

□原著論文□

逐次近似的画像再構成を用いた頭部 3D-CTA における設定条件の最適化
—模擬血管ファントムによる検討—福谷 悌和^{1,2} 勝俣 健一郎³

抄 録

破裂脳動脈瘤の診断目的で頭部 3D-CTA (three dimensional CT angiography) を行う際は、画像ノイズを少なくすることが重要であり、通常、撮影線量を増すため被曝が増大する。逐次近似的画像再構成を用いることで撮影線量は増加させずに画像ノイズを低減でき、被曝が抑えられるようになった。しかし、逐次近似的画像再構成の使用は CT 値差の小さい領域において解像度の低下を招くという報告があり、頭部 3D-CTA に逐次近似的画像再構成を利用すると血管描出能の低下が懸念される。そこで、血管描出能は維持しつつ最も被曝が低減できる逐次近似的画像再構成の最適設定条件を検討した。撮影条件や逐次近似的画像再構成の設定値を様々に変化させ、自作した模擬血管ファントムを撮影し、血管描出能を脳神経外科専門医 10 名により視覚評価した。その結果、血管描出能は維持しつつ最も被曝が低減できる設定値を確認できた。逐次近似的画像再構成を用いることで約 30% の被曝が低減できた。

キーワード：3D-CTA, 逐次近似的画像再構成, 血管描出能, くも膜下出血

Optimization of setting conditions for head 3D-CTA using iterative reconstruction

—Investigating setting conditions using simulated vessel phantoms—

FUKUYA Yasukazu and KATSUMATAI Kenichirou

Abstract

When we perform head 3D-CTA (three dimensional CT angiography) for the purpose of diagnosing ruptured cerebral aneurysms, minimizing the image noise is vitally important. Increasing the exposure dose used to be necessary to reduce the image noise. Recently iterative reconstruction has been developed to reduce the image noise without increasing the exposure dose. However, some reports point out that the use of iterative reconstruction may lower the resolution in areas where CT value differences are small. It means some degradations of vessel visibility are concerned when iterative reconstruction is used for head 3D-CTA. So the author investigated the optimal setups for iterative reconstruction that would be able to most reduce the exposure dose without the degradation of vessel visibility. The author changed the scan conditions and iterative reconstruction settings in a variety of ways, and scanned the self-making simulated blood vessel phantom. With using these scanned images, vessel visibility was visually evaluated by 10 neurosurgeons. As a result, the settings that can most reduce the exposure dose with maintaining vessel visibility were confirmed. By using iterative reconstruction, the exposure dose can be reduced approximately 30%.

Keywords : 3D-CTA, iterative reconstruction, vessel visibility, subarachnoid hemorrhage

受付日：2014年6月19日 受理日：2014年12月1日

¹国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科 保健医療学専攻 放射線・情報科学分野 修士課程
Division of Radiological Sciences, Doctoral Program in Health Sciences, Graduate School of Health and Welfare Sciences,
International University of Health and Welfare

²聖麗メモリアル病院

Seirei Memorial Hospital

fukuya@seirei-memorial.com

³国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科 保健医療学専攻 放射線・情報科学分野

Division of Radiological Sciences, Graduate School of Health and Welfare Sciences, International University of Health and Welfare

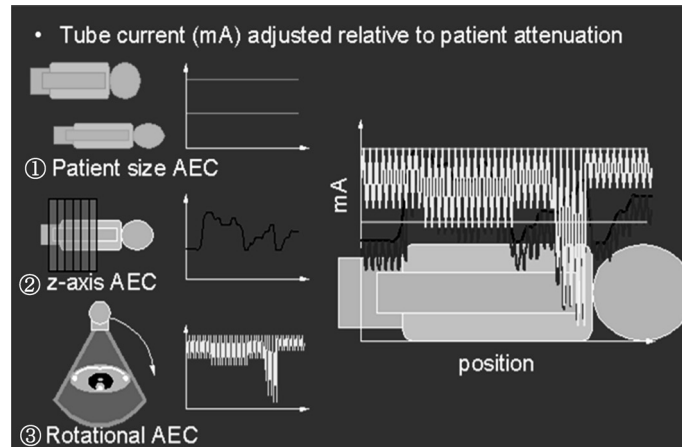


図1 CT-AECの概要
CT-AECの3つの働き

① Patient size AEC：位置決め画像から対象の大きさを認識し、体の大きい人では線量を多く、小さい人では少なくして撮影する働き。
② z-axis AEC：体軸方向（Z軸）のX線吸収差を認識し、吸収の多いところと少ないところの線量を変調させる働き。
③ Rotational AEC：Axial面（XY軸）のX線吸収差を認識し、線量を変調する働き。
これらの機構によって、必要なところの線量は確保しつつ必要のないところでは線量を落とし、必要な画質を得るため最低限の撮影線量となるよう制御するのがAECである。

I. はじめに

日本人の死亡原因として、脳卒中は癌、心疾患、肺炎について第4位¹⁾であり、寝たきりになる疾患においては第1位²⁾である。脳卒中の発症率は、年々増加傾向にあり¹⁾、心筋梗塞と比べ3～10倍あると言われている³⁾。わが国において、脳卒中の予防と治療が重要であることは疑いのないところである。

その脳卒中の一つであるくも膜下出血は、約40%が予後不良であり⁴⁾重篤な疾患に挙げられる。くも膜下出血の最大原因は脳動脈瘤の破裂であり、破裂脳動脈瘤の再出血は予後を悪化させる⁵⁾。そのため、再出血の予防は極めて重要であり、予防処置として破裂脳動脈瘤に対し、開頭手術あるいは血管内治療が行われる⁶⁾。それらの治療を決定するうえで破裂脳動脈瘤の診断は必須であり、破裂脳動脈瘤を診断するためDSA（Digital Subtraction Angiography）と3D-CTA（3 dimensional CT angiography）が施行されている⁵⁾。近年、3D-CTAは、破裂脳動脈瘤の検出能がDSAとほぼ同等との報告^{7,8)}、開頭手術を行ううえでの情報は

DSAよりも優れているとの報告^{7,8)}、そして、DSAを省略できるといった報告⁹⁾がされている。そのため3D-CTAのみで開頭手術を行うケースも多く¹⁰⁾、非侵襲的で短時間に施行できる3D-CTAは破裂脳動脈瘤の診断に有用とされている⁷⁻¹⁰⁾。

破裂脳動脈瘤の診断目的で3D-CTAを施行する際は、破裂脳動脈瘤の部位や形状を正確に再現することが重要である。また、開頭手術が選択された場合、破裂脳動脈瘤近傍の血管を手術手技によって閉塞させないために、それら血管の描出能を高く保つことも重要である。血管の描出能を高く保つためには、造影効果を高めて血管のCT値を上昇させること¹¹⁾や撮影線量に依存する画像ノイズを少なくすること¹²⁾が必要である。

一定の撮影条件下では、被写体サイズの個体差により画像ノイズがばらついてくる。これに関しては、CT-auto exposure control（以下、CT-AEC: 図1）を使用することで、画像ノイズ量が調整でき個体間の画像ノイズは統一できる¹²⁾。CT-AECとは、位置決め画像から被写体の大小や被写体の体軸方向およびスライス面

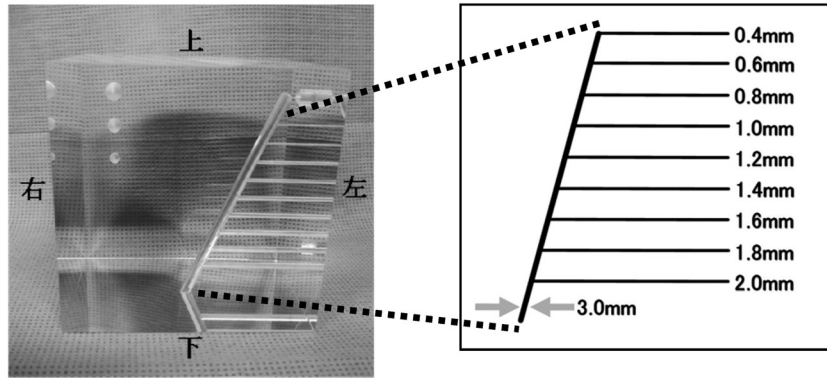


図2 模擬血管ファントムと模擬血管の内径

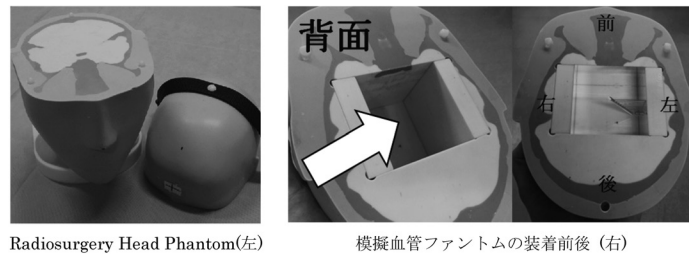


図3 Radiosurgery Head Phantom と模擬血管ファントムの装着部

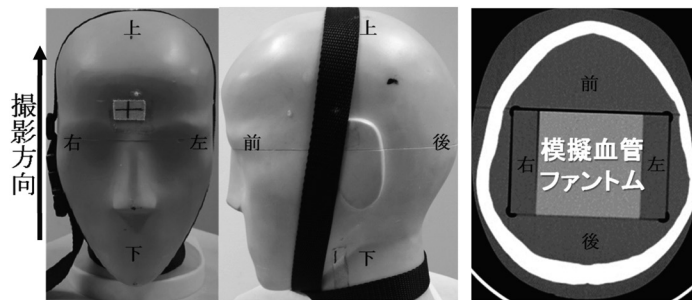


図4 撮影方向とファントムのCT画像

内の X 線吸収差を認識し、自動的に撮影線量が変動できる機構である。一方、撮影線量自体の大小は、被曝に比例するので抑制することが望ましく、これに関しては、今まで有効な技術はなかったが、逐次近似的画像再構成¹³⁾の開発により、撮影線量を増やさずとも、画像ノイズが低減できるようになった¹⁴⁾。逐次近似的画像再構成とは、X 線 CT 装置における新しい画像再構成であり、PET や SPECT で使われている逐次近似法を応用している。従来、X 線 CT 装置の画像再構成には、統計的ノイズを無視した演算処理ではあるが、その処理速度の早さから Filtered back projection (以下、FBP) が用いられてきた。昨今、コンピュータの進歩により高速演算が可能となり、統計的ノイズも考慮

し逐次計算する逐次近似的画像再構成が使用できるようになった。これにより、撮影線量を抑えつつ画像ノイズが低減できるようになった。

しかし、逐次近似的画像再構成の使用は、CT 値差の小さい領域において、解像度の低下を招くとも報告¹⁵⁾されており、頭部 3D-CTA においては、血管描出能の低下が懸念される。被曝を抑えることができて、目的とする血管周辺の情報が失われれば患者の不利益になりかねない。

II. 目的および倫理的配慮と利益相反の有無

1. 目的

頭部 3D-CTA において、逐次近似的画像再構成を用

いると従来よりも撮影線量は抑えられるが、血管描出能の低下が予想される。そこで、模擬血管ファントムを作成し、血管描出能は維持しつつ被曝が低減できる逐次近似的画像再構成の最適設定条件を見いだす。

2. 倫理的配慮

本大学（国際医療福祉大学）の定める倫理委員会から承認を得た。承認番号 12-230。

3. 研究の経費および利益相反の有無

本研究の費用は本大学が定める院生指導費を使用し、利益相反はない。

Ⅲ. 方法

1. ファントム

1) 模擬血管ファントム

模擬血管として約 $60 \times 60 \times 60 \text{ mm}^3$ のアクリルブロックに母血管から分岐する管状内腔を設け、希釈造影剤を封入した。母血管の内径は $3 \text{ mm} \Phi$ 、分岐血管の内径は、それぞれ $0.4 \cdot 0.6 \cdot 0.8 \cdot 1.0 \cdot 1.2 \cdot 1.4 \cdot 1.6 \cdot 1.8 \cdot 2.0 \text{ mm} \Phi$ を有している（図2）。

くも膜下出血の CT 値は約 $50 \text{ HU}^{16)}$ であり、頭部 3D-CTA において血管の形状を再現するため必要な血管の CT 値とバックグラウンドの CT 値との差は経験的に 250 HU 以上である。アクリルの CT 値が約 120 HU であるため、希釈造影剤を封入した母血管の CT 値は 120 HU に 250 HU 加え 370 HU 以上とした。実験での母血管の CT 値は約 380 HU である。

2) Radiosurgery Head Phantom

人体等価ファントムとして CIRS 社製 Radiosurgery Head Phantom を使用した（図3）。図3の矢印の部分に模擬血管ファントムを装着し、尾頭方向で撮影した（図4）。ファントムにおける脳実質の CT 値は約 40 HU 、骨は約 $1,000 \text{ HU}$ で人体に近い構造になっている。

2. 撮影・撮像条件

CT 装置として GE Healthcare 社製 Light Speed VCT VISION を使用した。本装置は、 $0.625 \text{ mm} \times 64$ の検出

器を有している。

撮影条件は、管電圧 : 120 kV 、管電流 : NI (Noise Index) 6~9、回転速度 : 1 s/rotation 、pitch factor: 0.516、detector configuration: $0.625 \text{ mm} \times 64$ 、SFOV: Head bowtie filter 32 cm とした。

ここで NI について説明する、NI とは、本装置における CT-AEC の設定値であり、CT 値の標準偏差である画像 SD を、おおよそいくつにするかの設定値である。この値に近づくよう図1の機構により管電流を自動的に調整する（図5）。画像 SD は画像ノイズの指標であり NI は画像ノイズを左右する。NI を大きくすれば管電流が小さくなり画像ノイズは増大する。逆に NI を小さくすると管電流が増加し画像ノイズは少なくなる。

撮像条件は、DFOV: 9.6 cm 、リコンモード : Full (IQ Enhance あり)、スライス厚 : 0.625 mm 、再構成間隔 : 0.312 mm 、画像再構成関数 : Standard とし、FBP および ASiR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) を ASiR レベル 0~100% で画像再構成した。ASiR とは、本装置に搭載されている逐次近似的画像再構成の名称である。この方法では、量子ノイズの統計的な分布モデルを考慮し逐次計算することで、画像ノイズが低減でき、従来の画質を維持しつつ撮影線量が抑えられる（図6）。画像ノイズの低減強度を ASiR レベル 0~100% で表し、10% 刻みで調節・設定できる。したがって、ASiR レベルの%が高いほど画像ノイズの低減効



図5 NI (Noise Index) と画像 SD の関係
水ファントムのような密度が均一の物体における撮影時の NI (Noise Index) は、関心領域の画像 SD と近い値になる。図は、NI 9 で均一性評価ファントムを撮影し関心領域の画像 SD を計測した画像である。画像 SD は 9.96 であり NI と近い値なる。

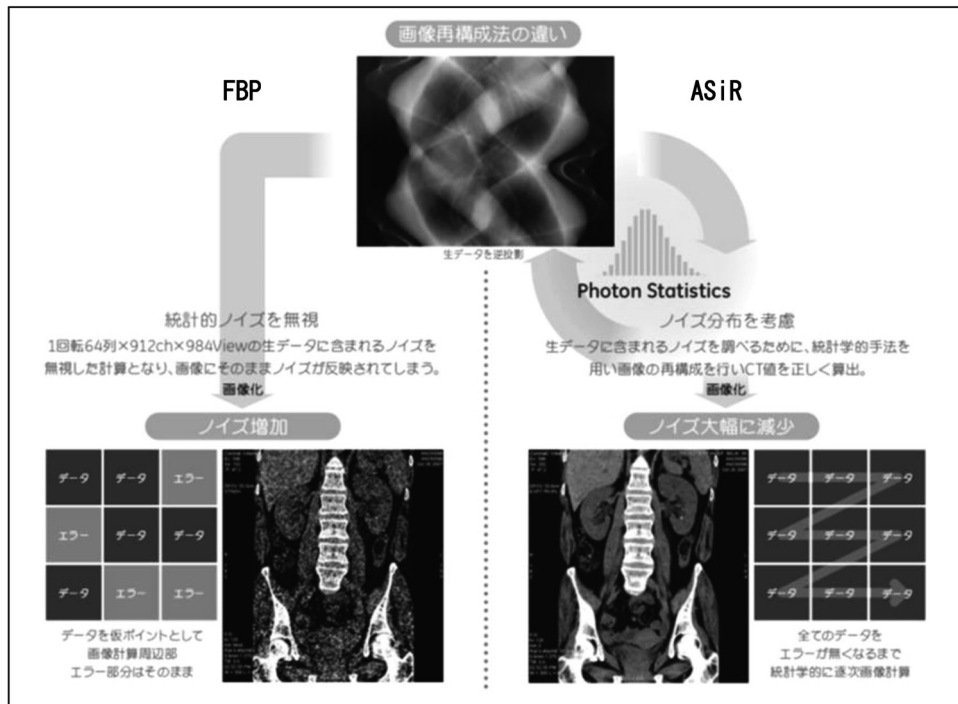


図6 ASiRの概要

FBPは、量子ノイズを無視して計算するため再構成時間が速いという利点を持ち、X線CT装置の画像再構成に広く用いられてきた。しかし、再構成された画像ピクセルの値が真値と異なるエラーが起き、画像ノイズやアーチファクトを発生させる欠点があった。それらの欠点を改善するため、GE Healthcare社により新しい画像再構成ASiRが開発された。ASiRでは、以前からPETやSPECTで用いられてきた逐次近似法が応用されており、FBPで無視されていた量子ノイズの統計学的な分布モデルに基づき逐次計算し、前述したエラーがなくなるまで演算処理される。そうすることで、画像ピクセルの値は真値に近づき画像ノイズが低減される。上図は、画像とITの医療情報ポータルサイトinNavi.NETより抜粋 (<http://www.innervision.co.jp/suite/ge/technote/100119/index.html>: 2013.9.5)。

果は強くなる。

3. 対象検査モードと対象血管

浜口ら¹²⁾は、頭部3D-CTAにCT-AECを使用し撮影条件の適正化を図った。検査目的に合わせCT-AECの設定条件であるNIの値により血管描出をコントロールできると報告している。そして、そのNIで選択できる検査目的(モード)は以下の通りである。

- (1) 低線量モード NI 9 対象血管径 2 mmΦ
(前大脳動脈や後大脳動脈など)
- (2) 動脈瘤精査モード NI 7 対象血管径 1.8 mmΦ
(前交通動脈や後交通動脈など)
- (3) 高分解能モード NI 6 対象血管径 0.8 mmΦ
(後下小脳動脈や前脈絡叢動脈など)

高分解能モードは、解像度を向上させるため、NI

が低く撮影線量は高くなる。そこで、上記の検査モードの中で、最も被曝の低減が必要なモードはどれかを考えた結果、本研究では、高分解能モードを検討対象とした。従来のFBPを用いた時に必要なCT-AECの設定条件はNI 6となる。また、高分解能モードの対象血管である前脈絡叢動脈(anterior choroidal artery)は、DSAにおいて血管径が0.4~1.5 mmとVillablancaらは報告¹⁷⁾している。そのため、高分解能モードの対象血管径0.8 mmΦでは、血管の細さが不十分と考え、本研究は、Villablancaらが報告した最小径0.4 mmを前脈絡叢動脈と想定し、対象血管径を0.4 mmΦとした。

4. 最適設定条件の候補

各NIにおけるASiRレベル0~100%のAxial画像

から、それぞれの0.4mmΦ模擬血管が最も明瞭に投影された1画像を取り出した。スライス断面と0.4mmΦ模擬血管の走行方向は平行なため、Axial画像では0.4mmΦ模擬血管の長軸が投影される。それらの0.4mmΦ模擬血管周辺に図7のような配置で40×40ピクセルのROIを置き、画像SDを測定した。そして、NI 6・FBPの画像SDと同等となるような各NIとASiRレベルを最適設定条件の候補とした。

その際、被曝低減率を導き出すために最適設定条件の各候補とNI 6・FBPの撮影線量として管電流 (mA) と回転時間 (s) の積である管電流時間積 (mAs) を算出し比較した。管電圧が一定の場合、被曝と撮影線量は比例する。

5. 血管描出能の評価

1) プロファイルカーブによる解析

4. で画像SDを測定した最適設定条件の各候補とNI 6・FBPのAxial画像において0.4mmΦ模擬血管を横断するプロファイルカーブにより解析を行った。オープンソースの画像処理ソフトウェアImage Jを用い、0.4mmΦ模擬血管を反時計回りに90度回転させ4倍に拡大した。隣接する模擬血管が入らないように30×30ピクセルのROIを図8のように置き、模擬血管の走行に対して垂直になるようにプロファイルデータを取得した。血管描出能における物理評価の指標として、取得したプロファイルカーブの半値幅 (full width at half maximum : FWHM) を測定した。一般に、

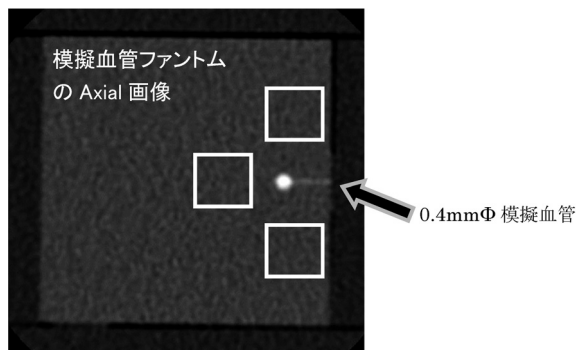


図7 模擬血管が最も明瞭に投影された画像に設置したROIの位置
 模擬血管ファントムのAxial画像において0.4mmΦ模擬血管周辺に40×40ピクセルのROIを配置。

血管描出能が低下するほど、プロファイルカーブの半値幅は大きくなる。

2) 視覚評価

血管描出能の視覚評価として、脳神経外科専門医10名により「シェッフエの一対比較法」の変法である「浦の変法」¹⁸⁾の観察者実験を行った。本研究における観察結果の公表に関しては観察者の同意と承諾を得た。最適設定条件の各候補とNI 6・FBPのAxial画像をGE Healthcare社製ワークステーション Advantage Workstation Volume Share2に転送し、Volume rendering法により三次元画像 (VR画像) を構築した。構築した模擬血管ファントムの0.4mmΦ模擬血管をFOV1.6cmに単純拡大した。VR画像のオパシティーカーブは、臨床で使用しているワークステーションの頭部血管用で、CT値の増加に伴って不透明度が直線的に増加する。下限値はバックグラウンドノイズが映らない値で、上限値は下限値に600HU加えた値である。

最適設定条件の各候補とNI 6・FBPにおける0.4mmΦ模擬血管のVR画像を2画像1組の試料とし、TOTOKU社製2.0メガピクセル高精細カラーモニターCCL254i2/ARにおいて一画面に同時表示した。なお観察する順序はランダムに行った。0.4mmΦ模擬血管の描出能を各組み合わせにおいて5段階のスコアで評価した。一対の画像をA、Bとした場合、各スコアは、「Aの方がBよりも明らかに描出がよい」+2点、「A

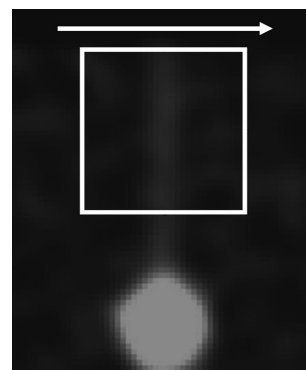


図8 ROIの位置とプロファイルデータの取得方向
 0.4mmΦ模擬血管を反時計回りに90度回転させ4倍に拡大。プロファイルデータの取得方向は模擬血管の走行に対して垂直方向になるよう30×30ピクセルを配置。

の方がBよりもやや描出がよい」+1点,「AとBは同等」0点,「Aの方がBよりも描出が悪い」-1点,「Aの方がBよりも明らかに描出が悪い」-2点とした。A, BとB, Aといった位置の違いによる効果も考慮し, B, Aの対も含め評価値を算出した。

その結果を有意水準2.5%で分散分析した。分散分析の結果, 有意な差が認められたのち, ヤードスティック法を行った。ヤードスティック法とは, 比較した試料を一本の直線上に配置させ, その試料間の関係性と順位を見ることができする方法である。

IV. 結果

1. 最適設定条件の候補

回転時間が一定で, NIの値を高くすると管電流が低下し, NIの値が一定で, ASiRレベルを高くすると管電流が変化せず, 画像SD値は低下する。各設定条件における画像SDと管電流および回転時間を表1に示す。ASiRレベルがNI6・FBPの画像SD値は約10であり, それと同等になった設定条件は, NI7・ASiRレベル30%とNI8・ASiRレベル100%であった。NI9はすべてのASiRレベルにおいてNI6・FBPの画像

SDを上回ったので最適設定条件の候補から除外した。表2に最適設定条件の各候補とFBPの画像SDおよび管電流時間積を示す。管電圧が一定であるため, 撮影線量の指標となる管電流時間積と被曝は比例する。そのため, 被曝低減率が, NI7・ASiRレベル30%では27%, NI8・ASiRレベル100%では44%となった(図9)。

2. プロファイルカーブによる解析

図10に模擬血管ファントム画像のCT値プロファイルカーブとその半値幅を示す。NI8・ASiRレベル100%のピークCT値は低下し, 半値幅がNI6・FBPは1.71, NI7・ASiRレベル30%は1.74, NI8・ASiRレベル100%は2.01であった。NI6・FBPと比べ半値幅がNI7・ASiRレベル30%では1.5%, NI8・ASiR100%レベルでは17.5%増加した。

3. 視覚評価

全観察者の集計結果を表3に示し, 最適設定条件の各候補とFBPのVR画像, ならびに, その順位と尺度を図11, 12に示す。NI6・FBPと比べ, NI7・ASiR

表1 各NIと各ASiRレベルの画像SD値

	NI 6	NI 7	NI 8	NI 9
ASiR 0% (FBP)	10.64	11.73	14.46	16.32
ASiR 10%	10.45	11.47	14.15	15.93
ASiR 20%	10.12	11.13	13.77	15.52
ASiR 30%	9.86	10.82	13.44	15.13
ASiR 40%	9.61	10.54	13.12	14.73
ASiR 50%	9.36	10.26	12.78	14.37
ASiR 60%	9.11	9.98	12.45	13.99
ASiR 70%	8.86	9.70	12.13	13.62
ASiR 80%	8.61	9.42	11.62	13.25
ASiR 90%	8.38	9.06	11.19	12.89
ASiR 100%	8.15	8.71	10.83	12.54
管電流 (mA)	263	193	148	117
回転時間 (s)	1.0	1.0	1.0	1.0

表2 最適設定条件の各候補とFBPの画像SDおよび管電流時間積

	NI 6・FBP	NI 7・ASiR 30%	NI 8・ASiR 100%
画像SD値	10.64	10.82	10.83
管電流時間積 (mAs)	263	193	148

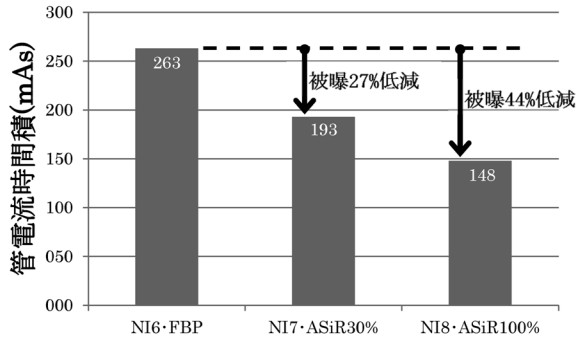
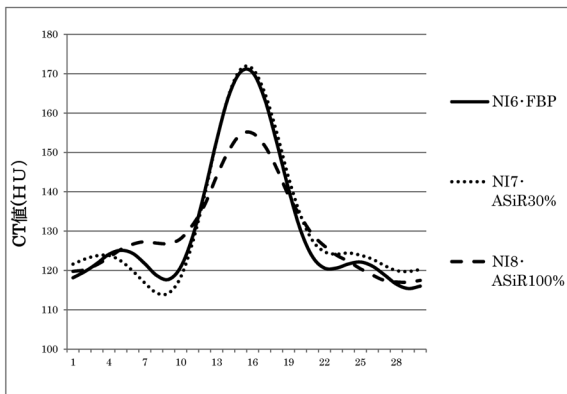


図9 最適設定条件の各候補とFBPの管電流時間積



	NI 6・FBP	NI 7・ASiR30%	NI 8・ASiR100%
半値幅(mm)	1.71	1.74	2.01

図10 最適設定条件の各候補とFBPのプロファイルカーブおよびその半値幅

レベル30%は、5%危険度での統計学的有意差を認めず ($p>0.05$)、NI8・ASiRレベル100%では、有意差を認めた ($p<0.05$)。また、NI7・ASiRレベル30%とNI8・ASiRレベル100%との比較においても、5%危険度での有意差を認めた ($p<0.05$) (図12)。

V. 考察

頭部3D-CTAにおいて血管描出能を高く保つためには、画像ノイズを少なくすることが必要であり、これまでの一般的な画像再構成であるFBPは、撮影線量を増やし画像ノイズを少なくしていた。そのため、撮影線量の増加に伴い被曝は増大した。逐次近似的画像再構成を用いることによって低線量・低被曝で、従来のFBPと同等の画像ノイズにすることが可能となった。しかし、CT値差の小さい領域において逐次近似的再構成の使用は、解像度の低下を招くと報告¹⁵⁾されており、血管描出能の低下が懸念される。そこで、血管描出能は維持しつつ被曝が低減できる逐次近似的画像再構成の最適設定条件を模擬血管ファントムにより見いだした。

逐次近似的画像再構成を使用することで、撮影線量は低下させてもFBPと同等の画像ノイズにすることができ、ASiRレベルが高くなるほど画像ノイズは少

表3 全観察者の集計表 (n=10)

左に置いた画像	右に置いた画像				
	左\右	NI 6・FBP	NI 7・ASiR 30%	NI 8・ASiR 100%	合計
NI 6・FBP		***	-1	-18	-19
NI 7・ASiR 30%		-1	***	-17	-18
NI 8・ASiR 100%		19	19	***	38
合計		18	18	-35	***

表は、縦方向の列と横方向の行に比較画像が総当たりするクロス表である。一対比較法では、左に表示した画像を列で、右に表示した画像を行で表す。

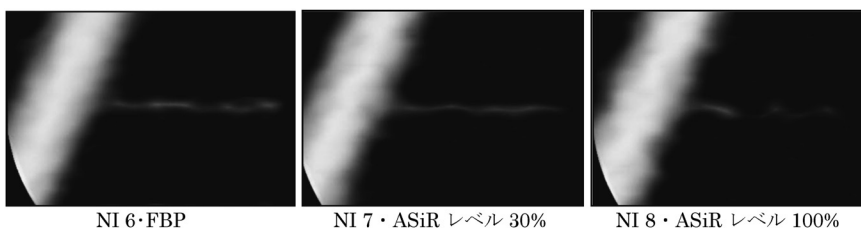


図11 最適設定条件の各候補とFBPのVR画像 (0.4mmΦ模擬血管)

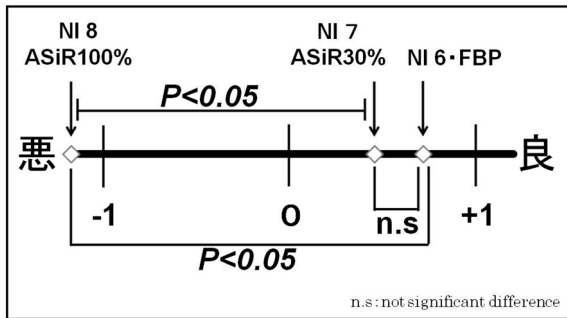


図 12 最適設定条件の各候補と FBP の順位と尺度尺度値

NI 6・FBP = 0.62
 NI 7・ASiR レベル 30% = 0.6
 NI 8・ASiR レベル 100% = -1.21

値が大きいかほど評価順位が高い。
 1位 NI 6・FBP
 2位 NI 7・ASiR レベル 30%
 3位 NI 8・ASiR レベル 100%

なくなった。FBP・NI 6 と同等の画像ノイズになった設定条件は、NI 7・ASiR レベル 30%、NI 8・ASiR レベル 100%であった。NI 7・ASiR レベル 30%においては 27%、NI 8・ASiR レベル 100%においては 44%の被曝を低減することが可能であった。

Singh ら¹⁹⁾は、本研究と同じ逐次近似的再構成を用いてワイヤー法により MTF 測定を行った。その結果、FBP と比べ高い MTF を示し空間分解能の改善が認められたと報告している。また、Niu ら¹⁴⁾は、異なる機種種の逐次近似的画像再構成を用い側頭骨 CT において被曝低減を試み、画質を維持しながら FBP よりも撮影線量を約 50%低下できると報告している。逐次近似的画像再構成は、CT 値差の大きい高コントラスト領域において、空間分解能を犠牲にすることなく画像ノイズが低減できると考えられる。

一方、CT 値差の小さい低コントラスト領域では、高田ら¹⁵⁾が異なる機種種の逐次近似的画像再構成において、バックグラウンドと 125 HU の CT 値差をもつバーパターンファントムを用い、バーパターン法により解像度の低下を報告している。X 線 CT 装置がもつ空間分解能の限界により細い分枝血管の CT 値は母血管に比べ低下し、コントラストは低くなる。本研究が対象とした 0.4mmΦ 模擬血管では、バックグラウ

ンドとの CT 値差が 50HU 程度 (図 10) であり、高田らの検討よりさらに低い。プロファイルカーブによる解析において、NI 8・ASiR レベル 100%のピーク CT 値はさらに低下し、半値幅は 17.5%増加した。本研究においても、逐次近似的画像再構成の使用によって低コントラスト領域の解像度低下を認める設定条件が存在した。しかし、NI 7・ASiR レベル 30%は、ピーク CT 値の低下はなく、半値幅の増加も 1.5%と、NI 6・FBP とほぼ同等であった。視覚評価においては、NI 6・FBP と比べ NI 7・ASiR レベル 30%は、明らかな有意差が認められなかった ($p>0.05$)。NI 7・ASiR レベル 30%では、解像度の低下がごくわずかであったため血管描出能が保たれたと考えられる。それに対し、NI 8・ASiR レベル 100%では、有意に血管描出能の低下を認めた ($p<0.05$)。以上の結果から NI 7・ASiR レベル 30%は、高分解能モード NI 6・FBP と同等に使用することが可能であり、NI 8・ASiR レベル 100%は、血管描出能が低下するため高分解能モード NI 6・FBP と同等な使用は難しいと考えられる。

今回、高分解能モードのみを検討対象としたが、他の低線量モードや動脈瘤精査モード、さらには、逐次近似的画像再構成を有する異なるメーカーの X 線 CT 装置についても、逐次近似的画像再構成の設定条件を最適化することで、目的血管の描出能は維持しつつ被曝を低減できることが示唆される。そして、それらに本研究の手法は有用であると考え、本研究の手法のマニュアルを作成した。このマニュアルには、模擬血管ファントムへ希釈造影剤を封入する手順、模擬血管ファントムを装着した Radiosurgery Head Phantom の撮影、および、画像 SD による最適設定条件の候補選定手順、そして、CT 値プロファイルカーブを用いた解析による最適設定条件の決定手順を解説している (資料 1, 2 参照)。

破裂脳動脈瘤によるくも膜下出血において、破裂脳動脈瘤を診断するために 3D-CTA が施行され、必要に応じ DSA が追加される。DSA が追加施行される理由は様々だが、基本的には各施設・術者の方針や技量、破裂脳動脈瘤の部位や大きさ、選択する開頭法に左右

され¹⁰⁾、破裂脳動脈瘤近傍の血管を手術前に確認しなければならぬケースが存在する。そのため、頭部3D-CTAで破裂脳動脈瘤近傍の血管が描出されていなければ、DSAを追加施行する場合もある。つまり、破裂脳動脈瘤近傍の血管を描出させることは侵襲性が高いDSAの追加施行を減らし、患者への負担とリスク^{20,21)}を軽減することにつながる。今回、それら血管を描出するのに従来必要であった撮影線量を27%低下させることが可能であった。逐次近似的画像再構成を用いても血管描出能は維持しつつ、被曝が低減できるCT-AECと逐次近似画像再構成の設定条件、NI7-ASiRレベル30%を示せたことは本研究の成果であると考えられる。

VI. 結語

逐次近似的画像再構成を用いた頭部3D-CTAにおいて、血管描出能の低下を認める逐次近似的画像再構成の設定条件が存在したため、模擬血管ファントムを使用し、脳神経外科専門医とともに設定条件の最適化を図った。その結果、血管描出能は維持しつつ約30%被曝を低減することが可能であった。また、本研究の手法が、他の低線量モードや動脈瘤精査モード、さらには、逐次近似的再構成を有する異なるメーカーのX線CT装置においても、逐次近似的再構成の設定条件を最適化するうえで有用と考え、本研究の手法のマニュアルを作成した。

謝辞

本稿を終えるにあたり観察者実験にご協力いただいた聖麗メモリアル病院の脳神経外科専門医師諸兄に感謝いたします。なお、本論文は修士論文に一部加筆したものである。


文献

- 1) 厚生労働省ホームページ平成24年(2012)人口動態統計(確定数)の概況; http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei12/dl/10_h6.pdf:2013.9.5
- 2) 厚生労働省ホームページ平成22年国民生活基礎調査の概況; <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/4-2.html>: 2013.9.5


- 3) 篠原幸人. 【インターベンション時代の脳卒中学 超急性期から再発予防まで】序文. 日本臨床 2006; 64 (増刊7インターベンション時代の脳卒中学(上)): 1-5
- 4) Edner G, Kagstrom E, Wallstedt L. Total overall management and surgical outcome after aneurysmal subarachnoid haemorrhage in a defined population. Br. J. Neurosurg. 1992; 6: 409-420
- 5) Mayberg MR, Batjer HH, Dacey R, 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: 2315-2328
- 6) 篠原幸人, 小川彰, 鈴木則宏ら編. 脳卒中治療ガイドライ2009. 東京: 共和企画, 2009: 193
- 7) Matsumoto M, Sato M, Nakano M, et al. Three-dimensional computerized tomography angiography-guided surgery of acutely ruptured cerebral aneurysms. J. Neurosurg. 2001; 94: 718-727
- 8) 佐藤正憲, 遠藤雄司, 松本正人ら. Three-dimensional CT angiographyによる急性期破裂脳動脈瘤手術. 脳神経外科ジャーナル 2001; 10: 18-26
- 9) Ajid R, Andersson T, Almqvist H, et al. Negative CT angiography findings in patients with spontaneous subarachnoid hemorrhage: when is digital subtraction angiography still needed? AJNR Am. J. Neuroradiol. 2010; 31: 696-705
- 10) 土井健人, 蔵本要二, 土井大輔ら. CT Angiographyによる破裂脳動脈瘤診断の有用性と問題点. 脳卒中の外科 2007; 35: 289-296
- 11) 坂本崇. 64列MSCTを用いた脳血管領域における造影剤減量の基礎的検討. 日本放射線技術学会雑誌 2006; 62(3)付録: 10-17
- 12) 浜口直子, 小寺秀一. 頭部3D-CTAにおけるCT-AECの検討—撮影線量の適正化と血管描出について—. 日本放射線技術学会雑誌 2010; 66: 313-321
- 13) Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, et al. A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. Med. Phys. 2007; 34: 4526-4544
- 14) Niu YT, Mehta D, Zhanget.ZR, et al. Radiation dose reduction in temporal bone CT with iterative reconstruction technique. AJNR Am. J. Neuroradiol. 2012; 33: 1020-1026
- 15) 高田忠徳, 市川勝弘, 林弘之ら. 逐次近似再構成法を応用した新しい画像再構成法に対する画質評価. 日本放射線技術学会雑誌 2012; 68: 404-412
- 16) Ohkawa M, Tanabe M, Toyama Y, et al. CT angiography with helical CT in the assessment of acute stage of subarachnoid hemorrhage. Radiat. Med. 1998; 16: 91-97
- 17) Villablanca JP, Rodriguez FJ, Stockman T, et al. MDCT angiography for detection and quantification of small intracranial arteries: comparison with conventional catheter angiography. AJR Am. J. Roentgenol. 2007; 188: 593-602.
- 18) 中前光弘. 統計的官能検査法の理論と放射線技術科学への応用—Scheffe(シェッフエ)の対比較法を中心に—. 日本放射線技術学会誌 2010; 66: 1502-1507
- 19) Singh S, Kalra MK, Hsieh J, et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. Radiology 2010; 257: 373-383
- 20) Heiserman JE, Dean BL, Hodak JA, et al. Neurologic complications of cerebral angiography. AJNR Am. J. Neuroradiol. 1994; 15: 1401-1407
- 21) Bendszus M, Koltzenberg M, Burger R, et al. Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neurointerventional procedures: a prospective study. Lancet 1999; 354: 1594-1597

資料1 造影剤封入マニュアル

資料1
造影剤封入マニュアル
縮小版

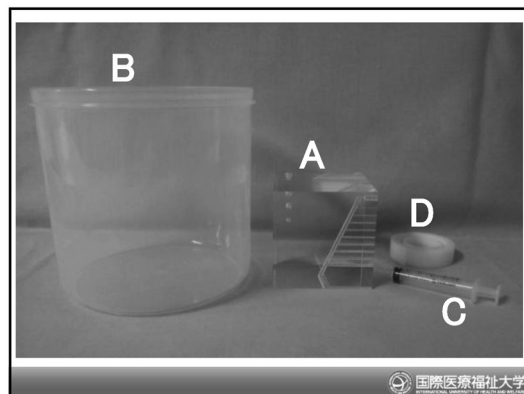



- 造影剤の希釈方法
- 希釈造影剤の封入方法



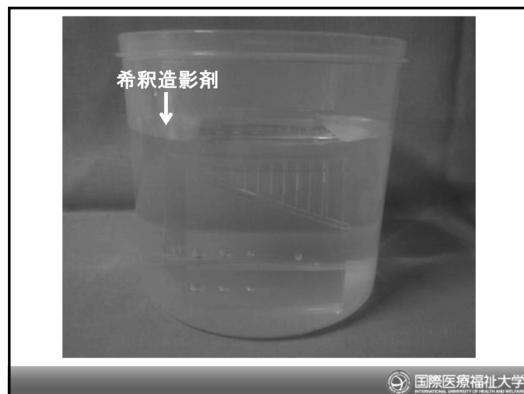

主な使用器具

- A. 模擬血管ファントム
- B. 透明円筒プラスチック容器 (12×12×12cm)
- C. ディスポーダブルシリンジ (2.5mL)
- D. セロハンテープ (市販)




希釈造影剤の作成

あらかじめ、別の容器に水で希釈した造影剤を作成する(約700mL以上)。希釈量は、造影剤のヨード量や保存状態で変化するので、15倍希釈程度から始めるとよい。透明円筒プラスチック容器に模擬血管ファントムを入れる。模擬血管ファントム全体が、完全に浸るまで希釈造影剤を注ぐ。



模擬血管内腔に希釈造影剤を注入

透明円筒プラスチック容器内にある希釈造影剤を、ディスポーダブルシリンジで吸い取り、模擬血管内腔に注入する。その際、細い分枝血管から順に注入していく。模擬血管ファントムが動かないよう、容器内に手を入れ模擬血管ファントムを抑えるのも可能である。



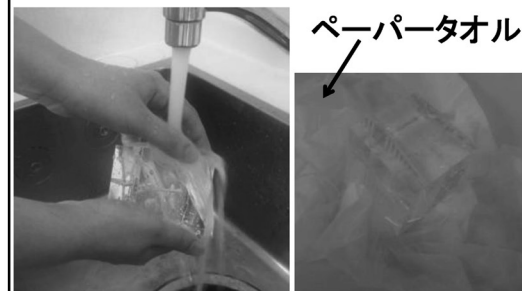
模擬血管内の希釈造影剤を封入

透明円筒プラスチック容器の側面から、模擬血管内腔の空気が抜けたのを目視で確認できるまで、シリンジで希釈造影剤を吸い出しする。
 模擬血管内腔の空気が抜けたのを確認できたら、容器内で模擬血管内腔の口にセロハンテープをしっかり貼る。



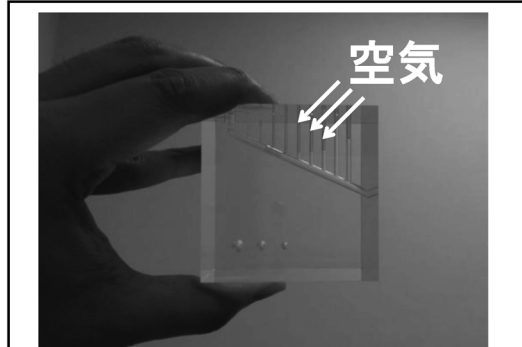
ファントムの水洗い

セロハンテープが剥がれていないのを確認し、透明円筒プラスチック容器内から模擬血管ファントムを取り出す。模擬血管ファントムの表面についた希釈造影剤を洗い流すため、模擬血管ファントム本体を水洗いし、ペーパータオルなどでよく拭き取る。



空気抜き最終確認


照明などに模擬血管ファントムをかざし、模擬血管内腔に空気が入っていないのを目視で再度確認する。
 空気が入っていた場合は、セロハンテープを剥がし、希釈造影剤の注入からやり直す。



資料2 設定条件最適化マニュアル


資料2

設定条件最適化マニュアル 縮小版




使用機器

- ・ 逐次近似的画像再構成を有するX線CT装置
- ・ ワークステーション
- ・ Radiosurgery Head Phantom
- ・ 模擬血管ファントム
- ・ Image J
- ・ 半値幅測定用エクセルファイル




撮影・撮像条件

・ 管電圧	120kV程度(低管電圧は避ける)
・ 管電流	CT-AEC
・ スライス厚	0.5~0.625mm
・ 再構成間隔	スライス厚の半値
・ 画像再構成関数	頭部血管用
・ スキャンタイプ	ヘリカル(ノンヘリカルでも可)
・ ピッチファクター	頭部血管用
・ ローテーションタイム	1 sec
・ bowtie filter	頭部血管用
・ 再構成FOV	10cm
・ 軌道同期	可能なら使用

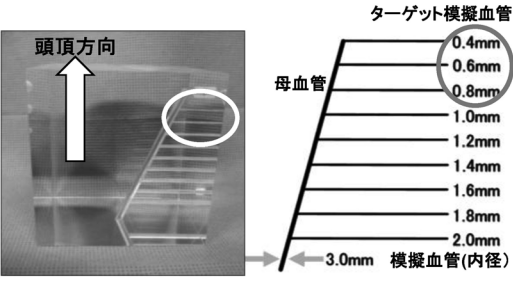



方法① 対象血管の選択

- ・ 低線量モード; ターゲット模擬血管径2mmΦ
前大脳動脈・後大脳動脈などの血管を対象
- ・ 動脈瘤精密検査モード;
ターゲット模擬血管1.8mmΦ 以下
前交通動脈・後交通動脈などの血管を対象
- ・ 高分解能モード; ターゲット模擬血管0.8mmΦ 以下
後下小脳動脈・前脈絡叢動脈などの血管を対象




模擬血管ファントム

方法② 模擬母血管のCT値を計測

- ・ 希釈した造影剤が封入されている模擬血管をRadiosurgery Head Phantomに装着し、撮影する。
- ・ 母血管のCT値が約370HUになるまで造影剤を希釈していく。(CT値の測定と造影剤の希釈を繰り返す)
- ・ 希釈造影剤の作成及び封入方法は、造影剤封入マニュアルを参照。




Radiosurgery Head Phantom

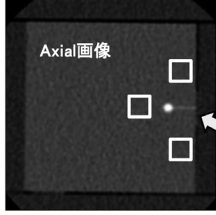



方法③ (高分解能モード) 模擬血管ファントムの撮影

- ・ 模擬血管ファントムの母血管のCT値が、約370HUとなったら、CT-AECの設定条件を変化させ撮影する。
- ・ CT-AECは、ターゲット模擬血管周辺(Axial画像)の画像SD(ROIの設定の項を参照)が、10程度となる設定条件から撮影線量を徐々に低下させていく。(管電流時間積が半分ぐらいになるまで)



ROIの設定



・ ROIの大きさ
40 × 40 ピクセル

・ ROIの場所
ターゲット模擬血管の周辺

ターゲット模擬血管
(0.4mmΦ)

国際医療福祉大学

方法④ (高分解能モード) 最適設定条件の候補

- ・ 画像SDが約10のFBP画像をコントロール画像とする。
- ・ 逐次近似的画像再構成の強度を変化させ画像再構成し、ターゲット模擬血管周辺の画像SDを測定する。
- ・ 測定した画像SDが10程度であった画像のCT-AEC、および、逐次近似的画像再構成の設定条件を最適設定条件の候補とする。

国際医療福祉大学

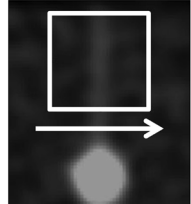
方法⑤ (高分解能モード) 最適設定条件の決定

- ・ 方法④で求められた最適設定条件の各候補とコントロール画像において、ターゲット模擬血管のCT値プロファイルカーブによる解析を行う。(次項参照)
- ・ コントロール画像と同等の評価であった最適設定条件候補の中で、最も管電流時間積が低かったCT-AECと逐次近似的画像再構成の設定条件を最適設定条件とする。

国際医療福祉大学

CT値プロファイルカーブによる解析 CT値プロファイルカーブの取得

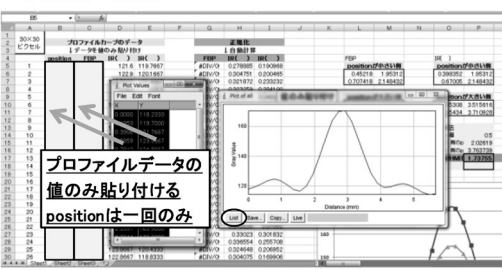
- ・ Image Jを用い隣接する血管が入らないようにターゲット模擬血管の中心部に30 × 30ピクセルのROIを設定する。
- ・ 模擬血管の走行に対して、垂直になるようにプロファイルデータを取得し、半値幅を測定する。



ターゲット模擬血管(0.4mmΦ)

国際医療福祉大学

CT値プロファイルカーブによる解析 半値幅の測定




プロファイルデータの値のみ貼り付ける
positionは一回のみ

国際医療福祉大学

CT値プロファイルカーブによる解析 半値幅の測定

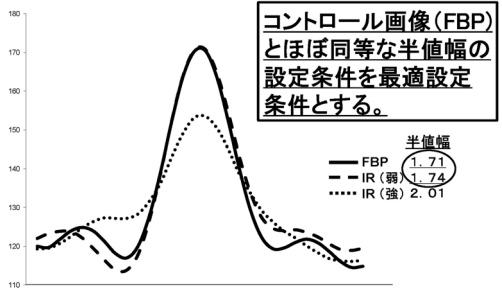
正規化0.5をまたぐ値とそのpositionを値のみ貼り付け



自動計算

国際医療福祉大学

結果と判定



コントロール画像(FBP)とほぼ同等な半値幅の設定条件を最適設定条件とする。

半値幅
— FBP 1.71
- - IR (弱) 1.74
..... IR (強) 2.01

国際医療福祉大学