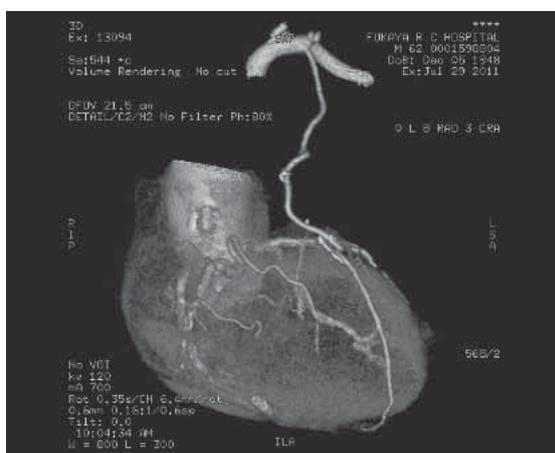
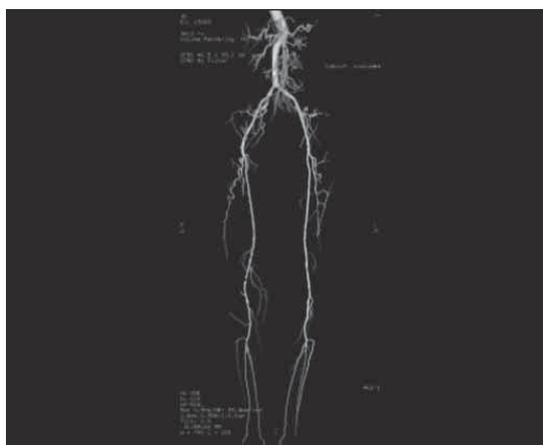


# 学術寄稿

## 3D-CT作成の概要



### 1) ワークステーションで使用する 3D 表示法概論

済生会川口総合病院 富田 博信

### 2) ワークステーションとクライアントビューワの運用法

さいたま市立病院 双木 邦博

### 3) 当院における頭部および心臓 3D-CTA の画像表示方法

済生会川口総合病院 城處 洋輔

### 4) 3D-CTA に必要な造影知識

埼玉医科大学総合医療センター 中根 淳

## 学術寄稿にあたって

済生会川口総合病院  
放射線技術科 富田 博信

今日の診療放射線技師のCT検査業務は、CT装置の操作のみならず、周辺機器においても高精度の制御をしながら最適画像を提供している。今回は3D-CT作成時のワークステーション概論とその使用方法（画像作成、ネットワーク型使用例）さらにはインジェクターの概要と使用方法に関して寄稿文をいただいたので本会誌にて紹介したい。会員の皆様の何かの役に立てれば幸いである。

執筆していただいた皆様にはこの場をお借りしてお礼申し上げたい。

- 1) ワークステーションで使用する3D表示法概論  
済生会川口総合病院  
放射線技術科 富田 博信
- 2) ワークステーションとクライアントビューワの運用法  
さいたま市立病院  
中央放射線科 双木 邦博
- 3) 当院における頭部および心臓3D-CTAの画像表示方法  
済生会川口総合病院  
放射線技術科 城處 洋輔
- 4) 3D-CTAに必要な造影知識  
埼玉医科大学総合医療センター  
中央放射線部 中根 淳

以上

## ワークステーションで使用する3D表示法概論

済生会川口総合病院  
放射線技術科 富田 博信

### 1. 3D画像の成り立ち

現在のCT検査における三次元画像の基本は二次元画像の積み上げである。

三次元画像が登場した当初はボクセルがはっきりと目立つ画像であったが、現在一般的に用いられる三次元画像にはそのようなものはほぼ見られない。理由の一つに画像データの補間技術がある。

画質向上はマルチスライスCTが従来のシングルスライスCTとは比べものにならない情報量を有することも大きな要因である。ここでの最も基本的な補間計算は線形補間である。

### 2. 3D画像を含む画像の各種処理

現在、主に使用されている表示方法は次の5つが代表的である。

- ①VR (volume rendering)
- ②SSD (shaded surface display)
- ③MIP (maximum intensity projection)
- ④MinIP (minimum intensity projection)
- ⑤MPR (multi planer reconstruction)

#### 2-1 VR (volume rendering)

閾値と透過度の2つのパラメーターより対象を立体的に表示(図1)する(陰影処理)手法で、表面方向だけでなく前後方向の奥行きも表現可能となる。このほかに域値設定した色のグラデーションより様々な表現ができ、現在の3D画像の表示法ではほとんどこの手法が用いられている。

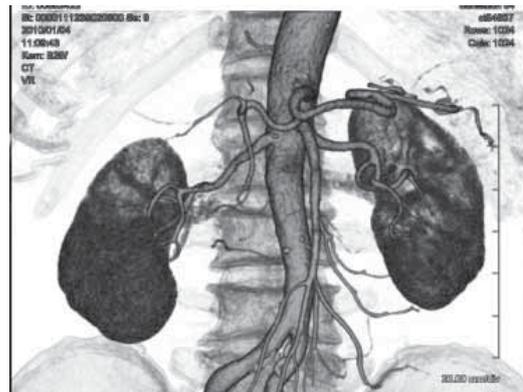


図1：腹部血管のVR画像

#### 2-2 SSD (shaded surface display)

閾値で設定されたCT値部分のみを表面データとして取り出し、外部から光を当てた際の反射率を光源との距離や角度によって計算し、3D表示する手法(図2)である。表面のみのデータを取り扱うために計算データ量が少なく初期のワークステーションや以前のCT装置本体での三次元画像処理に用いられていた。

境界が明瞭となるが、元画像のノイズの影響を受けやすい欠点がある。断面部分のCT値の表現ができない。



図2：胸部大血管のSSD画像

※シングルヘリカルCTの画像のためステアステップが目立ちます

### 2-3 MIP (maximum intensity projection)

最大値投影法といい、ボリュームデータのある方向からボクセル値のいちばん大きなものだけを投影する方法である。ノイズの影響を受けにくく、血管の連続性は良好となる。1枚の画像からは重なりでの識別は困難である。血管壁の石灰化の描出は非常に良く、石灰化の程度と分布観察には適している。

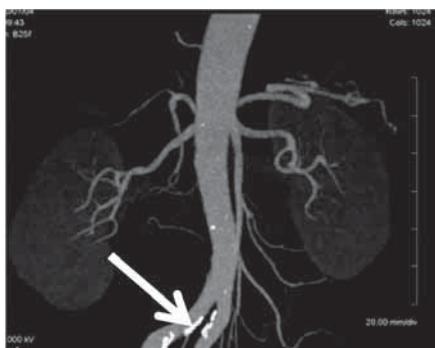


図3：MIP画像表示  
矢印のような石灰化の観察には適している

### 2-4 MinIP (minimum intensity projection)

最小値投影法といい、MIPと同じボクセルのCT値の最小値を投影する方法である。胸部などの含気構造を見る場合(図4)や、救急撮影時に、表示スラブ内に存在する遊離ガスを高い感度で描出可能である。使用頻度は少なくとも、目的とする所見により、画像データの適切な利用方法や表示方法を用いることで、より高い感度で所見を描出することが可能となる。画像特性は、MIPと同様にノイズの影響を受けにくく、重なりでの識別は困難である。

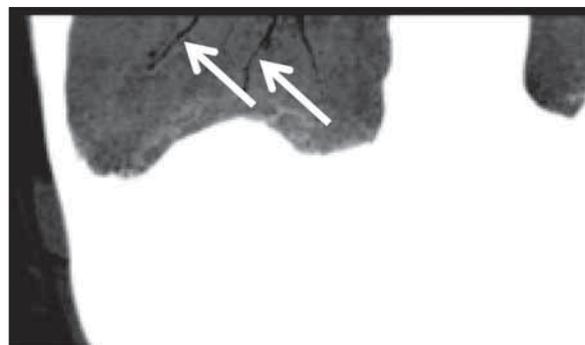


図4：MinIP表示  
気管支の構造が観察できる(矢印)

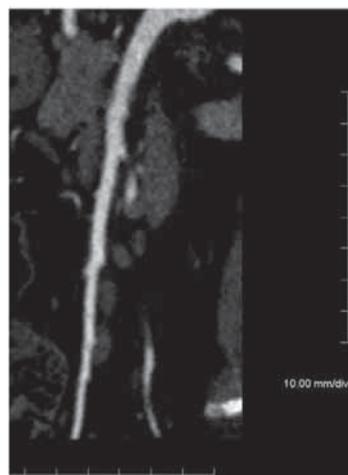


図5：上腸間膜動脈のCPR

### 2-5 CPR (curved planer reformation)

血管などの細長い構造物に対し、中心ラインを仮定しその線に沿って断面を表示(図5)する方法。最近では心臓CTの冠動脈描出などに良く用いられている。1枚の画像では全方向の表示ができないため、解剖学的部位の同定が難しい。

### 2-6 Ray Sum (ray summation)

投影上のCT値の積分値を投影面に表示する方法であり、単純X線に似た画像となる。CTウログラフィー(図6)など尿管系描出などにも応用できる。

### 2-7 VE (virtual endoscopy)

日本語で仮想内視鏡像という。VRは無遠の視点から物体を観察しているので、拡大しても画像の形態は変化しない。VEは視点が自由に移動でき視点の近くを拡大して表示する(図7)。人間の目や、内視鏡と同様の画像となる。

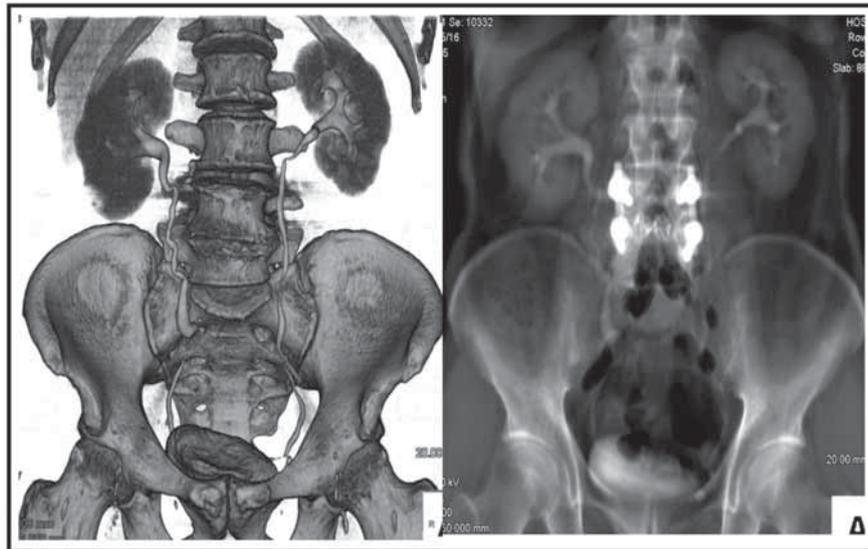


図6：CTウログラフィー a | b  
a VR画像 b Ray Sum画像



図7：気管支の内腔観察のVE像

### 3. Isotropic imaging

今日、MDCTの登場により高画質な三次元画像を作成できるようになった。これは、Isotropic Voxel（等方性ボクセル）を取得可能となったことが大きな要因である。以前のCTでは、Z軸方向の空間分解能がX-Y方向の空間分解能より悪かったためにステアステップアーチファクト（きしめん状アーチファクト）が顕著であった。しかし最新のCT装置ではサブミリでのスライス厚収集が可能となり、Z軸方向の分解能のほうが良く

なっている。ゆえに今日では、X・Y・Zすべての軸位面で同等の分解能（Isotropic）となり、Axial、Saggital、Coronal画像が同等の画質に近くなるため、MPRや3Dの画質が向上している。

### 4. 三次元画像の画質を左右する因子

2D画像の画質を左右する因子はそのまま三次元画像の画質を左右する因子ともなる。ゆえに、目的に応じたパラメーターの選択が必要である。以下に主な設定パラメーターと画質との関係を記し、各事項に関して解説する。

#### ①ビームピッチ

一般的に大きくするとヘリカルアーチファクトが増加（Z方向倍密サンプリング部装置では当てはまらない）

#### ②画像スライス厚

小さいほど空間分解能は向上

#### ③再構成間隔

小さいほど空間分解能は向上

#### ④再構成関数

高周波強調（エッジ強調）するほど分解能は向上

高周波強調（エッジ強調）するほど画像SDは上昇

⑤表示マトリクスサイズ

小さいほど空間分解能は向上

4-1 ビームピッチ

一般的に大きくするとヘリカルアーチファクトが増加する（図8上段）といわれる。原因はZ方向の投影データ不足によりヘリカルアーチファクトが発生することが画質低下の主な原因である。

最近のCT装置ではZ方向の倍密サンプリング機能が備わり、ほとんどヘリカルアーチファクトの発生が無い（図8下段）装置もある。また、最近の多列CTでは、ピッチの変化による実効スライス厚の増加はほとんどないが、4列程度のMDCTではピッチの増加に伴い、実効スライス厚は厚くなる特性がある。そのため空間分解能が劣化することがあるので、設定に関しては十分に装置特性を把握することが必要である。

4-2 画像スライス厚

画像スライス厚は小さいほど空間分解能は向上

する（図9）。これはZ方向の空間分解能が向上するため、3Dの元ボクセルが、アイソトロピックとなるためである。ピットフォールとして、ピッチが大きい状態で、薄いスライス厚の再構成は厚い再構成厚に比べ、ヘリカルアーチファクトが増大することと、画像SDも再構成スライス厚を薄くすることによって上昇するので元のプロトコル上、注意が必要である。また、Z方向の必要分解能に応じた再構成スライス厚の設定は重要で、1mmの空間分解能が必要であれば1mm以下の再構成スライスで、3mmの空間分解能が必要であれば2mm程度で再構成すれば十分である（図10）。

4-3 再構成間隔

再構成間隔は小さいほど空間分解能は向上する。しかし、元の再構成スライス厚が大きい場合はそれに相応した空間分解能となる。

4-4 再構成関数

高周波強調（エッジ強調）するほど分解能は向上し、画像ノイズは上昇するので、両方のバランスがとれた再構成関数（図11）が必要である。

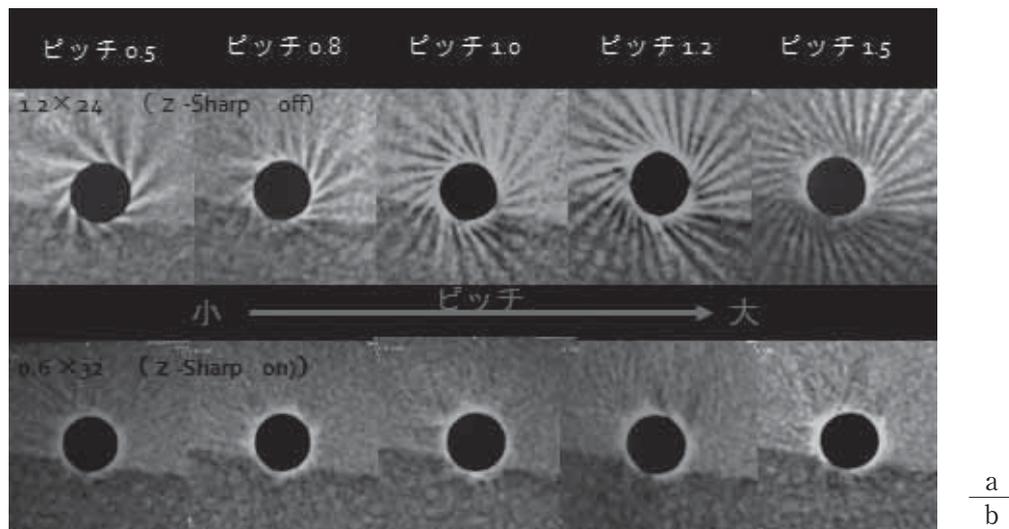


図8：ビームピッチとヘリカルアーチファクト特性の関係  
a：通常のヘリカル撮影 b：倍密収集撮影

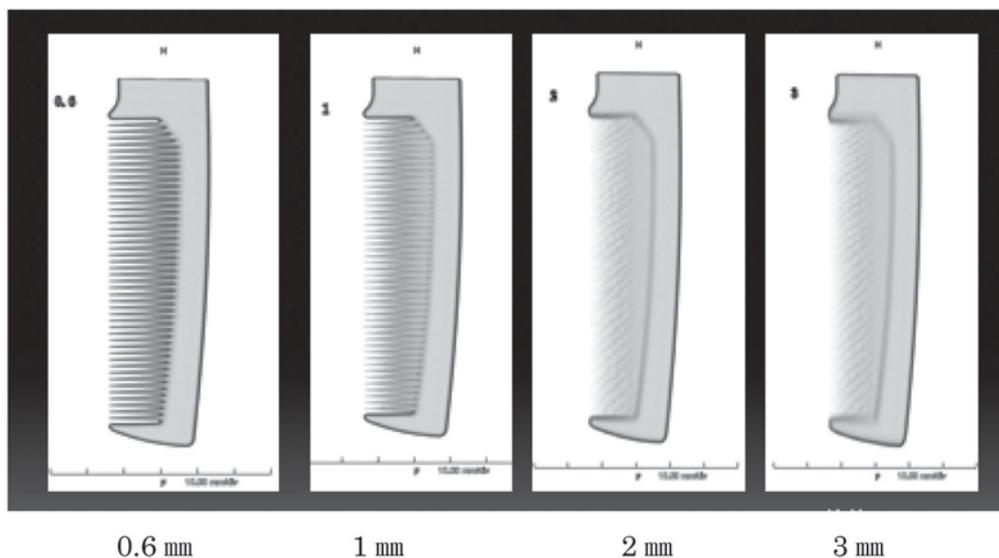


図9：スライス厚の違いと分解能特性の関係  
1mm間隔の櫛ファントムを再構成間隔 0.5mm一定で再構成スライス厚のみ変化させた画像

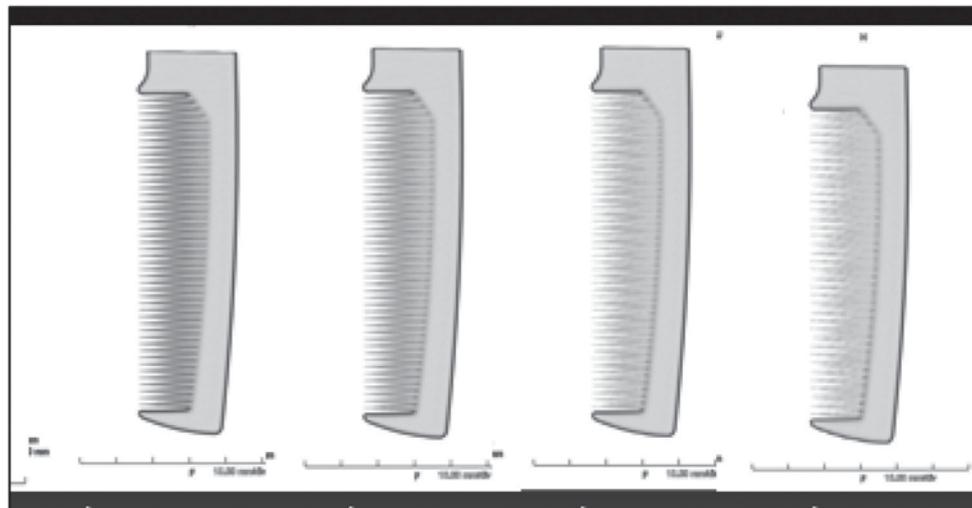


図10：再構成間隔の違いと空間分解能の関係  
画像スライス厚は一定（1mm）で再構成間隔のみ変化させたファントム画像

#### 4.5 表示マトリクスサイズ

表示マトリクスサイズは、小さいほど空間分解能は向上する（図12）。反面、画像ノイズは目立つようになる。

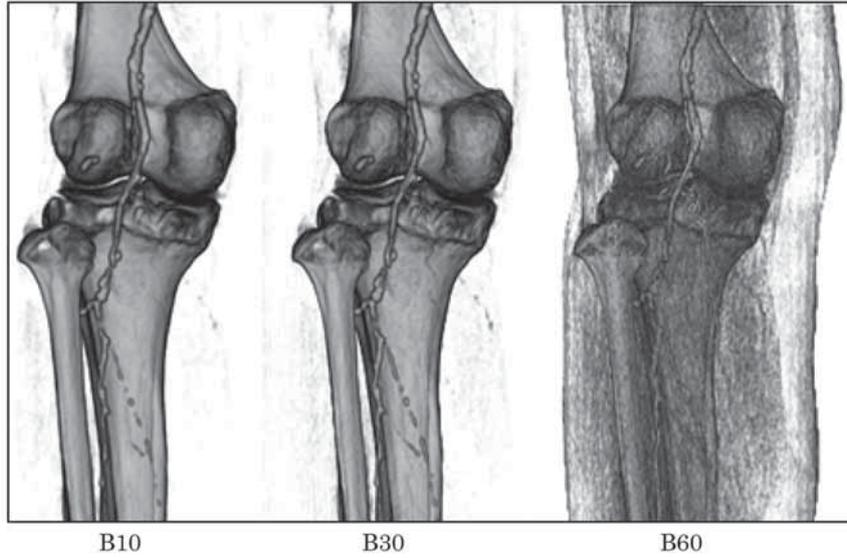


図11：再構成関数の違いにおける分解能、画像ノイズの関係

B10はノイズ特性に関しては良いが、細かい血管の描出能がB30より劣り、B60はノイズが多く実用的ではないのでバランスの良いB30が適している。



512 マトリクス

1024 マトリクス

図12：表示マトリクスの違いによる空間分解能の違い

## 5. まとめ

CTにおける3D画像の画質を左右する因子は、前述した以外にも様々な要因が想定される。近年のMDCTの進歩は、確かに原画像のZ方向の空間分解能を飛躍的に向上させたが、X-Y方向の空間分解能に関しては、それほど顕著に向上していないのが現状である。しかし、もともとX線CTは空間分解能が高くMRIと比較して、その部分ではアドバンテージを持ってきたが、Z方向の空間分

解能の更なる向上で、3D画像に関しても飛躍的にきれいな画像が提供できるようになった。我々はこのシステムを合理的に、また適正に使い、単なるきれいな3D画像ではなく、臨床に価値のある、真の美しい画像を提供できるように、解剖や臨床的に必要な画像知識の習得がさらなる我々の質の鍵と考える。今後の装置の発展と、我々の診療放射線技師の更なる飛躍を願ってこの章のまとめとしたい。

## ワークステーションとクライアントビューワの運用法

さいたま市立病院  
中央放射線科 双木 邦博

### 1. 施設紹介

さいたま市立病院は病床数567床、1日あたりの外来数約1200人の総合病院である。放射線科医3名、放射線技師18名で業務を行なっている。

当院では、2007年12月のCT装置更新に伴いワークステーションとクライアントビューワを導入することになり、既存のオーダーリングシステム上でクライアントビューワが起動でき、各診療科、各病棟および検査室で画像の確認、修正などができること、また、4D画像が表示できることを重点にし、TeraRecon社製のAquarius Net StationとAquarius NET Serverを導入した。

導入後から3D検査の依頼数が増加している。1日あたり6~12件と日によってバラツキはあるが、撮影担当と3D作成担当に分かれて検査を行うのが効率的である。

### 2. 関連機器、装置

モダリティー	装置名
CT	SOMATOM Definition DS Aquilion 4DAS
ワークステーション	Aquarius iNtuition Edition 2台 iNtuitionクライアント Zio M900
サーバー	Aquarius NET Server 8G Aquarius DS Aquarius NAS Server
Viewer、PACS	FUJITSU Dr.ABLE-EX TFS3000 (東芝)

現在はバージョンアップとサーバー増設により、ワークステーションAquarius iNtuition

Edition (以下iNtuitionと表示) 2台とクライアント1台、これにより同時にワークステーションを3台稼働することができる。サーバーにAquarius NET Server 8G (以下NET Serverと表示)を導入したことで、thinクライアントビューワへの同時アクセスが20台まで可能となりストレスなく運用できる。

### 3. CTのネットワーク

CT装置2台とワークステーション、サーバーのPACSへのネットワークを表示する(図1)。

Definitionからの出力先は、iNtuition1台、NET Server、FUJITSU PACSの3系統になっている。iNtuitionは直列に接続されているので、同じデータを使用することができる。本来ならば、CT装置それぞれから2台のiNtuitionへ個別に送信したいのだが、接続料などの関係で難しくNET Serverを介すことで、それぞれのCT室でワークステーションを活用している。

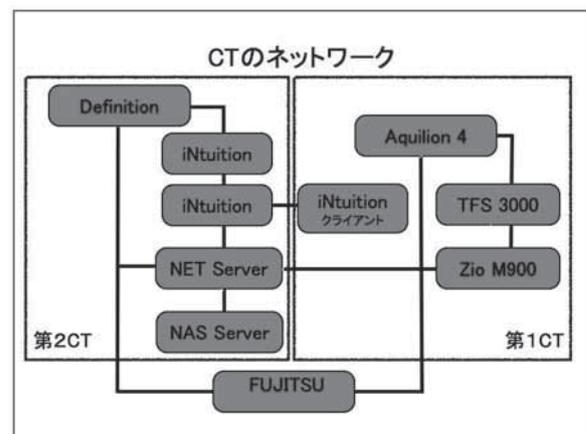


図1: CTのネットワーク

#### 4. 3D検査依頼から画像確認まで

依頼医より3D検査の申し込みから画像確認までのワークフローを表示する（図2）。

thin sliceデータをiNtuitionへ送信、目的の3D画像を作成し、FUJITSU PACSへ送信する（図3）。

その際、完成した3D画像のシーンとthin sliceデータをNET Serverへ送信しておく。

シーンがNET Serverにあることで、元データのthin sliceから完成した3D画像がFUJITSUのDr. ABLE-EXで確認できる（図4）（図5）。

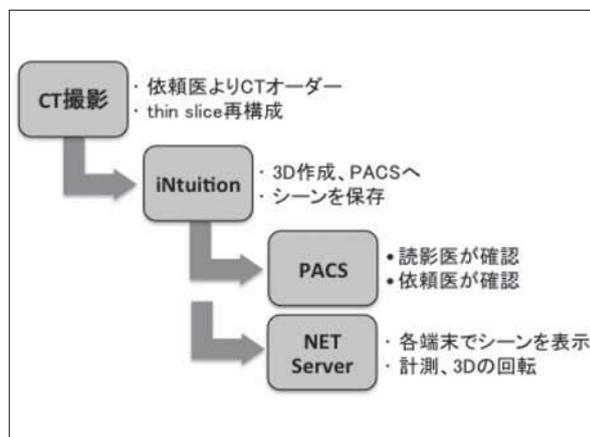


図2：検査申し込みから画像確認までのワークフロー

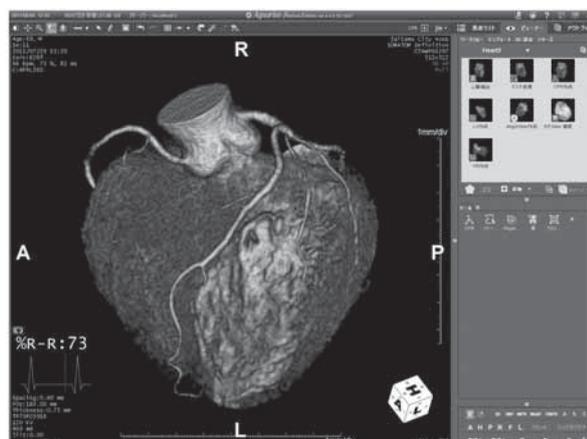


図3：3D画像を作成しFUJITSU PACSへ送信

サムネイル画像の下に3Dボタンがあり、クリックすることで、Dr.ABLE-EXに表示中の患者データのみがthinクライアントビューワで起動する（図6）。一覧から保存したシーンを選ぶ（図7）。iNtuitionで作成した画像と同じ画像がthinクライアントビューワで表示される（図8）。

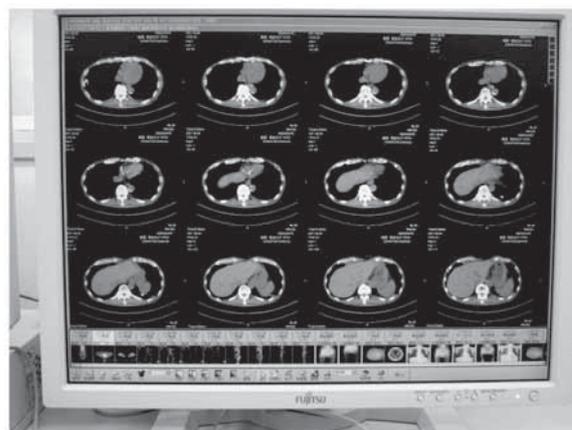


図4：Dr.ABLE-EXをオーダリングから表示

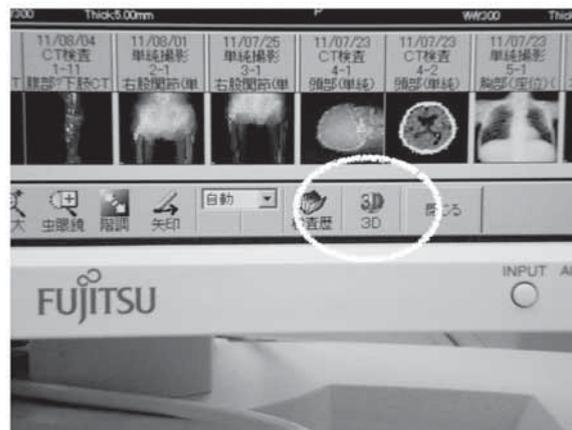


図5：サムネイル画像下の3Dボタン

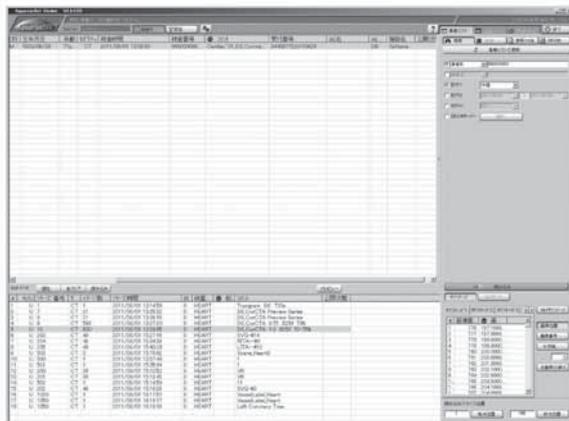


図6：Dr.ABLE-EXに表示中の患者データのみがthinクライアントビューワで起動



図7：一覧から保存したシーンの選び方

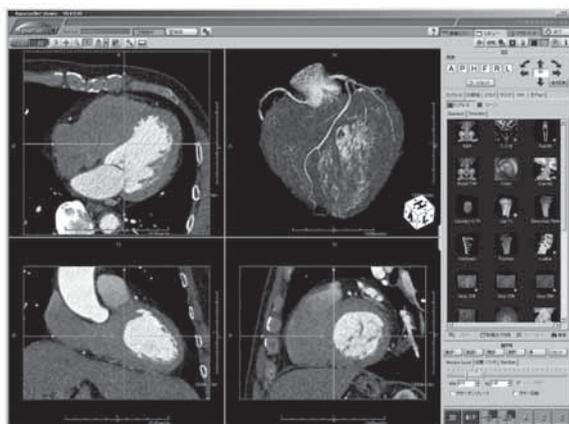


図8：thinクライアントビューワの画面

### 5. 各診療科での活用法

循環器内科および心臓外科の場合は、各外来、各病棟で3D画像やMIP画像を任意の角度に回転して確認（図9）、血管の狭窄等もCPR（curved Planar Reconstruction）で確認できる（図10）。

また、この画像は心血管撮影室でも表示できるようにしている。心電図モニターの1つを切り替えることで表示できるようになっている。

これにより、カテ操作の支援画像として役立っている（図11）（図12）。

脳外科の場合は、外来や病棟での動脈瘤や血管奇形、狭窄等の画像確認および、手術前の術者の手術イメージに役立つ。最近では、脳動脈瘤コイル塞栓術時に必要なX線透視の角度を事前に決めておくことで、透視時間の短縮に役立つ。また、頸部頸動脈血管形成術（CAS）を行う際にも役立つ（図13）。

血管外科の場合は、大動脈の動脈瘤、解離、狭窄等の確認、腎動脈の狭窄、下肢血管の閉塞、狭窄等の確認に役立つ。

最近では、動脈瘤のステントグラフト内挿術の術前計測や術中の透視角度、術後のステントグラフトの状態確認に役立つ（図14）。

また、経皮的血管形成術（PTA）の術前、術後の確認にも大いに役立つ。特にCPRは、CT Angioの読影には重要である。任意に角度、WW/WLを調整し、中心線の変更もできるのが読影には有効である。

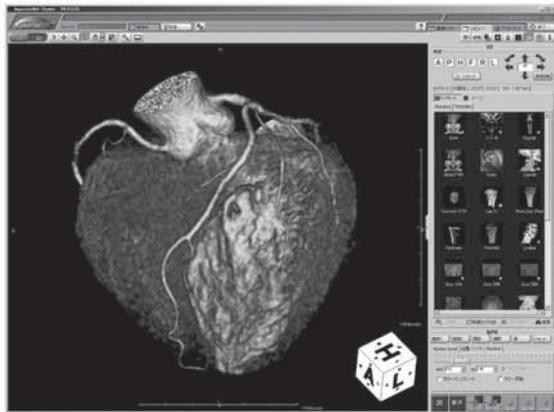


図9：thinクライアントビューワの画面（3D）



図12：カテ操作支援の実際



図10：thinクライアントビューワの画面（CPR）



図13：脳動脈瘤の確認



図11：カテ操作支援の実際

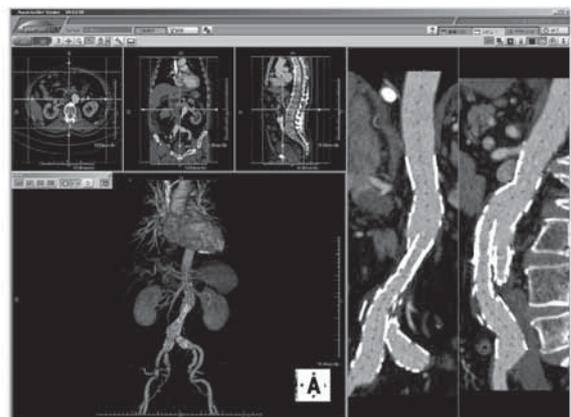


図14：ステントグラフト内挿術の術後画像

## 6. まとめ

各診療科の医師には評価が高く、その中でも医師自身で画像を任意に回転させられることが高評価を得ている。フィルムやPACSへの送信にはルーチンの角度は必要だが、それだけでは足りないという事である。脳外科医は、任意の角度に調整できることに大変喜んでいる。thinクライアントビューワを立ち上げては、くるくると画像を回転させながら術前シミュレーションを行っている。

また、ステントグラフト内挿術には血管の計測が不可欠であるが、使用するステントグラフトの種類や左右総腸骨動脈の長さや曲り、動脈瘤の形状によってランディングゾーンが違ってくるので、術者が計測することになっている。特に血管が蛇行、動脈瘤が大きい場合は血管内を直線的に計測していた。これは、ステントグラフトが血管の曲りに合わせてできていないため、血管中心で長さを計測するとステントグラフトが実際よりも

長くなってしまいうからである。

現在は、オーダーリング、電子カルテ、PACSがたくさんの施設で当たり前のように導入されている。そこへ、ワークステーションとクライアントビューワを導入する事で、診療をスムーズにし、手術の支援、読影の向上などに大いに役立つため、医師、診療放射線技師のメリットが見込める。それにより患者様にも大いにメリットが期待できる。

ただし、導入コストや機器のメンテナンス費、日々増加するデータの管理、データサーバーの増設やデータ移行などたくさん問題点もある。

また、ワークステーション、クライアントビューワを使用するための教育も必要になる。

施設により、経営や運用など違いはあるが、患者様が検査を受けることには違いはない。できるかぎりデータを有効に使い患者様へフィードバックする事が大切である。

## 当院における頭部および心臓3D-CTAの画像表示方法

済生会川口総合病院  
放射線技術科 城處 洋輔

### 1. はじめに

MSCT (multi slice CT) の進歩によって高精度なIsotropic voxel dataを収集することができ、より高分解能な3D-CTAを作成することが可能となった。また、3D表示では任意の方向から病変を観察することができ、血管走行や形態評価について視覚的に分かりやすく、術前のマッピング等では欠かすことのできない画像となっている。ただし、VR (volume rendering) 画像などは、作成者の表示方法によって病変部位の見落としや誤診にも繋がりがかねないため、造影法や撮影条件と同等に重要である。本稿では当院の頭部と心臓の3D-CTAの画像表示方法について紹介する。

### 2. 使用装置

- ・ SIEMENS社製 Sensation64
- ・ TERARECON社製 Aquarius iNtuition  
Aquarius NetStation
- ・ CYBERNET社製 INTAGE Realia Pro

### 3. 頭部3D-CTA

頭部3D-CTAは脳動脈瘤の検索、コイリングやクリッピング術前・術後の評価、経過観察、脳動脈静脈奇形や脳腫瘍に対する血管走行の評価などに用いられ、診断の際にとっても有用である。当院での脳動脈瘤検索ではVR画像にて動脈瘤の好発部位等が2方向以上観察出来るように、ルーチンの9方向を表示している (図1)。図1aはWillis-Ringを上方から表示し、A-com (前交通動脈)、A1 (前大脳動脈水平部)、C1 (内頸動脈の後交通動脈分岐より遠位部)、C2 (内頸動脈の後交通動脈分岐

より近位部)、M1 (中大脳動脈水平部)、P-com (後交通動脈)、Basilar top (脳底動脈終末部) など全体を観察する。この画像からは右C1~2にかけて動脈全体が膨隆した紡錘状の動脈瘤が認められ、体部 (ドーム) からP-comが分岐していることが確認できる。図1b・cは図1aから更に30、60度程度前方に傾けた画像であり、A-com、A1、A2 (前大脳動脈脳梁下部)、C1~2、M1、M2 (中大脳動脈上行部)、Basilar top、SCA (上小脳動脈)、VA (椎骨動脈)、AICA (前下小脳動脈)、PICA (後下小脳動脈) 分岐部などを観察する。ここで閾値について追加すると、血管のCT値から周辺の脳のCT値差の1/2にすると真の血管に近い画像を表現できると言われているが、細い血管の情報が無くなってしまう場合がある。当院での目安は、多少ノイズが増加しても閾値を下げてAICA、PICAが描出できる値を設定している。次に図1cから30~45度程度左右に回転し、IC-PC (内頸動脈後交通動脈分岐部)、C1~2、M1~2を中心に観察する (図1d・e)。この画像からはBleb (体部の一部がさらに膨れている部分で破裂するリスクが高い) も良く描出できている。次にAP方向にて30度程度前方に傾けて表示し、C1~2、M1~2を観察する (図1f)。更に図1fから45度程度左右に回転させ、A1~2、A-com、C1~2、M1~2を中心に観察する (図1g・h)。最後にWillis-Ringを下方から表示し、頭蓋底領域をカットすることでM1~2を観察する (図1i)。

病変部位に対しては前述の9方向に追加し、拡大して4方向を表示している。ここでは動脈瘤のネックの形状が良く見える角度を必ず含め、閾値

の設定はコイリング適応の可否に影響するため注意して作成する必要がある(図2)。また、動脈瘤が発見された場合、およそ20%程度の確率で他の部位にも動脈瘤が生じている(多発脳動脈瘤)可能性があることが報告されており、ほぼ全例において当院ではサブトラクションによる血管系のみを画像を追加している。表示方法としては前後・左右に30度ずつ連続回転させて表示し、頭蓋底の

骨構造に障害されやすいIC-PCや骨構造内のICAについても良く観察できる(図3)。

VR以外にもMIP(maximum intensity projection)による表示を行い、5~10mm程度のスラブ厚をもたせ、通常は斜台の角度に合わせて作成している(図4)。この処理は投影方向内の最大CT値を表示する方法で、比較的ノイズの影響を受けにくく、少ないコントラストでも明瞭に描出できるた

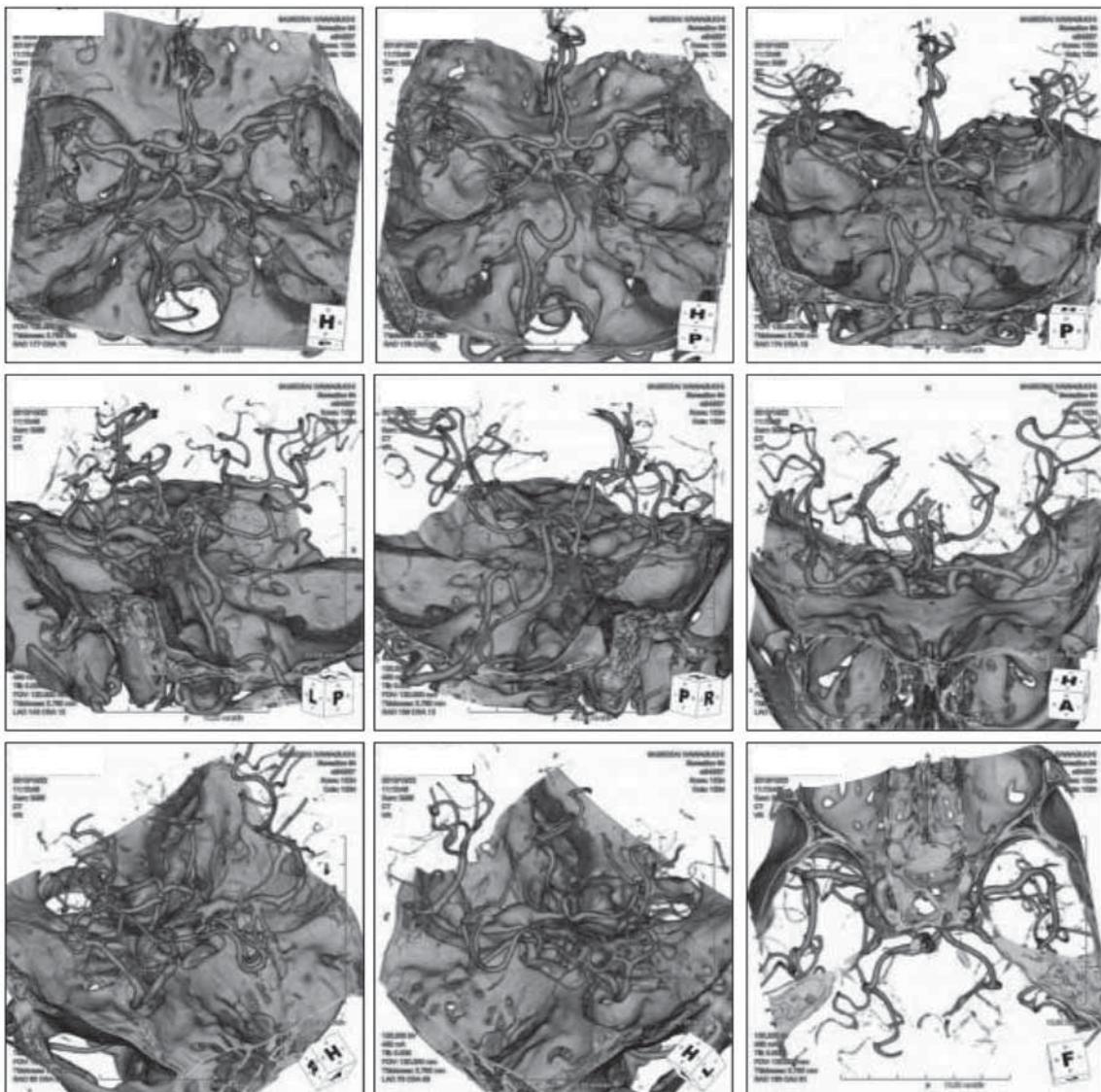


図1：VR画像ルーチン9方向表示

a	b	c
d	e	f
g	h	i

め微細血管の描出にも効果的である。

更にCYBERNET社製INTAGE Realia Proによって、画像Viewer上での3D画像配信が可能となり、各診療科の医師が任意の角度で観察出来き、閾値の調整や計測機能もあるため非常に好評である。また、VE (virtual endoscopy) を画像Viewer上にて作成することもでき、血管内腔の評価も可能である (図5)。

脳動脈瘤以外の症例としては、脳動静脈奇形と髄膜腫での表示例を紹介する。脳動静脈奇形については動脈系と静脈系の表示やアウトラインによって頭蓋骨の位置情報を追加表示、更には開頭マッピング画像なども表示することで手術時に良好な視野を得るための参考としている (図6a・

b)。この症例は左前頭葉脳動静脈奇形であり、feeding arteryは2本確認され、venous pouchも確認できる。また、術後の3D画像を図6cに示す。クリッピングにより角回動脈は描出されず、ナイダスは認められないことが分かる。

髄膜腫に関しては、右側頭部髄膜腫の症例を紹介する。腫瘍が脳表付近に存在するため、サブトラクション処理によって頭蓋骨を除去し、血管及び脳表の解剖をSAS (surface anatomy scan) によって表示している (図7)。右中頭蓋窩で側頭葉の後端部に接して、楕円形の腫瘍が認められ、横静脈洞からS状静脈洞の屈曲部付近に流れ込み、側頭葉皮質からの還流静脈が上方を、下錐体静脈洞が下方を取り巻いていることが観察される。

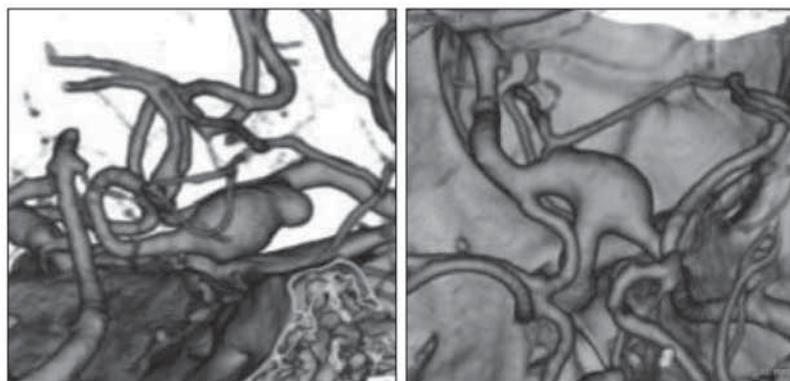


図2：VR画像病変部拡大表示

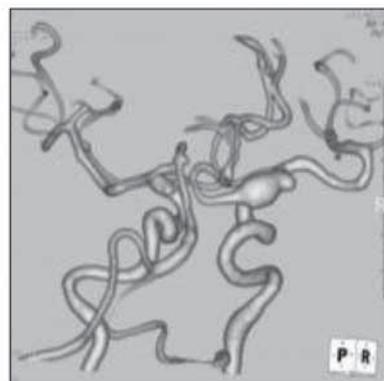


図3：VRサブトラクション画像

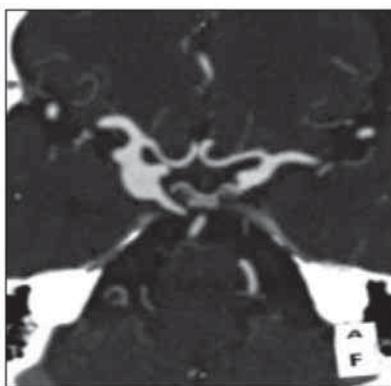


図4：MIP画像

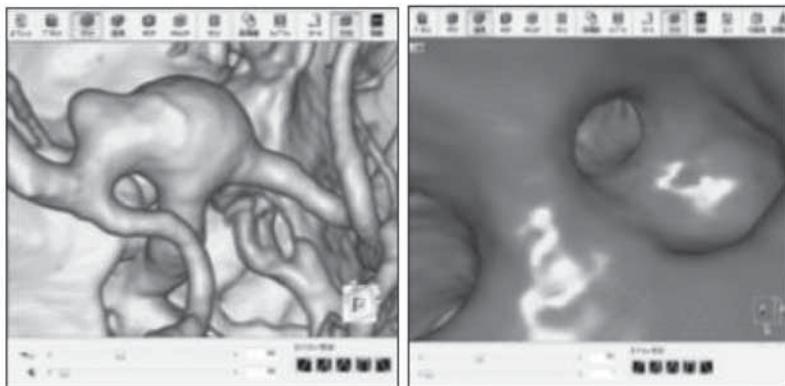


図5：Viewer上での3D配信及びVE画像



図6：左前頭葉脳動静脈奇形におけるVR画像

a | b | c

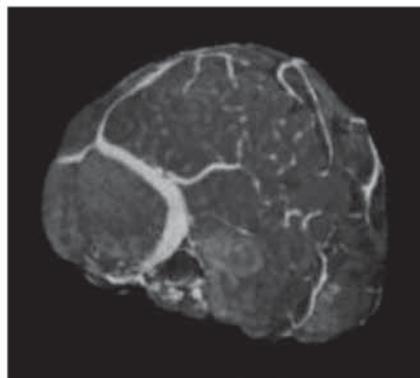


図7：右側頭部髄膜腫におけるSAS画像表示

#### 4. 心臓3D-CTA

冠動脈の走行、分岐を確認するためにRCA、LAD、LCXを2方向ずつVR画像にて表示し（図8a）、血管内腔の評価は3枝についてCPR（curved planar reconstruction）を30度×12方向ずつ表示する（図8b）。この画像からは#3～4にかけて石灰化とソフトプラークが指摘できる。再構成関数はB25を使用しているが、石灰化部位の評価ではアーチファクト低減のため空間分解能の高いB36 Heart View mediumも併用して評価している。ソフトプラークなどによる狭窄が疑われる場合は、狭窄率を判定するために、プラーク解析（図8c）、短軸画像（図8d）を追加作成する。3枝全体を同時表示するMAR（medial axial reformat）

画像は患者への説明の際に分り易いとのことで作成している（図8e）。MIP画像は心臓カテーテル検査のルーチンviewを参考にして7方向作成し、PCI（経皮的冠動脈治療）での参照画像として提出している（図8f）。同症例におけるPCI後のMPR（multiplanar reconstruction）画像を図8gに示す。ステント内腔評価の際には、空間分解能特性の良い、特殊再構成関数B46を使用して再狭窄の有無を確認する。また、ワークステーション解析機能を使用し、カルシウムスコアや心機能解析を追加することで、駆出率、壁厚、perfusionなどを測定し（図8h・i）、狭窄率と合わせた総合判定を行い最終的に診療放射線技師が検査レポートを記載し、各診療科に報告している。

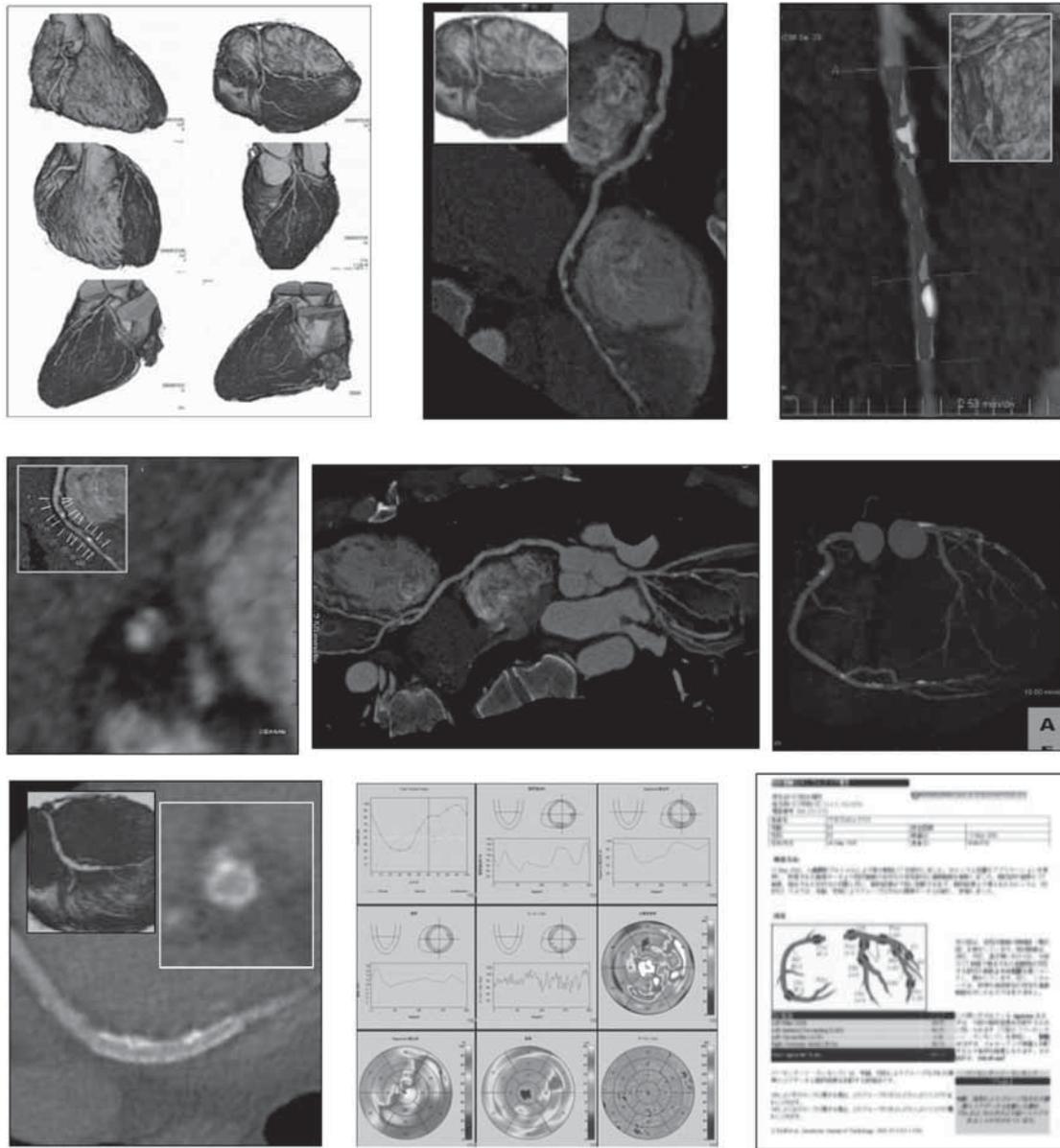


図8：心臓CTの画像表示

a	b	c
d	e	f
g	h	i

CABG（冠動脈大動脈バイパス移植術）後の表示としては、バイパス血管の再狭窄を評価するため、CPRを30度×12方向表示している（図9）。LADのバイパス血管である左内胸動脈は通過良好であるが、RCAへの大伏在静脈については血流がほとんど見られず完全閉塞が疑われる。

また、大動脈弁や僧帽弁に石灰化が認められる場合、弁の動きが抑制され機能低下をきたす可能性があるため、MPR画像による4D表示を追加している（図10）。

発作性心房細動症例に対するアブレーション治療の術前では、上大静脈、右心系、肺静脈、左心

房、食道、上行・下行大動脈のVR画像を作成している（図11）。この画像は、経心房中隔アプローチ法（Brockenbrough法）によりカテーテルを進める際の支援画像として有用で臨床医の評価は高い。アブレーションを行う際にはカテーテル

により直接、食道、上行・下行大動脈を傷つける危険性の回避、焼灼時にすぐ後ろの臓器にダメージを与えないようにするために、食道、上行・下行大動脈までの距離・位置関係を把握しておく必要がある。

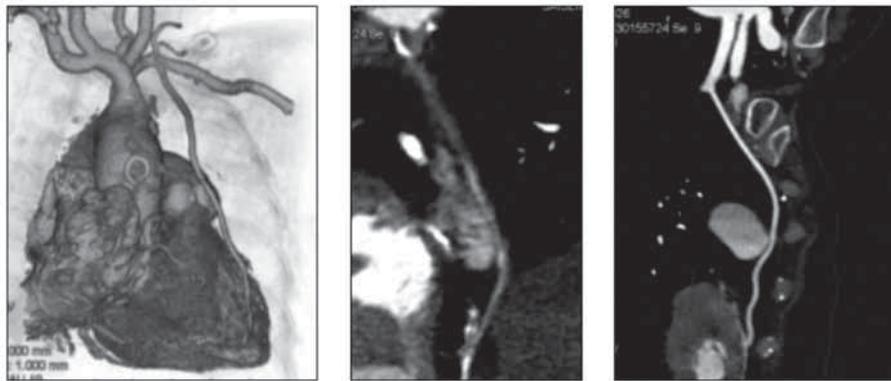


図9：CABG術後のVR、CPR画像

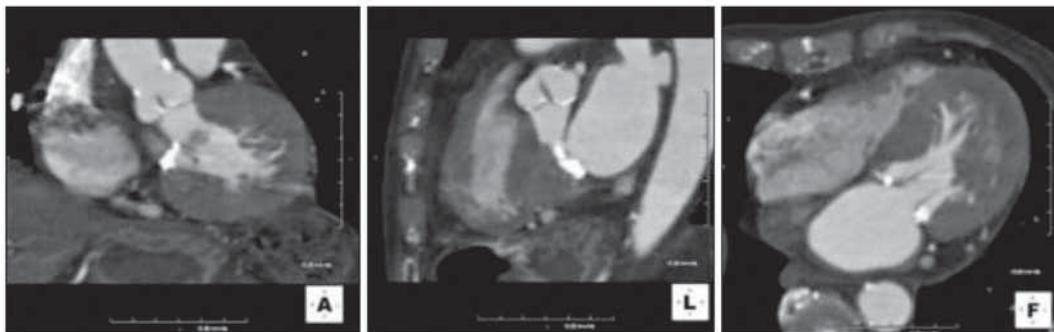


図10：MPR画像による4D表示

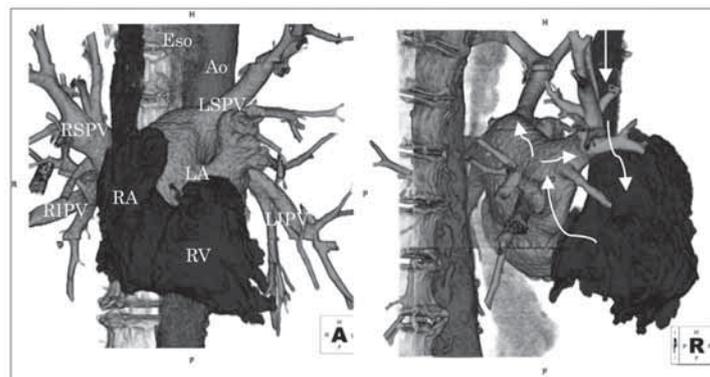


図11：アブレーション術前VR画像

## 5. まとめ

画像表示について当院の方法を紹介したが、実際3D-CTAでの表示をするまでには造影条件（目的血管のCT値）、撮影条件（管電圧、管電流など）、再構成条件（スライス厚、FOV、再構成閾数など）と様々な要因を受けており、これらを目的に対して的確に選択し、その上で、多岐にわたる表示方法から病変を表示するのに最良の方法を選択することが望ましい。本稿での内容が画像表示方法の参考になれば幸いである。

## 3D-CTAに必要な造影知識

埼玉医科大学総合医療センター  
中央放射線部 中根 淳

### 1. はじめに

3D-CT angiography (以下、3D-CTA) の検査を行う際に、皆様は最適な造影剤注入条件や撮影タイミングの決定をどのように考えるだろうか。「動脈相だから注入速度は3ml/sec」「bolus tracking法を使えば最適タイミングで撮影できる」と思っている方は、時代と共に変化するCTの造影技術に関して知識を入れ替えていただきたいと思う。恥ずかしながら、私がCT検査をやり始めた5年前は、同じような事を思っており、それが正しい知識だと思っていた。しかし、その頃、被検者毎の造影効果のばらつきを低減させる造影剤注入方法である“体重当たりヨード量・注入時間固定法”に代表される造影技術は、もはや一般的となっていた。また、一昨年度より造影技術に関する問題が診療放射線技師の国家試験に出題されるようになり、最低限造影剤注入条件がTime Density Curve (以下、TDC) にどのような影響を与えるかは、知っておかなければいけないと考えている。「TDCって何?」と思った方や、造影技術を習得する際のきっかけや一助となれば幸いである。

### 2. TDCの基礎

TDCとは、ある部位の時間軸上のCT値(造影剤)変化を表す。TDCを理解する上で、重要となるTDCの変化点がある。図1：TDCの変化点を参照し、以下の4つの変化点が、次項で説明する造影剤注入条件によって、どのような変化を示すかに注目していただきたい。

- ①造影剤到達時間 [sec]
- ②最大CT値到達時間 [sec]
- ③傾き [HU/sec]
- ④CT値持続時間 [sec]

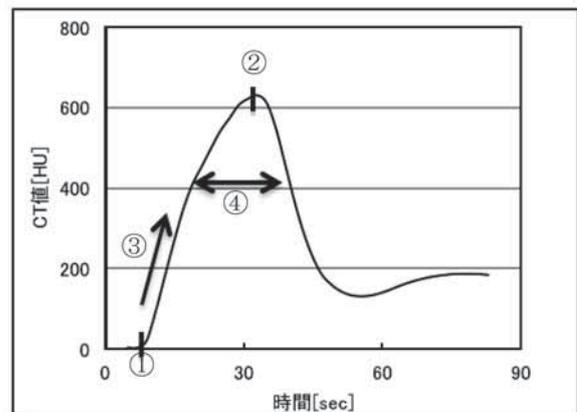


図1：TDCの変化点

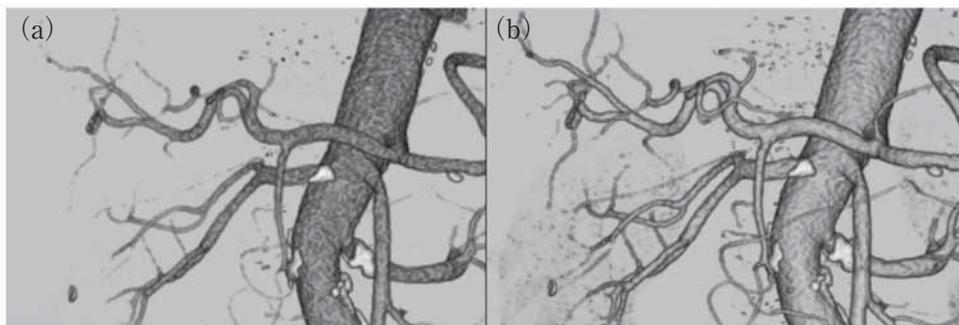


図2：血管内CT値が血管形状再現性に与える影響 a: CT値226HU b: CT値298HU

### 3. 3D-CTAに必要な造影知識

3D-CTAとは、血管造影にきわめて近似した血管像の描出により短時間で低侵襲的にボリュームデータを取得し、病変部の詳細な三次元的観察、評価を可能とする撮影のことを指す。そのため、3D-CTAでは血管形状再現性が重要となる。血管形状再現性には、血管内CT値が300HU以上必要であり、血管内CT値に一番影響を与える因子として造影剤注入条件であるとされている。図2は、当センターにて、腹部3D-CTAを行った同一被検者の症例である。血管内CT値により、血管の描出能に違いがあることがわかる。そのため、3D-CTAのポイントとしては、血管内CT値が300HUを超えるような造影剤注入条件で撮影することである。では、どのように造影剤注入条件を設定したらよいのだろうか。その際、文献などを参考にし、安易にその造影剤注入条件を導入すると思っても寄らない落とし穴がある。それは、各CT装置の実効エネルギーには違いがあり、CT装置毎で造影剤の感度が異なるからである。図3に管電圧の違いがTDCに与える影響を示す。低管電圧の方が、最大CT値が上昇しており、造影効果が高くなる。

そのため、インジェクターで設定する造影剤注入条件の違いがTDCに、どのような影響を与えるのかを把握しておくことが重要となる。これに

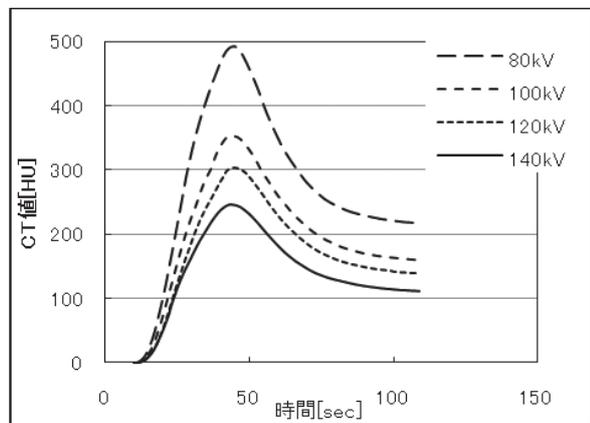


図3：管電圧の違いがTDCに与える影響

は、生体のように体内循環が常に変動してしまうような状況では、再現性のあるTDCの取得が難しいため、体内循環を模擬したファントムが必要になる。そこで、これからのデータは、図4に示す自作TDCファントムにて取得したデータで説明する。

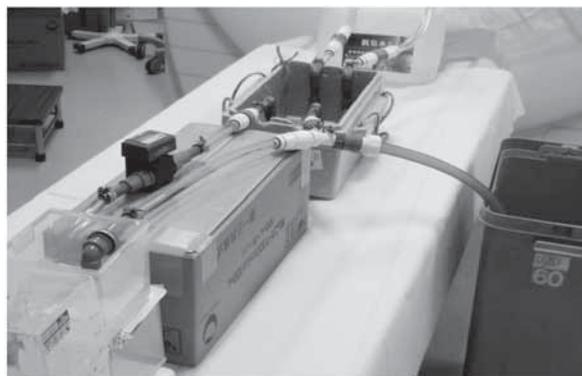


図4：自作TDCファントム

現在、インジェクターで設定できる造影剤注入条件は、

- ①注入速度 [ml/sec]
- ②注入量 [ml]
- ③注入時間 [sec]

の3つである。この3つの条件を変化させると、TDCがどのように変化するかを図5に示す。

図5aより、注入時間を25秒と固定した場合、注入速度2~5ml/secの上昇に伴い、最大CT値が上昇する。しかし、注入時間を25秒と固定した場合は、注入速度が変化しても、最大CT値到達時間は一定となる。次に、図5bより、注入速度を3ml/secと固定した場合、注入量を増加させると、最大CT値が上昇し、CT値持続時間が延長する。図5aより、造影剤到達時間を読み取ると10秒であり、最大CT値到達時間は35秒である。よって、造影剤到達時間から最大CT値までの時間は25秒となる。この25秒は、注入時間の25秒と等しい。これが、CTの造影検査を行う上で、非常に重要となる考えである。いわゆる、[注入時間]=[造

影剤到達時間から最大CT値までの時間]となることである。しかし、心臓3D-CTAなどで、注入時間が10秒以下となる注入においては、この法則が成り立たないので注意が必要である。また、図5bより、TDCの形状を見ると、注入量の多いTDCは、注入量の少ないTDCの積み重ねであることがわかる。

次に、図5cより、2つのグラフを見ると両方の注入条件は、注入速度3ml/sec、注入量90mlで同じであるのにも関わらず、TDCの形状に違いがある。これは、造影剤濃度が300mgI製剤、370mgI製剤と異なるためである。現在、CT造影検査で用いる造影剤はシリンジ製剤であり、各社さまざまな造影剤濃度の製品を取り揃えている。

もちろん、造影剤濃度の選択肢が広がることは、造影検査に柔軟な対応できる可能性が広がる反面、デメリットもある。それが、先も述べたとおり、造影剤濃度が異なると、同じ造影剤注入条件でも、TDCに違いが生じてしまうことである。しかし、図5dでは、300mgI製剤と370mgI製剤でTDCの形状が一致している。これは、注入する量を [ml] ではなく [mgI] で考えたことにより、TDCの形状が一致したのである。いわゆる、臨床において体重当たりのヨード量を一定にするということである。理解しにくい方もいると思うので、例を挙げて実際に計算をしてみる。

例) 被検者を体重50kgと想定

①300mgI製剤と370mgI製剤を100ml使用する場合、

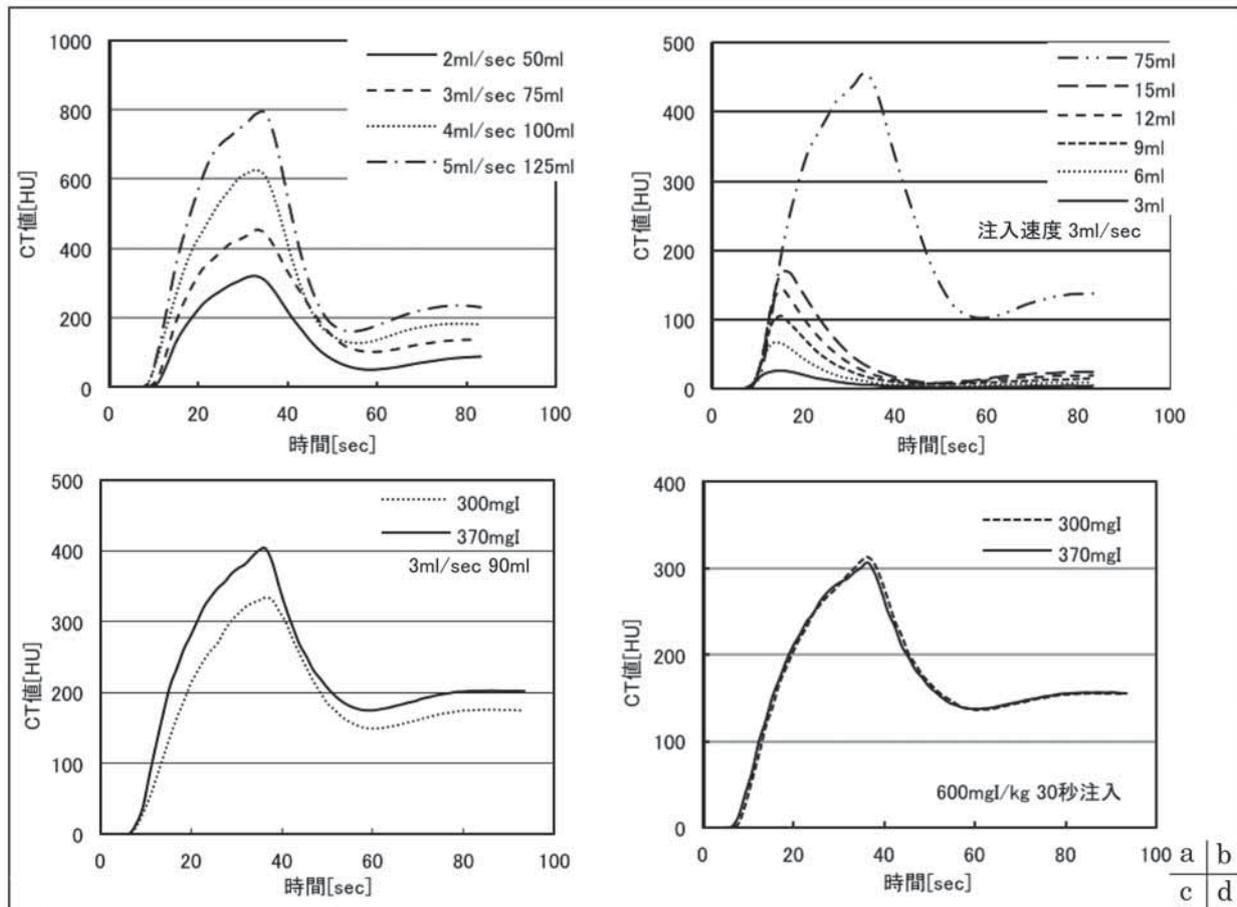


図5：造影剤注入条件がTDCに与える影響  
 a.注入速度 b.注入量 c.造影剤濃度 d.体重当たりヨード量と注入時間を固定した注入条件

・ 300mgI製剤

$$300[\text{mgI}] \times 100[\text{ml}] = 30000[\text{mgI}]$$

$$30000[\text{mgI}] \div 50[\text{kg}] = 600[\text{mgI}/\text{kg}]$$

・ 370mgI製剤

$$370[\text{mgI}] \times 100[\text{ml}] = 37000[\text{mgI}]$$

$$37000[\text{mgI}] \div 50[\text{kg}] = 740[\text{mgI}/\text{kg}]$$

注入量が同じにも関わらず、注入した体重当たりヨード量が製剤によって600[mgI/kg]と740[mgI/kg]で違いがある。このような注入の影響を模擬したTDCが図5cになる。

②300mgI製剤と370mgI製剤を体重当たり600mgI/kg使用する場合、

・ 300mgI製剤

$$600[\text{mgI}/\text{kg}] \times 50[\text{kg}] = 30000[\text{mgI}]$$

$$30000[\text{mgI}] \div 300[\text{mgI}] = 100[\text{ml}]$$

・ 370mgI製剤

$$600[\text{mgI}/\text{kg}] \times 50[\text{kg}] = 30000[\text{mgI}]$$

$$30000[\text{mgI}] \div 370[\text{mgI}] = 81[\text{ml}]$$

体重当たりのヨード量を一定とする場合、造影剤濃度により、注入量が変わる。しかし、体重当たりヨード量と注入時間を固定することで、造影剤濃度が異なる造影剤を使用した場合でも、TDCの形状を揃えることができる。これを模擬したTDCが図5dである。

以上、造影剤注入条件がTDCに与える影響を把握してきた。もちろん、他にもいろいろな因子を考えなければいけないが、このことを基本知識として習得していただけたら幸いである。

#### 4. 3D-CTA 撮影タイミングの決定方法

3D-CTAでは、造影剤の初回循環を撮影するために、撮影タイミングの設定も重要である。なぜなら、被検者毎に造影剤到達時間に差があるからである。被検者間で、どれくらいの開きがあるのかというと、私の検討では、造影剤注入条件を550mgI/kg、30秒とし、肝頭部スライス面における造影剤到達時間は、11～28秒と開きがあった。そのため、撮影タイ

ミングを間違えると、造影剤が到達する前に撮影をしてしまう危険性があり、bolus tracking法やtest injection法を使用することが望ましいと考える。

##### 4-1 bolus tracking法

bolus tracking法とは、造影剤を注入したとほぼ同時に、目的とする任意の断面を、リアルタイムで連続撮影し、設定したCT値の閾値に達すると撮影が始まる方法である。

この方法は、TDCの時間軸における一点を被検者毎に揃えるために、前提条件として被検者毎のTDCを揃える必要がある。その方法の1つとして、体重当たりヨード量・注入時間固定法がある。また、この方法は、閾値に到達してから撮影開始位置に寝台が移動するために、閾値に到達してから撮影を開始するまでに一定の時間を要する。また、呼吸管理が必要な部位は、閾値到達後に、呼吸の合図を出すことになるなど制限がある。しかし、test injection法と比較すると手技が簡便であるため、夜間休日などCT検査に不慣れな方でも使用できる方法だと考える。

##### 4-2 test injection法

本スキャン前に少量の造影剤を注入して、目的とする同一断面を連続で撮影し、TDCを取得する。そのTDCから、造影剤到達時間を確認し、本スキャン時の撮影開始時間の決定を行う方法である。撮影開始時間の決定に関しては、造影剤が到達してからTDCの最大CT値に到達するまでの時間は、造影剤注入時間に一致すると言われており、ある部位への造影剤到達時間がわかれば、その部位におけるTDCのピークを算出でき、それをもとに撮影開始時間を決定している。しかし、心臓3D-CTAなど、造影剤の注入時間が短い場合は、test injectionの最大CT値の2～3秒後に、本番の注入における最大CT値到達時間を迎えるとされているため、注意が必要である。

### 4-3 希釈造影剤を用いたtest injection法

この方法は、応用編である。そのため、今までの内容が少し物足りない方に読んでいただけたら幸いである。4-2で説明したtest injectionから取得したTDCは、本スキンのTDCとは造影剤注入条件が異なるため、本スキンの最大CT値到達時間を推定せざるをえない。しかし、造影剤を生理食塩水で希釈し、容量を増やすことで、本スキンと同じ注入時間でtest injectionすることができる。図6に示した通り、このtest injectionは、本スキンと同じ注入時間で注入を行っているため、test injectionの最大CT値到達時間が本スキンの最大CT値到達時間と一致し、test injectionから得られたTDCに希釈倍率を乗算することで、本スキンのTDCを推定できる可能性がある。また、図7に示したとおり、生体では心拍出量の違いによりTDCが変化してしまう。このようなTDCの変化に対しても、この方法を用いることで、本スキン時の最大CT値を事前に推定でき、最大CT値を制御できる可能性があるため、とても有用な方法だと考える。

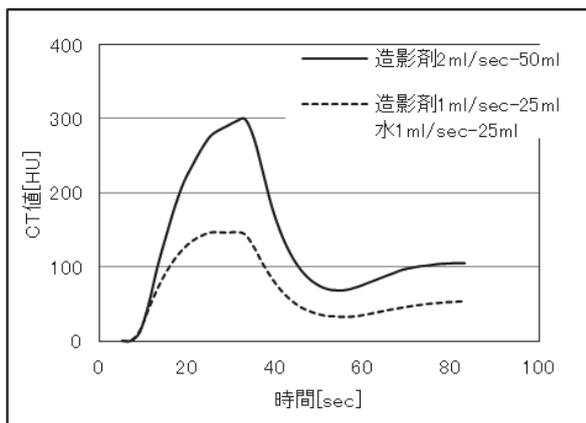


図6：希釈造影剤を用いたtest injection

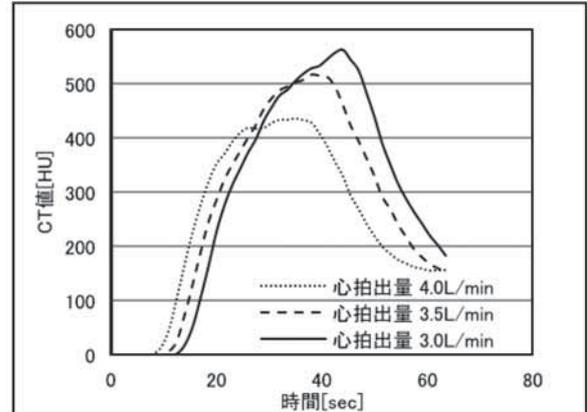


図7：心拍出量の違いがTDCに与える影響

### 5. 現在のインジェクターについて

今まで、3D-CTAに関することを述べてきたが、これらを支えているのは、インジェクターである。3D-CTAでは、高速注入になるため、検査時恐怖感がある方もいらっしゃると思う。しかし、当センターに導入されているインジェクターは、安全面にも配慮されている。例えば、各シリンジ製剤の大きさに合わせたアダプター、ライトの色変化、音など様々な側面で安全を考えていると思う。また、ICタグ付きのシリンジに対しては、自動的に造影剤濃度を設定してくれるため、ヒューマンエラーを防ぐことも可能である。インジェクターの高性能化に伴い、機能についても把握することが重要である。

以上、3D-CTAに関する造影知識を簡単に説明させていただいた。あくまでも、これは基礎であり、これらを踏まえて造影学に少しでも興味を持っていただけたら幸いである。