no.9, p1063, Sep.2011