

冠動脈CT撮影のピットフォール

桜友会 所沢ハートセンター 放射線科

第二支部理事
大西 圭一

はじめに

2019年の循環器疾患診療実態調査（日本循環器学会）によると、経皮的冠動脈形成術（以下PCI）約27万件、冠動脈CTは約50万件が行われている¹⁾。

冠動脈CTは、1983年に電子ビーム偏向型のelectron beam CT (EBT) が米国FDAで認可され臨床応用が始まった。国内では専門病院のみ導入され普及しなかった。国内のCT装置では1998年に4列のmulti-detector raw CT (MDCT) が登場し、2002年には16列、2004年には64列と急速に検出器は多列化し撮影時間は短縮していった。2005年にはDual Source CT (DSCT) が登場し時間分解能の向上と2管球方式によるスペクトラルCTが可能となる。2007年にはArea Detector CT (ADCT) が登場しone-beat撮影可能となり、被ばく低減と心筋評価を加味した包括的心臓CT検査が可能となった。同年ガーネット検出器(Gemstone) CTと高速スイッチング方式による面内空間分解能とスペクトラルCTが可能となり、2013年には2層検出器方式による撮影モードを選ばない全ての検査にスペクトラルCTが可能となった。スペクトラルCTはヨードコントラストの上昇、ビームハードニング、メタルアーチファクトの低減、物質弁別など、CTの欠点を改善し臨床的有用性を発表している²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾。

空間分解能はスライス面(XY面、axial plane)とスライス厚方向(Z軸方向、体軸方向)と分けて評価する必要があり、冠動脈CTでは診断能に関わるので十分に理解して撮影条件を設定することが望ましい。1999年に最小スライス厚0.5mmのCT装置が発表されて以降、Flying Focal Spot機構によるオーバーサンプリングなどの技術が発表されているが、2016年までほとんど体軸分解能は変わらなかった。変わらなかった原因として空間分解能とノイズ特性はトレードオフの関係があり、診断できる画像を得るためには患者

被ばくが増加する懸念があるからと思われる。2017年4月に世界に先駆けて日本で高精細CTが登場し、大学病院中心に導入が始まった。装置特性を活かして検査目的に応じてCT検査の個別化が進んでいくものと言える。

画像再構成アルゴリズムに関しては、2009年には逐次近似法に属した反復再構成(イメージデータベースで反復し、段階的に近似解へ収束させることでコントラストの増強と画像ノイズの低減)が米国FDAで認可され、Radiological Society of North America (RSNA), Society of Cardiovascular Computed Tomography (SCCT) で臨床応用が発表された⁶⁾⁷⁾。その後、全ての装置メーカーは2011年までに逐次近似応用再構成Hybrid Iteration Reconstruction (HIR) を発表し、rawデータに対して反復ノイズ除去後Filtered Back Projection (FBP) を行うことにより、計算コストの高い画像再構成の高速化を可能にした(表1)。2016年にはModel Based IR (MBIR) が米国FDAで認可された。MBIRはHIRよりもさらに雑音低減効果が高いと報告されている⁸⁾。2018年にはDeep learning reconstruction (DLR) が登場した。DLRは画素ごとの積和演算(畳み込み積分)を行い、画像から特徴的な情報(ノイズ)を抽出してノイズ成分とシグナル成分を識別するためのネットワークDeep Convolutional Neural Network (DCNN) を構築する。高分解能低ノイズによる高画質のCT画像(教師画像)として学習させてDCNNを構築し、高ノイズの低品質CT画像をDCNNに入れると画質が改善された(De-noise) 画像が作成される(図1)。

表1 装置メーカーの違いによる逐次近似再構成アルゴリズム
2188 Eur Radiol (2019) 29:2185–2195

Vendor	Algorithm name	Type of algorithm	Reconstruction speed	Artifact reduction	Noise reduction
GE Healthcare	ASIR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction)	Hybrid	+	+	+++
	Voiso (MBIR)	Model-based	-	++	+++
ASIR-V	ASIR-V	Hybrid	+	+	+++
	iDose ⁴	Hybrid	+	+	+++
Philips Healthcare	DMR (iterative model reconstruction)	Model-based	-	++	+++
	IRIS (iterative reconstruction in image space)	Image domain	++	-	+
Siemens Healthineers	SAFIRE (sinogram-affirmed iterative reconstruction)	Hybrid	+	+	+++
	ADMIRE (advanced modeled iterative reconstruction)	Model-based	-	++	+++
Canon Healthcare	AIDR3D (adaptive iterative dose reduction 3D)	Hybrid	+	+	+++
	FIRST (forward projected model-based iterative reconstruction solution)	Model-based	-	++	+++

- minimal; + average; ++ fast/strong; +++ very strong

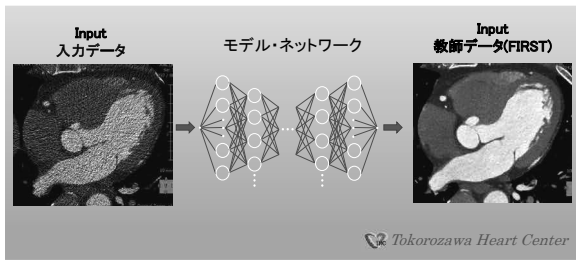


図1 Deep Learning原理：ネットワーク生成

画像再構成アルゴリズムの進歩と被ばく低減により、心筋Perfusionを追加する包括的心臓CT検査のハードルは下がり、CORE320 studyでは負荷心筋perfusion心臓カテーテル検査と負荷心筋SPECTの組合せをgold standardとして、冠動脈CTと負荷心筋CT perfusionの組合せの診断能が良好であった⁹⁾。AMPLIFIED試験では、CTAによる解剖学的評価にCT perfusionによる機能的評価を組み合わせることで、血行動態的に有意な冠動脈疾患をより正確に検出できることが明らかとなった¹⁰⁾ (図2)。

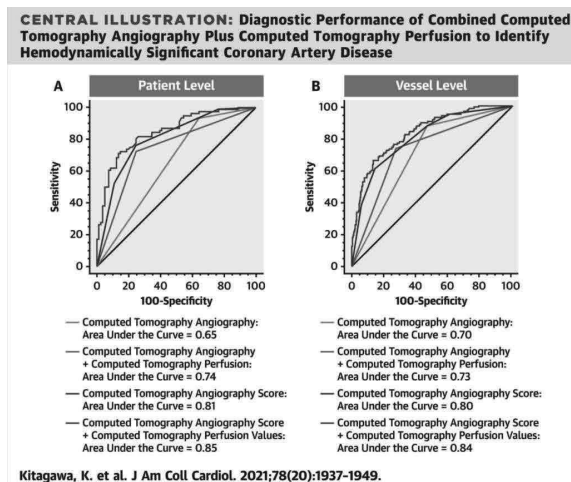


図2 AMPLIFIED 試験

このような背景から当院では、2018年12月より高精細CT Aquilion Precisionを導入し2021年10月までに累計3198例の冠動脈CTを行っている。心血管治療専門施設で高精細CT導入している施設では世界で当院だけである。本稿では冠動脈CT撮影のピットフォール、高精細CTの特徴や装置特性を活かしたPCI支援画像について述べる。

冠動脈CTのエビデンスについて

SCOT-HEART試験のポストホック分析によると、冠動脈CTで得られる有害なプラーク（ポジ

ティブリモデリングまたは低減衰プラーク) (図3)、閉塞性疾患を有する患者は、正常冠動脈患者に比べて10倍の心筋梗塞の増加を示した¹¹⁾ (図4)。冠動脈CTで病変性状 (vulnerable plaque) を早期に評価したことで、早期のスタチン製剤の投与につながりプラークの安定化でACSの予防になるものと推測されている。SCOT-HEART試験の結果を受けて欧米のエビデンスが変わりつつある。European Society of Cardiology (ESC) 2019ガイドラインでは、閉塞性冠動脈疾患 Coronary Artery Disease (CAD) を臨床評価だけで除外できない症候性の患者のCADを診断するための初期検査として、冠動脈CTAまたは非侵襲的機能イメージングによる心筋虚血が推奨される (クラス I)。冠動脈CTAで機能的な重要性が不確かであるか診断できない場合は、心筋虚血の機能的画像診断が推奨 (クラス I) とされている¹²⁾ (図5)。

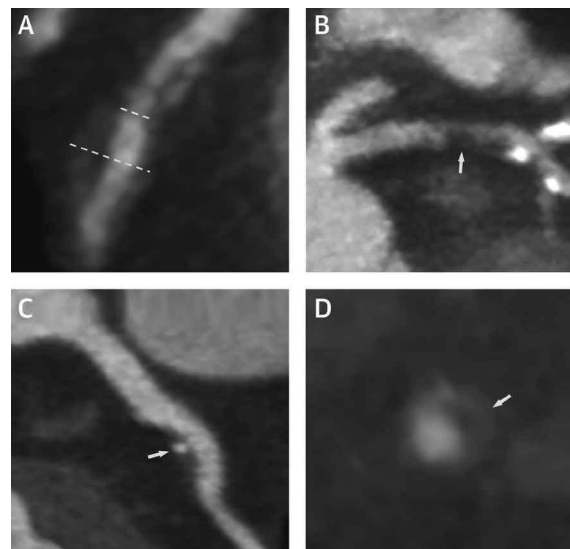


図3 CTによるvulnerable plaque (不安定プラーク)の特徴

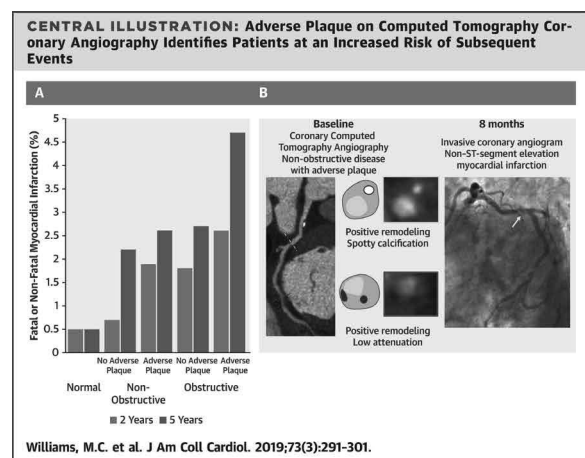


図4 SCOT-HEART 試験

また、2021年に発表された関連学会合同による胸痛の診療ガイドラインでは、急性胸痛の患者に対する第一選択の検査戦略として冠動脈CTAを推奨(クラス1)とされている。欧米のガイドラインを受けて日本のガイドラインも冠動脈CTの位置づけが大きく変わるものと推測される。

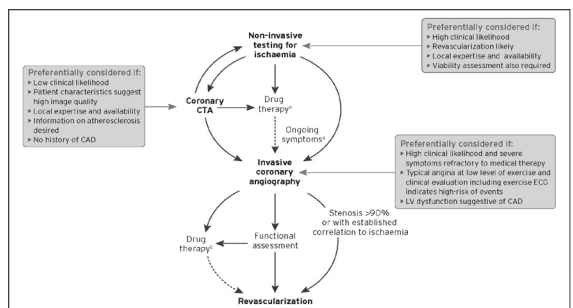


図5 European Society of Cardiology 2019ガイドラインによる冠動脈CTの位置づけ

呼吸制御とポジショニングについて

冠動脈CTに関わらずCT検査において呼吸制御は重要である。患者さんとのコミュニケーションでのポイントは「呼吸制御の重要性を正しく伝える」である。「お腹を1mmも動かさないでください」と説明し、呼吸練習時には腹壁の動きを確認する。さらに、横隔膜の動きはバンディングアーチファクトとなり、20秒の呼吸停止中に横隔膜は最大吸気で29.9±19.0mm、最大呼気で2.6±2.9mmの変動があると言われている¹³⁾。当院では深呼吸の状態では心窩部にタオルを巻いて(図6)アーチファクトの低減に努めている。近年、80歳を超える高齢者の検査も少なくなく、指示を忘れてしまう可能性もあるので、何度も理解するまで説明する頻度とタイミングが重要である。呼吸停止中の心拍変動の把握も重要である。吸気息止めによる胸郭拡張により、1割程度低下し4.5秒後に安定するといわれているが、個人差も多い¹⁴⁾。冠動脈CT撮影前の心拍変動を把握し、各患者の可能呼吸停止時間、呼吸停止後から撮影までのdelay timeの設定など心拍変動の少ないタイミングでの撮影、最適化は重要である(図7)。冠動脈CTでのハーフ再構成の原理は本稿では割愛するが、スライス面内の画質特性の把握は重要である。ハーフ再構成で使用する投影データの取得時においてはX線管側と検出器側でスライス面内の画質特性が不均一であることが報告されており、心臓をガントリー中央に配置しての撮影が望

ましいと考えられる¹⁵⁾。CTの特性をよく理解し、画質低下を招かないようにポジショニング(被写体を中心に)に注意する。高精細CTでは、2段階テーブルシフトが出来るテーブルシフト機構の活用を紹介する。本症例は左肺全摘出後の高度縦隔左側偏位症例である。スカウト撮影後、縦隔変位を確認し、コンソール上でスカウト画像で、心臓がScan FOVの中心となるよう設定し、コンソール上でテーブルを右側シフトで撮影を行った(図8)。「質の高い撮影画像無くして質の高い画像診断は無い」ため呼吸制御とポジショニングは重要である。

心窩部をタオルで圧迫(深呼吸)



図6 横隔膜によるバンディングアーチファクトの抑制を目的としたポジショニング時の工夫

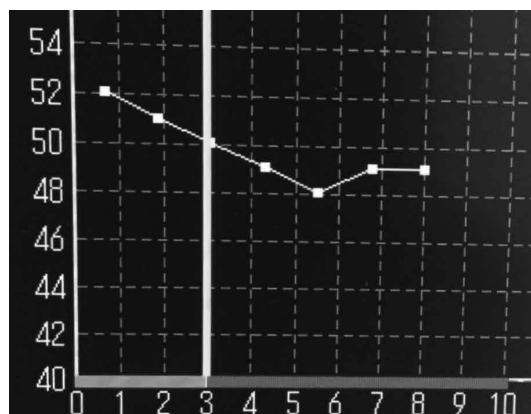


図7 撮影前の心拍変動把握とDelay timeの設定

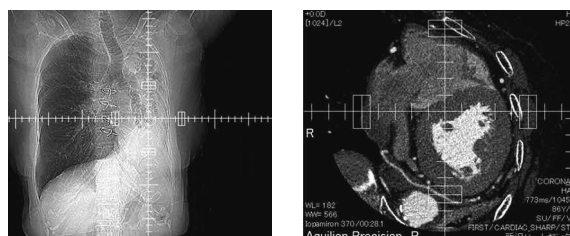


図8 テーブルシフト機構による活用事例～テーブルを右側にシフト～

冠動脈CTに必要な時間分解能について

CTにおける時間分解能の定義は、一枚の再構

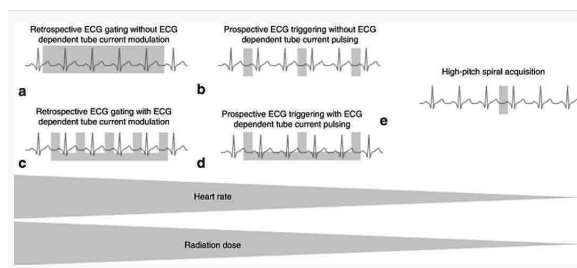
成画像に含まれる時間成分を表す物理指標であるが、冠動脈CTにおける時間分解能の定義は心臓の位相内の時間要素を表す。装置毎に時間分解能が異なるが、画像再構成に必要な知識は同じである。心周期、心拍数と心位相の関係、PQ時間が画像再構成に与える影響など、基本的な知識は非常に重要であるので先行研究を確認して頂きたい¹⁶⁾。冠動脈CTに必要な時間分解能は患者の心拍数によって異なり、高心拍ほど装置の高い時間分解能が要求される(図9)。大橋らは冠動脈セグメント毎に必要な時間分解能を明らかにし、165 ms の時間分解能のモードはHR が 60 bpm 未満の場合にのみ十分であったと結論づけている¹⁷⁾。これは装置に関わらず、モーションアーチファクトが少ない画像を得るためには心拍コントロールが重要である。左室の動きは冠動脈の動きに類似するため、心電図、心周期、左室容積の変化をよく理解し画像再構成することが望ましい。slow filling phase (SF) は、左室容積の変化量が少なく冠動脈の動きも少ないため再構成位相として最適で、SF 時間の把握が重要である。佐野らはSF 時間とRR 時間、PQ 時間の関係を明らかにし、95% 予測区間を $SF = -443 + 0.742(RR - PQ)$ と報告した¹⁸⁾。計算より得られたSF 時間は装置の時間分解能と比較し、Prospective ECG triggering 法 (Prospective gating scan 法) の適応の判定に利用する(図10)。CT 検査前情報として心電図を確認し、左室容積の変化を意識した撮影および画像再構成が、画質の向上と被ばく低減につながる。

表 2 3つの時間分解能モードに対するそれぞれの冠動脈の平均スコア

Coronary Artery	Section (Coronary Segment)	83 ms			125 ms			165 ms				
		Score	SD	Score	SD	Score	SD	Score	SD	Score	SD	
Low HR	RCA	1 (#1)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
		2 (#2)	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.3	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
	LAD,LMT	3 (#3, 4)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
		4 (#5, 6)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
	LCX	5 (#7, 9)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
		6 (#8, 10)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
	Mean	7 (#11, 12)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
		8 (#13, 14, 15)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0	
	High HR	RCA	1 (#1)	3.9±0.4	3.7±0.5	3.1±0.9	3.7±0.5	3.4±0.7	2.8±0.9	3.7±0.5	3.4±0.7	2.8±0.9
			2 (#2)	3.7±0.5	3.4±0.7	2.8±0.9	3.7±0.5	3.4±0.7	2.8±0.9	3.7±0.5	3.4±0.7	2.8±0.9
LAD,LMT		3 (#3, 4)	3.6±0.5	3.1±1.0	2.6±1.0	3.6±0.5	3.1±1.0	2.6±1.0	3.6±0.5	3.1±1.0	2.6±1.0	
		4 (#5, 6)	4.0±0.1	4.0±0.1	4.0±0.2	4.0±0.1	4.0±0.1	4.0±0.2	4.0±0.1	4.0±0.1	4.0±0.2	
LCX		5 (#7, 9)	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.4	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.4	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.4	
		6 (#8, 10)	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.3	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.3	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.3	
Mean		7 (#11, 12)	4.0±0.2	3.9±0.5	3.8±0.6	4.0±0.2	3.9±0.5	3.8±0.6	4.0±0.2	3.9±0.5	3.8±0.6	
		8 (#13, 14, 15)	4.0±0.2	3.8±0.4	3.5±0.7	4.0±0.2	3.8±0.4	3.5±0.7	4.0±0.2	3.8±0.4	3.5±0.7	
Mean		9 (#1-15)	3.9±0.3	3.7±0.6	3.5±0.9	3.9±0.3	3.7±0.6	3.5±0.9	3.9±0.3	3.7±0.6	3.5±0.9	

Ohashi K, et al; Examination of the optimal temporal resolution required for computed tomography coronary angiography. Radiol Phys Technol. 2013 Jul;6(2):453-60. doi: 10.1007/s12194-013-0218-1. Epub 2013 May 26. PMID: 23709040.

図9 冠動脈CTに必要な時間分解能



Vogler N., Meyer M., Henzler T. Technical Innovations and Concepts in Coronary CT. Medical Radiology. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/174_2016_95

図10 心電図同期撮影法

最適な造影方法について

放射線診断専門医には、画像診断管理が課せられており、造影検査の必要性、適応(正当化)および造影方法(適正化)を判断するように求められている。診療放射線技師には、専門医が求める検査に対して最適な撮像条件(撮影範囲・撮影時相・造影方法・被ばく管理)の設定という重要な役割と責務が求められる¹⁹⁾。放射線科医、放射線技師が協力しCT撮影ガイドライン第2版を発売した。冠動脈CT撮影ガイドラインの詳細は本稿では割愛するが、ガイドラインの推奨条件は確認しておくことが望ましい。冠動脈造影効果は先行研究より高すぎるCT値(500HUを超える場合)は、ビームハードニングによって狭窄率が不正確となるうえ、プラークのCT値が変化し、性状評価が困難となる²⁰⁾。PROTECTION-III Studyに参加したマルチセンターで、高画質冠動脈CT画像として割り当てられた冠動脈のCT値は全て350HUを超えていた²¹⁾。先行研究より冠動脈のCT値は350HU~400HU程度が適切であると思われる。良好な造影画像を得ることが重要であるが、造影剤到達時間は標準的な被検者では大きな差異はないものの、心機能などの循環系の個人差によって20秒以上の違いが発生することが知られているので、被検者毎に撮影開始時間を調整することが行われている²²⁾。CT造影理論について本稿では割愛するが、造影剤注入に関する基礎理論の把握は重要である。冠動脈CTにおける撮影タイミングの補正の目的は、造影剤のファーストパス(初回循環)を的確に捉えて撮影を行うことである。その手法はTest Bolus (TB法)、Test injection (TI法)、Bolus Tracking (BT法)、Test Bolus Tracking (TBT法)があり、どの手法を使用するかは装置

の特性や、検査環境などを考慮して症例に応じた使い分けをするのが望ましい。実際の検査では心房細動や左室駆出率 Left Ventricular Ejection Fraction (LVEF) 低下、高度の弁逆流などはBT法が望ましいと考えている。先行研究より短時間の呼吸停止下で実施される冠動脈CTでは、有用であることが報告されているTBT法をメインで使用している²³⁾。上行大動脈、下行大動脈に Region Of Interest (ROI) を設定し、本スキャン直前に少量 (5~10ml) の造影剤を注入、ROI 設定位置の Time-Enhancement Curve (TEC) が目視で確認できそれぞれのTECがクロスしたところで、Trigger Pointとしてスタートし、delay time15sに自動スタートする。TBT法のメリットとしては心拍コントロール前後の還流環境の影響を抑え、TBの撮影タイミング推定精度の高い手法を活かせることにあると考えている (図11)。

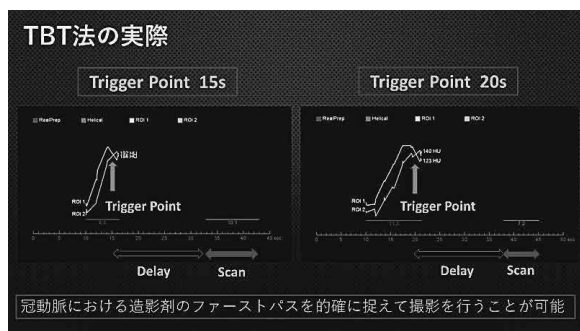


図11 TBT法の実際

高精細CTの装置概要について

空間分解能に影響を与える因子として、1つ目は焦点サイズがあげられる。高精細CTでは電界による電子ビーム収束技術により、焦点サイズは0.4×0.5 ~ 1.6×1.4の6種類に選択可能となった。X線管球の小焦点化によるメリットは、半影の影響が少なくなり、空間分解能が向上し、デメリットは管電圧に応じて出力 (mA) に制限が生じ、負荷が高い撮影条件ではクーリングが発生することがあげられる (図12)。2つ目はスライス厚があげられる。高精細CTでは160列CTとなるが、検出器サイズが0.25mm×1792 channelsとなりスライス厚0.25mmが選択可能となり、面内、体軸ともに空間分解能が向上した。検出器の高密度化のメリットは、スライス厚を薄く、空間分解能を向上、デメリットはフォトンの減少により画像ノイズの増加があげられる (図13)。

XY面のTask Transfer Factorの比較検討を行った。320列CTと比較して高精細CTは高いTTFを示している (図14)。Z軸の評価にはクシファントムを用いて比較検討を行った (図15)。320列CTと比較して、高精細CTはスリットの分解能が高かった (図16)。水槽内にSTENT (2.5mm径) を設置して、撮影条件を変えて比較検討を行った。従来CTでは空間分解能が低くパーシャルボリューム効果の影響が大きいため、STENT内腔のCT値は上昇し不正確である。従来CTでは、STENT内再狭窄の評価は難しい。高精細CTでは空間分解能が高いため、STENT内腔のCT値は正確となり、STENT内腔狭窄の評価は可能となることが示唆される (図16)。

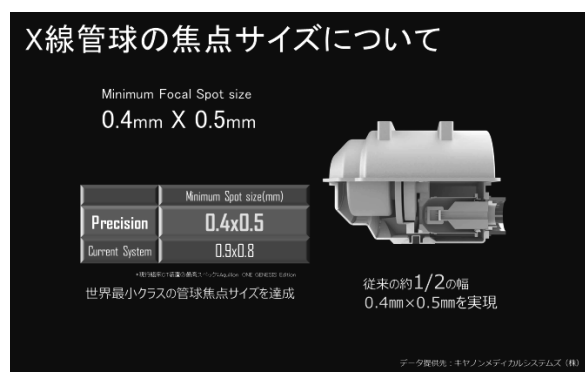


図12 焦点サイズについて

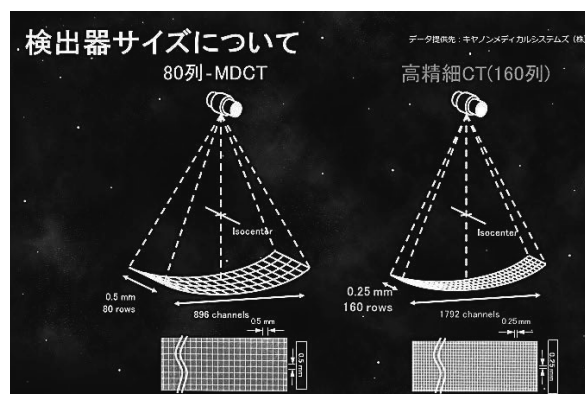


図13 検出器サイズについて

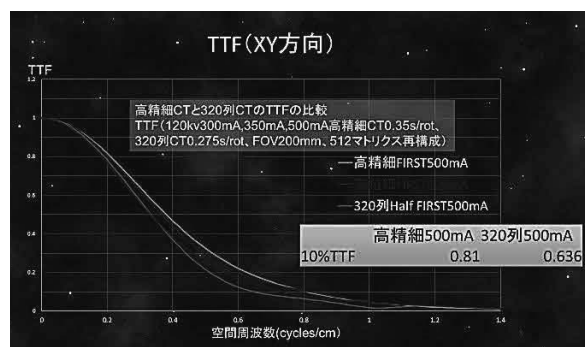


図14 TTF(XY方向)について

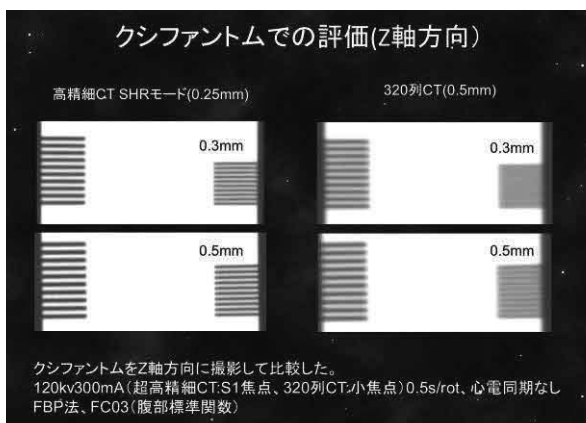


図15 クシファントムでの評価(Z軸)について

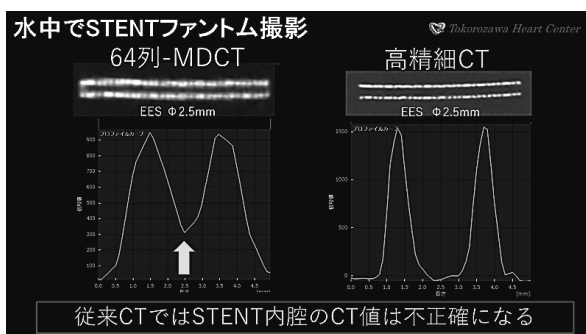


図16 スtentファントムの比較

CTをPCIに活かす～冠動脈起始異常～

先天性冠動脈異常は心臓関連突然死の原因の約2割程度を占め、特に小児や青年期の突然死の原因疾患の1つである²⁴⁾。大きく冠動脈起始部位・走行異常、開口部狭窄・閉鎖、冠動脈血管異常、冠動脈終末末端異常に分類される²⁵⁾(表2)。冠動脈走行異常の中で、大動脈と肺動脈の間を走行するものは拍動や呼吸によって圧迫し虚血をきたすこともあり、malignant courseと呼ばれる。代表的なmalignant courseでは、左冠動脈の右冠尖起始+大血管管走行、左冠動脈の右冠尖起始+右室流出路円錐部中隔内走行があげられる。このように虚血のリスクのある走行・形態異常などの冠動脈の異常を冠動脈CTで評価することは重要である。冠動脈CTは、冠動脈造影と比較して、冠動脈の起始部、走行、狭窄部位の長さなどの空間的形態特徴を評価するのに優れている²⁶⁾。ガイディングカテーテルのエンゲージ困難予測に冠動脈CTが有効であった症例を報告する。68歳男性で近医よりCHF、RMIにて転院搬送、同日入院した。冠動脈CTを施行し、#7に高度狭窄を認め、LCAの起始部は高位起始を認める。エンゲージが困難と予測されたので、起始部の位置関係が確認出来るよう術前に大動脈を含めたVolume

Rendering (VR) 画像を保存した(図17)。ガイディングカテーテルはJudkins Left5.0 (JL5.0)を選択し、先端をL字型に伸ばしてエンゲージを行った。PCI施行時のガイディングカテーテルの選択には、上行大動脈の形状、Valsalva洞の大きさ、冠動脈起始部の走行の把握が重要であると言われている²⁷⁾。これら进行评估するには冠動脈CTが有効であると報告されている²⁸⁾²⁹⁾³⁰⁾。冠動脈CTにおけるPCI術前の冠動脈入口部評価は、スムーズなカテーテル操作により被ばく線量と造影剤量の低減に有効である。

表2 先天性冠動脈異常の分類

<p>① Anomalies of origination and course</p> <p>1) Aortic root</p> <p>A) Single coronary artery</p> <p>B) Near proper aortic sinus high, low, commissural</p> <p>C) Anomalous aortic origin of coronary artery</p> <p>a) Anomalous aortic origin of LCA</p> <p>b) Anomalous aortic origin of RCA</p> <p>c) Anomalous aortic origin of LAD</p> <p>d) Anomalous aortic origin from MF</p> <p>2) Ectopic location outside of AO root</p> <p>A) Pulmonary artery</p> <p>a) Anomalous LCA from PA</p> <p>b) Anomalous RCA from PA</p> <p>c) Anomalous LAD from PA</p> <p>d) Anomalous Cx from PA</p> <p>e) Total anomalous coronary artery from PA</p> <p>B) Aortic arch and its branches aortic arch, brachiocephalic artery, right carotid artery, internal mammary artery, bronchial artery, subclavian artery, descending thoracic aorta</p>	<p>② Ostial stenosis or atresia</p> <p>1) Congenital ostial stenosis or atresia</p> <p>2) Ostial obstruction by dysplastic aortic valve</p> <p>3) Ostial obstruction associated with supra-aortic stenosis</p> <p>③ Anomalies of intrinsic coronary artery</p> <p>1) Myocardial bridge</p> <p>2) Duplication of coronary artery</p> <p>3) Absent or hypoplastic coronary artery</p> <p>4) Subendocardial coronary course</p> <p>5) Crossing coronary arteries</p> <p>6) Coronary ectasia or aneurysm</p> <p>④ Anomalies of coronary termination</p> <p>1) Coronary arterial fistula</p> <p>2) Atresia of coronary sinus ostium</p> <p>3) Absence/hypoplasia of coronary sinus</p>
---	---

Angelini P. Circulation 2002 (revised)

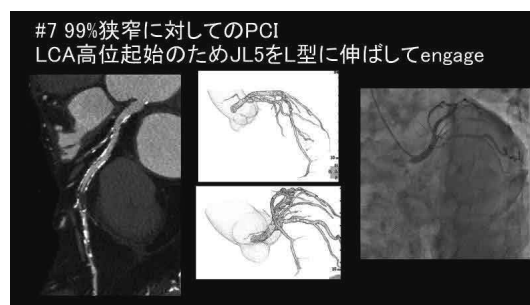


図17 冠動脈起始異常

CTをPCIに活かす ～Slow flow/No reflowの予測～

慢性冠動脈疾患ガイドラインによると、冠動脈CTの画像所見として、1) 低輝度プラーク (low attenuation plaque <30 HU)、2) 陽性リモデリング (positive remodeling >1.1)、3) ナプキンリングサイン (napkin-ring sign)、4) 小石灰化 (spotty calcium) などがある。これらの所見が二つ以上みられる場合は、高リスクプラークとして報告すべきとされている³¹⁾。low attenuation plaqueがあり、CT値が低いほどPCI中のNo reflowを起こしやすく、冠動脈CTでプラーク性状を評価することはNo reflowの予測に役立つと報告されている³²⁾。

Slow flow/No reflowの予測に冠動脈CTが

有効であった症例を報告する。77歳女性で呼吸苦のため他院で心不全加療後に当院系列クリニックを受診し、TTEで前壁akinesisの所見があり当院へ紹介となり、CVD評価のためのCTを依頼される。冠動脈CTで、RCA Dominant、#7,9,11は高度石灰化病変による高度狭窄、#1は不安定プラークを伴った高度狭窄の所見となり、RCAが閉塞すると致命的となるので#1からPCIの方針となる(図18)。術前には放射線技師より不安定プラークとSlow flow/No reflowが起きる可能性を報告した。CAGの結果で#1 90%、#7 99%、#9 90%、#11 90%の狭窄が見られ、#1の病変にOCTで観察。病変部はLipid plaque/fibrous plaqueが主体のため前拡張を行わず、Direct stentingを施行した。Direct stenting群ではNo reflowを有意に減少させることができたとの報告があり³³⁾冠動脈CTで冠動脈プラークの性状評価をすることで、多枝病変におけるPCI優先順位の方針決定や合併症の低減に有効である(図19)。

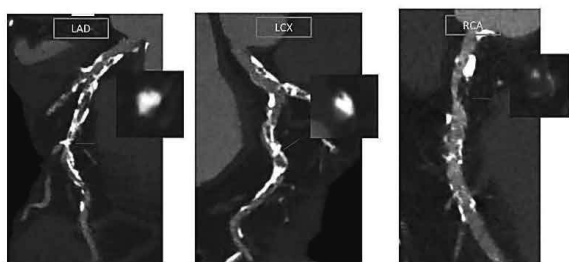


図18 #1 高度狭窄(不安定プラーク)+3枝病変

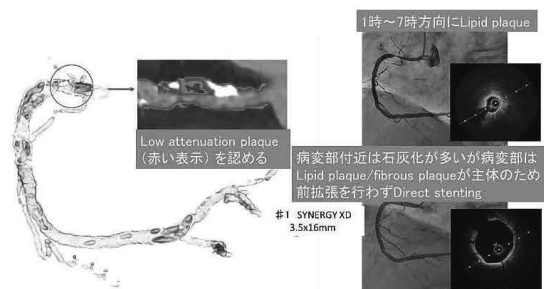


図19 冠動脈CTによるプラーク表示

CTをPCIに活かす～高度石灰化病変～

従来CTでは空間分解能不足によるpartial volume効果で高度石灰化周辺の内腔評価は難しい。高精細CTでは高い空間分解能により内腔評価が出来てきてCTの弱点が克服しつつある。高精細CTでの高度石灰化病変のチェックポイントは1) 石灰化病変の血管内腔を確認しデバイスが通過できるか予測する、2) 石灰化の程度(全

周性、偏心性、180度を超える広角高度石灰化)を確認する、3) 石灰化病変部の屈曲の程度(45度を超える)を確認する。

高度石灰化病変のPCIに冠動脈CTが有効であった症例を報告する。88歳女性で労作時胸部圧迫感のため近医より紹介されCVD評価のため冠動脈CTを依頼される。冠動脈CTで、#6から#7にかけて高度石灰化を認め一部、全周性石灰化があり血管内腔が認められないため、高度狭窄とデバイス通過困難が予測される。石灰化病変部の屈曲は、27度で大きな屈曲は認めない(図20)。高精細CTでは石灰化病変の広がりや厚み、石灰化の程度、イメージングデバイスが通過しない場合は、distal側の病変性状も把握ができる(図21)。CAGでは#6から#7にかけて90%狭窄を含むびまん性石灰化病変を認めた。OFDI、balloon (ScoreFlex2.0mm) 通過を試みるも不通過となりRotational Atherectomy (RA) 施行となる。Rota Burr1.5mmにてablation施行。Pickingにて3-4回ablation施行し、その後OFDIにて病変部の石灰化分布を確認しScoreFlex2.0mmにて開大。#6から#7にかけてstentを留置した(図22)。ロータブレーターの最大の合併症は冠動脈穿孔であり、術前にCTで合併症のリスク予測をすることは非常に重要である。安全性が優れているRAの概念としてhalfway rotational atherectomyが報告され、あえて屈曲部を超えずに手前だけをアブレーションし、後半部分はバルーン拡張を追加する方法である。ロータブレーターとバルーンを上手く組み合わせるとステント留置前の前処置として安全性が高いと報告されている³⁴⁾。ロータブレーター施設基準改定により、当院では2020年よりロータブレーターを施行している。安全なPCIが行えるようCT画像でサポートできればと考えている。

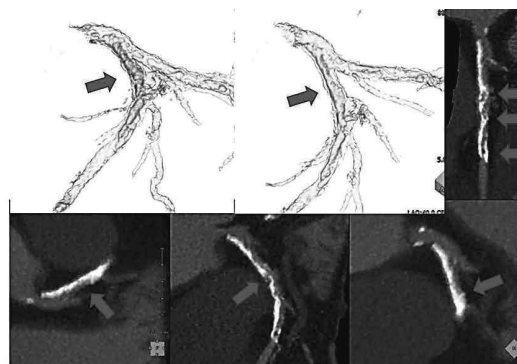


図20 高度石灰化病変

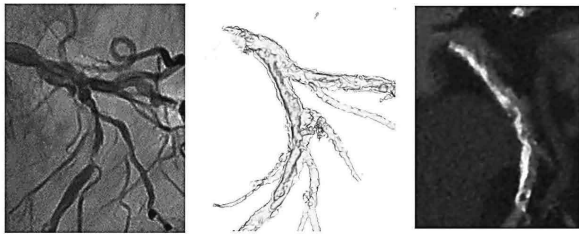


図21 Angio画像と冠動脈CT画像の比較

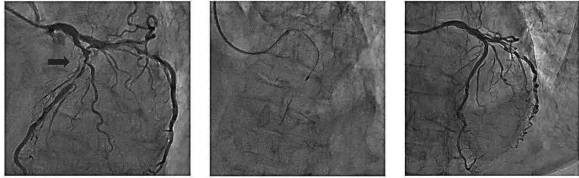


図22 Rotational Atherectomy

CTをPCIに活かす ～LMT病変～

日本循環器学会によるLMT病変の血行再建に関するガイドラインの推奨で、2 stentingの必要性を考慮して、治療法を選択するよう記載されている³⁵⁾ (表3)。高精細CTでのLMT病変のチェックポイントは以下の3点である。1) RCAとの供血バランス (dominance) を確認する。LCAがdominantまたはRCAがhypoplastyのとき、LMTのバルーン拡張の虚血により急激な血圧低下や重篤な合併症を予測する。2) 病変性状の把握や側枝の病変の有無を確認する。LMTからLAD入口部およびLCX入口部のプラークの分布を把握して側枝閉塞のリスクを予測する。(Plaque shiftのリスク評価) 3) LMTに対しての分岐角ステントを留置するとき、ステントの屈曲を予測し、至適ステントプラットフォームの選定をする。

LMT病変のPCIに冠動脈CTが有効であった症例を報告する。86歳男性で労作時胸部圧迫感のため近医より紹介され、CVD評価のため冠動脈CTを依頼される。冠動脈CTで、#5distalから#6にかけて高度狭窄、#2から#3、#7、#12、#13に高度狭窄の所見となりRCAとの供血バランスは均等で起始異常などの解剖学的異常は認められない (図23)。短軸像ではLCXの入口部はプラークを認めない。PCI、CABGの治療法を説明し患者がPCIを希望したためPCIの方針となる (図24)。1回目PCIは#2から#3、2回目PCIで#5distalから#6を治療した。術前にCTでのPlaque shiftのリスク評価をすることで、LMT分岐部治療に有用な情報となる。

表3 LMT分岐部病変の血行再建に関するエビデンス

			PCI		CABG	
			推奨クラス	エビデンスレベル	推奨クラス	エビデンスレベル
非保護の左主幹部 (LMT) 病変	SYNTAX スコア ≤ 22	2ステントを要しない分岐部病変	I	B	I	A
		2ステントを要する分岐部病変	IIb	B		
	SYNTAX スコア 23~32	2ステントを要しない分岐部病変	IIa	B	I	A
		2ステントを要する分岐部病変	IIb	B		
	SYNTAX スコア ≥ 33		III	B	I	A

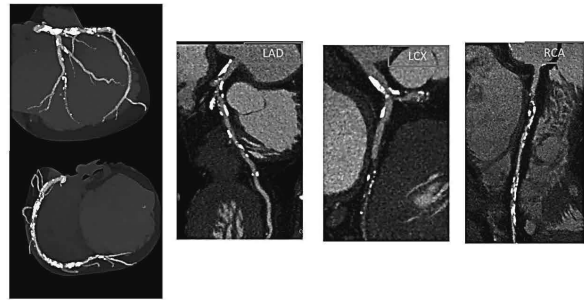


図23 LMT病変+3枝病変

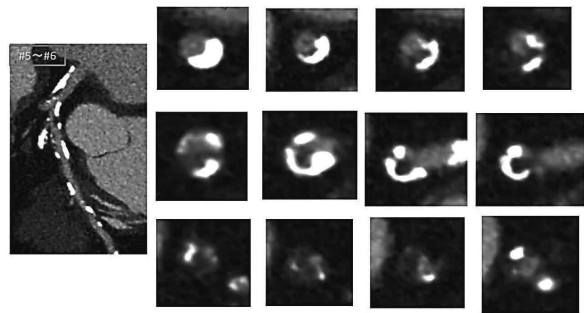


図24 #5~#6のCPR画像とSA画像

RSNA2019で報告

2019年 12月1日から6日にかけて、第105回北米放射線学会RSNA2019：マコーミックプレイス (シカゴ) で開催され高精細CTの装置特性および臨床応用について報告した (図25)。



図25 富田副会長と記念撮影

Sunday 12:30-1:00 PM | CAS-SUA | CA Community, Learning Center Cardiac Sunday Poster Discussions CA158-ED-SUA7 TITLE: Recent Technologies in Coronary Stent CT Angiography: Impact of the Ultra High Resolution CT on Its Image Quality. Presenter: Keiichi Onishi

おわりに

本稿では、冠動脈撮影においてピットフォールになりやすいことをまとめ、必要な知識や高精細CTの特性や、PCI術前支援画像を紹介した。従来CTのLimitationであった高度石灰化病変の評価、小径STENT再狭窄評価を高精細CTは診断可能にした。高精細CTは、従来CTでの空間分解能の限界を突破しCardiac Radiologyに大きなインパクトを与えた。今回発表と執筆の機会を頂いたことで、深く学べて業務改善につながるヒントも多くあった。冠動脈CTに携わり今年で20年となるが、今日までの過程で「研究会」という存在は非常に大きい。新人の時に先輩に背中を押してもらって発表することは、今後の技師としての成長につながる。研究会での自己研さんについての5つのポイントをお伝えしたい。①目的意識を持つ②基礎を忘れない③日々の業務を振り返り分析して次に活かす④他人の意見を素直に受け入れる⑤挑戦を恐れない。「CT技術の限界と先輩技師は超えるために存在する」みんなで切磋琢磨し、臨床医から信頼される診療放射線技師が多く生まれることを願っている。私は心臓血管治療施設でCTを担当する診療放射線技師として、臨床医とメーカーで新しい冠動脈CTの価値を創造していきたい。

謝辞

今回の執筆にあたり、貴重な機会を与えて頂きました東京医科大学八王子医療センター 藤村耕平先生、榊原記念病院 武田 和也 先生、発表と執筆の許可を頂きました循環器画像技術研究会 佐藤 久弥 会長と循研幹事の皆さまに厚くお礼申し上げます。

参考文献

1 日本循環器学会:循環器疾患診療実態調査

2019年報告書

- 2 McCollough CH, Leng S, Yu L, et al. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. Radiology. 2015;276(3):637-653.
- 3 Siegel M, Kaza R, Bolus D, et al. White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 1. J Comput Assist Tomo. 2016;40(6):841-845.
- 4 Goodsitt MM, Christodoulou EG, Larson SC. Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT scanner. Med Phys. 2011;38(4):2222-2232.
- 5 D'Angelo T, Cicero G, Mazziotti S, et al. Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: technique and clinical applications. Br J Radiol. 2019;92(1098):20180546.
- 6 Bittencourt, M., Schmidt, B., Seltmann, M., et al. : Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS) in Cardiac Computed Tomography ; Initial Experience. Journal of Cardiovascular Computed Tomography, 2010.
- 7 Gramer, B., Hein, F., Meyer, T.H., et al. : Iterative Image Reconstruction in High-Pitch Helical Cardiac CT Angiography.
- 8 Deák Z, Grimm JM, Treitl M, et al. Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: an experimental clinical study. Radiology 2013; 266(1): 197-206.

- 9 Carlos E.Rochitte, Richard T. George, Marcus Y. Chen, et al. Computed tomography angiography and perfusion to assess coronary artery stenosis causing perfusion defects by single photon emission computed tomography: the CORE320 study. *European Heart Journal*. 2014; 35: 1120-1130.
- 10 Kitagawa K, et al. Diagnostic Performance of Dynamic Myocardial Perfusion Imaging Using Dual-Source Computed Tomography. *J Am Coll Cardiol*. 2021 Nov 16;78(20):1937-1949. doi: 10.1016/j.jacc.2021.08.067. PMID: 34763770.
- 11 Williams MC, et al. Coronary Artery Plaque Characteristics Associated With Adverse Outcomes in the SCOT-HEART Study. *J Am Coll Cardiol*. 2019 Jan 29;73(3):291-301. doi: 10.1016/j.jacc.2018.10.066. PMID: 30678759; PMCID: PMC6342893.
- 12 Knuuti J, et al. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes: The Task Force for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*, published online Aug. 31, 2019.
- 13 Holland AE, Goldfarb JW, Edelman RR. *Radiology*. 1998 Nov;209(2):483-9. doi: 10.1148/radiology.209.2.9807578. PMID: 9807578.
- 14 Horiguchi J, Shen Y, Hirai N, Yamamoto H, Akiyama Y, Ishifuro M, Kakizawa H, Hieda M, Tachikake T, Matsuura N, Ito K. *Acad Radiol*. 2006 Feb;13(2):173-6.
- 15 高田賢、市川勝弘 ハーフ再構成画像における面内画質特性の評価 *Proceedings of JSCT Vol.2* 2014;20-23
- 16 佐野始也。64 列 MDCT による冠動脈撮影の最適なプロト コルを求めて。 *日放技学誌* 2011; 67(5): 601-607.
- 17 Ohashi K, et al; Examination of the optimal temporal resolution required for computed tomography coronary angiography. *Radiol Phys Technol*. 2013 Jul;6(2):453-60. doi: 10.1007/s12194-013-0218-1. Epub 2013 May 26. PMID: 23709040.
- 18 Sano T, Kondo T, Matsutani H, et al. Significance of PQ interval in acquisition of coronary multidetector row computed tomography. *Journal of Cardiology* 2009; 54(3): 441-451.
- 19 日本放射線技術学会撮影部会編。X 線 CT 撮影における 標準化～GALACTIC～ (改訂 2 版)。日本放射線技術学会 2015: iii - iv
- 20 Cademartiri F1, et al . Influence of intracoronary attenuation on coronary plaque measurements using multislice computed tomography: observations in an ex vivo model of coronary computed tomography angiography .*Eur Radiol*. 2005 Jul;15(7):1426-31. Epub 2005 Mar 5
- 21 Cademartiri F1,et al. Higher intracoronary attenuation improves diagnostic accuracy in MDCT coronary angiography..*AJR Am J Roentgenol*. 2006 Oct;187(4):W430-3.
- 22 市川智章 (編)。CT 造影理論 東京:医学書院, 2004.
- 23 Yamaguchi T, et al. A New Contrast Enhancement Protocol for Subtraction Coronary Computed Tomography Requiring a Short Breath-Holding Time.

- Acad Radiol 2017; 24(1): 38-44.
- 24 Angelini P. Normal and anomalous coronary arteries: definitions and classification. Am Heart J. 1989 Feb;117(2):418-34. doi: 10.1016/0002-8703(89)90789-8. PMID: 2644796.
- 25 Angelini, Paolo. "Coronary artery anomalies: an entity in search of an identity." Circulation 115.10 (2007): 1296-1305.
- 26 Cheezum MK, et al. Anomalous Aortic Origin of a Coronary Artery From the Inappropriate Sinus of Valsalva. J Am Coll Cardiol. 2017 Mar 28;69(12):1592-1608. doi: 10.1016/j.jacc.2017.01.031. PMID: 28335843.
- 27 延吉正清:新冠動脈造影法.医学書院1990,
- 28 Ghersin E, et al. Anomalous origin of right coronary artery: diagnosis and dynamic evaluation with multidetector computed tomography. J Comput Assist Tomogr. 2004 Mar-Apr;28(2):293-4. doi: 10.1097/00004728-200403000-00022. PMID: 15091137.
- 29 山科 章,冠動脈病変の非侵襲的診断法,日獨医報(2010)Volume55 1, 9-17
- 30 工藤 正幸 三次元CT画像を用いた冠動脈の起始異常および開口部起始位置の解剖学的調査 近畿大学医学雑誌 35巻3-4号 Page177-184
- 31 日本循環器学会ほか：慢性冠動脈疾患診断ガイドライン（2018年改訂版）.2019.
- 32 Nakazawa G, et al. Efficacy of culprit plaque assessment by 64-slice multidetector computed tomography to predict transient no-reflow phenomenon during percutaneous coronary intervention. Am Heart J. 2008 Jun;155(6):1150-7. doi: 10.1016/j.ahj.2008.01.006. Epub 2008 Mar 28. PMID: 18513532.
- 33 Loubeyre C, et al : A randomized comparison of direct stenting with conventional stent implantation in selected patients with acute myocardial infarction. J Am Coll Cardiol ; 39
- 34 Sakakura K, et al. How Should We Perform Rotational Atherectomy to an Angulated Calcified Lesion? Int Heart J. 2016 May 25;57(3):376-9. doi: 10.1536/ihj.15-421. Epub 2016 May 9. PMID: 27170474.
- 35 日本循環器学会ほか：安定冠動脈疾患の血行再建ガイドライン（2018年改訂版）.2019.