

# Filtered Back Projection法とAdaptive Iterative Dose Reduction 3D(AIDR3D)法におけるCT値の基礎的検討

*Fundamental Study of CT value in Filtered Back Projection method and Adaptive Iterative Dose Reduction 3D method*

渋谷 幸喜 (診療放射線技師)<sup>1)</sup>, 石井 大貴 (学生)<sup>1)</sup>, 太田 雅人 (学生)<sup>1)</sup>, 織田 優穂 (学生)<sup>1)</sup>, 吉澤 七海 (学生)<sup>1)</sup>, 湯浅 哲哉 (教授)<sup>2)</sup>, 鮎川 裕香 (学生)<sup>2)</sup>

1) 北海道科学大学診療放射線学科 2) 山形大学大学院理工学研究科

**Key words:** Filtered Back Projection method, Adaptive Iterative Dose Reduction 3D, CT value analysis

## 【Summary】

We analyzed CT values of FBP method and AIDR3D method four types of presets (Weak, Mild, Standard, Strong), using a self-made phantom in which acrylic resin rod was immersed in water. The histogram was 3 → 6 → 10 mm and became similar to the normal distribution curve each time the diameter of the acrylic resin rod increased. The variance was small in the order of FBP method → Weak → Mild → Standard → Strong, and it became an acute isosceles triangle in which the data converged to the vicinity of the average value. The maximum CT value decreased in the order of FBP method → Weak → Mild → Standard → Strong, and the minimum CT value increased in the order of FBP method → Weak → Mild → Standard → Strong. The profile curve is preserved when the successive approximation calculation of AIDR3D method recognizes blood vessels as equivalent to acrylic resin rods, and when the brain parenchyma was recognized as equivalent to water, the boundary was flattened and the contrast decreased. Since the CT value fluctuates due to the difference in the reconstruction method, caution was needed when performing quantitative evaluation.

## 【要旨】

アクリル樹脂棒を水に浸した自作ファントムを用い、FBP法とAIDR3D法の4種類のプリセット (Weak, Mild, Standard, Strong) のCT値の基礎的検討を行った。アクリル樹脂棒のヒストグラムは、3→6→10mmと直径が増すごとに正規分布カーブに相似となり、FBP法→Weak→Mild→Standard→Strongの順に分散が小さく平均値近傍にデータが収束する鋭角な二等辺三角形となった。最大CT値はFBP法→Weak→Mild→Standard→Strongの順に減少し、最少CT値はFBP法→Weak→Mild→Standard→Strongの順に増大した。profile curveは、AIDR3D法の逐次近似計算が、血管をアクリル樹脂棒と同等と認識した場合に境界は保存され、脳実質を水と同等と認識した場合に境界は平坦化されコントラストは減少した。再構成法の違いに伴いCT値が変動するため、定量評価を行う場合は注意が必要であった。

## はじめに

近年、普及したハイブリッド型逐次近似応用再構成 (hybrid iterative reconstruction:HIR) 法は、フィルタ補正逆投影 (filtered back projection:FBP) 法を応用し<sup>1)</sup>、臨床画像の画質改善と被ばく低減を目的として開発された方法である<sup>2),3)</sup>。キヤノンメディカルシステムズ社で開発されたAdaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR3D) 法はHIR法の一手法であり、統計学的ノイズモデル・スキャナーモデ

ル・アナトミカルモデルを用い、画質を保ちつつノイズ低減が期待できるとされている<sup>4)~7)</sup>。

Fig.1は、FBP法とAIDR3D法の4種類プリセット (Weak, Mild, Standard, Strong) の左中大脳動脈と前脈絡叢動脈近傍の頭部血管CT (Computed Tomographic Angiography:CTA) 画像である。(a)のFBP法は雑音が多く粒状性は粗いが、穿通枝と判断可能な高輝度陰影が多数存在している。AIDR3D法は、Weak → Mild → Standard → Strongと設定プリセット強度が増加するに従い雑音は減少し滑らかな画像になっている。Fig.2は、Fig.1の左前脈絡叢動脈近傍の穿通枝動脈三本 (①, ②, ③) の一部分の画像信号を、フリーソフトImageJを用い8bit JPEG画像を512階調で表示したprofile curveである。Fig.1の視覚評価と同様にFBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順に雑音は減少しているが、血管のgray valueも低下し周囲組織とのコントラストは減少している。

Koki Shibuya<sup>1)</sup>, Daiki Ishii<sup>1)</sup>, Masato Ota<sup>1)</sup>, Yuuho Oda<sup>1)</sup>, Nanami Yoshizawa<sup>1)</sup>, Tetsuya Yuasa<sup>2)</sup>, Yuka Ayukawa<sup>2)</sup>

1) Hokkaido University of Science, Department of Radiological Technology

2) Graduate School of Science and Engineering, Yamagata University

Received April 4, 2018; accepted June 28, 2019

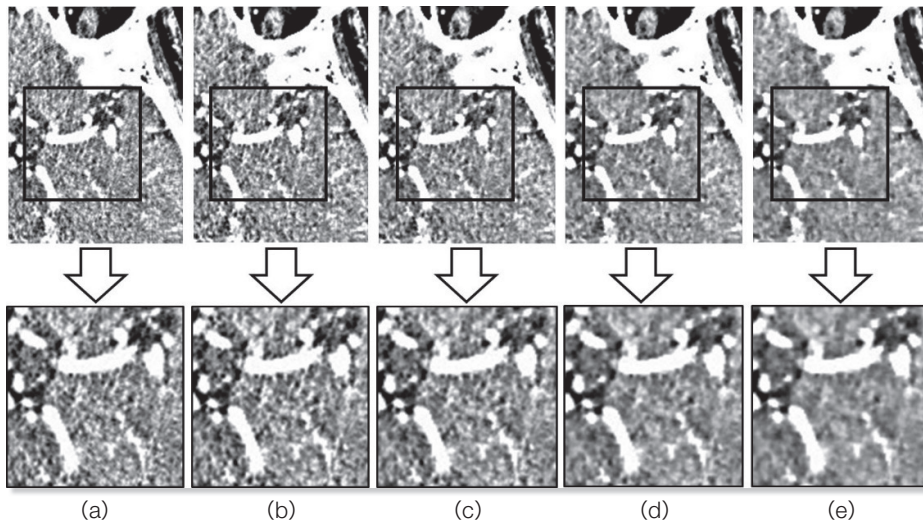


Fig.1 Brain CTA axial images of FBP and AIDR3D near the left anterior choroid plexus artery

(a) FBP (b) Weak (c) Mild (d) Standard (e) Strong

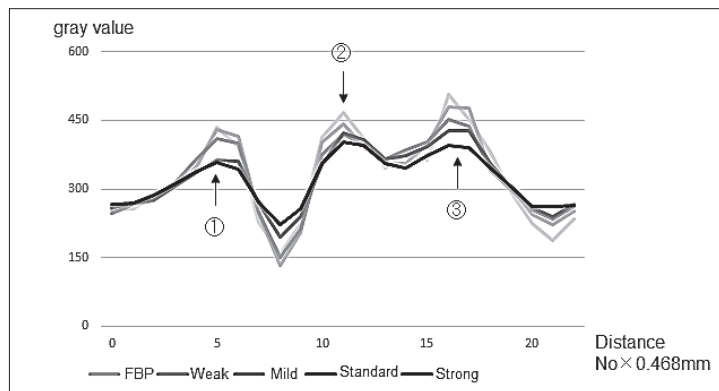
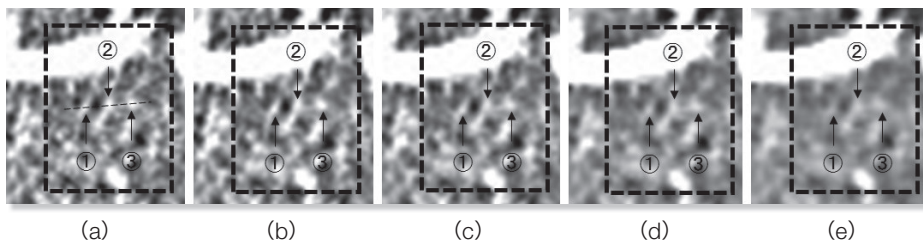


Fig.2 Gray value profile curve of perforating branch of around left anterior choroid plexus artery

(a) FBP (b) Weak (c) Mild (d) Standard (e) Strong

HIR法に対し、臨床画像を想定したタスクベースファントムを用いた正弦波レスポンス関数 (modulation transfer function : MTF) および画像ノイズ周波数特性 (noise power spectrum : NPS) などの物理特性評価は多数報告<sup>4)~8)</sup>されているが、CT値の検討は行われていない。

今回われわれは、高田らが臨床画像を想定した高コントラスト分解能解像度特性計測用タスクベースファ

ントム<sup>8)</sup>が約125HUのアクリルバーパターンを使用していることを参考にするとともに、計測結果の特徴が顕在化することを考慮し、直径3, 6, 10mmのアクリル樹脂棒を用い自作ファントムを作成しCT値を計測した。

本研究の目的は、自作ファントムを用いFBP法とAIDR3D法のCT値の変動を検討することである。

## 方法

### 1. 使用装置および撮影条件ならびに画像再構成

CT装置は、Alexion Access (キヤノンメディカルシステムズ) を用いた。自作ファントムは、Fig.3に示す通り、プラスチック製容器の中心部に直径3, 6, 10mmの亚克力樹脂棒を一本ずつ固定後に水を注入し、亚克力棒中心部がスキャン中心部に位置するように寝台にセットした。ヘリカルスキャン条件は造影血管の基礎的検討<sup>9)</sup>を参考に、X線管電圧120kV、X

線管電流100mA、スキャン時間0.75秒、スライス厚1mm、ヘリカルピッチ0.85、スキャンfield of view (FOV) 24cmに設定し頭尾方向に50mm撮影を行った。画像再構成は、スライス厚1mm、関数FC20 (頭部用・Beam Hardening補正)、再構成FOV12cm、512×512pixelの条件で行った。

### 2. 検討項目

#### (1) CT値Profile curve

Fig.4に示すように亚克力樹脂棒中心部を横断

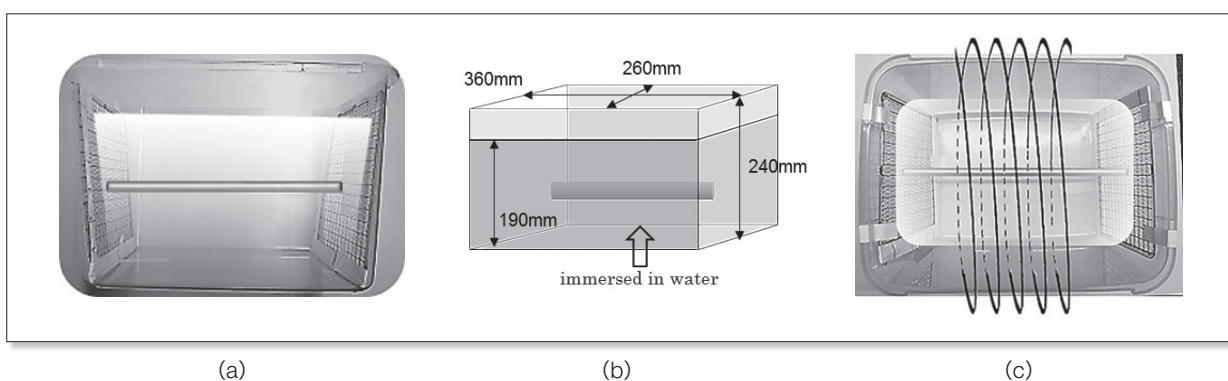


Fig.3 Self-made phantom and Helical scan

(a) Whole picture (each 3, 6, 10mm acrylic resin rods was fixed one by one to the center position and immersed in water)  
 (b) Schema of self-made phantom (c) Helical scan status

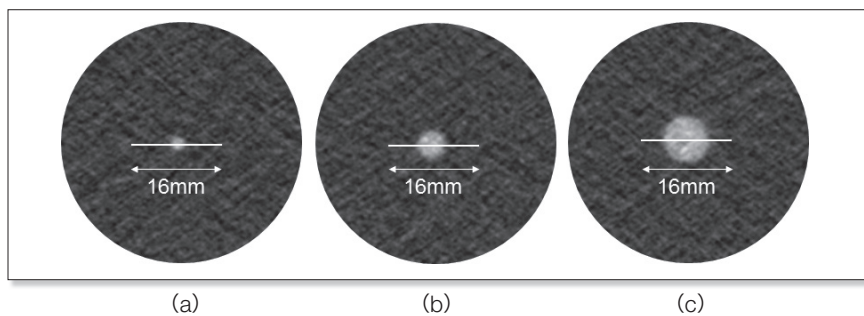


Fig.4 ROI for measuring CT value profile curve set in the center of acrylic resin rod of axial image (white line)

(a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm

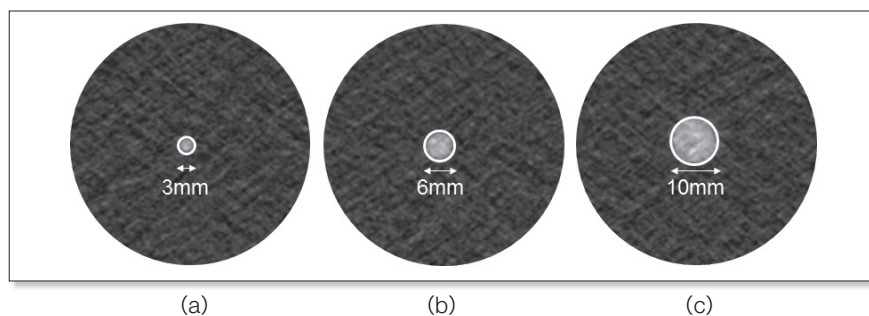


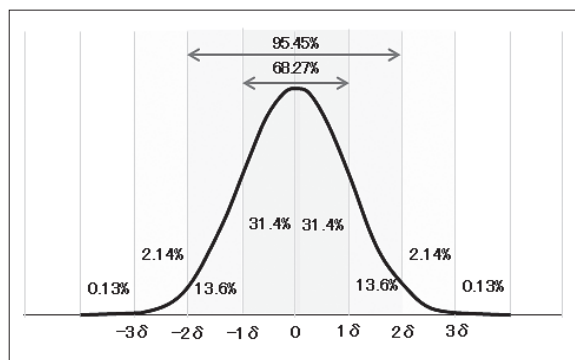
Fig.5 ROI for measuring CT value set in the center of acrylic resin rod of axial image (white circle)

(a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm

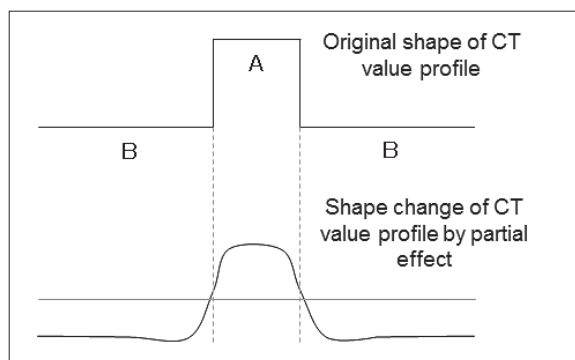
し、左右線対象となるよう16mmの直線関心領域 (region of interest : ROI) を設定し、1pixel 0.234 × 0.234cmの大きさで計測を行った。

(2) 平均CT値・最大CT値・最小CT値・standard deviation (SD)

Fig.5に示すようにaxial画像アクリル樹脂棒中心



(a)



(b)

Fig.6 Setting method of CT value threshold

- (a) Acrylic resin rod CT value (125HU) - 2δ (SD)
- (b) Intermediate value between the CT value of water (B) and the maximum CT value of acrylic resin rod (A)

部分に、アクリル樹脂棒と同じ直径の円形ROIを設定し計測を行った。

(3) ヒストグラムとpixel数

全てのaxialスライス(volume data)をZiostation2に転送しアクリル樹脂棒のヒストグラムを作成後、CT値のバラツキを考慮し、Fig.6 (a) に示す正規分布の2δ (SD) 区間 {アクリルのCT値 (125HU) - 2δ} と、Fig.6 (b) に示す辻岡の報告<sup>10)</sup>を参考に水のCT値 (B) とアクリル樹脂棒の最大CT値 (A) の中間値の2種類をしきい値に設定し、アクリル樹脂棒pixel数の算出を行った。

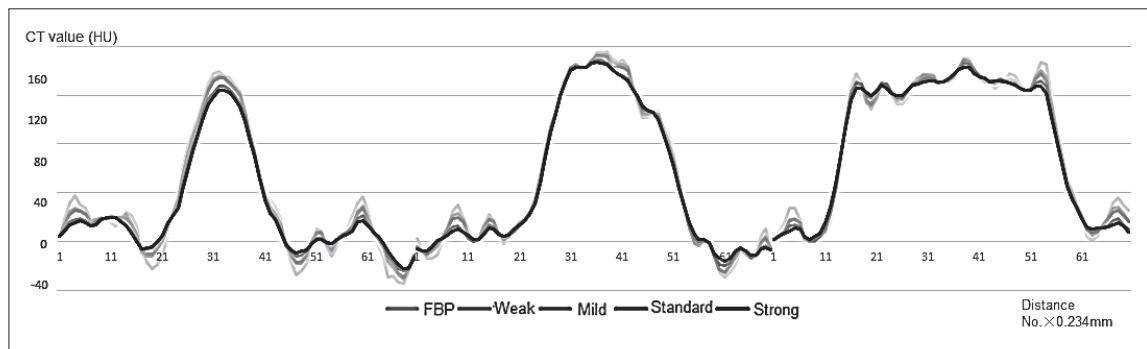
## 結果

### 1. CT値Profile curve

Fig.7のCT値profile curveが示す通り、3mmは二等辺三角形、10mmは矩形、6mmは3mmと10mmの中間の台形の形状となった。CT値のバラツキを表しているグラフ上辺の形状は、FBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順に凹凸の少ない滑らかな曲線となった。

### 2. 平均CT値・最大CT値・最小CT値・SD

結果は、Table 1に示す通り、平均CT値は3、6、10mm全てでFBP法が最も高い値を示した。3mmは、FBP法が102.1HUを示しStrongは93.5HUに低下した。6mmは、FBP法が106.4HUを示し、Weak ~ Strongは103.5 ~ 105.0HUとほとんど変化しなかった。10mmは、FBP法平均が116.6HUを示し、Weak ~ Strongは114.2 ~ 115.6HUとほとんど変化しなかった。最大CT値はFBP法が最も高い値を示し、



(a)

(b)

(c)

Fig.7 Axial image CT value profile curve of acrylic resin rod

- (a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm

3, 6, 10mm全てで173HUであった。設定強度の増加とともに低下し、3mm Strongが141HU、6mm Strongが147HU、10mm Strongが149HUとなった。最小CT値は、最大CT値とは逆にFBP法が最も低い値を示した。3mm FBP法が36HU、6mm FBP法が32HU、10mm FBP法が21HUを示し、3mm Strongが40HU、6mm Strongが40HU、10mm Strongが39HUと上昇した。SDは、FBP法が最も高

い値を示し、3mm FBP法が29.8、6mm FBP法が26.0、10mm FBP法が22.4を示し、Weak → Mild → Standard → Strongと設定強度の増加とともに低下し、3mm Strongが24.0、6mm Strongが24.0、10mm Strongが20.1となった。

### 3. ヒストグラムとpixel数

ヒストグラムは、Fig.8に示す通り、3mmは右肩下

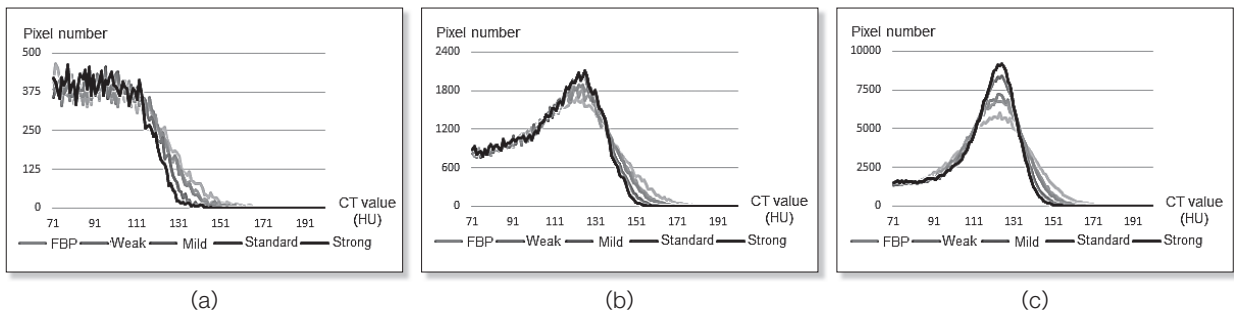


Fig.8 Acrylic resin rod CT value histogram of volume data

(a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm

Table 1 CT value analysis of acrylic resin rod

	Average CT value (HU)			Maximum CT value (HU)		
	3mm	6mm	10mm	3mm	6mm	10mm
FBP	102.1	106.4	116.6	173	173	173
Weak	99.4	104.8	115.6	161	165	163
Mild	98.8	105.0	115.4	158	162	160
Standard	95.9	104.5	114.7	148	153	154
Strong	93.5	103.5	114.2	141	147	149

	Minimum CT value (HU)			Standard Deviation		
	3mm	6mm	10mm	3mm	6mm	10mm
FBP	36	32	21	29.8	26.0	22.4
Weak	38	36	30	27.8	25.0	21.3
Mild	37	36	32	27.4	24.8	20.9
Standard	38	37	35	25.4	24.2	20.2
Strong	40	40	39	24.0	24.0	20.1

Table 2 Number of pixels

	Threshold 70HU			Threshold intermediate value between water value and maximum value of acrylic resin rod					
	3mm	6mm	10mm	Threshold (HU)	3mm	Threshold (HU)	6mm	Threshold (HU)	10mm
FBP	22767	98926	284690	86	16347	86	84867	86	259947
Weak	21788	97835	283329	80	17970	82	87792	80	268924
Mild	21767	97829	283340	79	18331	81	88716	80	269001
Standard	21180	97180	282636	73	20041	76	92082	77	272320
Strong	20551	96411	281927	70	20551	73	93685	74	275748

(pixels)

がりの台形を示し、6, 10mmは正規分布に相似の曲線を示した。3, 6, 10mm全てでWeak → Mild → Standard → Strongと設定強度の増加に伴いグラフの傾斜角度は増加した。Table 2は、{アクリルのCT値 (125HU) - 2δ (SD:24~30)} の計算で算出した70HUをしきい値に設定し算出したpixel数と、FBP法とAIDR3D法の4種類の設定プリセット強度ごとのアクリル樹脂棒最大CT値と、水のCT値の中間値をしきい値に設定し算出したpixel数である。70HUをしきい値に設定したpixel数は、3, 6, 10mm全てでFBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順に減少した。アクリル樹脂棒と水との中間値をしきい値に設定したpixel数は、FBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順に増加した。

考 察

profile curveは、FBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順にグラフ上辺の凹凸が減少し起伏がない曲線になるとともに、アクリル樹脂棒の境界は保存された。Fig.2の左穿通枝動脈profile curveでも同様の傾向を示した。これは、AIDR3D法の逐次近似計算が、血管をアクリル樹脂棒と同等と認識した場合に境界は保存され、脳実質を水と同等と認識した場合に境界は平坦化され、脳実質と穿通

枝動脈のコントラストは減少することを示している。このことは、高田らがCT値差約125HUのquality assuranceファントムを用い詳細な物理評価を行い、高コントラスト物体の解像特性を維持して起伏がない部分のノイズ低減効果（高フィルタリングと同等の効果）が得られると述べた報告<sup>8)</sup>と良好に相関している。Fig.9 (a)は、アクリル樹脂棒とは異なるCT値を有する竹（平均CT値 約-760HU）およびアルミニウム棒（平均CT値 約2,000HU）のprofile curveである。CT値の分布範囲が異なるため縦軸のスケールが異なるが、グラフの形態は同一傾向を示している。

アクリル樹脂棒の平均CT値は、Table 1に示すようにFBP法3mmは102.1HU、6mmは106.4HU、10mmは116.6HUであった。3mmだけがWeak → Mild → Standard → Strongの順に低下した。阿倍らの報告<sup>11)~13)</sup>では、平均CT値は被写体の大きさやビームハードニング効果により変化すると述べられており、同一再構成法であるにもかかわらずアクリル樹脂棒の平均CT値が直径により約15HU変動したのは、このことが原因と考えられた。最大CT値はFBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順に減少し、最少CT値はFBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順に増加した。このことは、森らがAIDR3D法と同様の効果が認められている非線形フィルタの評価<sup>1)</sup>で述べた、雑音の低減は平滑化と

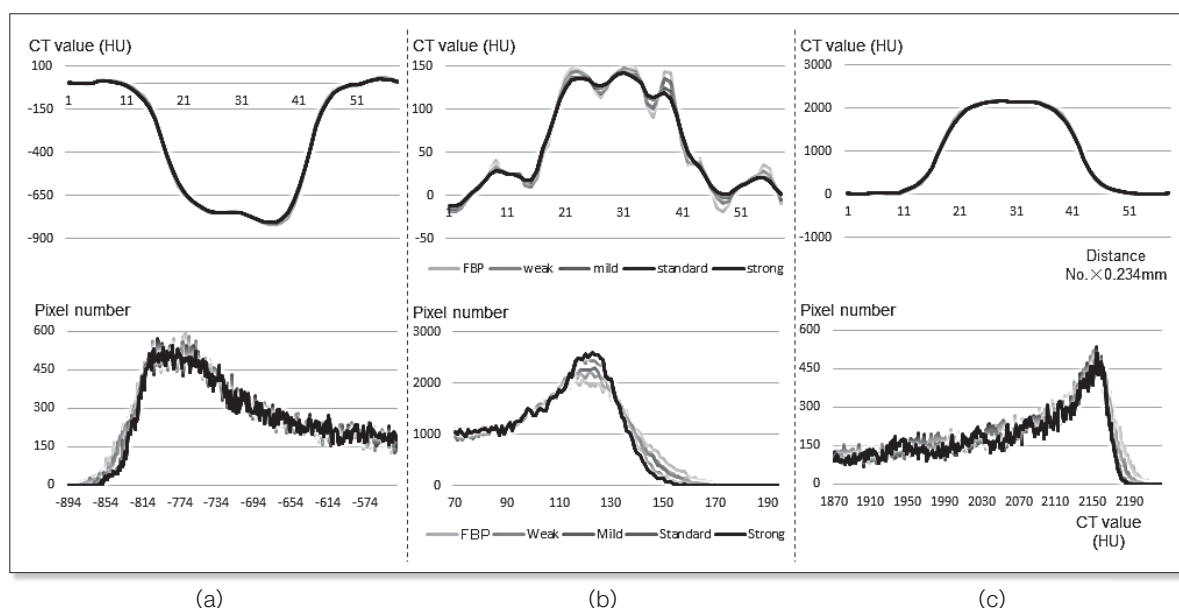


Fig.9 Variable CT value profile curve and histogram

- (a) 6mm bamboo (average CT value -760HU)
- (b) 6mm acrylic resin rod (average CT value 125HU)
- (c) 6mm aluminum rod (average CT value 2,000HU)

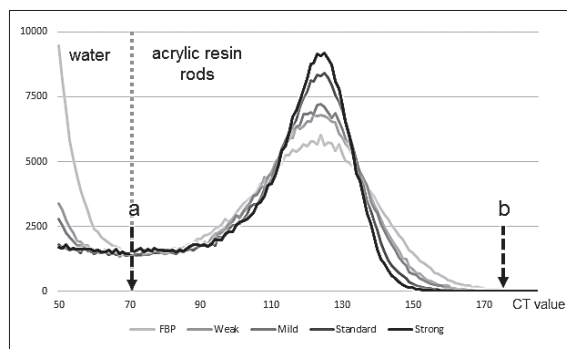
いう形式で描出されるという報告と同義であり、同一物質スキャンにおける uniformity (均一性) 画質改善の結果と考えられた。SDは、3、6、10mm全てでFBP法からAIDR3D法設定強度の増加とともに減少し、ノイズ改善が認められた。Bittencourt<sup>14)</sup> および May<sup>15)</sup> らの報告でもFBP法に対しHIR法のノイズ改善が認められたとしており、この報告と非常によく一致した。

アクリル樹脂棒のヒストグラムは、Fig.5に示すように3mm → 6mm → 10mmと直径が増すごとに正規分布に似たカーブとなり、FBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順に分散が小さく平均値近傍にデータが収束する鋭角な二等辺三角形となった。これは、AIDR3D法プリセット設定強度が、ノイズ低減効果と比例関係にあることを示している。

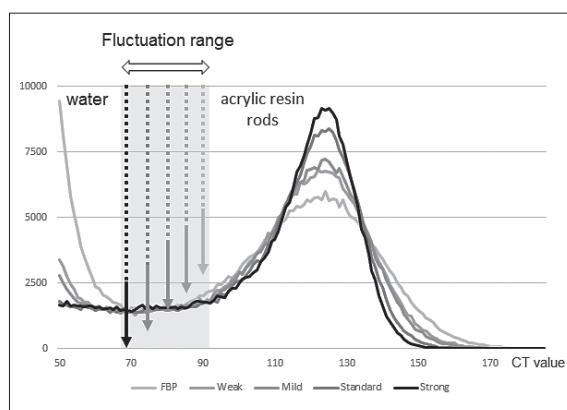
pixel数は、70HUをしきい値に設定した場合、3、6、10mm全てでFBP法と比較しAIDR3D法は1～10%減少している。原田らが、本研究と同一メーカーのCT装置とワークステーションで行った報告<sup>16)</sup>でも同様の結果となっており、互いの結果は良好に相関している。アクリル樹脂棒と水の間値をしきい値に設定した場合、FBP法と比較しAIDR3D法は、3、6、10mm全てで3～20%増加した。pixel数 $S(x)$ は、アクリル樹脂棒ヒストグラムのカーブを $y=f(x)$ 、水のヒストグラムのカーブを $y=g(x)$ とした場合、区間 $[a, b]$ において $y=f(x)$ と $y=g(x)$ に挟まれた部分の面積、

$$S(x) = \int_a^b |f(x) - g(x)| dx$$

で算出可能である。ここで区間 $[a, b]$ を一定にすることは、しきい値を一定にすることと同義である。Fig.10 (a)に示すように、FBP法 → Weak → Mild → Standard → Strongの順にヒストグラムカーブの狭小化に伴い鋭角な二等辺三角形となった場合は、それぞれの二等辺三角形の面積も減少する。面積はpixel数を表しているため、区間 $[a, b]$ のpixel数も減少することになる。平均CT値・最大CT値・最小CT値・SDの結果が示すように、FBP法とAIDR3D法でCT値は変化するため、高精度の定量データを求めるためには図10 (b)に示すように、しきい値を変化させる必要があると考える。しかし、今回の実験から、水のCT値(B)とアクリル樹脂棒の最大CT値(A)の間値をしきい値とする方法では、正確な定量データを取得することは不可能であった。臨床現場で



(a)



(b)

Fig.10 Formula for area calculation of acrylic resin rods

- (a) Fixed threshold (section [a,b])
- (b) Changed threshold after measuring CT value for each reconstruction method (Fluctuation range)

はAgatstonスコア・肝切除などにおいて、CT値を判断基準とした定量解析は頻繁に行われている。再構成法の変化に伴うしきい値設定法は、早急に検討すべき課題と感じた。

## 結論

FBP法とAIDR3D法の平均CT値・最大CT値・最小CT値・SDおよびヒストグラムは、再構成法の変化に伴い変化した。目的対象物のpixel数は、しきい値設定方法により増減した。FBP法とAIDR3D法両画像が混在している場合、CT値の濃度差で判断する病変の造影状態・大きさ・形・広がりなどの比較に際し、読影医師との十分な協議と細心の注意が必要と考えられた。

本論文は、第33回日本診療放射線技師学術大会で発表した内容を加筆修正した。

## 表の説明

- Table 1 アクリル樹脂棒のFBP法とAIDR3D法の平均CT値, 最大CT値, 最小CT値, SD  
Table 2 アクリル樹脂棒のpixel数

## 図の説明

- Fig.1 FBP法とAIDR3D法の左中大脳動脈と前脈絡叢動脈近傍のCTA axial画像  
(a) FBP (b) Weak (c) Mild (d) Standard (e) Strong
- Fig.2 左前脈絡叢動脈近傍の穿通枝動脈三本 (①, ②, ③) の一部分の画像信号profile curve  
(a) FBP (b) Weak (c) Mild (d) Standard (e) Strong
- Fig.3 自作ファントムとヘリカルスキャン位置  
(a) 全体像 (b) 全体像模式図 (c) ヘリカルスキャン位置
- Fig.4 自作ファントムのアクリル樹脂棒中央にセットしたCT値 Profile curve測定用ROI (白線)  
(a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm
- Fig.5 自作ファントムのアクリル樹脂棒中央にセットしたCT値測定用ROI (白丸)  
(a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm
- Fig.6 しきい値設定方法  
(a) アクリルのCT値 (125HU)  $-2\sigma$  (SD)  
(b) 水のCT値とアクリル樹脂棒の最大CT値の中間値
- Fig.7 FBP法とAIDR3D法のアクリル樹脂棒1mmスライス厚 axial画像白線部分のCT値profile curve  
(a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm
- Fig.8 FBP法とAIDR3D法の直径3, 6, 10mmアクリル樹脂棒のヒストグラム  
(a) 3mm (b) 6mm (c) 10mm
- Fig.9 いろいろなCT値のprofile curveとヒストグラム  
(a) 6mmの竹 (平均CT値 約760HU)  
(b) 6mmのアクリル樹脂棒 (平均CT値 約125HU)  
(c) 6mmのアルミニウム棒 (平均CT値 約2,000HU)
- Fig.10 アクリル樹脂棒のpixel数を求める式  
(a) しきい値を一定にした場合  
(b) 再構成法ごとにCT値を計測し, しきい値を変更した場合

## 参考文献

- 1) 森 一生, 他: コントラストCT画像におけるアダプティブフィルタの評価—線形フィルタとの対比. 日放技学誌, 65(1), 15-24, 2009.
- 2) 森 一生: 近年のX線CT画像の非線形特性と画質の物理評価について. 東北大医保健学紀要, 22(1), 7-24, 2013.
- 3) 佐藤和弘, 他: ノイズ対策について—逐次近似再構成の解説と評価法など—. 日放技誌, Vol.64, No.773, 69-77, 2017.
- 4) 猪川弘康: 東芝の最新CT装置における被ばく低減技術. (10), 64-65, INNERVISION, 2010.
- 5) 綱川智他: AIDR3Dが拓くCTの可能性. 月刊新医療, 12(444), 1-8, 2011.
- 6) 吉川秀治, 他: (3) 逐次近似応用再構成法 (AIDR 3D) の実力と課題. 日本放射線技術学会第60回放射線撮影分科会 放射線撮影分科会誌, 60巻, 27-30, 2013.
- 7) 藤原 誠, 他: 低線量CT撮影におけるフィルタ補正逆投影法に量子ノイズ除去フィルタを用いた画像のノイズ低減効果. 日放技誌, Vol.61, No.746, 27-33, 2014.
- 8) 高田忠徳, 他: 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. 日放技学誌, 68(4), 404-412, 2012.
- 9) 市川勝弘, 他: 標準 X線CT画像計測. 71-101, オーム社, 2009.
- 10) 辻岡勝美: マルチスライスCTを利用した【最善の】三次元画像作成法 画像処理マニュアル. 28-32, 映像情報メディアイカル, 2006.
- 11) 阿部慎司: X-rayイメージングのNext Innovation 1. 基礎編 1-1. X線の特徴. 日独医報, 第57巻, 第2号, 5-12, 2012.
- 12) 佐藤和彦: Dual energy/Monochromatic imaging (1管球). Innervision, 26(10), 55-58, 2011.
- 13) 辻岡勝美: CTの管電圧特性—線質が画質や被ばくへ及ぼす影響について—. Innervision, 26(10), 11-14, 2011.
- 14) Bittencourt MS, et al.: Iterative reconstruction in image space (IRIS) in cardiac computed tomography. Int J Cardiovasc Imaging, 27(7), 1081-1087, 2010.
- 15) May MS, et al.: Dose reduction in abdominal computed tomography: intraindividual comparison of image quality of full-dose iterative reconstruction with dual-source computed tomography. Invest Radiol, 46(7), 465-470, 2011.
- 16) 原田耕平, 他: 3D体積計測における逐次近似応用再構成の影響. Proceeding of the JSCT, Vol.1, 9-11, 2013.