

逐次近似再構成を用いた頭部 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[†] 名古屋大学大学院医学系研究科[‡] 名古屋大学医学部附属病院[§]

1. はじめに

近年, X 線 CT 装置では, 新たな高画質化技術として逐次近似法を用いた画像再構成が導入されるようになった. この再構成法は, MBIR(Model-Based Iterative Reconstruction)と呼ばれており, 統計学的なノイズパターンモデルに加え, システムの光学モデルに対する逐次処理を行う方法であり, 従来のフィルタ補正逆投影法(FBP; Filtered Back-Projection)を用いた再構成画像と比べて, 画像ノイズの低減及び空間分解能の向上が期待されている. このような新しい特性を持つ画像を臨床応用するためには, その画質評価が必要不可欠であり, 現在, 鮮鋭度や雑音特性と言った物理的の評価を中心に, 国内外で活発に行われている [1]. しかし, 頭部 3D-CT Angiography(3D-CTA)検査で得られるような 3D-CTA 画像では, 従来の物理的な評価よりも, 血管像の描出能や計測精度を考慮した画質評価が重要となる. そこで本研究では, 画質の評価指標の一つとして鮮明度に着目し, 3D-CTA 画像の位相情報をもとに新しい鮮明度評価法を考案した. 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, その信頼性と逐次近似画像再構成法の有用性について検証した.

2. 脳血管ファントム画像

本研究では, 筆者らが考案した脳血管ファントムを被検体として用いた. 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 30~40(HU)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, 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, 全て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 MDCT 装置(管電圧: 80~140kV, CTDIvol.: 40mGy)を用いて, このファントムをスキャンした. 収集データから, FBP 法(再構成閾数:Standard)及び MBIR 法を用いて再構成し[1], Volume Rendering 法により 3D-CTA 画像を作成した. 取得画像は, 鮮明度解析ができるように, 脳動脈瘤を含むような表示サイズに揃え, 全て DICOM 形式のファイルに変換した.

Quantitative Assessment of Artery Contours in Cerebral 3D-CT Angiography Using Model-Based Iterative Reconstruction Technique

[†] Yukihiro Enchi

[‡] Osaka University Hospital

[‡] Kuniharu Imai, Ikuko Takase, Chiyo Kawaura, Mitsuru Ikeda

[‡] Nagoya University, Graduate School of Medicine

[§] Masaki Mori

[§] Nagoya University Hospital

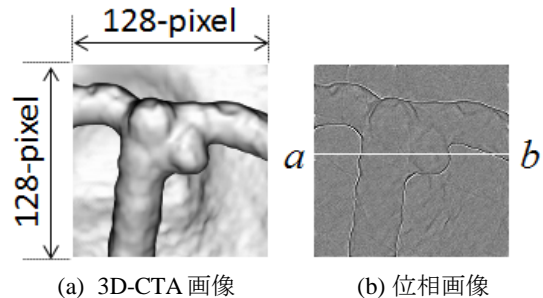


図1 脳底動脈 3D-CTA 画像(MBIR)および位相画像

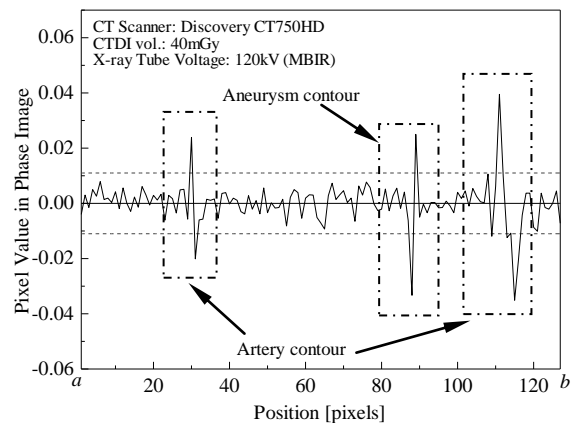


図2 位相画像におけるピクセル値プロファイル

3. 脳血管 3D-CTA 画像の輪郭評価法の原理

脳血管の輪郭評価を行うためには, 血管輪郭のみで構成された画像を取得する必要がある. そこで, 解析対象部分(例えば, 図 1(a))をフーリエ変換し, その後, 振幅成分を全て 1 に規格化し, 位相成分のみで画像を再構成した. このような手順で処理を行うことで, 図 1(b)のような血管輪郭のみの画像が得られる. 本提案法では, これを解析対象画像とした(以降, 位相画像と呼ぶ).

図 2 は位相画像における Pixel 値プロファイルの一例である(例えば, 図 1(b)内の線分 a-b). 図 2 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 値となっており, その値はある一定値を超えていた. つまり, 血管輪郭を構成する Pixel 値の絶対値(以降, 絶対 Pixel 値と呼ぶ)と背景部分との間に閾値が存在することを意味している. また, この結果は, 血管輪郭を構成している絶対 Pixel 値が大きいくほど, 鮮明な画像であることも表している. したがって, ある一定値を超えた絶対 Pixel 値を統計的に解析すれば, 目的とする血管輪郭の鮮明度評価が定量的に行えるようになる. 一般に, 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. 中でも, 位相画像を構成する絶対 Pixel 値のように, 母集団が Gauss 分布的なものに関しては, 指数

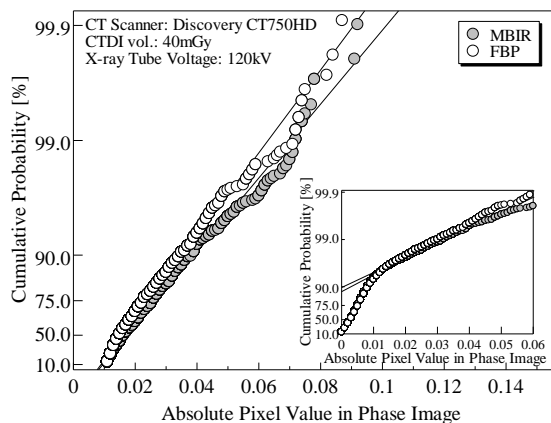


図3 絶対ピクセル値のパレートプロット

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。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、血管輪郭を構成する絶対 Pixel 値を x とすると、この Pixel 値分布は(1)式で与えられる[2]。

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

$F(x)$: 絶対 Pixel 値 x に対する累積確率
(ミンランク法により算出[3])

α : 位置パラメータ, β : パレートスケール

また、この式から指数関数型パレート分布の平均値 μ を求めると、

$$\mu = \alpha + \beta \quad \dots\dots (2)$$

となる。本提案法ではこの値を鮮明度の評価指標として採用した。

4. 解析結果および検討

血管輪郭と背景との間に存在する閾値を推定するため、位相画像内の全ての絶対 Pixel 値を片対数プロットした。その結果を図3中の右下に示す。この図は、X線管電圧120kVに設定した場合のMBIR及びFBP画像の一例で、絶対 Pixel 値 $x > 0.01$ 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3に示されているように、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ことで、鮮明度評価が、実際に可能であることが示された。そこで、(2)式で与えられる平均値 μ を用いて、血管輪郭の鮮明度と X 線管電圧との関係を求めた。その結果を図4に示す。この図に示されているように、脳動脈瘤の輪郭形成に寄与する絶対 Pixel 値の平均値 μ は、どの管電圧に対しても、MBIRの方が、FBPよりも高い値となった。これは、CT

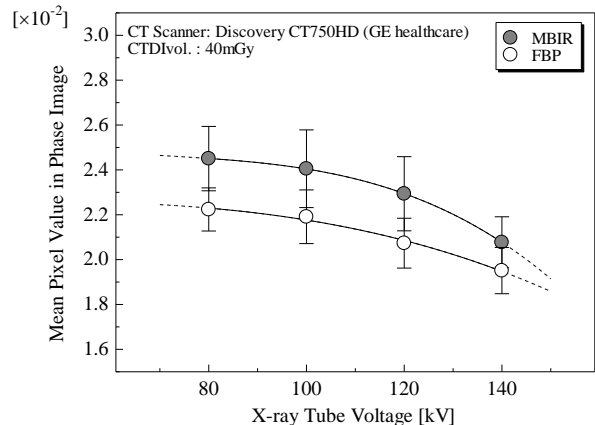


図4 血管輪郭の評価指標と X 線管電圧との関係

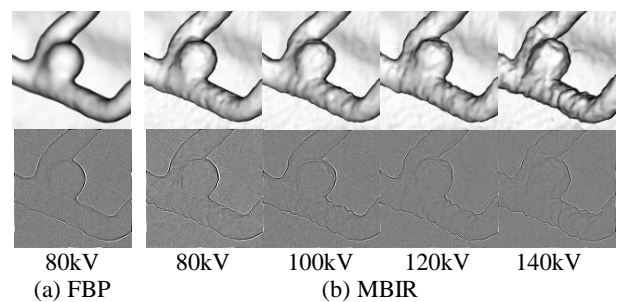


図5 各再構成法における右中大脳動脈 3D-CTA 画像

撮影時に取得した MBIR 画像のマトリクスサイズが 1024×1024 pixels であり、FBP 画像 (512×512 pixels) より大きいため、3D-CTA 画像を作成した際、血管輪郭が鮮鋭になったことに起因すると考えられる。また、再構成法一定の下では、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。実際の動脈瘤像を比較してみると、図5(b)に示すように、80kVの場合に輪郭が最も鮮やかである。これに対し、140kVの動脈瘤像は不鮮明になっている。また動脈瘤像の位相画像に関しても、輪郭が不鮮鋭になっている。このような結果が得られた理由として、ヨード系造影剤の K 吸収端(約 33keV)に近いエネルギーを持った X 線光子が、管電圧の減少と共に増加し、X 線の吸収効率が全体的に上昇したことが関係あるのではないかと考えられる。

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。

最後に、本研究は平成 23 年度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。

参考文献

- [1] Suzuki S *et al* ; Eur.J.Radiol., Vol.81(2), 3348-53 (2012)
- [2] 高橋倫也 : 「極値統計学」, 情報論理的学習理論テクニカルレポート, (2009)
- [3] Imai K *et al* : Med. Phys., Vol.36(2), 492-9 (2009)