

G-001

頭部 3D-CT Angiography における鮮明度評価法の考案

A New Method for Evaluating Clearness of Artery Contour in 3D-CT Angiography of Head

森 政樹[†] 今井 國治[‡] 後藤 洋哉[‡] 川浦 稚代[‡] 高瀬 郁子[‡]
 Masaki Mori Kuniharu Imai Hiroya Gtou Chiyo Kawaura Ikuko Takase
 池田 充[‡] 遠地 志太[§] 西本 卓矢[†] 米田 和夫[†]
 Mitsuru Ikeda Yukihiro Enchi Takuya Nishimoto Kazuo Yoneda

1. はじめに

近年, CT 装置における X 線検出器の多列化が進み, 0.5~1.0mm 厚程度の連続した断層画像が, 高速で得られるようになった. この技術発展に伴い, 高精細な 3 次元(3D)CT 画像が容易に取得できるようになり, これを用いた臨床応用が盛んに行われるようになった. その臨床応用の一つに, 脳血管 3D-CT Angiography (3D-CTA)検査がある. この検査は, 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, Digital Subtraction Angiography (DSA)の検出能に匹敵するとの報告もある. しかし, この検査方法に関しては, 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. 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. 脳血管 3D-CTA 検査では, 動脈瘤の位置及び形状の把握, さらに, そのサイズの計測が必要不可欠となる. そのため, 動脈瘤像の濃淡よりも, むしろ, その輪郭が鮮明に描出されているか否かが, 診断上, 重要なポイントとなる.

そこで本研究では, 頭部 3D-CTA 画像における血管像を対象に, その位相情報に基づく鮮明度評価法を考案し, 脳血管像の輪郭が, 撮像条件によってどのように変化するかについて検討したので報告する.

2. 解析対象画像

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 30~40 (HU)となるようにリン酸カルシウムを混合した. この脳実質内に中空の脳動脈 (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, 解析対象部位は左右の中大脳動脈とし, この血管像を得るために, 両方の内頸動脈からヨード系造影剤(10mg/ml)を注入した. 造影剤注入後, 64 列 MDCT (管電圧: 80-135kV, 実効 mAs 値: 212-293mAs, 再構成関数: Beam-hardening 補正有り(FC21)となし(FC43))を用いて, このファントムをスキャンし, Volume Rendering 法により 3D-CTA 画像を作成した. このようにして得られた画像は, 鮮明度解析ができるように, 全て DICOM 形式のファイルに変換した.

[†] 名古屋大学医学部附属病院

Nagoya University Hospital

[‡] 名古屋大学医学部保健学科

Nagoya University School of Health Sciences

[§] 大阪大学医学部附属病院

Osaka University Hospital

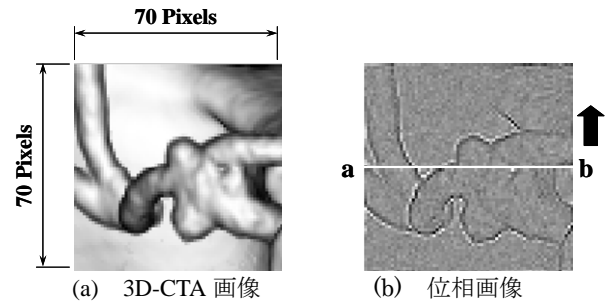


図1 右中大脳動脈 3D-CTA 画像及び位相画像

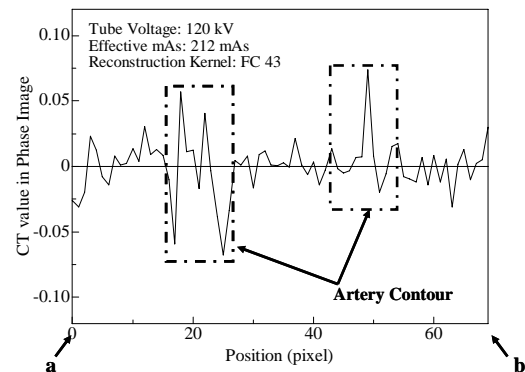


図2 位相画像における Pixel 値プロファイル

3. 頭部 3D-CTA 画像の鮮明度評価方法の原理

血管輪郭の鮮明度評価を行うためには, 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できる限り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, 後者には画像の輪郭情報が含まれていると言われている. このことから, 位相成分のみで画像を再構成すれば, 輪郭のみの画像が取得でき, これを用いた鮮明度評価が行えるようになる. そこで, 評価対象となる血管部分に ROI (70×70pixels)を設定し (例えば, 図 1(a)), その部分をフーリエ変換した. 次に, 位相成分のみで構成された血管像を得るために, 各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 1(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, 本提案法ではこれを評価対象画像として用いることにした.

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. この図からわかるように, 輪郭部分では, 大きく Pixel 値が変動している. この結果を血管輪郭の鮮明度評価と言う視点から考察すると, この Pixel 値変動が大きいほど, 鮮明な血管輪郭と言える. それゆえ, Pixel 値プロファイル内の最大変動量は, 血管

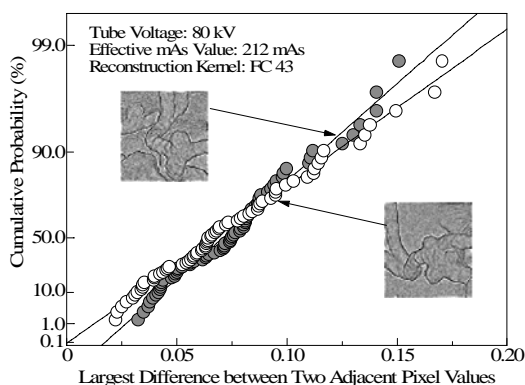


図3 最大 Pixel 値変動量に対する Gumbel プロット

輪郭を反映する特徴量として捉えることができ、この値を統計学的に解析することにより、血管輪郭の鮮明度評価が行える。

一般に、あるサンプル内における最大値や最小値を解析対象とする場合、極値統計解析がよく用いられている。その解析法の一つに Gumbel 解析がある。[1]この方法は、最大値が、極値漸近分布の一つである Gumbel 分布に従うことを利用した方法で、本提案法の数学的中枢を担う解析手法である。今、各 Pixel 値プロファイル中の最大 Pixel 値変動量を x とすると、この変動量は(1)式で与えられる。

$$F(x) = \exp \left[-\exp \left(-\frac{x - \beta}{\gamma} \right) \right] \quad (1)$$

$$-\ln(-\ln(F(x))) = \frac{x - \beta}{\gamma}$$

式中の $F(x)$ は最大 Pixel 値変動量 x に対する累積確率を表している。一般に、極値分布や正規分布による統計解析を行う場合、累積確率 $F(x)$ は、順序統計学に基づいて導出されるミーンランク法 (2) 式) を用いて推定されている。[1]

$$F(x_i) = \frac{i}{n+1} \quad (2)$$

$F(x_i)$: 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 (本研究では $n=70$)

そこで、ここでも累積確率は、ミーンランク法を用いて推定することにした。また、 β 及び γ は位置パラメータ及び尺度パラメータと呼ばれる統計学的指標で、これらは、各々、Gumbel 分布のモード値及びばらつきを表している。本提案法では、モード値である位置パラメータを鮮明度の評価指標として採用した。

以上の原理に従って、本研究では、まず、図 1(b) に示すように、長さ 70(pixel) のセグメント(a-b)を位相画像上に設定し、これを図中の矢印に沿って 1pixel ずつ移動させて、各セグメント内の最大 Pixel 値変動量を抽出した(合計 70 個)。次に、これらの最大 Pixel 値変動量を二重指数確率紙上にプロットし(これを Gumbel プロットと呼ぶ)、その分布の傾きと切片から、(1)式を用いて血管輪郭の鮮明度指標である位置パラメータを求めた。

4. 評価結果及び考察

血管輪郭の鮮明度評価が、Gumbel 解析で行えるか否かを検討するため、最大 Pixel 値変動量を Gumbel プロットした。その結果を図 3 に示す。この図に示されているように、最大 Pixel 値変動量は二重指数確率紙上で直線的に分布しており、その相関

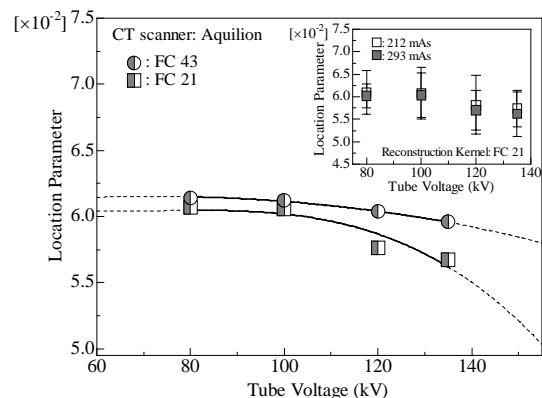


図4 Gumbel位置パラメータとX線管電圧との関係

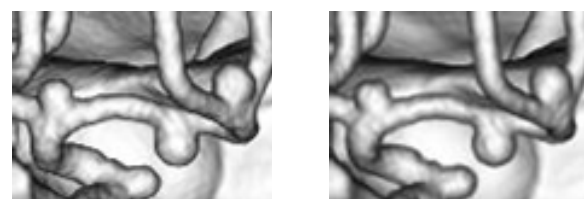


図5 各管電圧における左中大脑動脈 3D-CTA 画像

係数も $r=0.99$ と 1 に近い値を示した。このことから、Gumbel 解析による鮮明度評価が可能であることが示された。

そこで、この分布から、血管輪郭の鮮明度指標である位置パラメータを算出し、撮像条件との関係を求めた。その結果を図 4 に示す。この図に示されているように、管電圧一定の下では、実効 mAs 値を変化させても、位置パラメータはほとんど変化しなかった(右上図)。また、どの管電圧に対しても、FC43の方が、FC21 よりも高い値となった。これは、Beam-hardening 補正を行うことにより、画像全体が滑らかとなり、血管輪郭が不鮮明になったことに起因すると考えられる。しかし、再構成関数一定の下で管電圧を減少させると、位置パラメータは上昇し、100kV 付近でほぼ一定の値となった。実際、80kV 及び 135kV で得られた血管像を比較してみると、図 5 に示したように、80kVの方が 135kV よりも血管輪郭が鮮明であることがわかる。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 (=3.3keV) 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から関係があるのではないかと考えられる。これらの結果から、管電圧 80kV もしくは 100kV で撮像した時に、鮮明な血管像が得られることがわかった。また、これらの結果は、再構成関数の特性や造影剤の物理的特性を反映した結果になっていることを考慮に入ると、本研究で提案した評価法は、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、視覚による主観的評価結果とも良く一致していたことから、評価結果の信頼性も高いと言える。以上のことから、本提案法は、鮮明度を評価する上で、臨牀的に有益な方法であることが示唆された。

最後に、本研究は平成 23 年度科学研究費助成金研究 (基盤 (C)) の一環で行われたものである。

参考文献

- [1] Kuniharu Imai et al, Medical Physics, Vol.36, No.2, p492 (2009).