

X線CT画像の
定量画質評価法に関する研究

遠地志太

学位論文（医療技術学）

X線CT画像の
定量画質評価法に関する研究

Quantitative methods for image quality assessment of x-ray
computed tomography

名古屋大学大学院医学系研究科
医療技術学専攻
医用量子科学分野

581202015 遠地 志太

指導教員 今井 國治

内容梗概

X線 CT (Computed Tomography) 技術の発展は、放射線医療の進歩や普及に一層拍車を掛けており、その結果、現在、CT 検査は画像診断の中心的役割を果たすようになっている。特に、X線検出器の多列化に伴う画質向上や画像情報量の増大は、有益で正確な画像診断情報を提供している。その一方で、検査件数の増加に伴う放射線被ばくの増大という不利益も生み出している。それゆえ、放射線医療の目的を達成するために必要十分な画質と放射線被ばくのバランスを考えることが重要な課題となっている。このような中、CT 検査では低管電圧化技術に関心が高まっており、被ばく線量の低減やヨード造影剤による造影効果の向上といった特性を臨床現場で応用している。しかし、撮像条件の一つである管電圧設定は、CT 画像の画質に大きな影響を与えるため、その設定に伴う画質特性を把握する必要がある。以上の背景から、本論文では、臨床応用を考慮に入れた CT 画像の画質特性について、多面的かつ定量的に検討を行っている。

本研究では、CT 検査の頻度が多い頭部検査を対象とし、頭部 CTA (CT Angiography) 検査の臨床状況を可能な限り再現した脳血管ファントム撮像を実験系に設定した。その後、実験によって得られた再構成画像に対して、脳動脈瘤検出に主眼を置いた画質評価を行い、低管電圧に伴う画質特性の変化について検討した。さらに、白内障と放射線被ばくに関して従来からの医学的知見と乖離した報告が見受けられることに着目し、水晶体被ばく線量を測定し、これと CT 画像の画質との関連性についても検討した。

低管電圧化に伴う CT 画像の画質特性の変化には、主に画像ノイズの増加と CT 値の上昇が挙げられる。これらの特性を考慮した上で、脳動脈瘤の信号検出能を評価するためには、従来から CNR (Contrast-to-Noise Ratio) 解析が行われている。この解析法について、今井らが考案した画像ノイズ評価法を適用することで、解析対象部分そのものが

持つ画質特性を表現した評価結果となるように CNR 解析法の改良を行った。その結果、低管電圧化によって画像ノイズが増加するという従来法と同様の傾向が示された。また、水晶体被ばく線量を一定に保った場合でも、低管電圧化に伴ってコントラスト分解能が改善されることが定量的に示された。

脳動脈瘤に対する画像診断では、治療適応の決定や破裂の危険性を理解する上で、病変形態の詳細な把握が重要な要素となる。本研究では、CT 画像上の信号輪郭に着目し、その視認性を定量的に解析できる新たな画質評価法を考案した。ここでは、この評価法の信頼性について検証した上で、解析対象となる血管輪郭の検出能を評価した。その結果、本提案法によって、血管輪郭検出能を適切に評価できることが実証され、低管電圧化に伴う血管輪郭の強調効果を定量的に明らかにした。

CT 画像では、撮像における X 線光子数の極端な変動や画像再構成法に基づく画像形成の結果、装置特有のアーチファクトを発生する場合がある。特に、頭部 CT 画像には、頭蓋底領域にストリークアーチファクトが確認されることがあり、低管電圧化によってその発生は顕著になる。一般に、アーチファクトに関する画質評価には、視覚による主観的評価が適用されている。本研究では、ストリークアーチファクトに起因する特徴量の統計学的性質を明らかにした上で、CT 画像上のストリークアーチファクトの定量的評価法を考案した。上述した血管輪郭の検出能評価法と同様、この評価法の信頼性について検証した上で、ストリークアーチファクトの評価を行った。その結果、本提案法により、CT 画像上に見られるストリークアーチファクトの発生の程度を定量的に示すことができた。

以上の結果から、本研究では、低管電圧化技術が及ぼす画質特性を定量的に評価すると共に、従来の定量解析法を改良することで、その精度向上を図ることができた。さらに、本研究で考案した画質評価法は、臨床的に有益なものであることが示された。

Abstract

X-ray computed tomography (CT) imaging is one of the high accuracy diagnostic tools, especially in head CT angiography (CTA) equivalent to digital subtraction angiography (DSA) for detecting cerebral aneurysms, and its use had increased dramatically. There is a risk of increasing the radiation dose delivered to the eye lens for clinical neuroimaging protocols. Therefore, it is necessary for CT imaging to optimize the balance between radiation dose and required image quality to achieve its medical purpose.

It is well-known that it is possible to reduce radiation dose and to enhance image contrast in CT scanning with low tube voltage technique, and it also has the potential to lead to an improvement of detectability of arterial contours in head CTA images with this technique. However, the CT procedure with low tube voltage is limited due to increased image noise and artifacts, which can potentially affect the accuracy of diagnosis and detection of cerebral aneurysms. Thus, it is important to investigate the effect of low tube voltage on image quality (such as image noise and streak artifacts) and radiation dose at head CT and/or CTA.

From these points of view, we have set out three subjects of this study, listed below.

1. Evaluation of image noise and contrast resolution of cerebral aneurysms in head CT images
2. Evaluation of arterial contours detectability with cerebral aneurysms in head CTA images
3. Evaluation of streak artifacts on head CT images

Intracranial anthropomorphic vascular phantom with superimposed bone skull structures was designed to accurately simulate vasculature in the human head and to include some cerebral aneurysms. The simulated vascular of the phantom was filled with contrast medium. The CT images of the phantom were acquired with a 64-row multi-detector CT scanner.

1. Image noise and contrast resolution: Image noise (that is, noise SD; standard deviation of CT values) in non-uniform area on CT images was evaluated using new method devised in the previous study. CNR was employed as a physical index of evaluating contrast resolution of cerebral aneurysms in CT images, and was calculated using noise SD as mentioned above. The contrast resolution of cerebral aneurysms in CT images was improved by low tube voltage techniques.

2. Arterial contour detectability: Arterial contour extraction is essential for visualization and understanding of vasculature in CTA. We defined a new quantitative and physical index to evaluate arterial contours detectability in CTA images. As a result, it was verified that both detectability and visualization of arterial contours in CTA images were improved using low tube voltage techniques.

3. Streak artifacts evaluation: Streak artifacts near the skull base on CT images are caused by multiple mechanisms, including beam hardening, and image quality degradation for these artifacts is likely to affect diagnostic accuracy of brain lesions and aneurysms. We clarified the statistical characteristics of streak artifacts, and devised a new method for evaluating streak artifacts quantitatively. Using this devised method, it was clarified that appearances of streak artifacts on CT images depended on tube voltages under constant radiation doses.

目次

第1章	緒論	1
1.1	研究の背景	1
1.2	X線 CT 画像の画質評価に関する研究の動向	3
1.3	本論文の概要	5
第2章	頭部 CTA 撮像における水晶体の被ばく線量測定	7
2.1	はじめに	7
2.2	脳血管ファントム	8
2.2.1	脳血管ファントム	8
2.2.2	脳血管ファントムの CT 画像取得	10
2.2.3	脳血管ファントムの有用性の検証	10
2.3	頭部 CTA 撮像時における水晶体被ばく線量	16
2.3.1	水晶体被ばく線量の測定方法	16
2.3.2	水晶体被ばく線量の検討	16
2.4	まとめ	19
第3章	X線 CT 画像の画像ノイズおよびコントラスト評価	21
3.1	はじめに	21
3.2	実験方法および解析対象画像	22
3.3	Gauss 法による CNR 解析	22
3.3.1	コントラストの定義と CNR 算出方法	22
3.3.2	Gauss 法による画像ノイズ解析	23

3.4	Gauss 法による CNR 解析の結果および検討	25
3.4.1	Gauss 法による画像ノイズ評価の検証	25
3.4.2	画像ノイズ評価の検討.....	25
3.4.3	CNR 評価と水晶体被ばく線量の検討	27
3.5	まとめ	29
第4章	X 線 CT 画像の輪郭検出能評価	31
4.1	はじめに	31
4.2	解析対象画像	31
4.3	位相限定画像の再構成アルゴリズム	32
4.4	位相限定画像による輪郭検出能評価	34
4.4.1	位相限定画像の統計学的性質	34
4.4.2	位相限定画像を用いた輪郭検出能の評価指標	34
4.5	輪郭検出能の評価結果および検討	36
4.5.1	輪郭検出能評価の妥当性	36
4.5.2	輪郭検出能評価と視覚評価の検討	38
4.5.3	輪郭検出能とそれに及ぼす X 線線量効果	42
4.6	まとめ	43
第5章	X 線 CT 画像のストリークアーチファクト評価	45
5.1	はじめに	45
5.2	解析対象画像	46

5.3	ストリークアーチファクトの統計学的性質	47
5.3.1	ストリークアーチファクトの定義	47
5.3.2	極値統計分布の適用評価	48
5.4	Gumbel 評価法によるストリークアーチファクト解析	51
5.4.1	Gumbel 確率密度関数による評価	51
5.4.2	Gumbel 評価法による定量的解析	54
5.4.3	Gumbel 評価法と管電圧が及ぼす影響	56
5.5	まとめ	59
第6章	総論	61
6.1	本研究のまとめ	61
6.2	本研究の医療技術学的意義	65
	参考論文	67
	謝辞	71
	研究業績	73
付録 A	正規確率プロット	75
付録 B	位相限定画像の再構成アルゴリズム	77

第1章 緒論

1.1 研究の背景

X線CT（Computed Tomography）装置の技術革新には目覚ましいものがあり、ヘリカルスキャン方式の導入やX線検出器における多列化および薄層化技術の開発が進むにつれ、CT検査では、高精細なCT画像を短時間に、かつ広範囲に撮像可能となった。さらに、解析手法やデータ処理能力の飛躍的な向上によって、CT検査は多様化し、形態診断のみならず機能診断にも利用されるようになってきた。特に、中枢神経および頭頸部領域においては、脳動脈瘤破裂による脳出血に対して、治療方針の決定のために3D-CTA（Three dimensional CT Angiography）検査を、さらにその予後予測のためCTP（CT Perfusion）検査を実施する医療施設が増えてきている^[1-3]。それゆえ、CT検査は画像診断領域において極めて重要な役割を担っている。

その一方で、放射線医療の進歩や普及は、CT検査による放射線被ばく線量増加への関心を高め、医療被ばくに対する不安も増加させていることから、放射線診療で使用する放射線量の適正化が大きな課題となっている。これに基づいて、国際放射線防護委員会（International Commission on Radiological Protection : ICRP）は、2007年のPublication 103において、水晶体の放射線障害に対する線量限度を見直す可能性について言及しており、水晶体被ばくに関するCT検査行為の最適化が重要視されている^[4]。このような放射線量の適正化を検討する上で必要不可欠となるのが、CT画像の画質評価である。

一般に、CT画像の画質評価は、視覚評価と物理評価に大別される。医用画像の評価は、最終的には医師や診療放射線技師といった観察者によってその優劣が決定されるため、視覚評価は臨床上重要であると言える。視覚評価法に代表されるものにはROC（Receiver Operating Characteristic）解析が挙げられる。この方法は、臨床画像のように

第1章 緒論

実際の病変を含む画像を対象として検出率を求めることができ、統計学的手法に基づいた信頼性の高い評価法であると言われている。しかし、このような視覚評価は主観的評価であり、その精度を向上させるために、多数の観察者に大量の画像を繰り返し観察してもらおうといった人的および時間的労力を要する他に、実験試料の作成および観察者の選択が評価結果に大きな影響を与えるという問題点が数多く報告されている^[5,6]。

これに対して、CT 画像の物理的な画質評価法では、従来から MTF (Modulation Transfer Function) や NPS (Noise Power Spectrum) によって定量的、客観的に評価されてきた。これらの方法では、その性質上、金属ワイヤや水ファントムといった単純な構造体から得られる入力信号を基本とした評価法であるため、実際の臨床画像のような複雑な構造体から得られた画像へそのまま適用することは困難な場合がある。それゆえ、医用画像の画質評価には、臨床画像あるいは人体ファントムのような複雑構造を有する画像を用いることが必要であり、それによって有益な情報が得られるものと考えられる。

CT 装置が開発されて以来、装置の性能評価や診断能評価など様々な分野において多くの評価法が提案されてきたが、未だ確立された評価法がない分野も存在している。また、今後の新たな技術進歩によっては、多種多様の画質特性を有する画像が得られる可能性も考えられる。

したがって、医用画像の画質評価には、以下のような特長を有する必要があると思われる。

1. 複雑なテクスチャを含む臨床画像や人体ファントム画像にも適用可能である。
2. 定量的、客観的評価法であり、その評価結果が視覚による主観的評価を反映し、その代用となり得る。

以上の背景を踏まえた上で、本研究では、臨床画像にも適用可能な画質評価法を考案

すること、ならびに既存する画質評価法の問題点を改善することを目的の一つとして掲げている。

1.2 X線 CT 画像の画質評価に関する研究の動向

脳卒中（いわゆる、脳血管障害）は、日本国内における死亡原因の上位に位置しており、その危険因子の一つには、脳動脈瘤の存在が知られている。脳動脈瘤は、それが破裂することでクモ膜下出血をきたした場合、その診断の遅れが予後の悪化につながるため、迅速かつ確かな診断が必要であると言われている^[7]。現在、脳動脈瘤の検出には、高精細で高解像度な画質を有する DSA（Digital Subtraction Angiography）検査が従来から行われている^[8]。しかし、侵襲性が高く、検査中に起こる合併症の危険性を少なからず有する検査であるため、臨床現場では、DSA 検査の代用となる低侵襲的で精度が良い検査法が求められている。ここで、注目されているのが頭部 CTA 検査である。最近では、3D-CTA による脳動脈瘤の検出能は DSA とほぼ同等であるとの報告や外科手術を考慮にした際に得られる情報は DSA よりも優れているとの報告もあり^[1, 2]、低侵襲かつ短時間で行える CTA 検査は、脳動脈瘤の診断に有用な検査技術になると期待されている。一般に、頭部 CTA 検査で得られた二次元の横断画像データは、VR（Volume Rendering）技術や MPR（Multi-planar Reconstruction）技術によって、脳動脈瘤周囲における血管の立体的構成を三次元的に把握することができる^[1, 2]。すなわち、二次元 CT 画像の画質に影響を与える因子は、そのまま三次元 CT 画像の画質にも影響を与える。それゆえ、基本的に二次元画像を対象に画質評価を行うことが重要であると考えられる。

脳卒中に対する放射線画像診断には X 線 CT 検査が重要な役割を果たしている。X 線 CT 検査の頻度は、日本国内では頭部検査がその多くを占めており^[9]、米国でも最も多くなっていると報告されている^[10]。そのため、頭部 CT 検査における被ばく線量、特

第1章 緒論

に水晶体に対する被ばく線量の検討は重要である。現在、医療被ばくには、線量限度は存在しないが、医療目的を達成するために必要十分な画質と患者の被ばく線量とのバランスを取ること、すなわち、診断参考レベル (Diagnostic Reference Level : DRL) を設定することの重要性について議論が進んでいる。したがって、今後の画質評価では、患者被ばく線量を基準とした検討が進められるべきであると考えられる。

そのような中で、CT 検査の被ばく低減方法として低管電圧化技術への関心が高まっており、現在では CTA 検査や CTP 検査にも臨床応用されている。この技術によって得られた CT 画像では、使用した造影剤の造影効果が向上するという利点から造影コントラストの程度を評価するために、一般的な SNR (Signal-to-Noise Ratio) や CNR (Contrast-to-Noise Ratio) が用いられている^[11-13]。すなわち、現段階では臨床画像のような複雑な構造体を有する画像を考慮にいれた評価には至っていない。その反面、低管電圧化によって、画像ノイズやアーチファクトの発生が問題となる。特に、アーチファクトに関しては、確立した定量評価法が存在しないため、視覚による主観的評価しか行われていない^[14]。このように、現在、X 線 CT 画像の画質評価では、臨床画像に適応させ、その精度を向上させるためには、未だ改善の余地があると思われる。また、定量的な解析が困難な評価項目も存在しており、それらに対する評価手法の考案は、今後に残された課題であると言える。

以上のことから、低管電圧技術は水晶体の被ばく線量を低減する一手法として捉えることができ、この撮像条件によって、CT 画像の画質がどの程度改善されるのか、また、脳動脈瘤の検出能向上がどの程度見込まれるのかを、被ばく線量と画質の両面から定量的に検討することは、臨床現場に大変有益な情報を与えるものと考えられる。本研究は、このような観点から検討を行っている。

1.3 本論文の概要

本論文は、六つの章から構成されており、その主題は、頭部 CT 検査における被ばく線量測定に関する研究（第2章）、X線 CT 画像における既存の画質評価法の改良に関する研究（第3章）、X線 CT 画像における新たな画質評価法に関する研究（第4章から第5章）となっている。以下に各章の概要を述べる。

第1章では、緒論として本研究の目的を述べ、この研究を開始した背景にはどのような研究が行われてきたかについて、その概要を述べている。

第2章では、今井らが設計した脳血管ファントムを用いて臨床状況をできる限り再現した CT 画像を取得すると共に、頭部 CTA 検査時の水晶体被ばく線量を測定した。水晶体被ばく線量は、X線出力を表す実効 mAs (milliampere second) 値との間に正比例の関係があり、管電圧とも正の相関があることを明らかにしている。さらに、CT 装置が算出する $CTDI_{vol}$ (volumetric CT Dose Index) と水晶体被ばく線量との関係についても論じている。

第3章では、Gauss 法と称するノイズ評価法を用いて、CT 画像のノイズを評価し、その評価結果をもとにした CNR 解析を実施した。その結果、低管電圧化を図ることで、CNR の改善が見込めることを明らかにしている。さらに、水晶体被ばく線量を基準とした場合でも、低管電圧化が CNR の改善に有効な手段となり得ることも明らかにしている。

第4章では、二次元フーリエ変換から取得される位相情報をもとに、信号輪郭検出能と称する新たな物理的評価指標を定義し、様々な撮像条件で得られた CT 画像の輪郭検出能特性を定量的に検討している。その結果、低管電圧化による輪郭検出能の改善が見込めることを明らかにしている。

第1章 緒論

第5章では、極値統計学を用いたストリークアーチファクト評価法を考案した。この評価法を用いることで、医用画像領域における画質評価では、これまで解明されていなかったストリークアーチファクトの統計学的性質を明らかにしている。さらに、様々な撮像条件とストリークアーチファクトの関係も定量的に評価している。

第6章では、本研究の研究成果について総括すると共に、医療技術学的意義について述べている。

第2章 頭部 CTA 撮像における水晶体の被ばく線量測定

2.1 はじめに

頭部領域における CT 検査では、白質、灰白質といった僅かな CT 値差の組織を観察しなければならないことや、X 線吸収の高い頭蓋骨に囲まれていることから、他の部位に比べて高線量撮像となる傾向にある。それに加え、頭部 CTA 検査では、頭蓋内の細かい血管の走行を把握するだけでなく、脳動脈瘤の大きさや形状を高精度に計測する必要があるため、画像ノイズの影響を可能な限り受けたくないような高精細画像が要求され、さらなる高線量撮像が必要となる。このように、CT 検査の撮像線量に関する検討を行うことは極めて重要であるが、実際の臨床症例を用いて検討することは困難であり、倫理的にも問題がある。この問題の解決策の一つとして、人体構造を模擬したファントムを用いる等価実験がある。この方法を用いることで、倫理的な問題は解消されると共に、その結果は人体と等価な結果が得られると考えられる。しかし、このような脳動脈瘤を模擬したファントムは、現在のところ、市販されていない。

本章では、人体頭部の解剖学的特徴を有する脳血管ファントムを設計、考案し、このファントムの有用性について検証する。さらに、この脳血管ファントムを用いて、頭部 CTA 検査を想定した被ばく線量測定を行い、頭部領域における X 線被ばくのリスク臓器として挙げられる水晶体の被ばく線量についても評価する。

2.2 脳血管ファントム

2.2.1 脳血管ファントム

本研究では、臨床画像をできる限り再現できるような脳血管ファントムが必要であり、以前、今井らが設計、考案したものを採用した^[15]。このファントムは、頭蓋骨、脳実質および脳血管（内頸動脈系および椎骨動脈系）から構成されている。頭蓋骨は、人体の骨とほぼ等価な CT 値を有する石膏を用いて、頭部の骨格構造を模擬し、その周囲を人体軟部組織とほぼ同等の CT 値を持つポリウレタンで被うことで頭部の外皮系・筋組織構造として形成した。脳実質は、基材としてポリウレタンを使用し、人体と同等の CT 値（管電圧 80 ~ 140 kV (実効エネルギー：35 ~ 60 keV) に対して 30 ~ 40 HU [Hounsfield Unit]) 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管状の脳動脈と動脈瘤好発部位に直径 3 ~ 5 mm の動脈瘤を作成した。図 2.1、図 2.2 は、各々このファントムの外観およびその内部構造を示したものである。

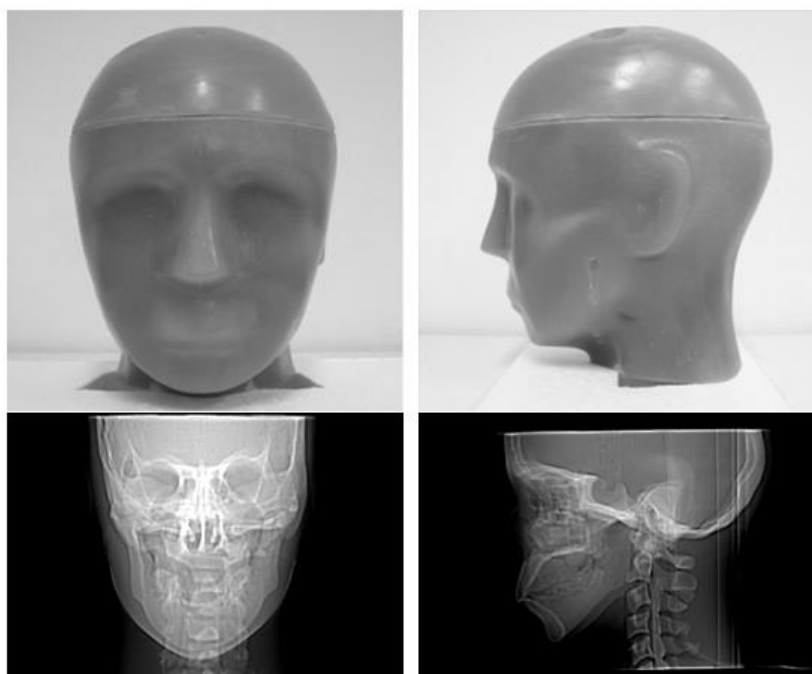
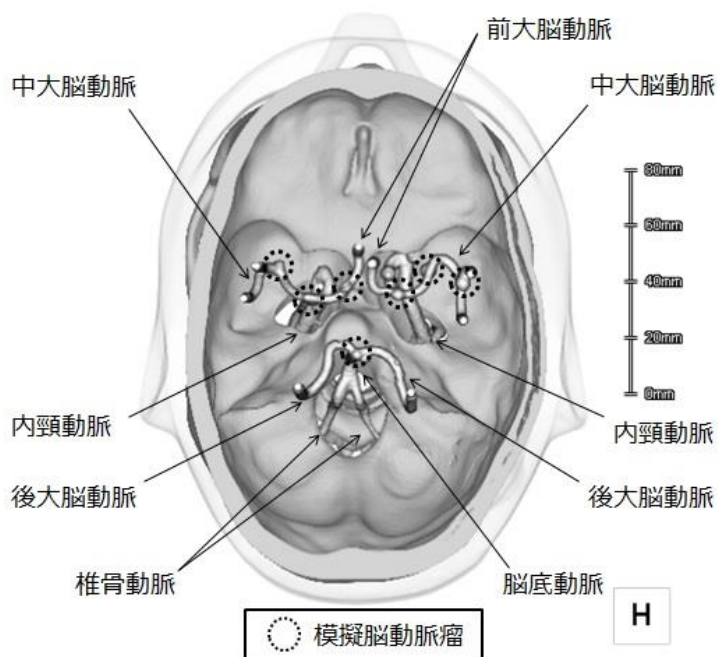


図 2.1 脳血管ファントム（上段：外観、下段：CT Scout View）



(a) 頭側より見た図



(b) 左側より見た図

図 2.2 脳血管ファントム (内観)

2.2.2 脳血管ファントムの CT 画像取得

本研究では、被写体として、上述した脳血管ファントムを使用した。このファントムを用いて頭部 CTA 画像を取得する際、中空の模擬血管内を造影剤で満たす必要がある。一般に、頭部 CTA 画像における脳血管の CT 値は 250 HU 程度であり、このファントムを用いて、この CT 値を得るためには、非イオン性ヨード造影剤の濃度を 10 mg Iodine/mL にする必要があることを以前の研究で明らかにした^[15]。そこで、このファントムの脳血管内にヨード量が 10 mg/mL の非イオン性ヨード造影剤（Omnipaque 300 (成分：イオヘキソール、ヨード含有量：300 mg/mL)、第一三共製) を注入し、64 列 Multi-detector CT (MDCT) 装置 (Discovery CT750 HD、GE Healthcare 社製) を用いて、この脳血管ファントムをスキャンした。その際の撮像条件は、表 2.1 に示した通りであり、性能評価用の線量指標として CT 装置から算出される $CTDI_{vol}$ も併せて表記した。また、この条件下で取得した CT 画像の一例を図 2.3 に示す。

2.2.3 脳血管ファントムの有用性の検証

2.2.1 項で作成した脳血管ファントムの有用性を検証するため、CT 画像上の均質部(脳



図 2.3 脳血管ファントムの CT 画像

第2章 頭部CTA撮像における水晶体の被ばく線量測定

表 2.1 脳血管ファントムの撮像条件および画像再構成条件

CT scanner	Discovery CT750 HD (GE healthcare)			
Examination	Head CTA (Head phantom)			
Tube voltage [kV]	80	100	120	140
	210	115	75	55
	420	230	150	110
	Tube current [mA]	*695	385	250
		460	300	215
			445	320
Rotation time [sec]	0.5			
Detector coverage [mm]	20 (0.625 mm × 32 ch)			
Helical pitch	0.531:1			
Effective mAs [mAs]	198	108	71	52
	395	217	141	104
	*654	363	235	169
		433	282	202
CTDI _{vol} [mGy]			419	301
	12.3	12.2	12.2	12.5
	24.6	24.4	24.4	24.9
	*40.8	40.8	40.6	40.8
	49.0	48.9	48.9	
		72.5	72.8	
Display-FOV [cm] / Scan-FOV	24 / Small Head			
Matrix size [pixel]	512 × 512			
Slice width [mm]	0.625			
Length of scanned volume [mm]	155			
Reconstruction method	Filtered Back Projection			
Reconstruction kernel	Standard			

* 大焦点撮像。これ以外は全て小焦点撮像。

実質部) に図 2.4 に示すような 50×50 pixel の関心領域を設定し、この領域内の平均 CT 値および標準偏差 (画像ノイズ : Noise SD (Standard Deviation)) を測定した。なお、関心領域の大きさは、脳血管を含まないようなできる限り大きい範囲とした。

まず、取得したファントム画像のノイズ特性について検討を行う。図 2.5 に、実効 mAs 値と Noise SD との関係を両対数グラフとして示した。このグラフから、Noise SD は、管電圧が低くなるに従って大きくなった。これは人体の脳実質におけるノイズ特性と同様の結果を示している。さらに、図 2.5 のような両対数プロットでは、実効 mAs 値と Noise SD の関係は直線的に分布しており、いずれの管電圧においても、実効 mAs 値の増加に伴い、Noise SD は減少した。一般に、mAs 値と Noise SD との間には、

$Noise\ SD \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} = (mAs)^{-0.5}$ という関係が成り立つことが知られている^[16, 17]。そこで、図 2.5 から直線の傾きを算出したところ、全ての管電圧において、-0.47 程度となっ

ており、一般的に知られている X 線出力と画像ノイズとの関係が成立していることが確認できた。このことから、ファントム中の脳実質部に使用したポリウレタン-リン酸カルシウムの混合物は、ノイズ特性に影響を与えないことが明らかとなった。

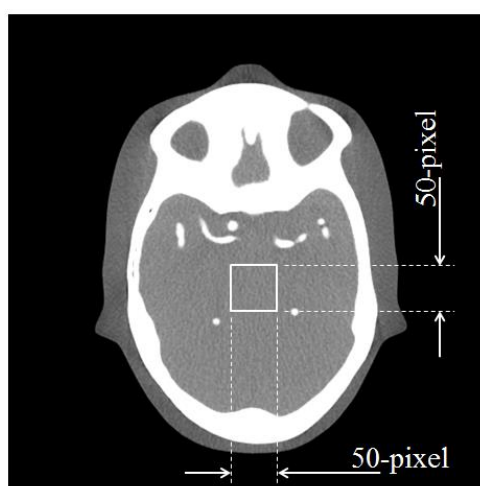


図 2.4 関心領域の設定

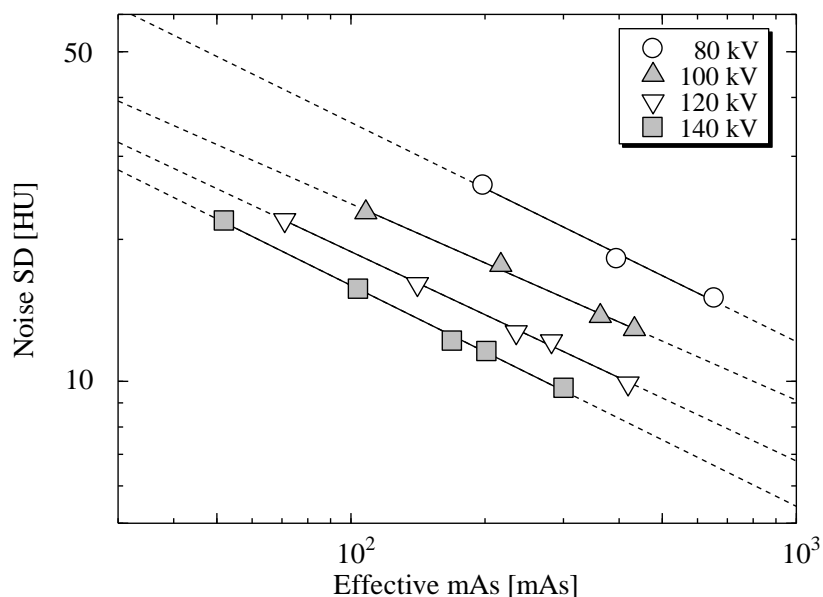


図 2.5 X 線出力（実効 mAs 値）と水晶体被ばく線量の関係

次に、ファントム画像の CT 値精度について検討を行う。図 2.6 に、X 線出力と平均 CT 値の関係を示す。このグラフから、どの管電圧においても、実効 mAs 値によらず平均 CT 値は一定の値となった。続いて、図 2.7 に、管電圧と CT 画像上の均質部における平均 CT 値の関係を示している。このグラフでは、管電圧[kV]を X 線実効エネルギー [keV]に換算し、グラフの横軸として採用している。2.2.1 項で述べたように、脳血管ファントムの均質部は、X 線実効エネルギー35 ~ 60 keV に対して 30 ~ 40 HU となるように設計した。しかし、実際の測定結果は、X 線実効エネルギー35 ~ 60 keV に対して 40 ~ 50 HU となり、設計よりもやや高い値を示した。これは、ファントム内部の骨構造から受ける線質硬化（ビームハードニング）の影響を過補正した場合に見られるキャッピング現象と考えられる。通常の CT 装置では、連続 X 線によるシングルエネルギー撮像であるため、このような線質硬化の影響を避けることは極めて困難である。本研究で利用した CT 装置では、GSI（Gemstone Spectral Imaging）と呼ばれるデュアルエネルギー撮

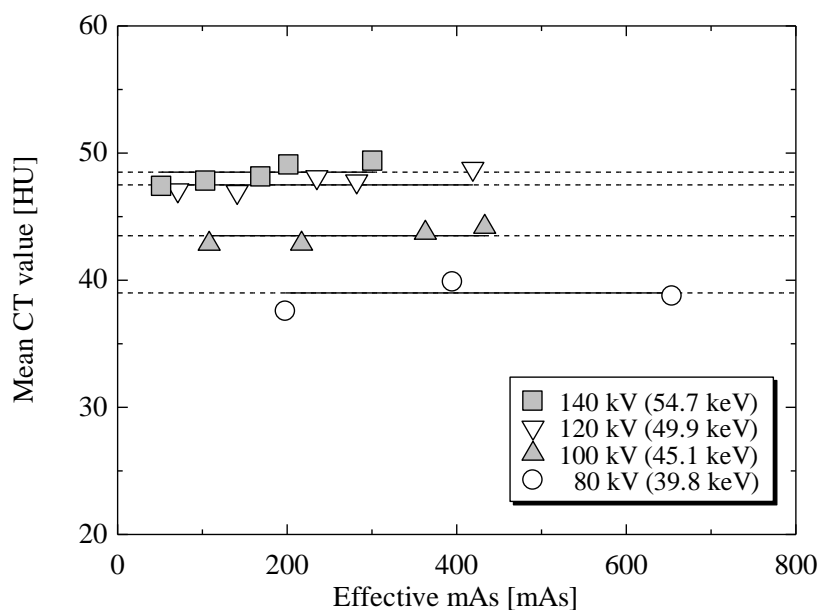


図 2.6 実効 mAs 値と CT 値の関係

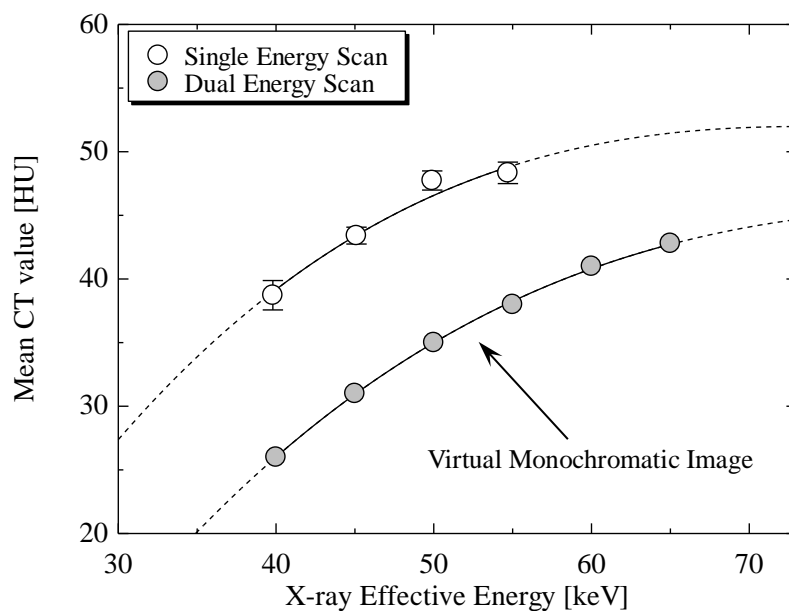


図 2.7 X 線実効エネルギー（管電圧）と CT 値の関係

像を利用した仮想単色 X 線画像 (Virtual Monochromatic Image : VMI) を取得することが可能であり、任意の X 線実効エネルギーの単色画像を再構成することで、線質硬化の影響を軽減し、CT 値の精度を向上させることができる^[18]。そこで、この脳血管ファントムを、表 2.2 に示す撮像条件の下、GSI 技術を使用した CT スキャンを行い、線質硬化の影響を軽減した画像として 40 ~ 65 keV 相当の仮想単色 X 線画像を再構成した。この画像の CT 値測定には、CT 装置付属のワークステーション (Advantage Workstation、Version 4.6、GE Healthcare 社製) を使用し、その測定結果をシングルエネルギー撮像の結果と併せて図 2.7 に示した。この結果から分かるように、X 線実効エネルギー 40 ~ 60 keV に対しておよそ 30 ~ 40 HU となっており、設計通りの値を示した。したがって、シングルエネルギーによる CT 画像の場合は、線質硬化の影響を受けていることが確認された。また、この線質硬化の影響は、実際の頭部 CT 画像でも見られる現象であり、人体頭部を忠実に再現できているものと解釈できる。

以上の結果から、本研究で設計した脳血管ファントムは、CT 画像の画質評価に対して十分に適応できるものと思われる。

表 2.2 GSI (Dual Energy CT) 撮像条件

GSI Mode (Fast kV switching)	GSI-21
Tube voltage [kV]	80/140
Tube current [mA]	630
Rotation time [sec]	0.5
Detector coverage [mm]	20
Helical pitch	0.531:1
Scan-FOV	Small Head
* CTDI _w / CTDI _{vol} [mGy]	38.42 / 72.32

* CTDI_w ... Weighted CTDI

2.3 頭部 CTA 撮像時における水晶体被ばく線量

2.3.1 水晶体被ばく線量の測定方法

本節では、脳血管ファントムを用いて、頭部 CTA 撮像時の水晶体被ばく線量の測定を行った。通常、CT 検査における被検者の被ばく線量を測定する場合、ガラス線量計や TLD (Thermoluminescent Dosimeter) 素子が用いられる。しかし、これらの測定素子には、測定データ間のバラツキが大きく信頼性に欠けるうえ、測定後の処理が必要であるためリアルタイム測定が困難であるという欠点を持っている。そこで本研究では、これらの欠点を補った測定素子である半導体素子を用いて水晶体の被ばく線量測定を行った^[19]。

本研究では、半導体素子として、Si-PIN フォトダイオード (S838504、浜松ホトニクス社製) を採用した。この半導体素子を用いた線量計を、図 2.8 に示したように、脳血管ファントムの左眼部分に固定した。この配置の下、表 2.1 に示した撮像条件で、このファントムをスキャンし、得られた照射線量から水晶体の被ばく線量を評価した。

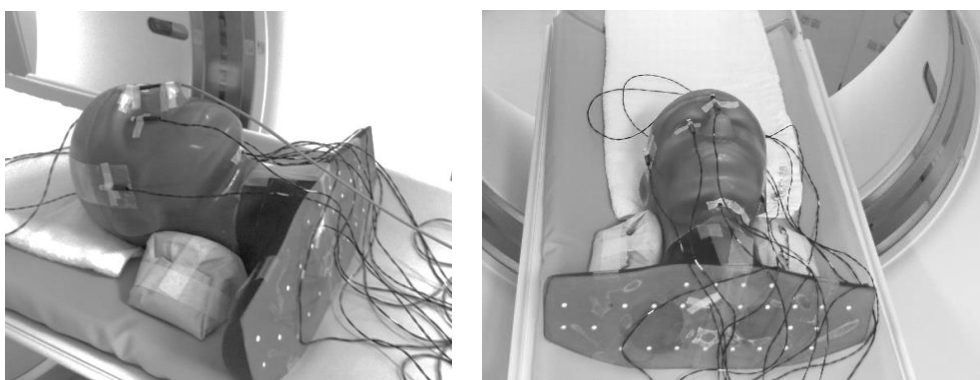


図 2.8 線量測定の配置図

2.3.2 水晶体被ばく線量の検討

図 2.9 は、各管電圧における実効 mAs 値と水晶体被ばく線量の関係を示したものである。いずれの管電圧においても、水晶体被ばく線量は実効 mAs 値が増加すると共に直

線的に上昇しており、その回帰直線の相関係数は0.99以上であった。また実効 mAs 値一定の下で、水晶体被ばく線量を比較したところ、管電圧が低下するに従って、水晶体被ばく線量は減少した。この結果から、低管電圧、低実効 mAs 値にすることにより、水晶体被ばく線量は軽減できることが明らかとなった。

CT装置では、性能評価用の線量指標として $CTDI_{vol.}$ が算出されるようになっており、患者に対する被ばく線量の目安として利用されることがある。そこで、 $CTDI_{vol.}$ が被ばく線量の把握に利用できるか否か検討するため、 $CTDI_{vol.}$ 一定の下、管電圧と水晶体被ばく線量との関係を調べた。その結果を図 2.10 に示す。図 2.10 より、 $CTDI_{vol.}$ を一定の場合、いずれの管電圧においても水晶体被ばく線量はほぼ一定となった。また、 $CTDI_{vol.}$ が増加するに従って、水晶体被ばく線量も上昇した。この関係を分かりやすく表現するため、図 2.10 を図 2.11 のように書き換えた。図 2.11 から、 $CTDI_{vol.}$ と水晶体被ばく線量との間には正の相関があり、 $CTDI_{vol.}$ は、被ばく線量の簡易的な指標として利用できることが明らかとなった。

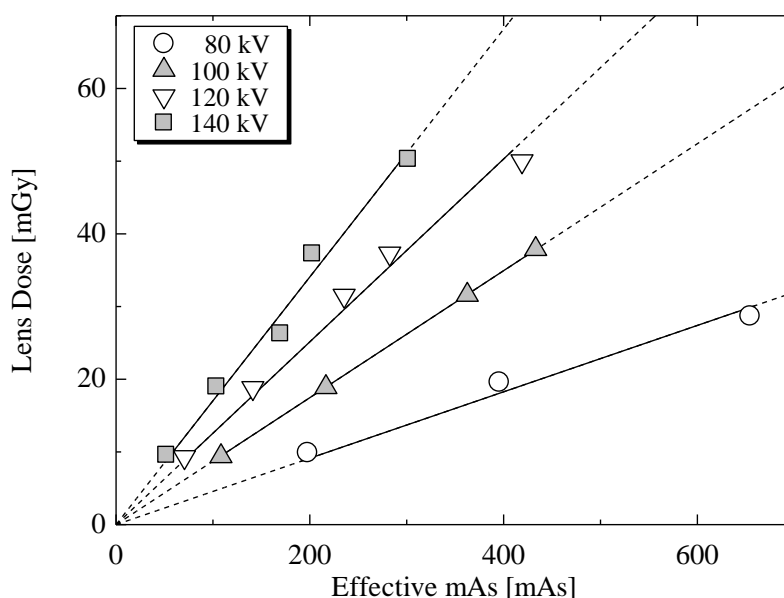


図 2.9 実効 mAs 値と水晶体被ばく線量の関係

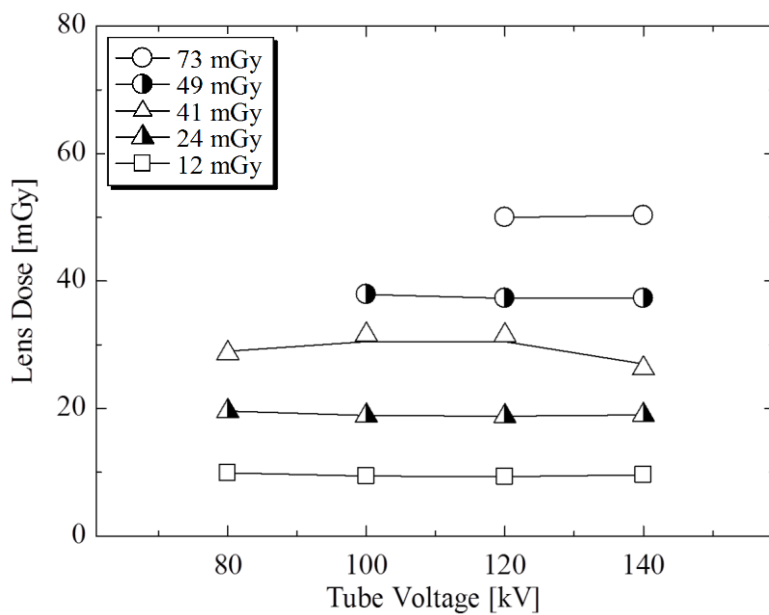


図 2.10 管電圧と水晶体被ばく線量の関係

(凡例の mGy 値は、 $CTDI_{vol}$ を示している。)

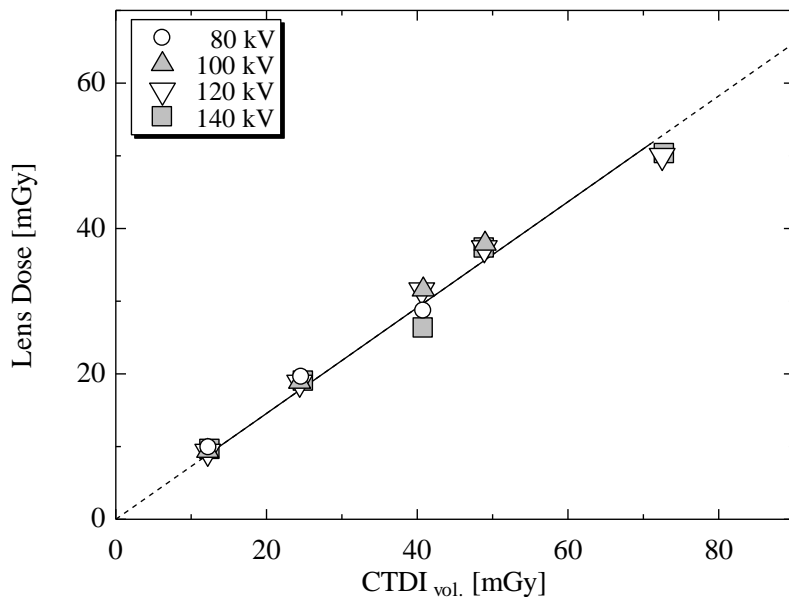


図 2.11 $CTDI_{vol}$ と水晶体被ばく線量の関係

2.4 まとめ

本研究では、脳血管ファントムを設計・考案し、このファントムを用いて、頭部 CTA 撮像時の水晶体被ばく線量を測定した。その結果を以下に要約する。

1. 本研究で考案した脳血管ファントムの CT 画像において、脳実質部のノイズ特性および CT 値精度は、実際の CT 画像と類似していることが明らかとなった。これらのことから、本研究で開発した脳血管ファントムは、人体と等価であることが示された。
2. 脳血管ファントムを用いた水晶体被ばく線量の測定において、実効 mAs 値と水晶体被ばく線量との間には直線性があり、管電圧との間には強い正の相関があることが示された。さらに、CTDI_{vol}は、水晶体被ばく線量と正の相関があり、簡易的な被ばく線量指標として利用可能であることが示された。

第2章 頭部 CTA 撮像における水晶体の被ばく線量測定

第3章 X線 CT 画像の 画像ノイズおよびコントラスト評価

3.1 はじめに

脳動脈瘤の画像診断では、検査の簡便性や高い診断精度から頭部 CTA 検査が最も有用な検査の一つである。その診断では、まず動脈瘤の位置を把握することが重要である。一般に、画像診断において、脳動脈瘤の位置を把握し易い画像の条件は、血管構造を認識するために重要な要素となるコントラスト分解能が高いことが挙げられる。特に、CTA 検査に使用されるヨード造影剤は、X 線管電圧を、その K 吸収端エネルギー帯に近づけることで、コントラストを向上させることができる。それゆえ、脳動脈瘤像に対するコントラスト評価は、撮像条件の最適化および診断精度の担保のために、重要な役割を果たすことになる。

CT 画像におけるコントラスト分解能の定量的評価法の一つとして、CNR 解析がある。この解析法は、視覚評価と類似した評価結果を与える物理的評価法として知られており、画質管理やモダリティの性能比較評価として頻繁に用いられている。CNR 解析は、対象画像上のコントラストと画像ノイズの関係を評価する方法であり、コントラストの定義や画像ノイズ測定の簡便性から、通常、単純な信号で構成された画像に対して適用されている。しかし、臨床画像のような複雑なテクスチャを含む画像には、その適用が極めて困難である。そこで、今井らは、以前、複雑なテクスチャが存在する状況下でも CNR 解析が行える評価法として、Gauss 法による CNR 解析法を考案した^[20]。

本章では、様々な条件下で撮像した CT 画像に対し、Gauss 法による CNR 解析法を適用し、CT 画像のコントラスト評価を行った上で、撮像パラメータが病変検出能に及ぼす影響について検討する。

3.2 実験方法および解析対象画像

本研究では、水晶体被ばく線量測定と同様の実験配置および撮像条件（前節の表 2.1 を参照）で、脳血管ファントムをスキャンした。撮像後に再構成された CT 画像は全て CNR 解析ができるように DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 形式のファイルに変換した。取得された CT 画像の一例を図 3.1(a) に示す。

本研究における CNR 解析では、図 3.1(b) に示すように、解析対象となる脳動脈瘤および脳血管を十分含むような大きさの関心領域（マトリックスサイズ：64 × 64 pixel）を設定し、この領域内の画像ノイズ（Noise SD）および CNR を測定した。

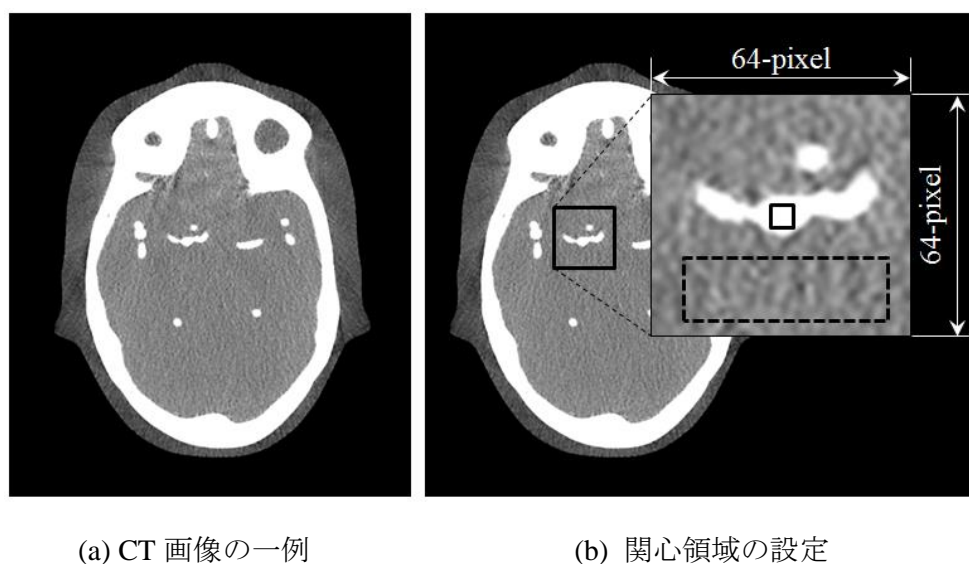


図 3.1 脳血管ファントム

3.3 Gauss 法による CNR 解析

3.3.1 コントラストの定義と CNR 算出方法

本解析法では、解析対象部となる動脈瘤または血管の平均 CT 値を CT_{signal} 、その近傍背景の平均 CT 値を $CT_{background}$ とした場合、これらを差分したものをコントラスト ($CT_{signal} - CT_{background}$) と定義し、式(3.1) から CNR を算出した。

$$CNR = \frac{CT_{signal} - CT_{background}}{Noise SD} \quad (3.1)$$

Noise SD : 解析対象の画像ノイズ (標準偏差)

CT_{signal} 、 $CT_{background}$ の測定箇所の一例を、各々、図3.1(b)の関心領域内の線枠部および点線枠部として示し、枠内の平均CT値を測定した。式中の*Noise SD*は、関心領域内の画像ノイズを表しており、通常、解析対象の近傍背景の標準偏差(図3.1(b)関心領域内の点線枠部)に相当する。関心領域内に画像ノイズを測定できるような均質部が存在しない場合には、関心領域外の均質部から画像ノイズとして代用することもある。しかし、この場合の画像ノイズが、解析対象部そのものが持つノイズ成分とは考えにくく、その測定値から算出されたCNRによって、解析対象部の完全なコントラスト特性を表現することは困難である。本研究では、脳動脈瘤や脳血管といった解析対象信号に及ぼすノイズの影響を可能な限り評価するため、Gauss法によるノイズ測定を行った。次項に、Gauss法によるノイズ解析法の概要について説明する。本研究では、式(3.1)中の $CT_{background}$ および*Noise SD*の測定にはGauss法を採用することで算出し、解析対象のCNR解析を行った。

3.3.2 Gauss法による画像ノイズ解析

Gauss法とは、今井らが考案したノイズ解析法で、ノイズが正規分布に従うという統計学的性質を利用した方法である^[20]。具体的には、解析信号を含む関心領域内のCT値(確率変数)を全て正規確率紙にプロットし(これを「正規確率プロット」と呼び、図3.2にその一例を示した。)、ノイズに起因するCT値が確率紙上で直線的な分布になるという統計学的性質を利用し、式(3.2)からノイズに関わる変数($CT_{background}$ および*Noise SD*)を算出する方法である。

$$\Phi^{-1}(GF(x)) = \frac{1}{\sigma}x + \left(-\frac{\mu}{\sigma}\right) \quad (3.2)$$

$\Phi^{-1}(GF(x))$: CT 値 x に対する逆正規分布関数値

μ : 動脈瘤部位近傍背景の平均 CT 値 ($CT_{background}$)

σ : 動脈瘤部位近傍背景の標準偏差 (*Noise SD*)

このノイズ評価法を用いてノイズに関わる変数 (μ , σ) を推定する場合、式(3.2) に示したように、各 CT 値 x に対する累積確率 $GF(x)$ を求める必要がある。この累積確率の推定法はいくつか提案されており、本研究では、その推定が簡便かつ高精度なミーンランク法を用いて算出した^[15]。以下に、その推定式を示す。

$$GF(x_i) = \frac{i}{n+1} \quad (3.3)$$

$GF(x_i)$: i 番目に大きい CT 値 x_i に対する累積確率

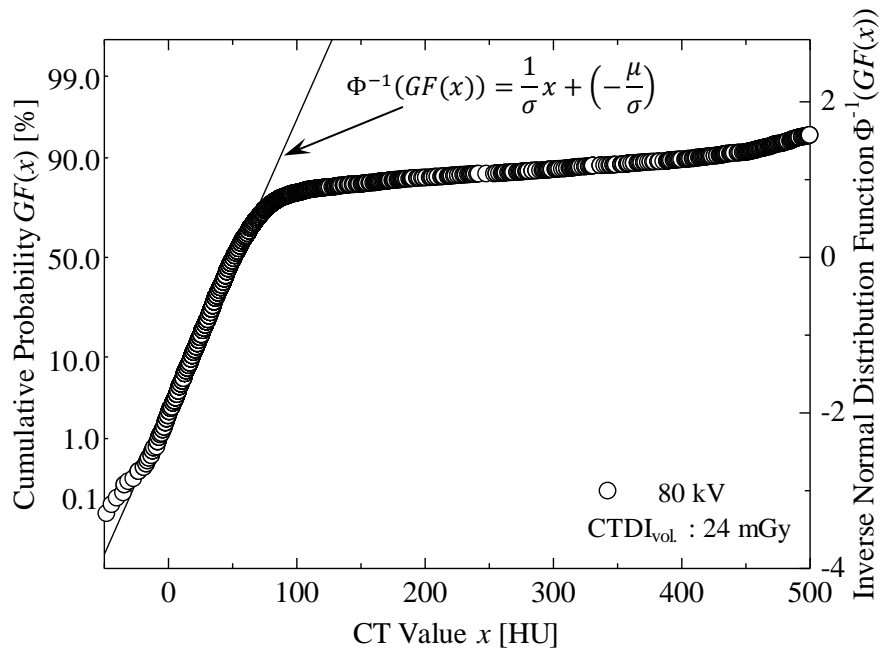


図 3.2 正規確率プロット

本項で説明した正規確率プロットならびにミーンランク法について、それらの詳細を付録 A に示す。

3.4 Gauss 法による CNR 解析の結果および検討

3.4.1 Gauss 法による画像ノイズ評価の検証

図 3.2 は、関心領域内における CT 値の正規確率プロットを示した一例である。この領域内における CT 値は、およそ 100 HU を境に、直線的に分布している部分とその分布から外れている部分に分かれている。そこで、100 HU 以下の CT 値を調べたところ、関心領域内の脳実質部に相当していることが確認された。このことから、この正規確率プロットを用いることで、 $CT_{background}$ および $Noise\ SD$ の算出が可能であることが示された。

3.4.2 画像ノイズ評価の検討

図 3.3 は、 $CTDI_{vol}$ を 24 mGy に設定した場合の各管電圧における正規確率プロットを示している。このグラフから、各管電圧で直線分布の傾きが異なっており、低管電圧になるに従って、その傾きが小さくなっている。このことから、管電圧設定の違いによって、 $CTDI_{vol}$ 一定の下でも画像ノイズの発生量が変化することを示している。そこで、式(3.2)から $Noise\ SD$ (σ) を求め、その算出結果を図 3.4 に示した。

図 3.4 から、どの管電圧においても、 $CTDI_{vol}$ を減少させることで、 $Noise\ SD$ は徐々に増加している。また、 $CTDI_{vol}$ が 70 mGy 以上の高線量領域では、いずれの管電圧でも $Noise\ SD$ がほぼ一定値であるのに対して、低線量領域になるに従って、低管電圧の方が、 $Noise\ SD$ の増加量が大きくなっている。これは、低管電圧化による X 線実効エネルギーの低下が、X 線の被写体透過力を抑制したためと考えられる。

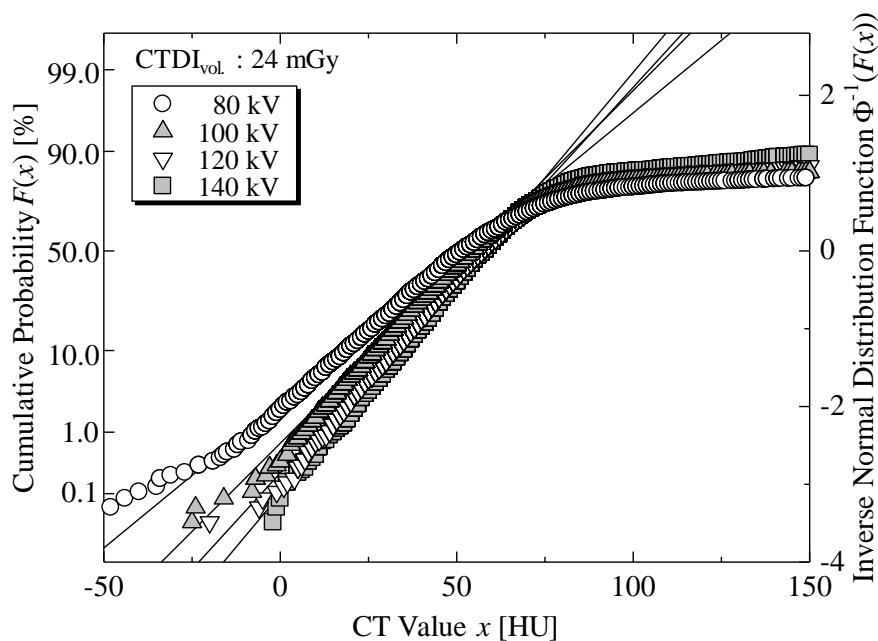


図 3.3 各管電圧における正規確率プロット

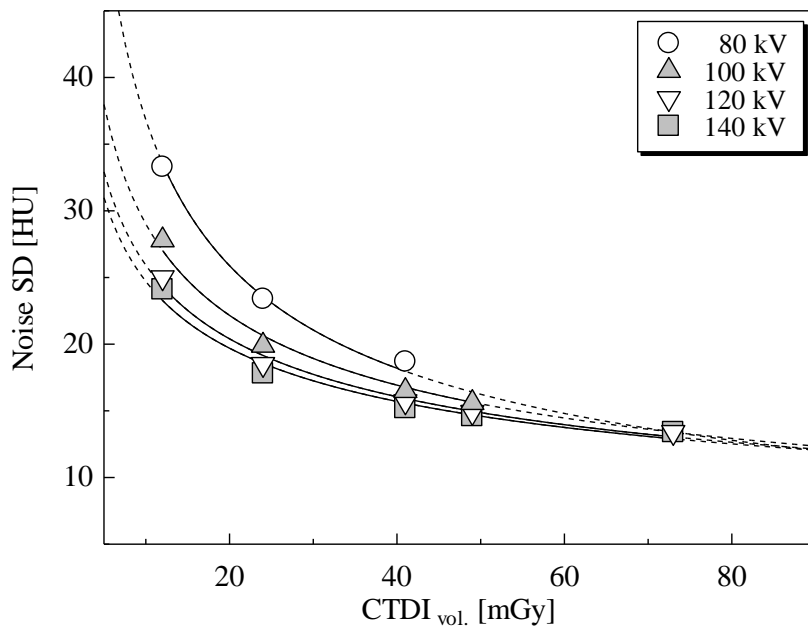


図 3.4 CTDI_{vol.}と Noise SD の関係

3.4.3 CNR 評価と水晶体被ばく線量の検討

図 3.5 は、各管電圧における脳動脈瘤および脳血管の CNR と $CTDI_{vol.}$ との関係を示したものである。いずれの管電圧においても、 $CTDI_{vol.}$ の増加に伴い、CNR は上昇している。前章 (2.3 節) の表 2.1 に示したように、実効 mAs 値の上昇と共に $CTDI_{vol.}$ も上昇していることから、 $CTDI_{vol.}$ は X 線出力に相当し、X 線出力を増加させると CNR は大きくなり、脳動脈瘤や脳血管といった解析対象部の検出能が改善されることが示された。

また、CNR は、管電圧の減少と共に上昇しており、管電圧 80 kV で最も高くなった。これは、管電圧の減少と共に、X 線実効エネルギーが造影剤に含まれるヨードの K 吸収端エネルギー (33.2 keV) に近づき、X 線減弱効率が大きくなったためと考えられる。このことを確かめるために、図 3.1(b) に示したように、造影剤で満たされた脳動脈瘤部および脳血管部の平均 CT 値を測定した結果を表 3.1 に示した。この結果から、X 線出力 ($CTDI_{vol.}$) に関係なく、管電圧が減少するに従って、脳動脈瘤部の CT 値が上昇するという結果が得られた。前項の画像ノイズ評価では、低管電圧化によって *Noise SD* は増加したが、図 3.5 から、低管電圧化によって CNR も同様に増加する結果が得られた。このことから、管電圧の減少に伴う造影効果は、画像ノイズ量の増加以上に大きいことが示された。

さらに、前章 (2.3 節) で示したように、 $CTDI_{vol.}$ は水晶体被ばく線量と正の相関があり、簡易的な被ばく線量値として代用することが可能である。これを考慮すると、図 3.5 から、CNR を一定した場合、管電圧を減少させることで $CTDI_{vol.}$ を低減させる、すなわち、低管電圧化させることで水晶体被ばく線量を低減できることが明らかとなった。

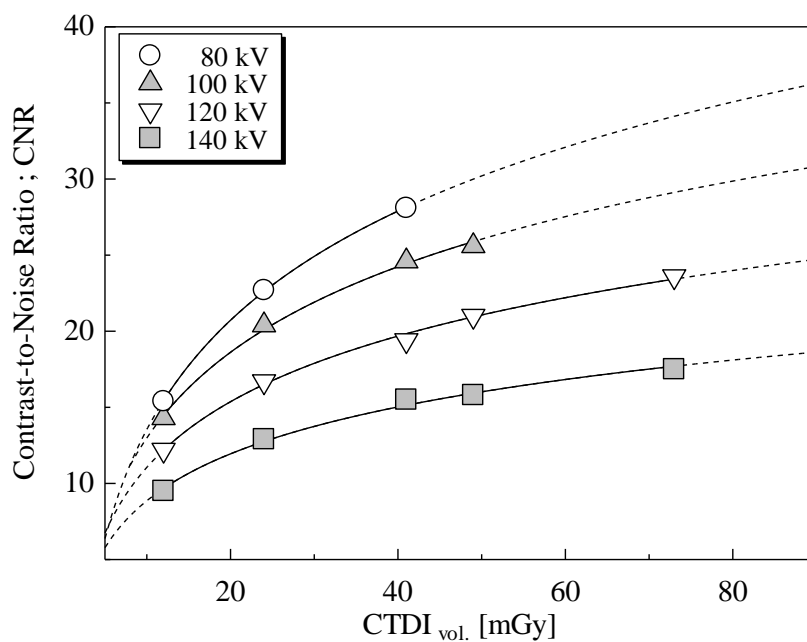


図 3.5 CTDI_{vol.}と CNR の関係

表 3.1 各管電圧における脳動脈瘤部の平均 CT 値

Tube voltage (Effective Energy)		Mean CT value [HU]				
[kV]	[keV]	12 mGy	24 mGy	41 mGy	49 mGy	73 mGy
80	(39.8)	506.8	525.9	519.6		
100	(45.1)	392.3	402.4	403.0	397.2	
120	(49.9)	301.2	309.0	302.2	310.3	314.4
140	(54.7)	225.5	227.9	233.0	229.4	233.2

(表中の mGy 値は、CTDI_{vol.}を示している。)

3.5 まとめ

本研究では、Gauss法によるCNR解析法を用いて、頭部CTA画像の画像ノイズおよびコントラスト分解能の定量的評価を行った。その結果を以下に要約する。

1. $CTDI_{vol}$ を低く設定することで、画像ノイズは増加し、その増加量は低管電圧ほど大きくなった。また、 $CTDI_{vol}$ を大きく設定すると、管電圧設定に寄らず、画像ノイズは減少し、一定値に近づくことが明らかとなった。
2. 低管電圧に設定することで、CNRが改善されることが示された。さらに、 $CTDI_{vol}$ を一定の下、すなわち、水晶体被ばく線量を一定にした場合でも、低管電圧化はCNRを向上させることが明らかとなった。

第4章 X線CT画像の輪郭検出能評価

4.1 はじめに

前章において、X線CT画像の画像ノイズおよびコントラストの定量評価を行った。そこでは、頭部CTA検査による画像診断では、脳動脈瘤の位置把握が重要であることを述べた。この頭部CTA検査は、その診断が高精度であることを活かし、現在、血管内治療をはじめとする治療用ナビゲーションとしても利用されている。そのため、脳動脈瘤の位置把握に引き続き、その病変の破裂危険性がどの程度か（治療の必要性があるかどうか）、また血管内治療が適応可能かどうかを調べる必要がある。

未破裂脳動脈瘤の破裂リスクは、病変部位によって異なるだけではなく、その大きさや不整形状、ブレブの存在なども破裂因子として報告されている^[21, 22]。また、これらの因子は、治療適応の決定や術後の合併症を含むリスク予測にも必要不可欠な情報となり得る。すなわち、脳動脈瘤に対する治療では、その位置把握だけではなく、病変の形状把握やそのサイズ計測が重要であり、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ているか否かが、臨床上、重要になると思われる。

本章では、頭部CTA画像における病変輪郭の視認性、鮮明性に着目し、CT画像の位相情報をもとに、輪郭検出能と呼ばれる新たな定量的評価指標を定義した。さらに、この評価指標を用いて、様々な撮像条件で得られたCT画像の輪郭検出特性を検討する。

4.2 解析対象画像

本評価では、CNR評価で使用したCT画像を解析対象画像として採用することにした。

図4.1は、輪郭検出能を評価するために、CT画像上に設定した関心領域の一例である。

この図に示すように、脳動脈瘤およびその付近の脳血管を検出すべき「輪郭」の標的と

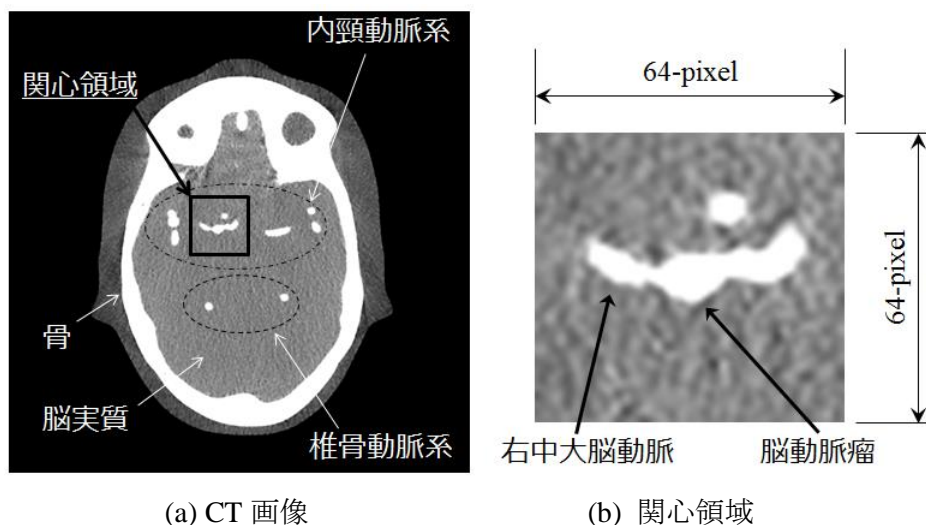


図 4.1 脳血管ファントムの CT 画像の一例と解剖学的構造の説明

し、これを含むように 64×64 pixel の関心領域を設定した。これらの領域に対し次節で述べる輪郭検出能評価法を適用し、病変輪郭の検出能特性を検討した。

4.3 位相限定画像の再構成アルゴリズム

脳動脈瘤の輪郭検出能を評価する際、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、輪郭の鮮明性の評価を複雑化させている。そこで、まず、CT 画像から、濃淡情報とい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、後者には濃淡変化の程度、つまり、画像の輪郭情報が含まれていると言われている^[23, 24]。このことから位相成分のみで画像を再構成すれば、輪郭が強調された画像が取得でき、これを用いることによって血管輪郭の検出能評価が行えるようになると考えられる。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 4.1(b) のような関心領域を設定し、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CTA画像の一例が図4.2(b)であり、図4.2(a)に処理前の画像である原画像を併せて示した。以降、この図4.2(b)のように輪郭情報の多くで構成される画像を「位相限定画像」と呼ぶことにし、本研究では、この画像をもとに血管輪郭の検出能評価法の理論構築を行った。上述した位相限定画像の再構成アルゴリズムについて、処理手順の模式図を図4.3に、その詳細を付録Bに示す。

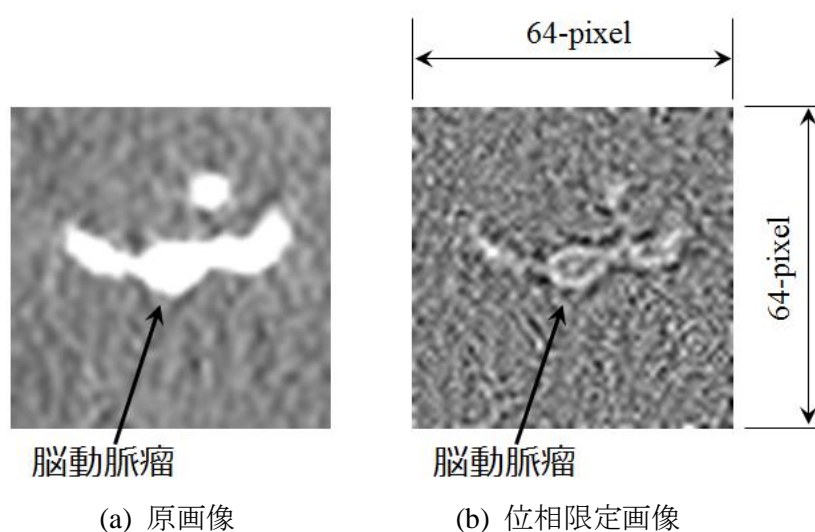
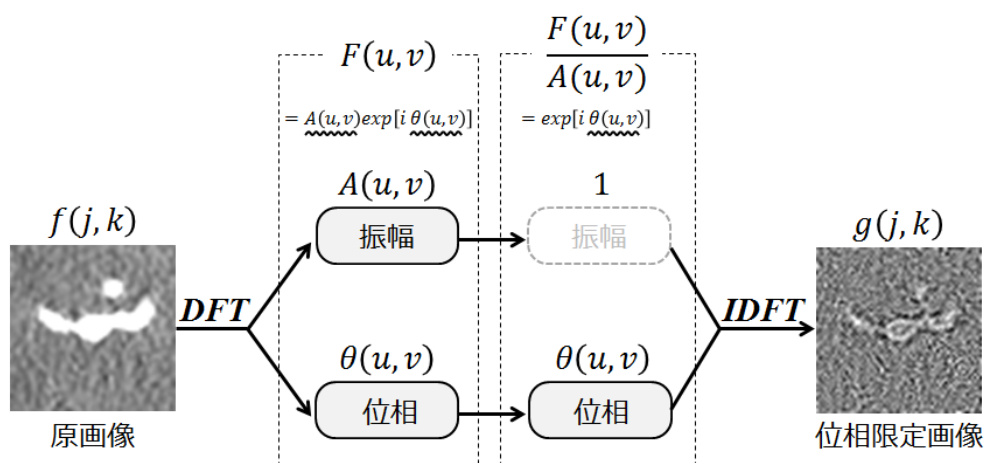


図4.2 解析対象画像の一例



DFT...離散フーリエ変換 (Discrete Fourier Transform) , *IDFT*...逆変換 (Inverse DFT)

図4.3 位相限定画像の再構成アルゴリズム

4.4 位相限定画像による輪郭検出能評価

本研究で提案する血管輪郭の評価法は、位相限定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、非線形画像の代表でもある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。

4.4.1 位相限定画像の統計学的性質

本項では、まず、位相限定画像の統計学的性質について述べる。図 4.2(b) のような正方形関心領域の一辺の大きさを M とすると、 M が大きくなればなるほど、位相限定画像のピクセル値分布は正規分布に近似できることが経験的に知られている^[25]。また、前項で説明した方法によって画像再構成された位相限定画像では、算術演算より、そのピクセル値の総和は 1 となり、それらの絶対値の二乗和も 1 となる^[25]。したがって、位相限定画像のピクセル値の平均およびその不偏分散は、共に $1/M^2$ となる。ここで、本研究で取得した位相限定画像について、そのピクセル値の正規性を評価するために、解析対象である位相限定画像内の全てのピクセル値を正規確率プロットした。正規確率プロットについては、第 2 章で既述しており、その詳細は付録 A に記した。図 4.4 は、正規確率プロットの一例であり、管電圧が 80 kV および 140 kV、CTDI_{vol.} が 40 mGy の場合の結果を示している。80 kV および 140 kV の正規確率プロットは、共に直線的に分布していることから、本研究における位相限定画像のピクセル値のほとんどが正規分布を示していることが明らかとなった。他の撮影条件においても、同様の結果が得られた。このことから、位相限定画像のピクセル値の大半は正規分布に従うことが確認できた。

4.4.2 位相限定画像を用いた輪郭検出能の評価指標

上述したように、位相限定画像の全てのピクセル値が正規分布に従うわけではなく、

正規分布からの外れたピクセル値の分布は、この母集団分布（全てのピクセル値分布）の裾野部分を支配するように観察された。ここで、血管輪郭が明瞭なCT画像について考えてみる。位相限定画像は、原画像におけるCT値の変動量を反映したものであるため、そのピクセル値は、CT値変動の大きい血管輪郭部分で大きくなり、その分布は正規分布から外れると考えられる。すなわち、この正規分布から外れたピクセル値は、主に血管輪郭の性質を表現している。一般に、確率変数が裾の広い分布に従う場合、その変数の尖度は0より大きくなることが知られており、正規分布の尖度は0である。したがって、尖度が大きいほど、正規分布からの外れ値も多くなる。このことから、位相限定画像のピクセル値分布の尖度は、位相限定画像上の血管輪郭の検出能に厳密に関連すると思われる。それゆえ、尖度が大きくなればなるほど、血管輪郭の検出能が高くなる。そこで、血管輪郭検出能の評価指標を、位相限定画像におけるピクセル値の尖度（Kurtosis）と定義し、これを用いて輪郭検出能を評価した。

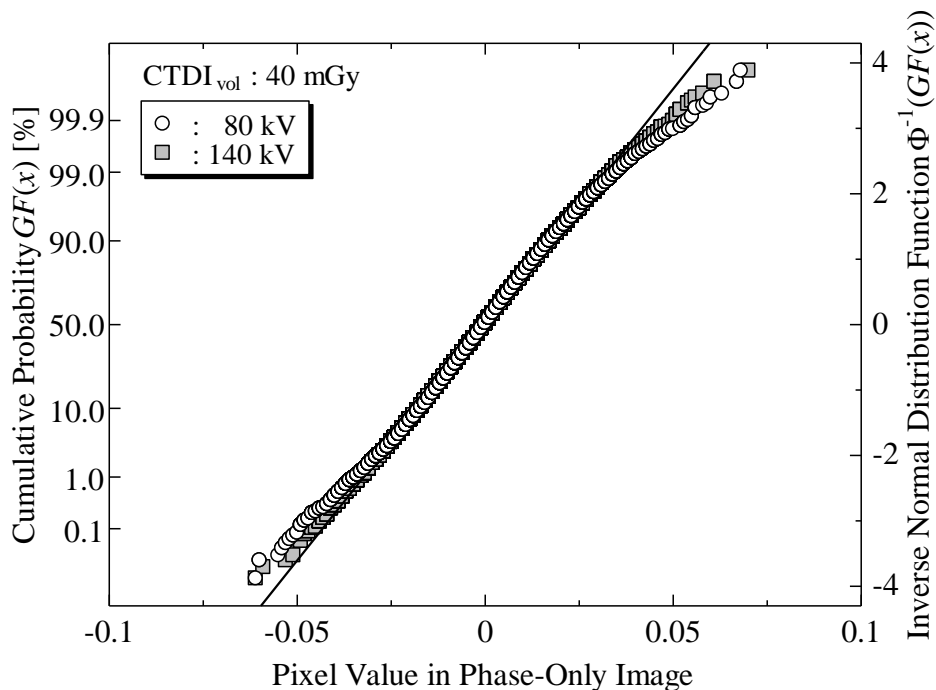


図 4.4 位相限定画像におけるピクセル値の正規確率プロットの一例

4.5 輪郭検出能の評価結果および検討

4.5.1 輪郭検出能評価の妥当性

4.4 節では、本研究で提案する輪郭検出能評価法の測定原理について説明した。本項では、位相限定画像におけるピクセル値の尖度が、血管輪郭の検出能を評価するための物理的指標として有用であるかどうかについて検証する。

そこで、様々な撮像条件において、位相限定画像のピクセル値の尖度を算出し、参照値として、その歪度 (Skewness) も求めた。表 4.1 は、それら算出結果の一例である。この表から、歪度は、撮像条件に関わらず 0 となった。したがって、位相限定画像のピクセル値は対称的に分布していることが示された。このことは、図 4.4 の正規確率プロットにおいて、ピクセル値 0 となるプロットを中心に点対称な分布となっていることから確認できる。その一方で、尖度は 0 より大きくなり、撮像条件によって変化した。そこで、位相限定画像のピクセル値における尖度が何を意味するか調査するために、位相限定画像上の血管輪郭に対して任意の線分を設定し (例えば、図 4.5 内に示した位相

表 4.1 位相限定画像のピクセル値分布から算出した歪度および尖度

Tube voltage [kV]	CTDI _{vol.} [mGy]	Skewness	Kurtosis
80	24.6	-0.016	5.680
100	72.6	0.007	4.942
120	48.9	0.045	3.755
140	24.9	0.066	3.146

限定画像の線分 $a-b$ 。)、これに沿ったピクセル値プロファイルを取得し、その結果を図 4.5 に示した。このグラフから、血管輪郭に相当するピクセル値が、その背景成分より明らかに大きくなっていることが分かる。もし、血管輪郭が画像ノイズに埋もれてしまい、その検出が困難になった場合、位相限定画像のピクセル値は明確な正規分布の特徴を示し、その尖度は0になると考えられる。事実、位相限定画像上の血管輪郭を含まない部分に関心領域を設定したところ、その部分の尖度は、ほぼ0となることが確認された。それとは反対に、血管輪郭が容易に検出できる場合、位相限定画像のピクセル値における「外れ値」は大きくなり、それらの画像上の位置は血管輪郭の部分に相当すると思われる。また、位相限定画像のピクセル値分布は、正規分布から僅かに異なり、その尖度は0より大きくなると考えられる。表 4.1 に示したように、尖度は、管電圧の増加に伴って減少する傾向にあり、それは $CTDI_{vol}$ とは関係ないように見える。それに加え、位相限定画像のピクセル値の外れ値は、管電圧の減少と共に増加していた。この結果は、管電圧の減少に従って、位相限定画像のピクセル値分布の裾が広がっている

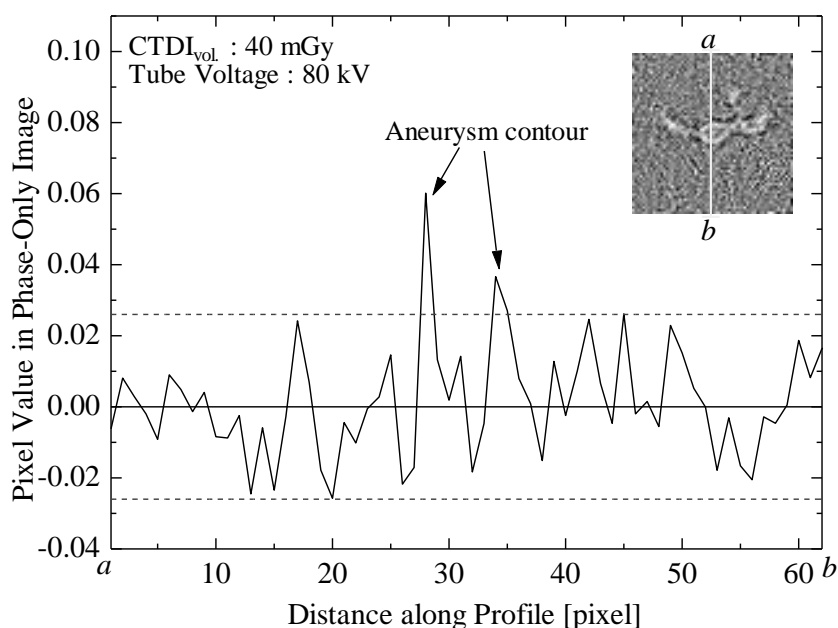


図 4.5 位相限定画像におけるピクセル値プロファイルの一例

ことを示しており、そのピクセル値分布と正規分布との間に解離が生じ、尖度の値が増加することを表している。ここで、位相限定画像のピクセル値における平均値および分散は、その画像を形成するピクセル数（関心領域のマトリックス数）に依存しているため、ピクセル値の外れ値は、尖度に直接影響を与え、外れ値が増加するに従って、尖度は大きくなる。以上の結果から、位相限定画像のピクセル値の尖度を用いることで、輪郭検出能の評価が可能であることが示された。

4.5.2 輪郭検出能評価と視覚評価の検討

前項において、位相限定画像上のピクセル値の統計学的性質をもとに血管輪郭の検出能評価が可能であることを示した。それゆえ、位相限定画像のピクセル値の尖度を用いることで、血管輪郭検出能の評価が可能となる。そこで、本項では、CTA 画像上の血管輪郭の検出能を評価するために、位相限定画像のピクセル値の尖度を物理指標として採用し、脳動脈瘤像の輪郭と撮像条件との関係について検討する。

図 4.6 は、管電圧を 120 kV に設定した場合の、 $CTDI_{vol}$ と位相限定画像におけるピクセル値の尖度との関係を示したものである。尖度の値は、全ての $CTDI_{vol}$ で、ほぼ一定となった。ここで、図 4.7 に示した CTA 画像の血管輪郭像を確認したところ、その輪郭はほとんど同じように見えている。他の管電圧設定においても、このような類似した結果が得られた。このことは、血管輪郭検出能が、設定管電圧において $CTDI_{vol}$ にほとんど依存しないことを示している。

ここで、尖度は $CTDI_{vol}$ に係わらず、ほぼ一定値であるため、各管電圧における尖度の平均値を算出した。図 4.8 に、位相限定画像のピクセル値における尖度の平均値と管電圧との関係を示している。尖度の平均値は、管電圧が増加するに従って減少し、これらは常に 0 より大きい値を示した。また、設定管電圧が 80 kV および 100 kV では、臨床現場で通常使用されている 120 kV より大きい値を示している。このような関係性を

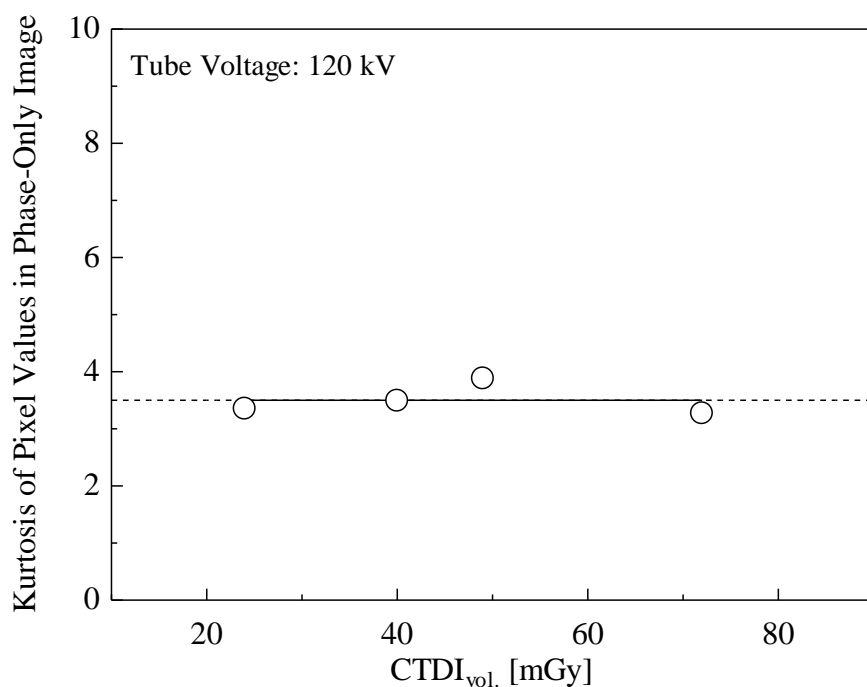
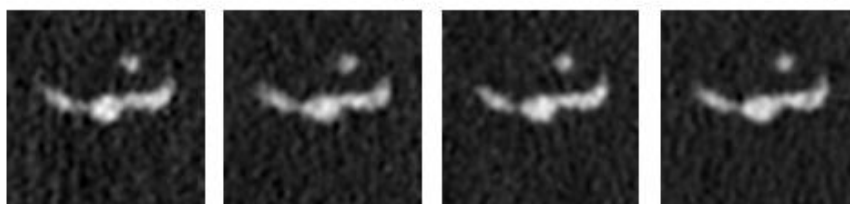


図 4.6 CTDI_{vol.}と位相限定画像におけるピクセル値の尖度との関係

24.4 mGy 40.6 mGy 48.9 mGy 72.5 mGy



(mGy 値は CTDI_{vol.})

図 4.7 120 kV における CTA 画像

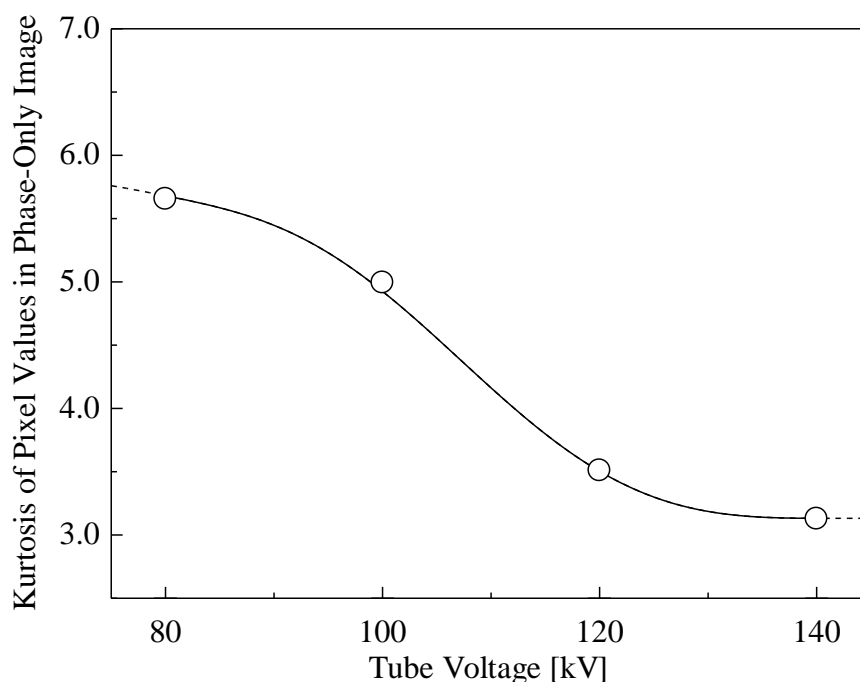


図 4.8 管電圧と位相限定画像におけるピクセル値の尖度の関係

を視覚的評価と比較するために、様々な管電圧における CTA 画像上の血管輪郭像の視認性について検討した。図 4.9 は、全ての管電圧で得られた視覚評価用の標的画像であり、 $CTDI_{vol.}$ がほぼ 24 mGy、41 mGy となる CTA 画像を示している。図 4.9 に示すとおり、CTA 画像上の血管像のコントラストは、管電圧が減少すると共に増加している。さらに、その血管輪郭の視認性は、管電圧の低下に伴って良好になっており、80 kV で最も明瞭になっている。このように、視覚による主観的評価の結果は、位相限定画像のピクセル値の尖度による輪郭検出能評価と類似する結果を与えていることから、本研究の提案法で得られた評価結果には、高い信頼性があることが確認できたと思われる。

また、本研究における撮像条件では、80 kV に設定したときに CTA 画像において血管輪郭の視認性が向上し、鮮明な CTA 画像になることが明らかとなった。そこで、なぜ 80 kV の管電圧に設定したとき、最も視認性が良くなったのかについて検討してみる

第4章 X線CT画像の輪郭検出能評価

と、設定管電圧の線質特性が関与しているためと考えられる。本研究における CTA 画像では、血管描出を目的としてヨード造影剤が使用されている。そのため、ヨードの K 吸収端付近のエネルギー（約 33.2 keV）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、脳動脈瘤の輪郭は明瞭になる。このように考えると、管電圧 80 kV および 140 kV は、X 線実効エネルギーがそれぞれ 39.8 keV、54.7 keV に相当することから、80 kV 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。

以上の結果から、血管輪郭の検出能は管電圧を低くすることによって改善されることが示された。

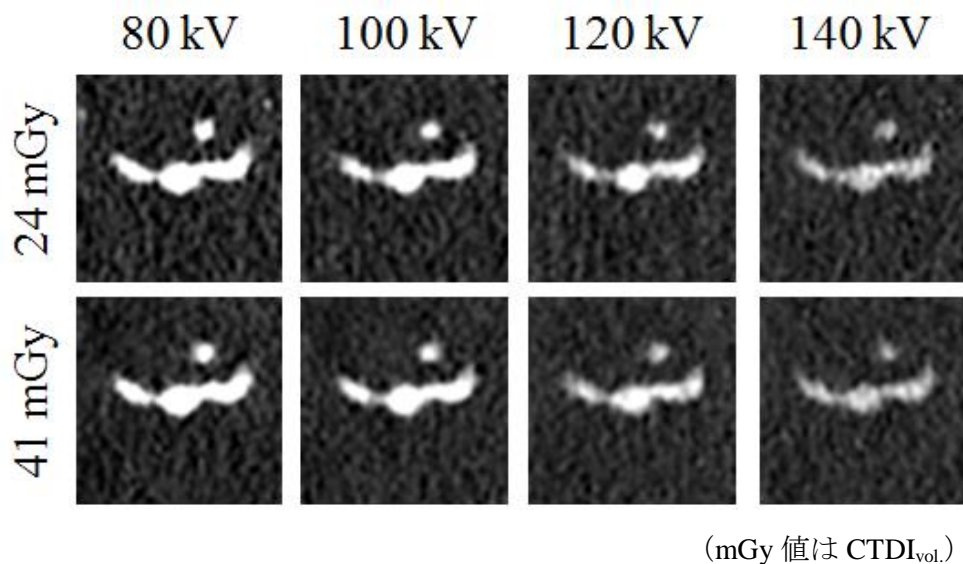


図 4.9 視覚評価のための標的 CTA 画像

4.5.3 輪郭検出能とそれに及ぼすX線線量効果

本項では、水晶体に対する被ばく線量の観点から検討を行う。一般に、臨床におけるCT検査では、管電圧 120 kV が使用されている。本研究においても、水晶体被ばく線量測定を行った医療施設では、管電圧 120 kV、CTDI_{vol.} 40.6 mGy（図 4.9、下段の左から三番目の画像に相当）で頭部 CTA 検査が行われている。この撮像条件から、第 2 章を参照にすると、頭部 CTA 検査時の水晶体被ばく線量は、31.5 mGy と推定できる。前項で述べたように、管電圧 80 kV を適用することで、CTA 画像の血管輪郭検出能は改善される。その一例として、管電圧 80kV、CTDI_{vol.} 24.6 mGy である撮像条件の場合（図 4.9、上段の左端画像に相当）、水晶体被ばく線量は 19.6 mGy と推定される。表 4.2 に、これらの推定結果をまとめた。これらの推定値から、上述した管電圧 80 kV の撮像条件では、通常撮像条件と比較して、水晶体被ばく線量をおよそ 40 % ($\approx \frac{31.5 - 19.6}{31.5} \times 100 = 37.777 \dots$) 低減することができた。したがって、表 4.2 に示すような低管電圧撮像条件は、通常撮像条件と比べて、水晶体被ばく線量を約 40 % 低減し、さらに血管輪郭検出能を改善させることが示された。

表 4.2 各撮像条件における水晶体被ばく線量

Protocol	Tube voltage [kV]	CTDI _{vol.} [mGy]	Lens dose [mGy]
Routine	120	40.6	31.5
Low kV	80	24.6	19.6

4.6 まとめ

本研究では、二次元フーリエ変換から得られる位相情報をもとに、CTA 画像における血管輪郭検出能の定量的評価法を考案した。さらに、この評価法を用いて、撮影条件の異なる CTA 画像における脳動脈瘤像の輪郭検出能評価も実施した。その結果を以下に要約する

1. 位相限定画像におけるピクセル値の尖度は、CTA 画像の血管輪郭検出能と関係があり、尖度が大きくなれば、血管輪郭が明瞭になることが明らかとなった。さらに、尖度を用いた血管輪郭検出能の評価結果は、視覚による主観的評価とほとんど同じ結果が示された。
2. 尖度を用いた輪郭検出能の評価結果は、設定した管電圧の下で、水晶体被ばく線量に依存しないことが示された。さらに、低管電圧に設定することで、血管輪郭の検出能は改善されることが明らかとなった。

第4章 X線CT画像の輪郭検出能評価

第5章 X線CT画像の ストリークアーチファクト評価

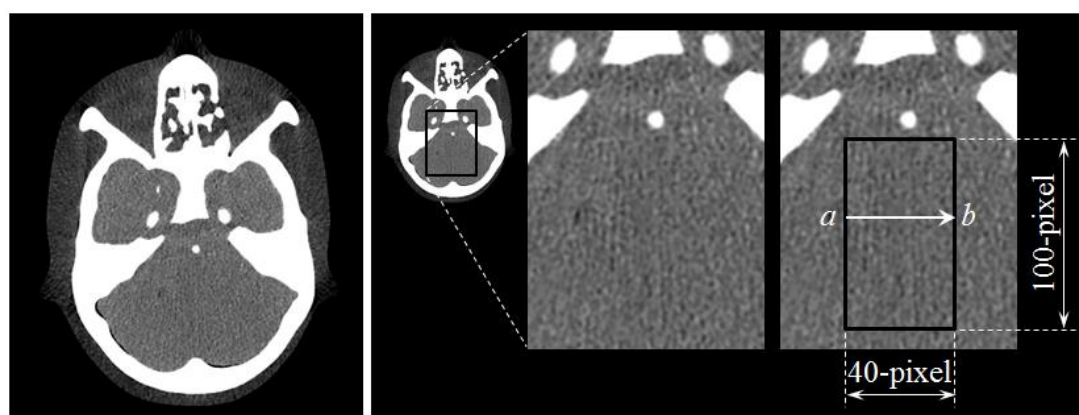
5.1 はじめに

第3章では、X線CT画像の画像ノイズおよびコントラストを、第4章では、血管輪郭の検出能を、定量的に評価した。これらの評価指標は、画像診断や治療支援のような臨床応用の観点から、高精細化、多様化するCT画像の画質評価および画質管理のために、極めて重要なものになると思われる。しかしながら、CT画像の画質を評価する上で、アーチファクトによる画質への影響を無視することはできない。このアーチファクトは、投影データの収集法や画像再構成法の要因から、そのX線CT装置特有のものを発生させ、画質を低下させる。その一例として、頭部領域においては、頭蓋底部の骨構造から発生するストリークアーチファクトが挙げられ、脳実質のみならず、頭蓋底付近に存在する脳血管の観察を困難にさせている。さらに、このアーチファクトは撮像パラメータによっても、その発生量が変化すると思われる。ところが、撮像パラメータがアーチファクトの発生にどのような影響を与えるかは未だ明らかにされていない。その理由の一つにはアーチファクトの定量的評価法が確立されていないことが挙げられる。この問題を解決するために、極値統計学を用いることでCT画像上のストリークアーチファクトを定量的解析するGumbel評価法を考案した^[15, 17, 26]。この評価法を用いることで、あらゆる撮像パラメータにおけるストリークアーチファクトの発生に関して、定量的に評価を行なうことが可能になると思われる。

本章では、CT画像上のストリークアーチファクトの解析にGumbel評価法を適用し、その解析結果について述べている。さらに、様々な撮像パラメータで得られたCT画像のストリークアーチファクトの評価を行い、本評価法の有用性について検討する。

5.2 解析対象画像

本評価では、第3章の CNR 評価で使用した CT 画像のうち、ストリークアーチファクトが特に目立つ頭蓋底領域の画像を解析対象として採用した。図 5.1(a) は、解析対象画像の一例である。図 5.1(a) では、ファントム内の脳実質部（解剖学的には小脳付近）に、前頭部側から後頭部側へ、人工骨に起因する線状（ストリーク状）のアーチファクトが観察されていることが確認できる。本研究では、このストリークアーチファクトを解析対象とし、このアーチファクトを含み、かつ、これに垂直な方向に 40 pixel の直線領域をサンプルとして抽出した。このようなサンプリングを 100 個、すなわち、ストリークアーチファクトの解析領域として 40×100 pixel の関心領域を設定した。この関心領域は、周辺の骨構造を含まない十分に大きな解析範囲として設定した。この一例を、図 5.1(b) に示す。このような領域に対し、次節で述べる Gumbel 評価法を適用し、ストリークアーチファクトの統計学的特性を検討した。



(a) CT 画像

(b) 関心領域

図 5.1 頭蓋底領域における CT 画像の一例

5.3 ストリークアーチファクトの統計学的性質

5.3.1 ストリークアーチファクトの定義

本評価では、図 5.1(b) に示す関心領域内のストリークアーチファクトを評価することにした。したがって、このアーチファクトに対して垂直な CT 値プロファイル（長さ：40 pixel）を 1 ピクセル毎に抽出し、一解析画像当たり 100 プロファイルを取得した。このようにして得られた CT 値プロファイルの一例を図 5.2 に示した。この例は、図 5.1(b) における関心領域内の任意の線分 $a-b$ の CT 値プロファイルである。この図から分かるように、CT 値プロファイルには、ストリークアーチファクトと画像ノイズが混在しており、アーチファクトのみを抽出することは困難である。しかし、CT 値の変動に着目すると、最も大きな変動部分はアーチファクトと思われる。そこで全ての解析対象画像に存在するアーチファクトを観察したところ、アーチファクトが存在する部分で CT 値の濃淡が明瞭になっており、CT 値の最大変動部分はアーチファクトと思われる。

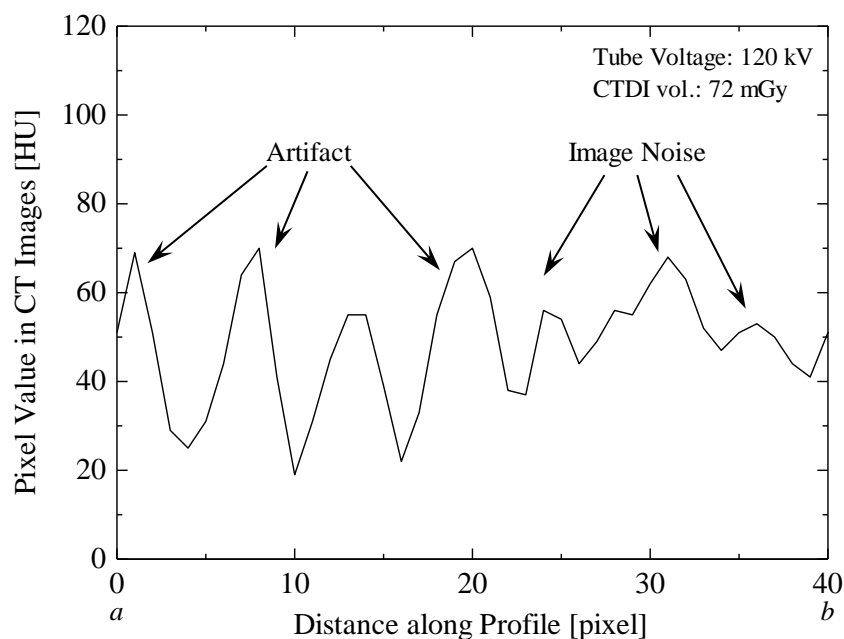


図 5.2 CT 値プロファイルの一例

一般に、ある母集団からその一部分をサンプルとして抽出した場合、そのサンプル内の最大もしくは最小確率変数は、母集団（基本分布）における極値集団の代表値として捉えることができ、それらの値は、基本分布とは若干性質の異なる分布、つまり、基本分布の裾野部分のみを反映した極値分布に従うことが知られている^[27]。そこで本研究では、各CT値プロファイルにおける最大変動量をストリークアーチファクトの特徴量として定義し、これをGumbel評価法によって解析し、様々な撮像パラメータとアーチファクトとの相関関係を調べた。

5.3.2 極値統計分布の適用評価

5.3.1項で述べたように、あるサンプルにおける最大確率変数は基本分布の裾野の形に支配された極値分布に従うことが明らかにされている。さらに、この極値分布は、裾野の形によって三種類の漸近分布が存在し、各サンプルから得られた最大確率変数はこの三種のいずれかの分布に漸近することが数学的に証明されている^[27]。この三種類の漸近分布とは、Gumbel分布（第一種漸近分布）、Fréchet分布（第二種漸近分布）、Weibull分布（第三種漸近分布）であり、これらの分布は以下の式で定義されている。

$$\text{Gumbel 分布} : F(x) = \exp \left[-\exp \left(-\frac{x-\beta}{\gamma} \right) \right] \quad (5.1)$$

$$\text{Fréchet 分布} : F(x) = \exp \left[-\left(\frac{x-\beta}{\gamma} \right)^{-\alpha} \right] \quad (5.2)$$

$$\text{Weibull 分布} : F(x) = \exp \left[-\left(\frac{\beta-x}{\gamma} \right)^{\alpha} \right] \quad (5.3)$$

$F(x)$: 確率変数 x に対する累積確率

α : 形状パラメータ（極値分布の形状を表す）

β : 位置パラメータ（ピーク値を与える確率変数）

γ : 尺度パラメータ（確率変数のバラツキを示す）

確率変数がどの分布に漸近するかについては、各分布の確率紙、すなわち Gumbel 確率分布紙、Fréchet 確率分布紙、Weibull 確率分布紙にそれぞれ得られた結果をプロットし、直線的な分布が得られるか否かで判定される。ここで、この解析における累積確率は、第3章で既述したミーンランク法(式(3.3))によって算出した。図5.3、図5.4、図5.5に、各々、上述した三つの極値分布の確率プロットである Gumbel プロット、Fréchet プロット、Weibull プロットの一例(管電圧 120 kV、CTDI_{vol.} 41 mGy)を示した。これらの図から分かるように、Gumbel プロットを行った場合が最も直線的で、この傾向は、他の撮像条件の場合においても同様であった。また、Fréchet プロット、Weibull プロットに対して、別の曲線近似を行ったところ、直線近似よりも高い相関が得られた。このことから、この二種のプロットについては曲線的に分布していることが明らかとなった(図5.4、図5.5の実線)。以上のことから、ストリークアーチファクトに起因する最大変動量は Gumbel 分布に従うことが明らかとなった。

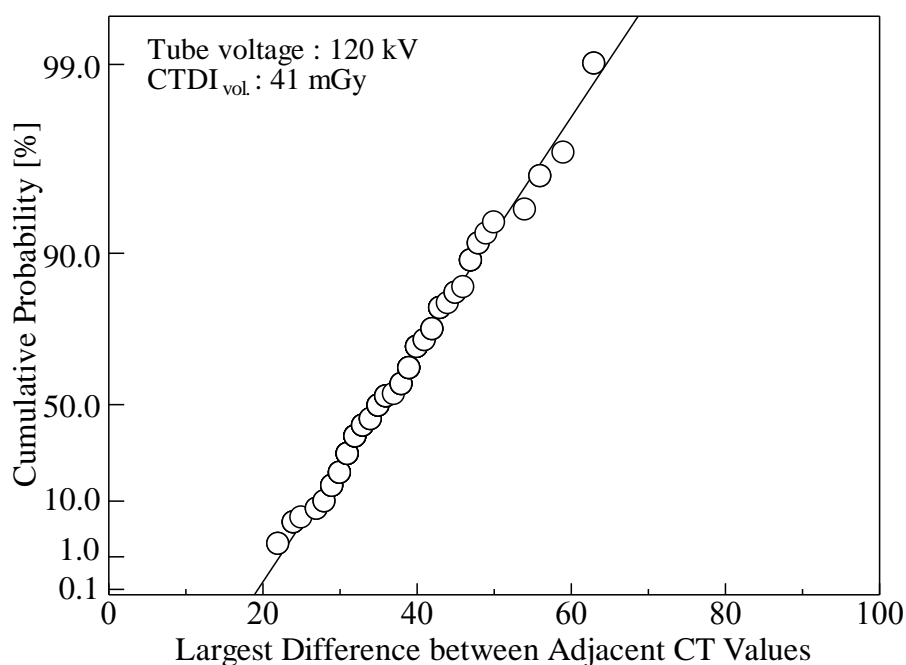


図 5.3 Gumbel プロット

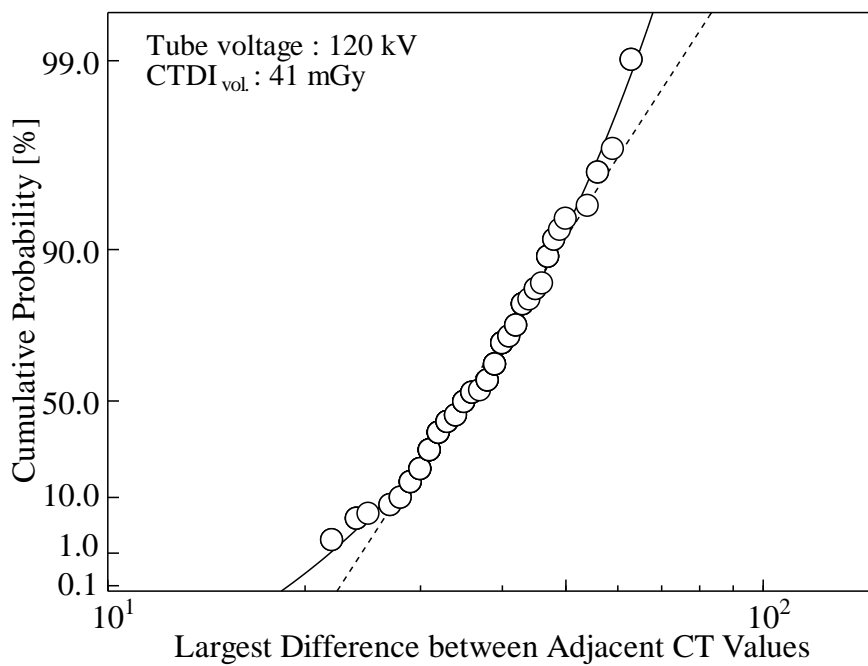


図 5.4 Fréchet プロット

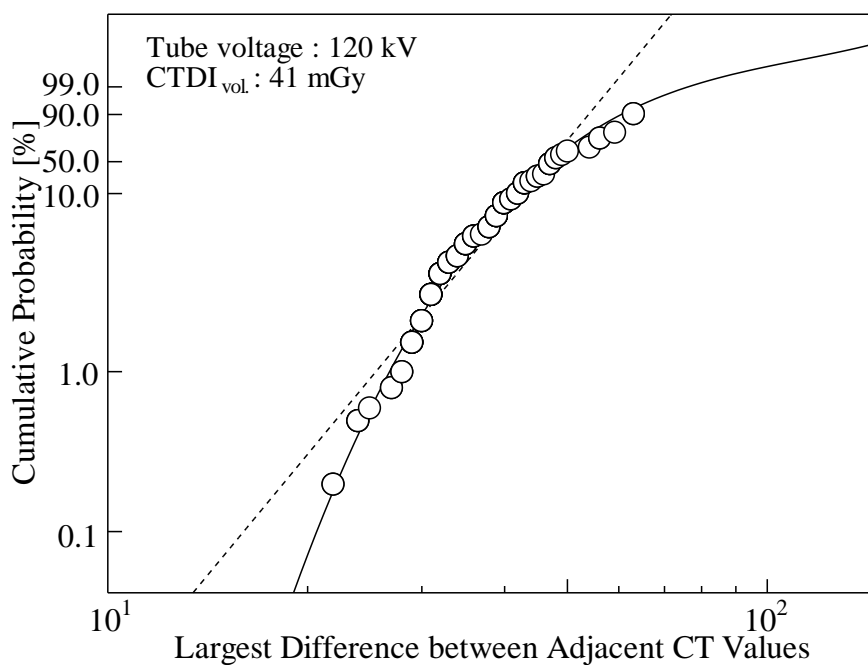


図 5.5 Weibull プロット

5.4 Gumbel 評価法によるストリークアーチファクト解析

前節では、ストリークアーチファクトに起因する CT 値の最大変動量が、Gumbel 分布に従って発生するという極値統計学的性質が明らかとなった。本節では、この性質を利用して、ストリークアーチファクトの定量的評価法について述べる。

5.4.1 Gumbel 確率密度関数による評価

図 5.6 は、管電圧 120 kV の場合の Gumbel プロットであり、 $CTDI_{vol}$ がアーチファクトに及ぼす影響について検討した結果である。前節で述べたように、全ての $CTDI_{vol}$ において Gumbel プロットは直線的な分布となっている。また、この Gumbel 分布は、 $CTDI_{vol}$ が減少するに従って、回帰直線の傾きが小さくなり、かつ、CT 値の最大変動量は増加傾向を示している。すなわち、撮像パラメータの違いによってアーチファクトの発生状況が異なることが示されている。

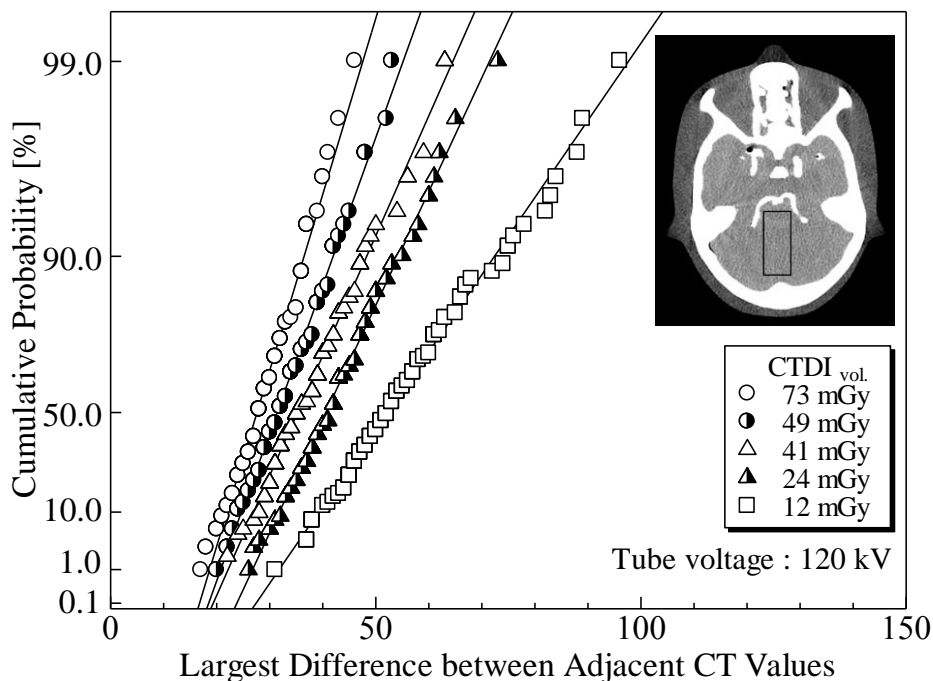


図 5.6 $CTDI_{vol}$ が異なる Gumbel プロット (120 kV)

図 5.7 は、管電圧 120 kV の場合の Gumbel 確率密度関数による評価を行った結果である。この確率密度関数を用いることで、どの程度の大きさのアーチファクトが、どれくらいの頻度で発生するのかといった状況を詳細に把握できる上、その統計的有意差も判断しやすく、視覚的にも、直感的にも分かりやすい評価が可能になると思われる。Gumbel 確率密度関数 $f(x)$ は、式(5.1)で表される Gumbel 分布の定義式を微分することで、導出することができる。

$$f(x) = \frac{1}{\gamma} \exp \left[- \left(\frac{x-\beta}{\gamma} \right) - \exp \left(- \frac{x-\beta}{\gamma} \right) \right] \quad (5.4)$$

この結果から分かるように、CTDI_{vol.}が減少するに伴い、確率密度関数のピーク値が小さくなっている。さらに、確率密度関数の形に注目すると、CTDI_{vol.}が減少すると共に、その裾野部の広がりも大きくなっている。すなわち、CTDI_{vol.}の減少に従って、アーチ

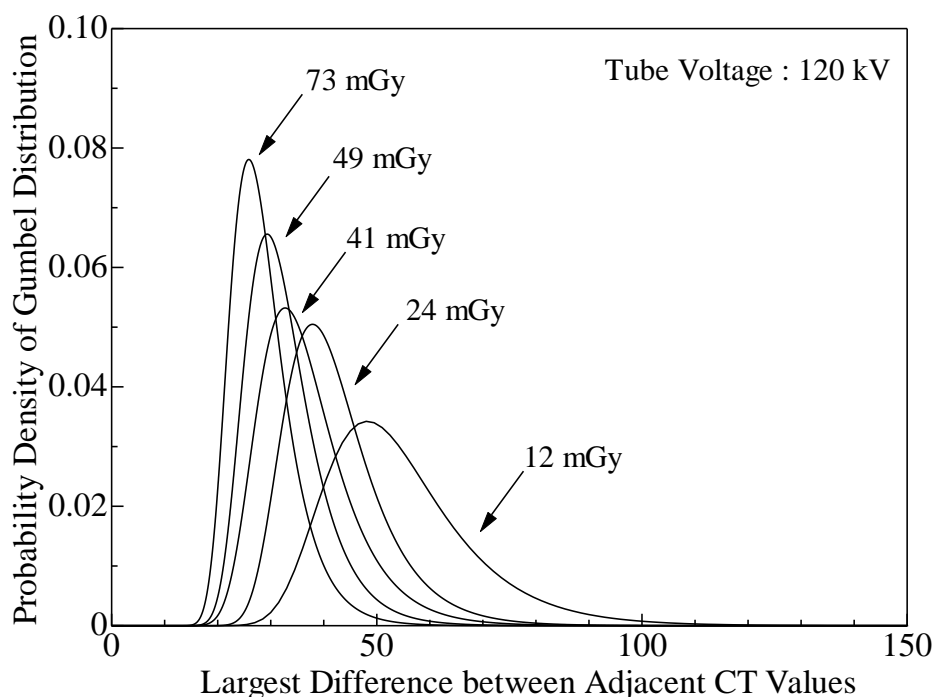
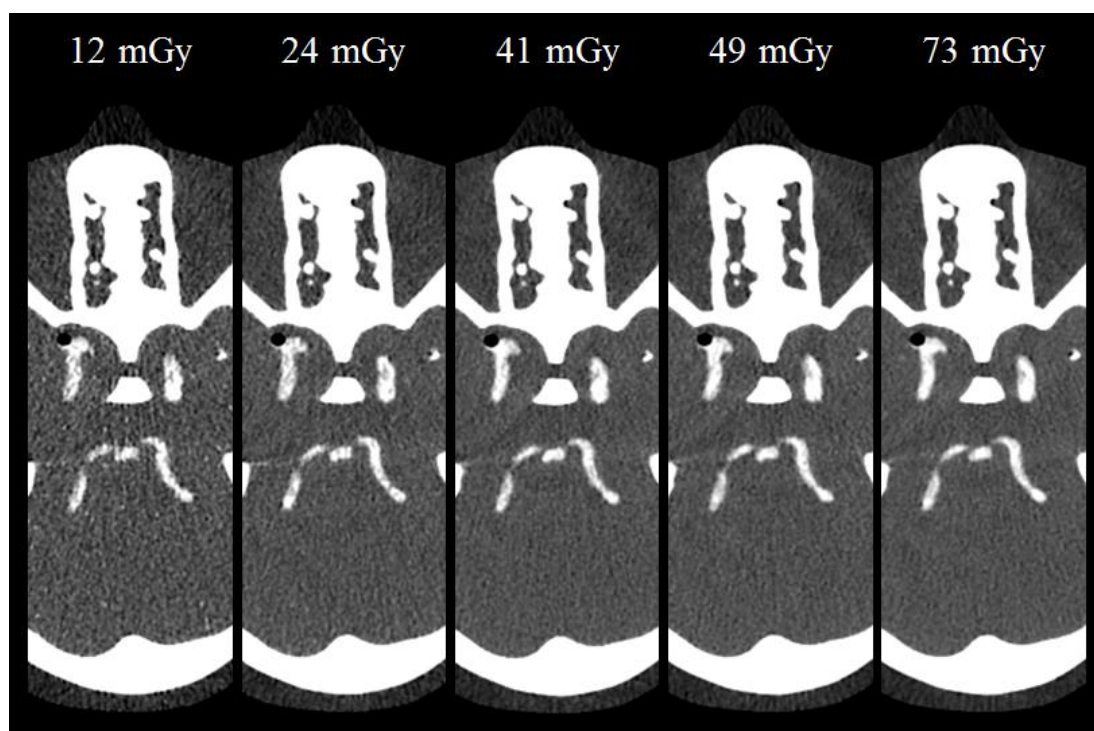


図 5.7 CTDI_{vol.}が異なる Gumbel 確率密度関数 (120 kV)

ファクトは大きくなり、その大きさは広範囲に分布していることが明らかとなった。

図 5.8 は、上述の解析に使用した CT 画像の一例であり、管電圧 120 kV の下で、 $CTDI_{vol.}$ の変化に伴ってどのような変化が起こっているかを確認するものである。この解析画像から分かる通り、 $CTDI_{vol.}$ の減少に伴って、ストリーク状のアーチファクトが目立っていることが確認された。さらに、 $CTDI_{vol.}$ が減少するに従って、画像ノイズも増加することも確認された。

以上のことから、Gumbel プロットおよび Gumbel 確率密度関数を用いることで、ストリークアーチファクトの発生状況を直感的に捉えることが可能となり、その評価結果は、視覚による主観的評価の結果と類似していることが明らかとなった。



(mGy 値は $CTDI_{vol.}$ を示す。)

図 5.8 解析対象部の CT 画像 (120 kV)

5.4.2 Gumbel 評価法による定量的解析

前述では、Gumbel プロットが、ストリークアーチファクトに起因する CT 値の最大変動量の分布状況を表していることを示した。すなわち、Gumbel 分布を特徴付ける数値指標である、位置パラメータ β および尺度パラメータ γ を用いることで、アーチファクトの定量的な評価が可能になると思われる。これらの二つのパラメータは、Gumbel 分布の定義式（式(5.1)）の両辺に対して二回対数をとることで与えられ、

$$-\ln \{ -\ln F(x) \} = \frac{1}{\gamma} x + \left(-\frac{\beta}{\gamma} \right) \quad (5.5)$$

この式と、直線式 $y = ax + b$ と対応させることで算出することができる。

$$\gamma = \frac{1}{a} \quad (\because a = \frac{1}{\gamma}) \quad (5.6)$$

$$\beta = -\gamma b = -\frac{b}{a} \quad (\because b = -\frac{\beta}{\gamma}) \quad (5.7)$$

そこで、上述した二つのパラメータによるアーチファクトの評価を行なった。図 5.9 および図 5.10 は、それぞれ位置パラメータおよび尺度パラメータと実効 mAs 値の関係を示したものであり、共に両対数グラフにプロットしている。いずれの管電圧においても、二つのパラメータは、実効 mAs 値が増加するに従い、共に減少しており、それらのプロットは、直線的な分布をしていることがわかった。そこで、これら回帰直線の傾きを求めてみると、位置パラメータは $-0.46 \sim -0.49$ 、尺度パラメータは $-0.53 \sim -0.59$ となり、共におよそ -0.5 に近い値となった。このことから、ストリークアーチファクトの評価指標として採用した位置パラメータおよび尺度パラメータは、X線出力と画像ノイズとの関係に類似していることが示された。前節で述べたように、ストリークアーチファクトと画像ノイズを厳密に区別できていないことを考慮すると、CT 値の最大変動量は、統計的性質上、X線フォトンに起因する「広義の画像ノイズ」と扱うことがで

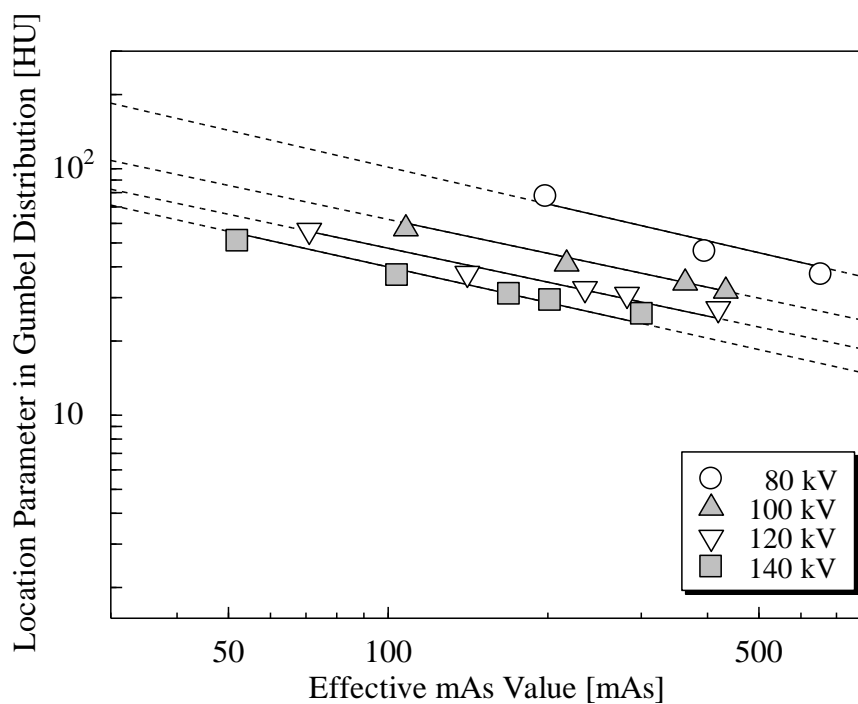


図 5.9 実効 mAs 値と位置パラメータの関係

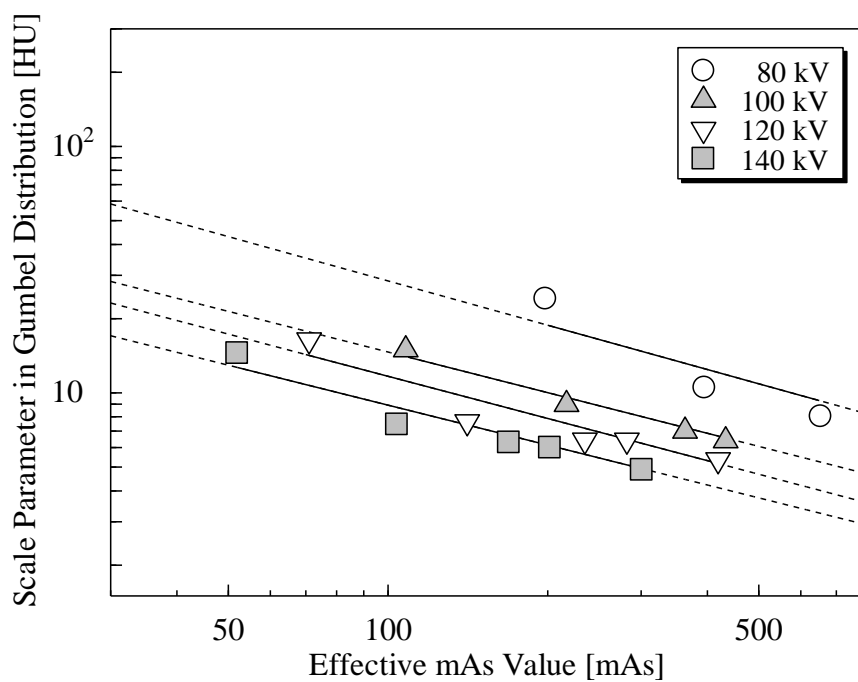


図 5.10 実効 mAs 値と尺度パラメータの関係

きる。一般に、画像ノイズはX線フォトンのバラツキによって生じると言われており、そのフォトンの分布はポアソン分布に従うことが知られている。したがって、画像ノイズもこのポアソン分布に従うこととなり、管電流量の平方根に反比例する（すなわち、両対数グラフによる回帰直線の傾きが -0.5 となる）と解釈されている。ここで、ストリークアーチファクトはこの広い意味での画像ノイズ分布（度数分布）の裾野の部分を支配している確率変数であり、この広義の画像ノイズが、管電流量の平方根に反比例して小さくなるのであれば、ストリークアーチファクトもこれに付随して小さくなるものと考えられる。このように解釈すれば、ストリークアーチファクトの代表値である位置パラメータや尺度パラメータが、管電流量の平方根に反比例して小さくなることも定量的に理解できる。以上の結果から、CT画像上のストリークアーチファクトは、ポアソン分布を母集団とするGumbel分布に従うことが明らかとなり、このGumbel評価法は、X線の物性的理論に裏打ちされた評価法であることが示唆された。

5.4.3 Gumbel 評価法と管電圧が及ぼす影響

図 5.11、図 5.12 は、管電圧と位置パラメータおよび尺度パラメータの関係を示している。これらの図から分かるように、 $CTDI_{vol.}$ が一定の下では、管電圧が減少するに従って、これら二つのパラメータは共に増加し、特に、 $CTDI_{vol.}$ 12 mGy の時に、最も値が大きくなった。また、どの管電圧においても、 $CTDI_{vol.}$ が増加するに従って、二つのパラメータは小さくなった。

図 5.13 に、 $CTDI_{vol.}$ 12, 24, 41 mGy の場合の、解析対象部の CT 画像を示す。この図から、 $CTDI_{vol.}$ が一定の下では、管電圧の減少に伴ってストリークアーチファクトが目立つことが分かる。また、 $CTDI_{vol.}$ 12 mGy の時に、アーチファクトが最も顕著となっている。以上のことから、Gumbel 評価法によるストリークアーチファクトの評価指標は、視覚による主観的評価と類似した結果が得られた。

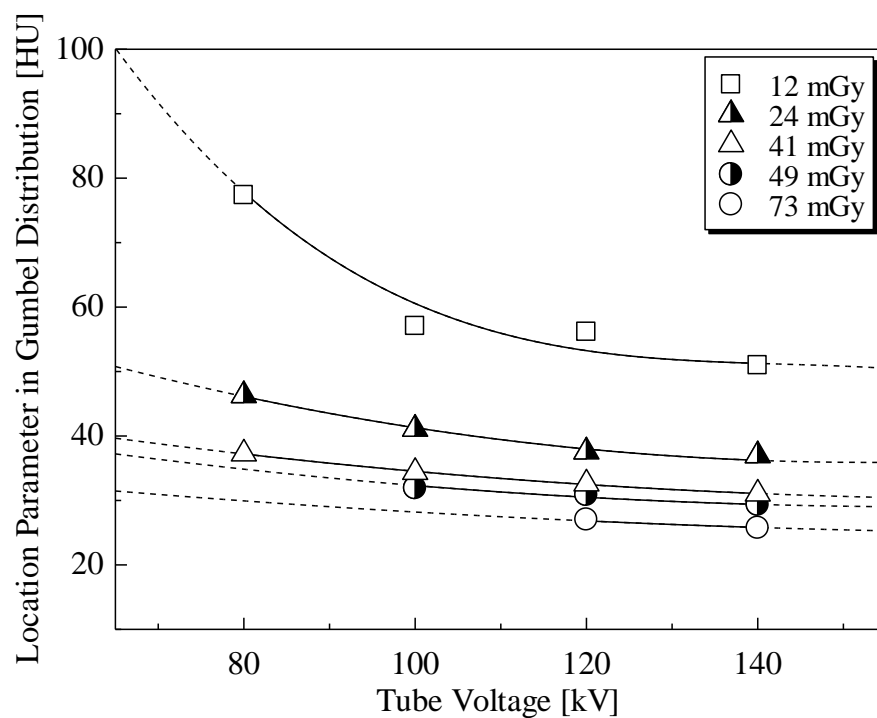


図 5.11 管電圧と位置パラメータの関係

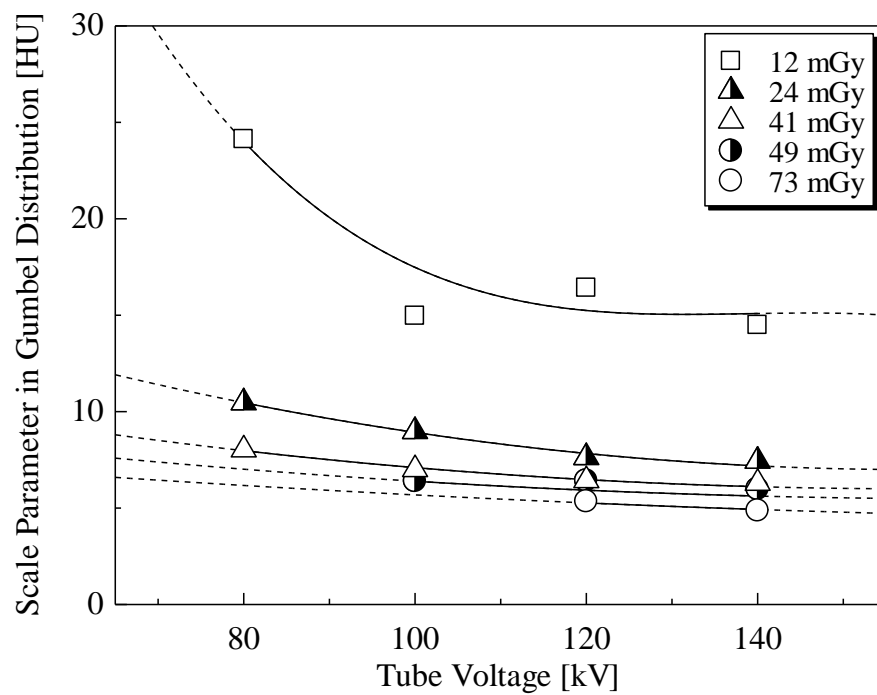
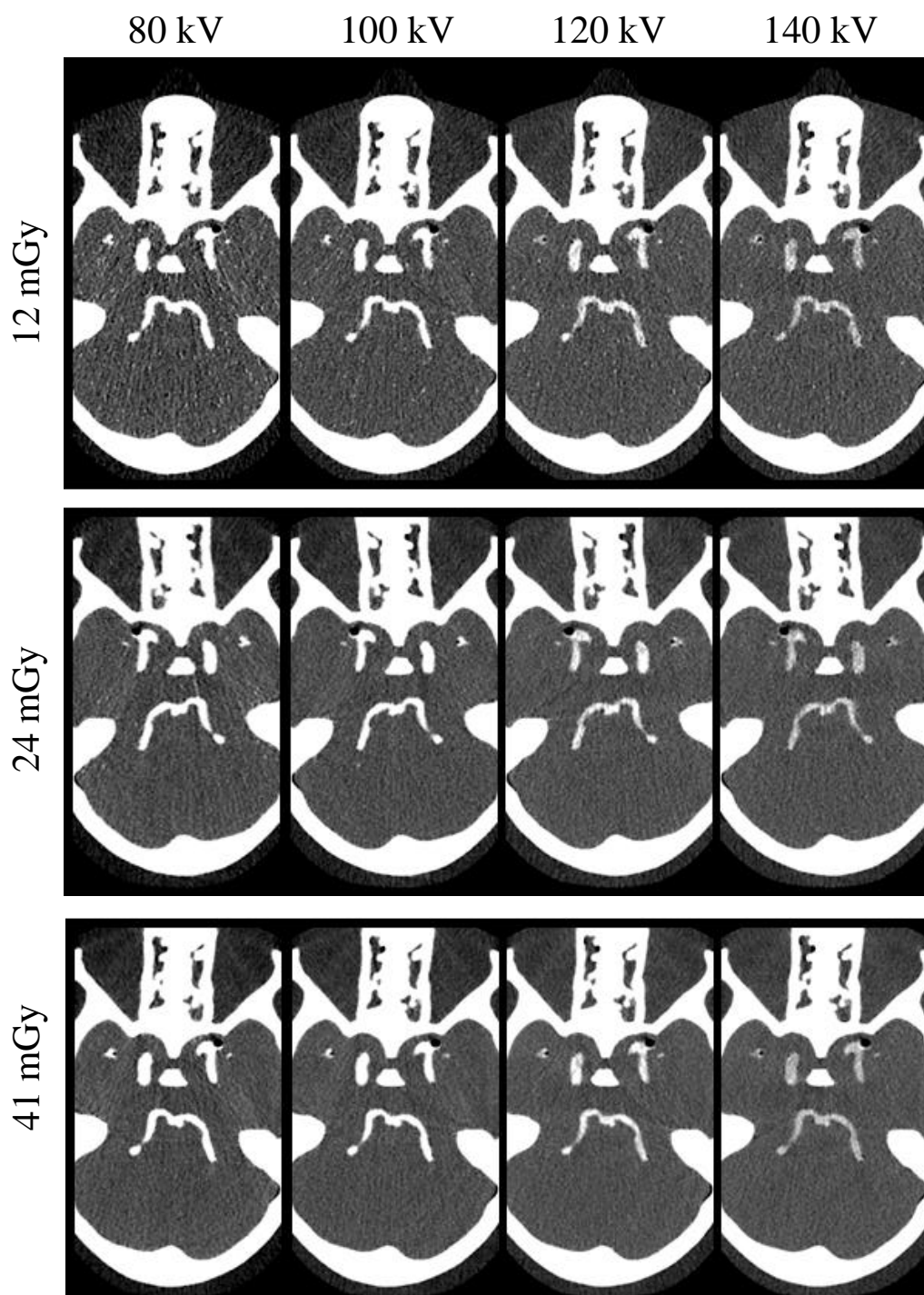


図 5.12 管電圧と尺度パラメータの関係



(mGy 値は、CTDI_{vol.}を示す。)

図 5.13 解析対象部の CT 画像

5.5 まとめ

本研究では、極値統計学を用いたストリークアーチファクト評価法(Gumbel 評価法)を用いて、様々な撮像パラメータとストリークアーチファクトとの関係を調べた。その結果を以下に要約する。

1. ストリークアーチファクトに起因する全ての変動は **Gumbel** 分布に従って発生するという統計学的性質が明らかとなった。
2. **Gumbel** 確率密度関数を特徴付ける数値指標、すなわち、位置パラメータおよび尺度パラメータといった物理量によって定量的評価が可能となった。さらに、この評価結果は、視覚による結果と類似しており、アーチファクトの発生状況を的確に反映した評価指標であることが示された。
3. 位置パラメータおよび尺度パラメータは共に、実効 **mAs** 値の平方根に反比例することが明らかとなった。さらに、これらのパラメータは共に、**CTDI_{vol.}**が一定の下で、管電圧の増加に伴って減少した。

第6章 総論

6.1 本研究のまとめ

X線CT検査は、短時間に広範囲の高精細画像が取得可能であるため、画像診断ならびに治療支援のモダリティとして、臨床現場で広く利用されている。しかし、X線被ばくを回避することはできないため、可能な限り被ばく線量を抑制し、画像診断に必要な画質を担保できるかを詳細に検討することが必要である。すなわち、X線CT画像における定量画質評価法の改良および考案が重要である。そこで、本論文では、

1. 脳血管ファントムを用いた頭部CTA検査時の水晶体被ばく線量測定
2. X線CT画像の画像ノイズおよびコントラスト分解能に対する画質評価法の改良
3. X線CT画像における血管輪郭検出能ならびにストリークアーチファクトに対する定量評価法の考案

という三つの主題について実験を行い、それをもとに検討を行った。

第一の主題である「頭部CTA検査時の水晶体被ばく線量測定」については、頭部の解剖学的構造を模擬した脳血管ファントムを用いて臨床状況を再現した患者の被ばく線量測定について検討を行った。その結果を要約すると以下のようなものである。

・脳血管ファントムを用いた水晶体被ばく線量の測定（第2章）

まず、今井らが開発した、臨床現場をできる限り再現するような脳血管ファントムを採用すると共に、CT画像の画質評価を行う上で、このファントムが有用であるかどうか検討した。この脳血管ファントムから取得したCT画像は、そのノイズ特性や実効エ

エネルギー特性の結果から、CT 画像の画質評価に対して十分に適応できるものであると示唆した。

次に、このファントムを用いて頭部 CTA 検査時の水晶体被ばく線量を測定した。その結果、X 線出力に相当する実効 mAs 値と水晶体被ばく線量との間には、直線的な関係が認められ、管電圧との間には強い正の相関があることが示された。さらに CT 装置が算出する $CTDI_{vol}$ は、水晶体被ばく線量値と正の相関関係が存在し、簡易的な被ばく線量指標として利用可能であることが示唆された。

また、第二の主題である「X 線 CT 画像の画像ノイズおよびコントラスト分解能の評価」については、複雑なテクスチャが存在する画像におけるノイズ推定が困難であったが、Gauss 法を用いることで、その推定を可能にした。さらに、その推定結果を CNR 解析法にも応用することで、頭部 CTA 画像におけるコントラスト分解能の定量評価法を改良させた。その結果を要約すると以下のようなものである。

・CT 画像上のノイズ評価および脳動脈瘤像に対する CNR 解析（第3章）

Gauss 法を用いて、解析対象内に含まれる画像ノイズを定量的に評価した。その結果、 $CTDI_{vol}$ が減少するに従って、画像ノイズは増加し、その増加量は低管電圧ほど大きくなった。また、 $CTDI_{vol}$ の設定が大きくなると、管電圧に関係なく画像ノイズは減少し、一定値に近づくことが明らかとなった。

この結果をもとに CNR 解析を実施したところ、低管電圧に設定することで、CNR が改善されることが示された。さらに、 $CTDI_{vol}$ を一定の下、すなわち、水晶体被ばく線量を一定にした場合でも、低管電圧化は CNR を向上させることも示唆された。

さらに、第三の主題である「X線 CT 画像における血管輪郭検出能」について、画像診断のみならず、治療支援に必要な画質特性を考慮した新たな定量的評価指標を考案した。さらに、視覚による主観的評価しか行われていなかったストリークアーチファクトに対しても定量評価法を考案した。これらの評価法を用いて、CTA 画像における脳動脈瘤像の輪郭検出能評価、および CT 画像上のストリークアーチファクトの評価を行った。その結果を要約すると以下のものである。

・血管輪郭検出能の定量評価（第4章）

血管輪郭の検出能を定量的に評価できる指標を、位相限定画像におけるピクセル値の尖度として定義し、これを用いて血管輪郭検出能に及ぼす撮像パラメータの影響について検討した。本提案手法を用いることによって、信号成分の輪郭検出能が適切に評価できることが実証された。また、この評価結果は、設定した管電圧の下で、水晶体被ばく線量に依存しないことが示された。さらに、低管電圧に設定することで、血管輪郭の検出能は改善されることが示唆された。

・CT 画像上のストリークアーチファクトの定量評価（第5章）

本研究では、極値統計学を用いたストリークアーチファクト評価法(Gumbel 評価法)を用いて、様々な撮像パラメータとストリークアーチファクトとの関係を検討した。その結果、ストリークアーチファクトに起因する全ての変動は、Gumbel 分布に従って発生することが明らかとなった。また、ストリークアーチファクトの定量的評価指標である位置パラメータおよび尺度パラメータは、実効 mAs 値の平方根に反比例することが示された。さらに、 $CTDI_{vol}$ が一定の下、位置パラメータおよび尺度パラメータは共に、管電圧の増加に伴って減少した。

第2章では、脳血管ファントムを用いて水晶体被ばく線量の測定を行い、CT装置が算出する $CTDI_{vol}$ が被ばく線量を知る指標として有用であることを明らかにした。このことは、診断参考レベルの導入に重要な役割を果たすと考えている。また、CT装置に表示される値である以上、その信頼性を担保するために、CT機器保守管理の重要性がさらに高まるのではないかとと思われる。

第3章では、既存の定量評価法である CNR 解析に対して Gauss 法を導入し、評価法の改良を行った。本研究で得られた評価結果は、従来法と同様の傾向を示す結果となった。このことから、本評価法は、複雑な構造体への適用可能性が明らかになると共に、評価結果の精度および信頼度を向上させることもできた。

第4章および第5章では、それぞれ輪郭検出能およびストリークアーチファクトに対する新たな定量的評価を考案した。前者では、「輪郭」という新たな特徴量に着目することで、臨床目的に応じた画質評価が可能になったと思われる。さらに、これらの評価原理から、病変浸潤度の解析などにも応用可能と思われ、病変悪性度の新たな評価指標にもなり得るものと期待できる。後者では、これまで明らかにされていなかったアーチファクトの統計学的な特性を把握することで、フィルタ処理や再構成方法の開発の一助になるものと期待できる。

6.2 本研究の医療技術学的意義

前節において本研究の結果を総括した。ここでは、これらの結果が医療技術学的にどのような意義を持つかについて述べる。

1. X線CT画像における標的対象（血管や病変等）の輪郭に着目し、その検出能を解析する定量評価法を考案した。この評価法を用いた画質解析は、臨床画像における画質の最適化や病変輪郭の視認性を検討する上で有益な情報を与えるものと思われる。
2. X線CT画像上のストリークアーチファクトに対して、定量的かつ物理的評価法を考案した。本研究で得られた諸知見は、コンピュータ画像診断支援システムの性能評価における問題点を解決するだけでなく、臨床画像における画質の最適化を検討する上で、有益な情報を与えるものと思われる。

本研究で提案した二つの画質評価法は、臨床画像と同様に、背景に複雑なテクスチャを含む画像においても適用可能な方法であると共に、視覚による主観的評価と類似した結果を与える方法でもある。それゆえ、逐次近似再構成やデュアルエネルギー撮像といった多種多様化するCT検査において、臨床画像における撮像条件設定や画像処理条件の最適化、日常点検を含む画質管理やCT装置の性能評価を行う上で、臨床的に有益な測定法であるものと期待できる。さらに、測定原理を考慮すると、CT画像のみならず、MRIや核医学といった他モダリティから得られる画像の画質評価へも適用も可能であると考えられる。

参考文献

- [1] Villablanca JP *et al.* Volume-rendered helical computerized tomography angiography in the detection and characterization of intracranial aneurysms. J Neurosurg. 2000; 93: 254-64
- [2] Matsumoto M *et al.* Three-dimensional computerized tomography angiography-guided surgery of acutely ruptured cerebral aneurysms. J Neurosurg. 2001; 94: 718-27
- [3] van der Schaaf I *et al.* Prognostic value of cerebral perfusion-computed tomography in the acute stage after subarachnoid hemorrhage for the development of delayed cerebral ischemia. Stroke. 2006; 37(2): 409-13
- [4] The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 2007
- [5] Niimi T *et al.* A method of clustering observers with different visual characteristics. Eur J Radiol. 2006; 57(1): 158-61
- [6] Imai K *et al.* The application of Markov theory to contrast-detail analysis. Acad Radiol 2006; 13(2): 152-8
- [7] van Gijn J *et al.* Subarachnoid haemorrhage: diagnosis, causes and management. Brain. 2001; 124(Pt2): 249-78
- [8] Mayberg MR *et al.* Guidelines for the management of aneurysmal subarachnoid hemorrhage. A statement for healthcare professionals from a special writing group of the Stroke Council. American Heart Association. Stroke. 1994; 25(11): 2315-28
- [9] 独立行政法人放射線医学総合研究所, 放射線の線源と影響 原子放射線の影響に関する国連科学委員会の総会に対する 2000 年報告書
- [10] National Council on Radiation Protection & Measurements. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. NCRP. 2009; Report No. 160
- [11] Waaijer A *et al.* Circle of Willis at CT angiography: dose reduction and image quality--reducing tube voltage and increasing tube current settings. Radiology. 2007; 242(3): 832-9

参考文献

- [12] Murakami Y *et al.* 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.* 2010; 31(4): 620-5
- [13] Papadakis AE *et al.* Effect of x-ray tube parameters and iodine concentration on image quality and radiation dose in cerebral pediatric and adult CT angiography: a phantom study. *Invest Radiol.* 2013; 48(4): 192-9
- [14] Kondratyev E *et al.* Low radiation dose 256-MDCT angiography of the carotid arteries: effect of hybrid iterative reconstruction technique on noise, artifacts, and image quality. *Eur J Radiol.* 2013; 82(12): 2233-9
- [15] Imai K *et al.* Dose reduction and image quality in CT angiography for cerebral aneurysm with various tube potentials and current settings. *Br J Radiol.* 2012; 85(1017): e673-81
- [16] Dobbins JT 3rd *et al.* DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys.* 1995; 22(10): 1581-93
- [17] Imai K *et al.* Statistical characteristics of streak artifacts on CT images: relationship between streak artifacts and mA s values. *Med Phys.* 2009; 36(2): 492-9
- [18] Matsumoto K *et al.* Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology.* 2011; 259(1): 257-62
- [19] Sugimoto N *et al.* Comparison of radiation doses between newborns and 6-y-old children undergoing head, chest and abdominal CT examinations: a phantom study. *Radiat Prot Dosimetry.* 2013; 153(1): 85-91
- [20] 森政樹他. 医用画像上の不均一部位における CNR 解析. 電気学会論文誌 C 電子・情報システム部門誌. 2011; 131(11): 1975-82
- [21] Rinkel GJ *et al.* Prevalence and risk of rupture of intracranial aneurysms: a systematic review. *Stroke.* 1998; 29: 251-6
- [22] The UCAS Japan Investigators. The Natural Course of Unruptured Cerebral Aneurysms in a Japanese Cohort. *N Engl J Med.* 2012; 366: 2474-82
- [23] Ito K *et al.* A fingerprint matching algorithm using phase-only correlation. *IEICE Trans Fundamentals* 2004; E87-A(3): 682-91

参考文献

- [24] Takita K *et al.* High-accuracy subpixel image registration based on phase-only correlation. IEICE Trans Fundamentals. 2003; E86-A(8): 1925-34
- [25] Hagiwara M *et al.* Shot change detection and camerawork estimation for old film restoration. Tech Rep IEICE. 2004; 56: 1-6
- [26] Imai K *et al.* Analysis of streak artefacts on CT images using statistics of extremes. Br J Radiol. 2007; 80: 911-8
- [27] Gumbel EJ. Statistics of Extremes. Dover Publications. 1958

参考文献

謝辞

謝辞

本研究は、著者が名古屋大学大学院医学系研究科後期博士課程在学中に、同大学大学院医学系研究科教授 工学博士 今井國治先生の指導のもとに行ったものである。本研究の遂行並びに本論文の作成にあたって、終始懇切なるご指導とご鞭撻を賜りましたこと、心からお礼申し上げます。

本研究を学位論文として纏めるにあたり、主査並びに副査として懇切丁寧なご指導とご鞭撻を賜りました名古屋大学大学院医学系研究科教授 医学博士 島本佳寿広先生並びに同教授 工学博士 小寺吉衛先生に深くお礼申し上げます。

名古屋大学大学院医学系研究科教授 医学博士 池田充先生には、本研究の達成にあたって数々の有益なるご教示を戴くとともに、本論文の細部にわたりご校閲の労を賜りました。ここに深謝の意を表します。

実験やデータ取得に際して、多大なご協力を戴きました名古屋大学大学院医学系研究科講師 医学博士 川浦稚代先生並びに本専攻今井研究室 高瀬郁子氏（現 Canon）に厚くお礼申し上げます。

日常業務と本研究の遂行の両立にあたり、ご理解とご支援を賜りました大阪大学医学部附属病院医療技術部の職員諸氏及び長年叱咤激励していただいた名古屋大学時代の学友に感謝いたします。

最後に、学位授与を心待ちにしながら 2014 年 1 月 21 日に永眠した父に、この論文を捧げるとともに、いつも心の支えになってくれた母、兄妹に心から感謝します。

尚、本研究は日本学術振興会科学研究費補助金（基盤研究(C)）の助成を受けて行われた。

謝辭

研究業績

投稿論文

- [1] Y.Enchi, K.Imai, M.Ikeda, I.Takase, C.Kawaura, M.Mori. Arterial contour detectability in head CT angiography. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2015 Jan; 10(1): 1-10
- [2] K.Imai, M.Ikeda, C.Kawaura, T.Aoyama, Y.Enchi, M.Yamauchi. Dose reduction and image quality in CT angiography for cerebral aneurysm with various tube potentials and current settings, Br J Radiol. 2012 Sep; 85(1017): e673-81
- [3] 森政樹, 今井國治, 池田充, 飯田葉子, 伊藤富貴子, 米田和夫, 遠地志太. 医用画像上の不均一部分における CNR 解析, 電気学会論文誌 C (電子・情報・システム部門誌) 2011; 131(11): 1975-82
- [4] K.Imai, M.Ikeda, Y.Enchi, T.Niimi, A detection method for streak artifacts and radiological noise in a non-uniform region in a CT image. Phys Med. 2010; 26(3): 157-65

国際会議

- [1] A New Method for Evaluating Detectability of Artery Contours in CT Angiography of the Head on the Basis of Their Phase Information 2013 IEEE NSS/MIC/RTSD 2013.10

学会発表

- [1] 極値統計学を用いた胸部 CT 画像のアーチファクト評価法
日本放射線技術学会 第 62 回総会学術大会 2006.04
- [2] 極値統計学を用いた胸部 CT 画像のアーチファクト評価法
日本放射線技術学会 中部 CT 研究会 最前線報告会 2006.06

研究業績

- [3] 極値統計学を用いたストリークアーチファクトの統計解析
ーストリークアーチファクトと管電流量との相関関係ー
日本医用画像工学会 第 25 回日本医用画像工学会大会 2006.07
- [4] 極値統計学を用いた CT 画像のストリークアーチファクト評価法
ー再構成関数が異なる場合ー
日本放射線技術学会 第 34 回秋季学術大会 2006.10
- [5] 極値統計学を用いたストリークアーチファクトの定量解析
ーストリークアーチファクトと再構成スライス厚との関係ー
日本放射線技術学会 第 63 回総会学術大会 2007.04
- [6] 極値統計学を用いたストリークアーチファクトの定量解析
ー再構成スライス厚及び管球回転速度が異なる場合ー
日本医用画像工学会 第 26 回日本医用画像工学会大会 2007.07
- [7] CT 用自動露出機構を利用した胸部 CT 画像のストリークアーチファクト評価
日本放射線技術学会 第 35 回秋季学術大会 2007.10
- [8] 極値統計学を用いた多分割コリメータ制御位置調整時期の推定
日本放射線技術学会 第 65 回総会学術大会 2009.04
- [9] 頭部 CT Angiography における血管輪郭の鮮明度評価法
電子情報通信学会 ソサイエティ大会 2011.09
- [10] 仮想単色 X 線 CT 画像における脳血管輪郭の鮮明度評価
電子情報通信学会 総合大会 2012.03
- [11] Dual Energy Scan を用いた頭部 3D-CT Angiography における鮮明度評価
電気学会 C 部門大会 2012.09
- [12] 頭部 3D-CT Angiography における血管輪郭の定量評価
電子情報通信学会 イメージ・メディア・クオリティ研究会 2012.11
- [13] 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
情報処理学会 第 75 回全国大会 2013.03.06
- [14] 頭部 CT 画像のストリークアーチファクト解析
電子情報通信学会 ソサイエティ大会 2014.09

付録 A 正規確率プロット

確率変数 x が、統計学的に正規分布に従う場合、その累積確率関数 $GF(x)$ は、標準正規分布関数 Φ を用いて

$$GF(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^x \exp\left[-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right] dx \equiv \Phi\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right) \quad (\text{A.1})$$

μ : 平均値

σ : 標準偏差

と表すことができる。ここで、確率変数 x の逆標準正規分布関数 $\Phi^{-1}(GF(x))$ を用いて、式(A.1) を変形すると、

$$\Phi^{-1}(GF(x)) = \frac{x-\mu}{\sigma} = \frac{1}{\sigma}x + \left(-\frac{\mu}{\sigma}\right) \quad (\text{A.2})$$

$$\leftrightarrow y = ax + b$$

a : 直線の傾き

b : 直線の切片

が得られる。正規確率プロットは、この式をもとに作成される散布図であり、これを用いることで、データが正規分布に従うかどうかを視覚的に判断することができる。この正規確率プロットを用いて、観測されたデータ（観測量 x : ここでは、取得画像のピクセル値）の正規性を検定する場合、昇順に並び替えた観測量（順序観測量 $x_{(i)}$ ）を等分目盛の横軸に、この順序観測量に対応する累積度数の推定値を $\Phi^{-1}(GF(x))$ となる関数目盛の縦軸にプロットする。すなわち、観測量が正規性を示す場合には、正規確率プロットは直線的に分布する。

付録

ここで、累積確率関数 $GF(x)$ は、一般に順序統計量を適用することで得られ、本研究では、その推定が簡便かつ高精度なミーソランク法を採用した。ミーソランク法を用いた累積確率関数 $GF(x_{(i)})$ は、サンプルサイズ n 個の順序観測量 $x_{(i)}$ を $x_{(1)} \leq x_{(2)} \leq \dots \leq x_{(n)}$ とすると、

$$GF(x_{(i)}) = \frac{i}{n+1} \quad , \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (\text{A.3})$$

と計算される。

付録 B 位相限定画像の再構成アルゴリズム

ここでは、CTA 画像から位相限定画像を取得するために使用した二次元離散フーリエ変換および位相限定画像の再構成アルゴリズムについて説明する。

まず、二次元離散フーリエ変換の説明を簡略化するために、一次元離散フーリエ変換について考える。信号 $S(t)$ の一次元フーリエ変換は、次のように定義される。

$$s(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \exp(-i\omega t) dt \quad (\text{B.1})$$

このとき、 ω は角周波数、 i は虚数単位であり、 $i^2 = -1$ となる性質を持つ。離散フーリエ変換は、有限個のサンプル数 N の信号 $S(t)$ に対するフーリエ変換であり、

$$S(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} s(n) \exp\left[-\frac{2\pi i}{N} nk\right]; \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (\text{B.2})$$

と定義される。

二次元離散フーリエ変換は、一次元離散フーリエ変換の数学的理論を二次元に拡張したものである。今、原画像である CTA 画像内に、ピクセルサイズ $M \times M$ の関心領域を配置すると、領域内のピクセル値は $f(j, k)$ ($j = 0, 1, 2, \dots, M-1$; $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$) と表現することができる。式(B.2) から、関心領域を対象画像とする二次元離散フーリエ変換 $F(u, v)$ は、

$$F(u, v) = \frac{1}{M^2} \sum_{j=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{M-1} f(j, k) \exp\left[-\frac{2\pi i}{M} (uj + vk)\right] \quad (\text{B.3})$$

$$(u, v) : \text{空間周波数} \quad u = 0, 1, 2, \dots, M-1; \quad v = 0, 1, 2, \dots, M-1$$

と定義される。ここで、 $F(u, v)$ は、周波数領域における複素数であり、

$$F(u, v) = R(u, v) + i I(u, v) \quad (\text{B.4})$$

のように、直交座標系に表示できる。 $R(u, v)$ 、 $I(u, v)$ は、各々 $F(u, v)$ の実部、虚部と呼ぶ。また、振幅成分 $A(u, v)$ および位相成分 $\theta(u, v)$ を用いることで、次に示すような極座標表示に変形できる。

$$F(u, v) = A(u, v) \exp[i \theta(u, v)] \quad (\text{B.5})$$

$$\text{振幅成分} : A(u, v) = \sqrt{R(u, v)^2 + I(u, v)^2} \quad (\text{B.6})$$

$$\text{位相成分} : \theta(u, v) = \arctan\left(\frac{I(u, v)}{R(u, v)}\right) \quad (\text{B.7})$$

位相限定画像 $g(j, k)$ は、この位相成分 $\theta(u, v)$ のみを画像化したものであり、 $F(u, v)$ を振幅成分 $A(u, v)$ で除算し、規格化された $F(u, v)$ をフーリエ逆変換することで取得できる。すなわち、位相限定画像 $g(j, k)$ は、

$$\begin{aligned} g(j, k) &= \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{M-1} \frac{F(u, v)}{A(u, v)} \exp\left[\frac{2\pi i}{M}(uj + vk)\right] \\ &= \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{M-1} \exp[i \theta(u, v)] \exp\left[\frac{2\pi i}{M}(uj + vk)\right] \end{aligned} \quad (\text{B.8})$$

と定義される。本研究では、位相限定画像を得るために、高速フーリエ変換アルゴリズムを使って取得した。

