

# 仮想単色 X 線 CT 画像における脳血管輪郭の鮮明度評価

## A New Method for Evaluating Artery Contour Detectability in Virtual Monochromatic Image of Brain Computed Tomographic Angiography

遠地志太<sup>1)</sup> 今井國治<sup>1)</sup> 池田充<sup>1)</sup> 川浦稚代<sup>1)</sup> 高瀬郁子<sup>1)</sup> 森政樹<sup>2)</sup> 新美孝永<sup>3)</sup>  
 Yukihiro Enchi Kuniharu Imai<sup>1)</sup> Mitsuru Ikeda<sup>1)</sup> Chiyo Kawaura<sup>1)</sup> Ikuko Takase<sup>1)</sup> Masaki Mori<sup>2)</sup> Takanaga Niimi<sup>3)</sup>

大阪大学医学部附属病院 名古屋大学医学部保健学科<sup>1)</sup> 名古屋大学医学部附属病院<sup>2)</sup> 名古屋第二赤十字病院<sup>3)</sup>  
 Osaka University Hospital Nagoya University<sup>1)</sup> Nagoya University Hospital<sup>2)</sup> Nagoya Daini Red Cross Hospital<sup>3)</sup>

1. はじめに 近年, X 線 CT 装置を用いたデュアルエナジースキャン技術によって仮想単色 X 線画像が取得可能になった。この画像は, 再構成時の X 線エネルギー(keV)設定により様々なコントラストとなるため, CT Angiography(CTA)などの造影検査では, 設定エネルギーによって病変描出能に影響を与える恐れがある。特に, 脳腫瘍の診断に必要な不可欠な頭部 CTA 検査では, 動脈瘤の大きさや形状の計測に高い精度が要求されるため, その輪郭が鮮明に描出されるか否かが重要となる。しかし, 血管輪郭の鮮明度に関する検討は, ほとんど行われていない。そこで本研究では, 仮想単色 X 線画像における脳血管像を対象にその輪郭の鮮明度を定量的に評価する方法を考案したので報告する。

2. 脳血管ファントム画像 本研究では, 被写体として筆者らが考案した脳血管ファントムを使用した。頭部 CTA 画像を得るために, ファントム内の模擬血管に希釈ヨード造影剤(10mg/mL)を注入した。その後, このファントムを, 64 列 MDCT 装置を用いて高速管電圧スイッチング方式によるデュアルエナジースキャン(80kV, 140kV)を行い, 仮想単色 X 線画像(40keV-80keV; 2keV 毎)を再構成した。

3. 血管輪郭の鮮明度評価法 血管輪郭の鮮明度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, Fig1 中の左図のような解析対象部分をフーリエ変換し, その後, 位相成分のみで画像を再構成した。この処理によって, Fig1 中の右図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)。

今回取得した位相画像では, 血管輪郭部分で比較的大きな Pixel 値となっており, その値はある一定値を超えていた。すなわち, 血管輪郭を構成する Pixel 値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 Pixel 値が大きいほど, 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 Pixel 値を統計学的に解析すれば, 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, 位相画像の 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。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 Pixel 値を  $x$  とすると, この Pixel 値分布は(1)式で与えられる[1]。

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

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

$\alpha$ : 位置パラメータ,  $\beta$ : 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  $\mu$  を求めると

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

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 Pixel 値を片対数プロットした。その結果を Fig1 中の右下に示す。この図に示したように, Pixel 値

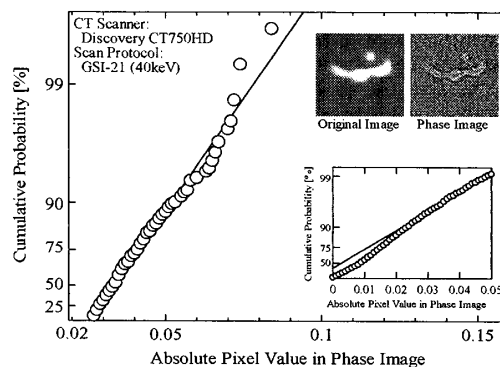


Fig.1 Exponential Plot of Pixel Value in Phase Image

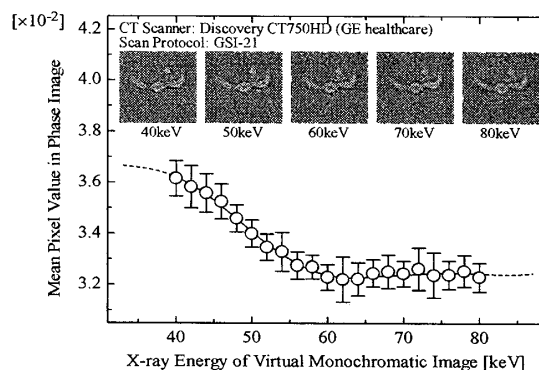


Fig.2 Relationship between Mean Value and X-ray Energy of VM Image

$x=0.026$  以上で直線的な分布となっている。そこで, この Pixel 値付近について検討したところ, この値よりも大きい Pixel 値は, 血管輪郭形成に寄与していることが判明した。このことから, この屈曲点が血管輪郭を構成する Pixel 値と背景部分との間に存在する閾値であることがわかった。次に, 指数関数型パレート解析を用いて血管輪郭の鮮明度評価ができるか否かを検討するため, 閾値以上の Pixel 値を片対数プロットした。Fig1 に示したように, 閾値以上の Pixel 値は直線的に分布し, その相関係数も  $r>0.95$  であった。この結果から, 指数関数型パレート解析による鮮明度評価が可能であることが示された。そこで実際に, この分布から平均値  $\mu$  を推定し(2)式, X 線エネルギーとの関係を求めた(Fig2), 血管輪郭を構成する平均 Pixel 値は, X 線エネルギーの上昇と共に低下し, 60keV 以上ではほぼ一定となった。これは, 60keV 以下で X 線エネルギーを低下させることにより血管輪郭が鮮明になることを表している。実際, 各 X 線エネルギーで得られた位相画像を比較してみると, Fig2 の上図に示したように, 血管輪郭は 60keV 以下で X 線エネルギーの減少と共に鮮明になっている。以上の結果から, 40keV に設定したときに, 鮮明な CTA 画像になることがわかった。最後に本研究は平成 23 年度科学研究の助成を受けて行われた。

### 参考文献

[1] 極値統計学, 2008 年度公開講座資料, 統計数理研究所