

## 1. Coronary-CTA による術前支援画像の検討

医療法人社団 山形愛心会 庄内余目病院 放射線科

○村上 歩、荒生 司、佐藤 誠、五十嵐 源、瀬尾 辰徳

庄内余目病院 心臓血管外科医師

○関井 浩義

### 【目的】

当院で行われている心臓バイパス術前後の検査の内訳として、術前はカテのみで、術後のフォローとしてCTを施行している。そこで、心臓血管外科DrよりMID-CABでバイパス術前に繋ぐ血管が心筋ブリッジしていないか。また、石灰化はあるか、血管が表面に出ている場所があるか（脂肪で隠れていないか）をCTで確認したいとの要望があり 当院で行っている術前シミュレーションを報告する。

### 【方法】

術前にDrから依頼がきた症例に対し、3D-CT上で

①心筋ブリッジをしている血管の同定

②心臓表面に露出している血管の同定

を確認し、術中写真を撮り術野と3D画像が同等か検討を行った。

### 【結果・考察】

CTは、カテではわからない吻合部位の石灰化、心筋ブリッジの同定によく、また、術前に吻合する場所が脂肪で埋没していないか？表面化している血管は最適ポイントか？表面に出ている血管がどの血管か？バイパスに使用する血管の走行等がわかり術前シミュレーションとしてDrに術前支援の良い情報を与えることができると考える。

## 2. 心臓 CT 検査における上行大動脈造影濃度に影響を与える因子について

### (安定した造影濃度を得るためのポイント)

東北大学大学院医学系研究科保健学専攻

山形県立総合療育訓練センター

○ 今野雅彦

#### 【目的】

造影剤の Bolus 投与による精密検査や CTA では、注入条件と撮影タイミングが重要である。注入条件を決定する要因として、体重や BSA や除脂肪体重などがある。これ以外にも心機能が造影濃度に影響すると記された論文もある。そこで、心臓 CT データを使用して、上行大動脈の造影濃度に影響を与える因子を調べた。

#### 【倫理的配慮】

この研究は、東北大学の倫理委員会より承認されたレトロスペクティブな研究である。加えて、山形県立中央病院医療情報部より提供された匿名化済み臨床データを使用している。

#### 【方法】

2007 年 7 月から 2008 年 6 月までの 12 ヶ月間で、山形県立中央病院循環器内科外来を受診して心臓 CT 検査を実施した 96 名に対して、上行大動脈の CT 値を測定した。データの比較を容易にするために、得られた CT 値を「4ml/秒固定注入した CT 値」に変換した。検討項目は、身長、体重、年齢、体格指数 (BMI)、体表面積 (BSA)、心拍数、駆出率 (EF)、心拍出量 (CO)、心係数 (CI)、1 回心拍出量 (SV) の 10 項目である。これに対して、散布図、近似回帰式、ピアソン相関係数を求めた。EF、CO、SV のデータは、本スキャンデータを使用し、ワークステーション上で心機能解析を行った結果を使用している。

#### 【結果】

各検討項目の相関係数は Table.1 に示す。CO と CT 値の間には強い相関 ( $R = -0.714$ ) があった。(Fig.1) 一方で、EF と心拍数には相関はなかった。

#### 【考察】

心機能の要素である CO に強い相関があった。造影検査を行う上で CO は重要な要因であることが理解できる。CT 検査前に CO のデータが把握できれば CT 値を改善できる可能性がある。一方、EF には相関が見られなかった。CT 検査では、EF は重要な因子とは言えない。

#### 【まとめ】

上行大動脈の造影濃度に影響を与える因子として、体重と BSA と心拍出量が確認できた。造影検査を行う際には、体重や BSA 以外にも心拍出量のデータを参照する事が、CT の造影濃度を安定させる可能性がある。

#### 【謝辞】

臨床データを提供していただいた山形県立中央病院様には感謝申し上げます。

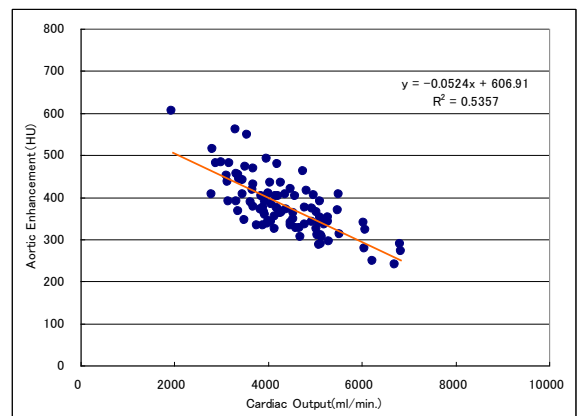


Fig.1 心拍出量と CT 値のグラフ

	相関係数R	相関
1 心拍出量	-0.714	強い
2 BSA	-0.657	
3 体重	-0.653	
4 1回拍出量	-0.652	
5 身長	-0.469	中程度
6 心係数	-0.454	
7 年齢	0.419	
8 BMI	-0.411	
9 EF	-0.042	ない
10 心拍数	0.041	

Table.1 相関係数のランキング

### 3. 急性くも膜下出血の3DCTA撮影条件の検討

公立置賜総合病院 放射線部

○竹田 和広 武田 嘉一 小林 将義 土屋 一成

#### 【目的】

急性くも膜下出血の3DCTAにおいて脳圧の上昇により造影不良を呈する症例を経験した。そこで、造影方法により3DCTA画像にどのような影響を及ぼすかを検討した。

#### 【使用機器】

CT装置 : SOMATOM Sensation64 (SIEMENS 社製)  
 3D Work Station : TeraRecon Aquarius Net Station ver1.5  
 インジェクター : 根本杏林堂 DUAL SHOT GX

#### 【方法】

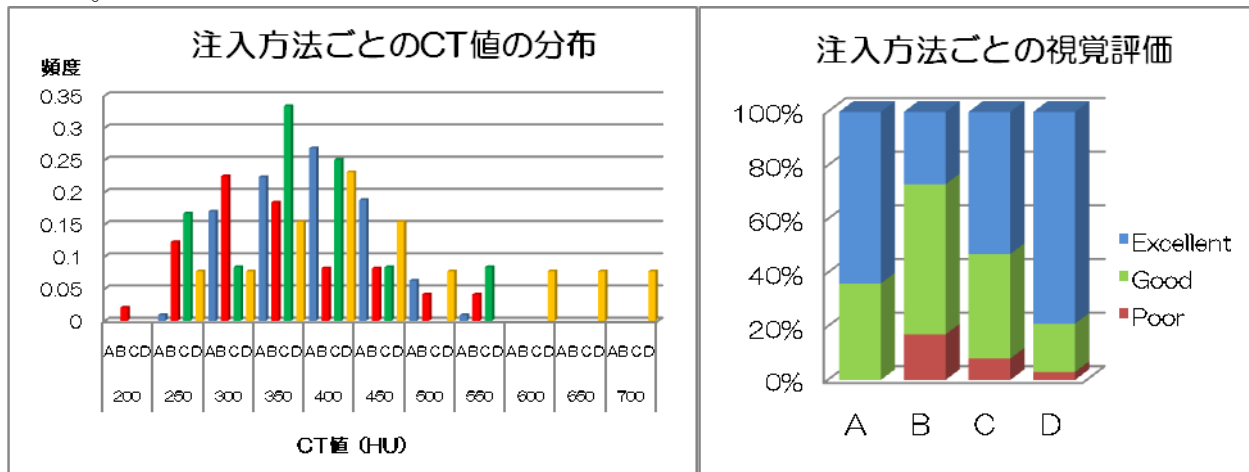
2008年4月～2011年4月に3DCTA検査を施行した186件の未破裂脳動脈瘤および急性くも膜下出血にて、4群間での①脳血管内のCT値の比較②VR画像での視覚評価を行った。

- A群：未破裂動脈瘤（注入レート：3.5ml/sec モニタリング位置：内頸動脈）
- B群：破裂動脈瘤（注入レート：3.5ml/sec モニタリング位置：内頸動脈）
- C群：破裂動脈瘤（注入レート：3.5ml/sec モニタリング位置：Willis輪）
- D群：破裂動脈瘤（注入レート：4.0ml/sec モニタリング位置：Willis輪）

- ①血管内にROIを設定し、脳血管内の平均CT値の比較検討を4群間で行った。設定ROIは両側内頸動脈、両側中大脳動脈、前交通動脈、脳底動脈先端部とした。
- ②頭部3DCTAのVR画像を診療放射線技師3名にて視覚評価を行った。視覚評価のランク分けは以下の通りとした。 Excellent：末梢血管まで観察可能 Good：末梢血管が一部不鮮明 Poor：大血管まで不鮮明で末梢血管の評価が困難

#### 【結果】

CT値の比較では、モニタリング位置を内頸動脈からWillis輪にすることで脳血管内のCT値が上昇する傾向を示した。また、注入速度を上げると脳血管内のCT値が上昇する傾向を示した。VR画像の視覚評価では、B群からC群、D群になるにつれてPoorが減少し、Good、Excellentが増加した。



#### 【まとめ】

造影剤の注入速度を4.0ml/secにすると単位時間当たりの流入量が増加し、CT値が上昇すると考えられる。また、モニタリング位置をWillis輪にすることで、主要脳血管に造影剤が到達したのを確認でき、脳圧上昇による影響を改善できると考えられる。そのため造影不良画像が減少し、安定したVR画像の提供ができるようになった。

さらに症例を重ね、今後の3DCTA検査の撮影条件を検討していきたい。

## 4. 冠動脈 CTA 画像からの冠動脈および石灰化領域の自動抽出に関する検討

山形大学 大学院理工学研究科 ○藤咲香織 佐々木啓 湯浅哲也  
日本海総合病院 放射線部 渋谷幸喜

### 目的

今日、冠動脈 CTA 画像は放射線技師の手技により画像処理が行われているが作業の効率化を図ることが望まれる。そこで冠動脈 CTA 画像からできる限り人手を介さずに冠動脈および石灰化領域を抽出し、その結果を 3 次元表示で確認・評価することを目指す。

### 方法

冠動脈 CTA 画像を以下の 2 系統のフローに分けて処理する(図 1)：

- (1) 3 次元領域拡張法による冠動脈の自動抽出
- (2) CT 値閾値処理による石灰化を含む領域の自動抽出
- (3) (1), (2) の結果を重ね合わせ処理し、冠動脈上の石灰化のみを検出する。その結果を 3 次元表示する。

(使用画像)

冠動脈石灰化を持つ患者 (75 歳・女性) 1 例の冠動脈 CTA 画像 (64 列 MSCT (Aquilion64、東芝メディカル) で撮影、画像サイズ:512×512 pixels、スライス枚数:342 枚)

### 検討項目

提案法による自動抽出結果と放射線技師の目視による抽出結果を比較することで検出精度評価する。

### 結果

- ① 本提案法により抽出した石灰箇所は、目標画像の石灰化位置とほぼ一致した。
- ② 重ね合わせ処理により冠動脈上の石灰化を表示できた (図 2)。
- ③ 領域拡張法の処理時間は 1 枚あたり約 1.3 秒であり、高速な処理が実現できたといえる。

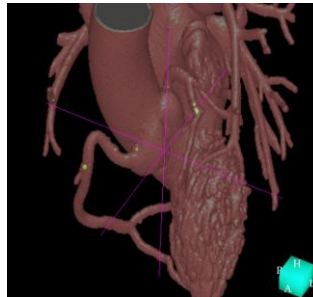


図 2：処理結果の比較  
(左図)技師の手技による抽出結果  
(右図)本提案法による自動抽出結果

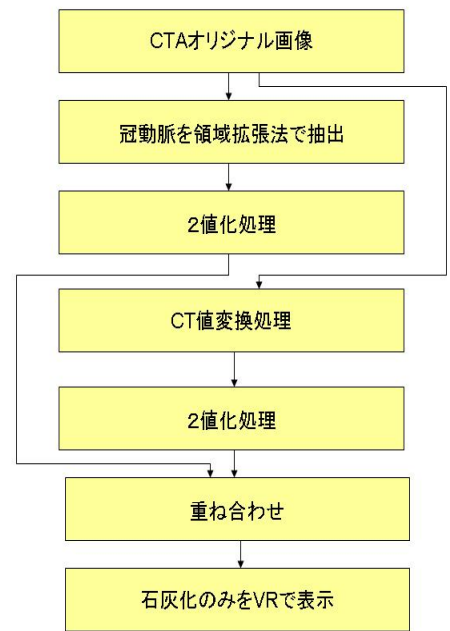


図 1：処理フロー

### 問題点

- ① 冠動脈抽出は左心房・左心室および肺動静脈も含まれた。
- ② CT 値の表示閾値処理では設定値を WW=600、WL=700 に固定したため、石灰化領域の一部が未抽出であった。また、この処理は手動で行っている。

### 今後の課題

- ① 冠動脈のみを表示させる処理および処理時間の高速化を検討する。
- ② CT 値の閾値設定を自動化するアルゴリズムを検討する。

## 5. 冠動脈 CTA 画像からの石灰化領域の除去に関する臨床的検討

日本海総合病院 放射線部

○渋谷 幸喜 小田周士

山形大学 大学院理工学研究科

藤咲 香織 佐々木 啓 湯浅 哲也

### 【目的】

冠動脈石灰化は、CTA 画像上高輝度陰影として描出される。石灰化から生じる高輝度 Blooming Artifact は、正常血管および狭窄部の評価不能や誤評価の原因となる。今回我々は、この問題を解決するためにフィルター処理画像を用い石灰化除去を行い三次元画像を再構成し検討を行った。

### 【方法】

CT 装置は Aquilion64 (東芝メディカル)、画像処理 WS は ZIO Station2(Zio soft)を用いた。画像処理過程は図 1 に示すフローチャートのとおりである。画像処理フィルターはラプラシアンフィルターを用いた。

基礎実験は、自作ファントムで抽出精度実験を行った。臨床画像は、WS で三次元画像を再構成した後、zero cross 法を用い石灰化除去を行った。石灰化除去三次元画像と CAG 画像を比較し、狭窄部分の描出精度について検討を行った。

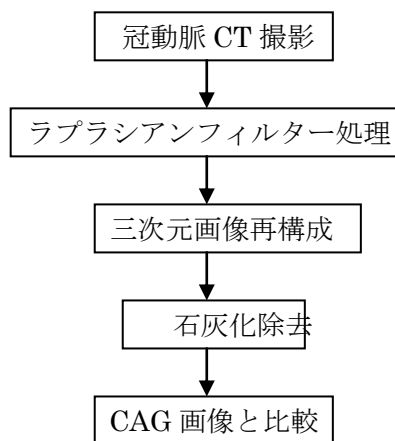


図 1 画像処理フローチャート

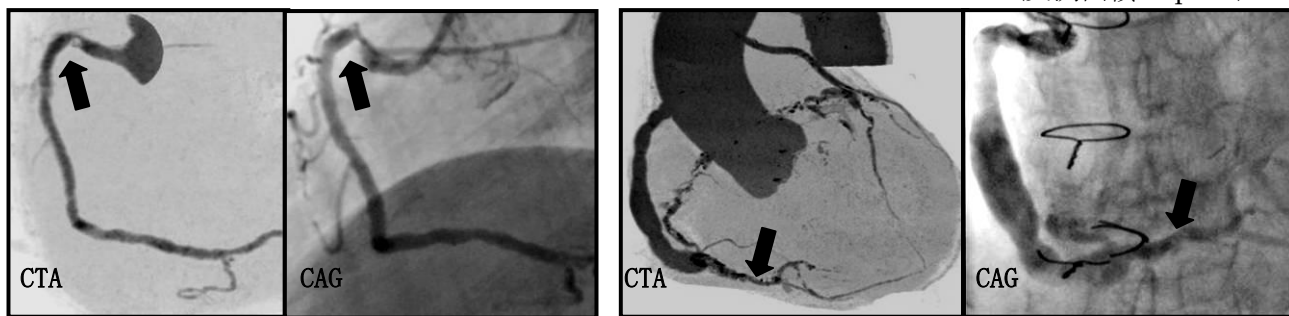
### 【結果】

抽出精度は、表 1 に示すとおり周辺と 100HU 以上の CT 値差が存在すれば、10%以内の精度であった。臨床画像は、図 2 に示す通り中心を頂点とし均一な CT 値分布を示す石灰化を除去した冠動脈三次元画像は、狭窄部分の描出精度において CAG 画像と良好な相関を示した。不均一な CT 値分布を示す石灰化を除去した冠動脈三次元画像は、CAG 画像と一致しない場合があった。

表 1 自作ファントムの抽出精度結果

ファントム CT 値 (HU)	1745	895	613	478	393	223	131	102	78	62
計測面積 (pixel)	88	75	74	80	78	86	76	85	79	—

(実測面積 83pixel)



CAG 画像と良好な相関を示した症例

CAG 画像と良好な相関を示さなかった症例

図 2 石灰化除去冠動脈三次元画像と CAG (↑ : 狭窄部分)

## 6. New Generation Platform CT 『Aquilion PRIME』の開発

東芝メディカルシステムズ(株) 営業推進部 CT担当 東北支社

○小竹啓介

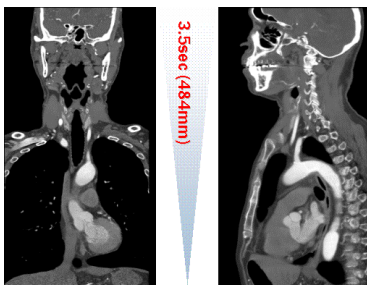
### 【背景・目的】

四疾病五事業の観点で医療計画策定指針が出ている中、64列以上の高級機種がもたらす臨床価値に対する期待は大きく、臨床現場からの要望も増加傾向にある。こうした背景を踏まえ、東芝フラッグシップ CT である『Aquilion ONE』の技術を継承し、ヘリカルスキャン技術で最上級の性能を求めた『AquilionPRIME (プライム)』を開発したので報告する。

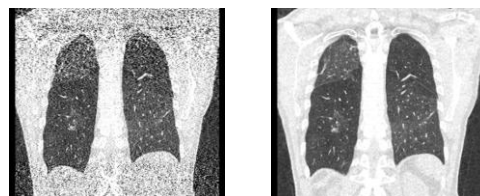
### 【装置仕様】

Aquilion PRIME は 0.5mm×80 列に撮影方式を標準・最適化した上で、以下 5 点を特長付けた仕様として搭載している。

- ① 新開発 DAS により高密度サンプリングを確保し、ハイピッチにおける高速ヘリカルスキャンを可能とした。最速 160mm/秒の高速スキャンが可能 (図 1)。
- ② 画像再構成に逐次近似法を応用した AIDR を実装し、スキャンと連動しながら低被ばくと高画質の両立を実現 (図 2)。単純なノイズ低減効果に加え、ストリークアーチファクト、血管描出における造影効果のばらつきを抑え、均一性に優れた画像を提供可能。また、アクティブコリメータを実装し、画像作成に寄与しない部分の被ばくを低減可能。
- ③ 東芝独自のデュアルエネルギーヘリカルスキャンを搭載可能。高電圧/低電圧の異なる管電圧と同期して管電流も自動調整可能。さらに、被写体の背面からのみ照射する方式により、放射線感受性の高い部位の被ばくを低減可能。
- ④ 画像再構成速度は最大秒間 50 画像を実装可能で、撮影終了後の待ち時間を最小限にし、高速ワークフローを実現。
- ⑤ 従来の Aquilion シリーズの開口径 720mm より 60mm 広い、開口径 780mm のワイド・ボアを採用。検査における圧迫感の軽減や、術者の患者さんへのアクセスが向上。



(図 1) 超高速スキャン性能



(a).Basic FBP

(b).AIDR on

(図 2) 逐次近似法による画質改善能

### 【結果・現状報告】

AquilionPRIME により従来以上の高分解能撮影、高速撮影、低被ばく等、様々な臨床的要望に応じた撮影を行うことが可能となった。2010 年 12 月より販売開始した本装置の臨床的有用性を今後とも実証していき、更なる進化を遂げていくことが期待される。

## 7. SPECT・CTによるガラクトシル人血清アルブミンジェチレントリアミン五酢酸テクネチウム摂取率(GSA Uptake)の算出法

### —逐次近似法 Ordered Subsets Expectation Maximization(OSEM)による検討—

山形県立新庄病院 放射線部 ○小野宗一、甲州由美子、伊東一

山形県立中央病院 中央放射線部 伊藤聡美

背景) 肝機能予備能評価である GSA Uptake 算出のための再構成における吸収補正には従来より Chang の補正が用いられてきた。Chang の吸収補正法は均一な組成を対象としているが、肝臓周辺は胃、脊椎、肋骨等の不均質で構成されている。したがって Chang の補正法では GSA Uptake の精度を低下させる要因となる。そこで組織の組成に依存しない SPECT・CT による GSA Uptake の算出法を OSEM により検討した。

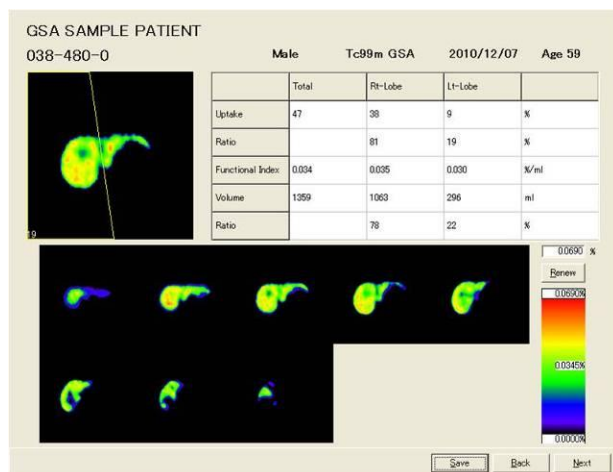
方法) 再構成条件をファントムにより検証した。シリンジに 200MBq の  $^{99m}\text{Tc}$  水溶液を、肝容積が既知のファントム内に 120MBq の  $^{99m}\text{Tc}$  水溶液を入れ SPECT 収集した。肝容積は 1074.3ml、Uptake は  $(120/200) \times 100 = 60\%$  である。肝臓に対して容積が 1074ml に最も近似する再構成条件を求め、次にシリンジに対して Uptake が 60% に最も近似する再構成条件を求めた。

結果) 肝に対する再構成条件は 3D-OSEM にて Subset6、Iteration5、Scatter Correction(SC)+、Gaussian Filter6.6、Computed Tomography Attenuation Correction(CTAC)+、Threshold 値 27% で肝容積に対する最近似値 1073ml が得られた。シリンジに対する再構成条件は Subset1、Iteration3、SC+、Filter-、CTAC-、Chang's Attenuation Correction+ ( $\mu^{-1}=0.15$ )、Threshold 値 0% で Uptake60% が得られた。提出画面を下図に示す。肝門部にラインを引くことで肝臓を左葉と右葉に分けて評価することができる。また肝臓容積 1ml 当たりの Functional Index も求めることができる。

考察) Chang の吸収補正は均一な組織を対象としているのに対し、SPECT・CT では CT 値からマトリクス毎に吸収係数を求めているので不均質な組織にも補正可能である。

したがって SPECT・CT では Chang の方法に比較し高精度の吸収補正が可能である。また、当方法では吸収補正が自動でかかるため術者間による人為的誤差が無く安定した定量値が得られる。また OSEM による画像再構成ではコリメータの開口補正、散乱補正による高分解能の画像が得られる。

結語) SPECT・CT により肝臓容積誤差-0.1%、Uptake 誤差 0% で GSA Uptake の定量が可能になった。



## 8. 吸収補正用 CT を搭載した SPECT 装置による画像融合

山形市立病院済生館

○黒田 功 松田善和 夏井 泉 佐藤成奈

### 【目的】

2010年11月に吸収補正用 X 線 CT を搭載した SPECT 装置を導入した。CT は吸収係数マップを得るために使用する他、SPECT 画像のマッピングとしても利用できる。CT は SPECT 同様に自然呼吸下で撮影するため、吸収補正はもちろん画像融合をする際の位置ずれの危険性が少なく位置合わせの手間がかからない。当院でも、画像融合の目的で SPECT-CT を追加撮影するケースが増えており、使用状況や臨床例を紹介する。

### 【使用装置】

核医学診断用検出器回転型 SPECT 装置: Infinia Hawkeye4 (GE Healthcare)

角度可変型デュアルヘッドのガンマカメラ

低線量、低速回転の X 線 CT を搭載

核医学装置ワークステーション: GENIE Xeleris (GE Healthcare)

### 【方法】

設置時より 2011 年 4 月までの 6 ヶ月間に実施した検査について、件数の割合と SPECT-CT の実施状況を振り返ってみた。

### 【結果】

2010 年 11 月から 2011 年 4 月の間の検査内容を調べた。脳血流シンチが 41%、次いで骨シンチが 37% で、これらの 2 検査で約 8 割を占めていた。脳血流 SPECT では吸収補正目的で CT は使用していない。骨シンチでは WB 像を見て、異常集積の重なりや進展の判断に困る場合に SPECT-CT を追加している。追加率は 17% であった。

一方、腫瘍描出を目的とした検査は 4% で、通常全例で SPECT-CT を追加する。内訳は Ga シンチ、副甲状腺シンチ ( $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI)、副腎シンチ ( $^{123}\text{I}$ -MIBG)、甲状腺癌トレーサー検査 ( $^{131}\text{I}$ ) であった。その他では消化管出血やタンパク漏出シンチでも SPECT-CT は有用であった。

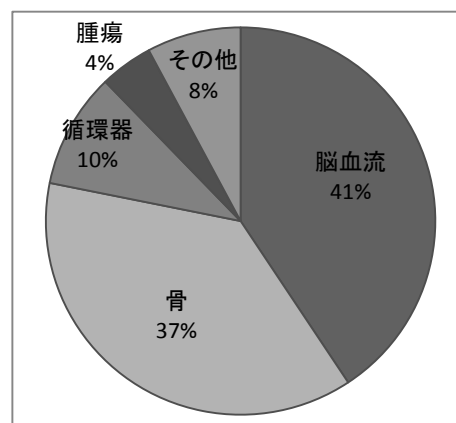


図 1. 検査の割合

### 【まとめ】

低線量、低速回転の X 線 CT の画質は診断用の CT に比し劣るものの、SPECT 像との位置ズレが起これにくく吸収補正に有用であるとともに、画像融合も容易である。



## 9. TEW 法による散乱補正のエネルギーウィンドウ内の散乱線含有率の推定

済生会山形済生病院 放射線部 ○真木敏 縄俊一 平藤厚子 木村純一

### 【目的】

機器更新により散乱補正法の TEW 法が使用できるようになり主に頭部領域で使用しているが、<sup>201</sup>Tl 心筋 SPECT にも使用できないか現在検討中である。その前段階として、一般的なエネルギーウィンドウ幅を用いて、核種を変えた時の各ウィンドウ内の散乱線含有率を推定した。

### 【使用機器】

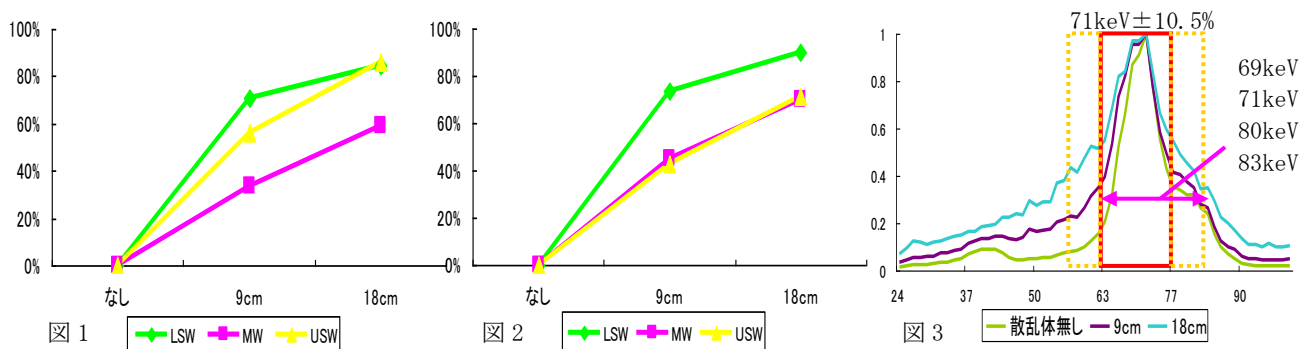
SPECT 装置：Symbia E (シーメンス社製) 線源：<sup>99m</sup>Tc・<sup>201</sup>Tl  
線状線源ファントム：JSP 型 (京都科学社製) コリメータ：LEHR  
散乱体：水ファントム (ペットボトル容器)

### 【方法】

- <sup>99m</sup>Tc 又は <sup>201</sup>Tl を封入した線状線源を散乱体なし、散乱体あり (9cm 及び 18cm)、メインウィンドウ 21% (<sup>99m</sup>Tc : 140keV、<sup>201</sup>Tl : 71keV 中心)、サブウィンドウ 7% で収集する。
- 散乱体なしのカウントから <sup>99m</sup>Tc の水に対する線減弱係数を 0.151、<sup>201</sup>Tl は 0.182 を用いて、水 9cm 及び 18cm での直接線を計算式  $I = I_0 e^{-\mu x}$  で求める。
- 各ウィンドウのカウントから方法 2 で求めた直接線成分を引いて散乱線成分を求めた。

### 【結果】

- 図 1 に <sup>99m</sup>Tc の結果を示す。散乱体が厚くなると、散乱線含有率は上昇した。また、メインウィンドウの散乱線含有率は一番少ない値となった。
- 図 2 に <sup>201</sup>Tl の各収集ウィンドウの散乱線含有率です。<sup>99m</sup>Tc と <sup>201</sup>Tl とは違いがあり、メインウィンドウと高エネルギー側サブウィンドウの散乱線含有率が同程度の結果となった。



- 図 3 に <sup>201</sup>Tl のエネルギースペクトルを示す。ピークは左右対称ではなく、高エネルギー側にやや肩を持つ形となっている。これは <sup>201</sup>Tl の 71keV のピークは単一ピークではなく、69、71、80、83keV の複合ピークとなっている。<sup>201</sup>Tl のメインウィンドウと高エネルギー側サブウィンドウの散乱線含有率が同程度となったのは、71keV の ±10.5% では、80keV および 83keV の放射線がメインウィンドウから外れてしまい、高エネルギー側サブウィンドウに入ったことが原因であると考えられる。

### 【考察】

<sup>201</sup>Tl のエネルギーピークは 69, 71, 80, 83keV のエネルギーピークの集合体であり、左右対称ではない。そのため、80keV 及び 83keV の放射線は高エネルギー側サブウィンドウ内に入ってしまい、散乱線含有率がメインウィンドウと同等になったと考える。TEW 法による散乱補正を <sup>201</sup>Tl の 71keV に用いる場合、ピーク中心ではなく、メインウィンドウ幅を高エネルギー側に広げ、その外側にサブウィンドウを設けるほうが散乱補正の精度と、メインウィンドウ内のカウントを効率よく収集できる点で有利なのではないかと考える。

### 【まとめ】

TEW 法での一般的な収集ウィンドウ幅である、ピーク中心 ±10.5% とサブウィンドウ 7% を使用した場合、<sup>99m</sup>Tc と <sup>201</sup>Tl では、特に高エネルギー側サブウィンドウでの散乱線含有率に違いが確認された。<sup>201</sup>Tl については、エネルギー特性に合わせた専用のウィンドウ幅を検討する必要があると考える。

