

学術寄稿

心臓CTの基礎と 最新CT装置における撮影方法

1) 心臓CTの基礎

所沢ハートセンター 放射線科 柴 俊幸

2) SOMATOM Definition Flashによる心臓CT検査

埼玉医科大学総合医療センター 中央放射線部 河原 剛

3) Aquilion One (320列)における心臓CT検査

石心会狭山病院 放射線室 伊藤 寿哉

4) 最新高感度検出器(ガーネット)を搭載した

X線CT装置における心臓検査

済生会栗橋病院 放射線技術科 志村 智裕

Saitama CT Technology Seminar (SCTT) 埼玉放射線技師会会誌学術寄稿CT心臓特集 ～研究会寄稿企画～

Saitama CT Technology Seminar代表世話人
済生会川口総合病院 富田 博信

今回、「心臓CTの基礎と最新CT装置における撮影方法」と題しまして、Saitama CT Technology Seminarより学術寄稿として紙面講座企画をしました。

埼玉県放射線技師会会誌では、2年ほど前に64列CTを中心とした技術解説や撮影プロトコルなどを紹介する企画を行ないましたが、近年におけるX線CTの進歩は目覚ましく、最新のCT装置が県内各施設に導入されつつあります。

そこで今回、心臓CTの基礎から最新CTの解説と撮影法を、最新装置使用施設の先生方から、平易に解説していただきます。

なお、本企画の構成を以下に示します。

1. 心臓CTの基礎
2. SOMATOM Definition Flashにおける心臓CT検査
3. Aquillion One (320列)における心臓CT検査
4. 最新高感度検出器 (ガーネット) を搭載したX線CT装置における心臓検査

今後の装置導入の参考や、自己学習としても十分に活用していただけたと思います。

※Saitama CT Technology Seminar (SCTT)

この研究会は、診療放射線技師のCT技術の向上に寄与するために、平成22年9月に発足した研究会です。現在までに2回の学術集会を開催し、述べ200名を超える参加をいただいております。

最新活動内容などは是非研究会Webサイトを参考をお願い致します。

<http://sctt.sakura.ne.jp/>

心臓CTの基礎

所沢ハートセンター
放射線科 柴 俊幸

1. 概論

1-1 はじめに

MDCT (Multi Detector-row CT) は1998年に4列CTが登場し、同時に心電同期ヘリカルスキャンの実用化が始まった。2002年に16列CT、2004年に64列CTが登場し撮影時間の短縮、画質の向上、適応の拡大がなされたことで循環器内科の診断ツールとして選択される機会が多くなった。

64列CTにおける冠動脈狭窄の診断精度を表1に示すが¹⁻⁴⁾、陰性的中率が高い数値を示し、狭窄がないことを高い精度で診断できることが示された。現状として、高度石灰化病変が後述するBloomingにより評価困難であることや、空間分解能の限界による3mm未満のStent内腔評価が十分に行えないなどの欠点はあるものの、低侵襲で冠動脈の評価を行うことができる有益な検査であると言える。

1-2 心臓CTでのアーチファクト (図1)

心臓CTでの評価を妨げる要因として様々なアーチファクトが存在する。

まず連続する心拍動間で呼吸、体動、心拍不整により生じるStairstep Artifactであるが、これは補正できる可能性は極めて低い。また、金属や石灰化によりBeam-Hardening、Blooming、

Streakingが生じ、黒く表示されるBeam-Hardeningは非石灰化プラークに類似した画像を、Blooming artifactでは狭窄を過大評価する可能性が生じる。また、良好な静止位相が得られない場合にはMotion artifactが生じるが、特に動きの大きいとされる右冠動脈に生じやすい。撮影中での息止め不良や不整脈が生じるとBanding artifactが現れる。これらは近年Dual Energy ImageやDual Source CT、ガントリ回転速度の上昇に伴う時間分解能向上や撮影時間の短縮により低減は可能となってきたものの、評価の際には撮影条件や画像所見および、患者状態によるartifactを考慮する必要がある。

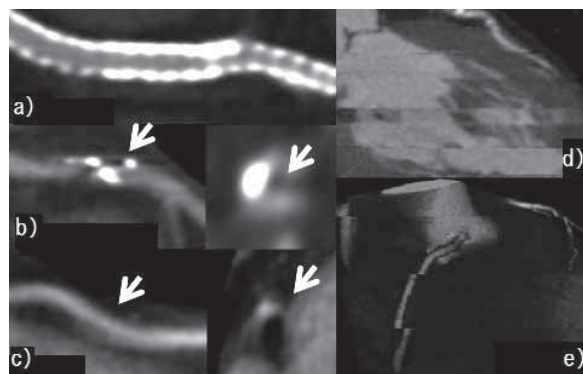


図1：心臓CTでのアーチファクト

- a) Blooming b) Beam-Hardening
- c) Motion artifact d) stairstep artifact (CPR)
- e) Stairstep artifact (VR)

著者	患者数	評価対象	有意狭窄	感度	特異度	PPV	NPV
Mollet et al.	51	segment	50% ≤	99%	95%	76%	99%
Raff et al.	70	>1.5mm segment	50% <	86%	95%	66%	98%
Leschka et al.	67	>1.5mm segment	50% <	94%	97%	87%	99%
Keio univ.	20	≥ 1.5mm segment	50% ≤	92%	95%	79%	98%

表1：64列心臓CTの診断成績

2. 心臓CTのための基礎知識

2-1 冠動脈解剖

選択的冠動脈造影に広く用いられているAHA（米国心臓協会：American Heart Association）分類では左右冠動脈、側枝をそれぞれのように分類している。（図2）。

右冠動脈は起始部より鋭縁部までを2等分し近位部をsegment1と呼び、通常は右室枝の起始部と一致する。この鋭縁部までをsegment2と呼び、通常は鋭角枝の起始部と一致する。この鋭縁部より後下行枝までをsegment3と呼び、それより末梢はsegment4となる。この中で房室結節枝があるものをsegment 4AV、後下行枝はsegment 4PD と呼ぶ。

左冠動脈は左主幹部をsegment5、前下行枝の第1中隔枝までをsegment6、その後に第2対角枝までをsegment7、さらに末梢をsegment8と呼ぶ。また第2対角枝がない場合は、第1中隔枝より末梢から心尖部までを2等分し、近位部をsegment7、遠位部をsegment8とする。また、第1対角枝はsegment9、第2対角枝は#10である。

回旋枝は鈍角枝までをsegment 11、鈍角枝をsegment 12、その後房室間溝を走行するものをsegment13、側壁枝をsegment14、後下行枝をsegment15と呼ぶ。

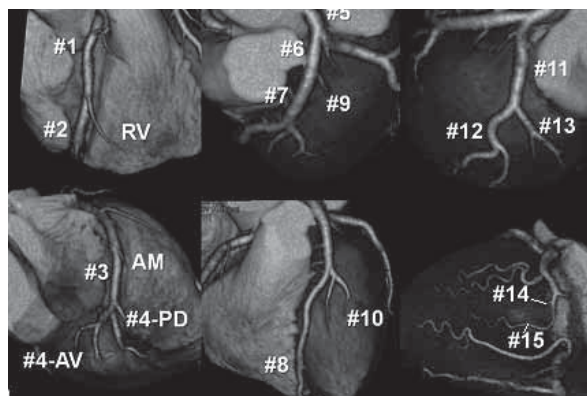


図2：冠動脈解剖

2-2 心電図（図3）

心臓は、洞結節の興奮により生じた電気刺激が心房に伝播すると心房が興奮し（P波）心房収縮が起こる。その興奮は正常では120～200msの時間（PQ時間）を持って房室結節に伝わる。その後、興奮はHis束、脚、プルキンエ繊維を経て心筋に伝えられ、心筋は興奮し（QRS波）収縮する。心周期は収縮期（S）と拡張期（D）に分けられ、収縮期はさらに等容収縮期（IVC）と駆出期（Ej）、拡張期は等容拡張期（IVR）、急速流入期（RF）、緩徐流入期（SF）、心房収縮期（AC）に分けられる。

心臓CTでは最も長い静止期を得られる緩徐流入期が画像再構成に適すが、高心拍数では拡張期が短縮し時間分解能不足が生じるため、心拍数依存を受けない収縮末期での画像再構成を行う。

なお、緩徐流入期はRR時間とPQ時間の差に高い有意な正相関 [SF = -362 + 0.742 (RR-PQ), r = 0.915, p < 0.0001] を認める報告⁵⁾がなされており、この関係から求められたSFよりもハーフ再構成での時間分解能が良好であれば、拡張中期での再構成にて静止位相を得ることが可能であると撮影前に推測することが出来る。

また、正常の心電図波形であっても、R波とT波が同程度の波高であったり、ペースメーカーによるペーシングスパイク波形が大きな波高を示す場合にはダブルカウントが生じたり、ノイズや基

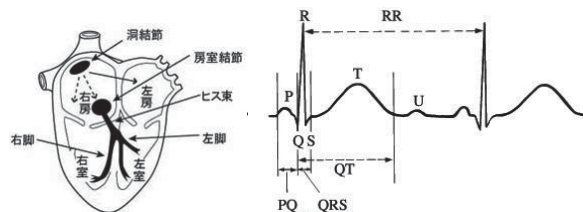


図3：刺激伝導系と基本心電図波形

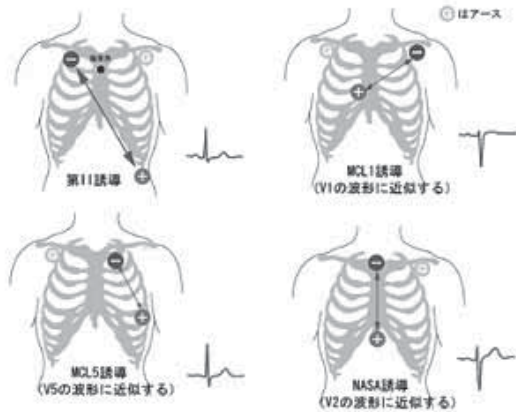


図4：心電図モニタ誘導の種類

線のゆらぎによっても画像再構成に支障をきたす。このような場合には、12誘導心電図を参考に、T波やペーシングスパイク波形などの影響が小さいと考えられる誘導にモニタ誘導を変えるなどの対処が必要である（図4）。

2-3 不安定プラーク

冠動脈は従来、狭窄病変が進行して閉塞すると考えられていたが、現在では冠動脈内血栓がその原因であることが明らかにされた。血栓が形成される機序としてFuster⁶⁾は不安定プラークの破綻とこれに伴う血栓形成を提唱した（図5）。

繊維性被膜に覆われている安定プラークに対し、不安定プラークは繊維性被膜が存在しないか、きわめて薄く、脂質コアが血管内腔に接して存在するため破綻しやすい。不安定プラーク内に認められる発達した新生血管は脆弱であり、内膜内で出血、浮腫を生じることによる内側からの張力、また、血圧や心拍数、血流の変化などの機械的な血管内腔の変化による外側からのずり応力で破綻すると考えられている。

心臓CTの登場により、急性冠症候群に至るこの不安定プラークの識別が低侵襲な検査で行えることが期待されている。現在心臓CTで不安定プラークを示唆する所見は、血管の代償性拡大

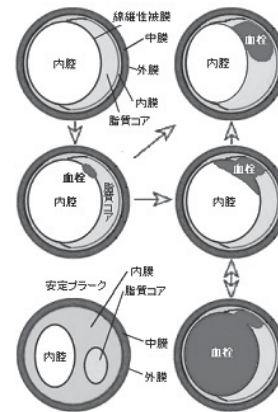


図5：不安定プラークの破綻

(Positive remodeling)、プラーク内脂質 (Lipid core)、軽微な血管の狭窄 (Mild stenosis)、孤立した小さな石灰化 (Spotty calcification) が挙げられている。プラークは脂質成分に富むLipid rich (Soft plaque)、繊維成分主体のFibrous (Intermediate plaque)、石灰化プラーク (Calcified plaque) に分類され、プラークCT値からその質的評価を行うプラークイメージングの検討⁷⁾から、50HU以下はsoft plaqueと定義され、不安定プラークを示唆する。50～119HUはIntermediate plaque、120HU以上はCalcified plaqueと定義されているが、Partial volume effectの影響もあり、診断は容易ではない。

3. 撮影技術

3-1 前処置

一般的に心臓CTは拡張中期での再構成が最も良好な画像を得ることができるとされているが、高心拍でのMotion artifactの増加や、心拍変動による時間分解能の低下が懸念され、撮影前にβ遮断薬使用による心拍コントロールが必要となる（表2）。なおβ遮断薬は交感神経のβ受容体への遮断作用から心拍数の低下を目的とするが、非選択的にβ遮断を行うと、β2遮断による血管拡張の抑制や、気管支喘息の誘発、糖・脂質代謝に悪

影響を及ぼす可能性があるため、 $\beta 1$ 受容体選択性が高いことが望まれる(表3)。投与方法や血中持続時間についても各施設の検査体制に合わせて選択することが望ましい。

また、末梢冠動脈をより描出しやすくするために検査直前に硝酸薬を用いて冠動脈を拡張するが、一過性に心拍数が増加するため、検査時の心拍数の観察と撮影開始時間に注意する必要がある。

表2: 心臓CTに用いられる β 遮断薬

分類	一般名	商品名
$\beta 1$ 非選択性、ISA(-)	Propranolol	インデラル
	Metoprolol	セロケン
$\beta 1$ 選択性、ISA(-)	Atenolol	テノーミン
	Betaxolol	ケルロング
	Landiolol	コアベータ

表3: β 遮断薬の禁忌

β 遮断薬の禁忌患者
<ul style="list-style-type: none"> ・インデラルによる過敏症の既往歴のある患者 ・気管支痙攣、又はその恐れ・疑いのある患者 ・気管支喘息、又はその恐れ・疑いのある患者 ・代謝性アシドーシスのある患者 ・糖尿病性ケトアシドーシスのある患者 ・洞不全症候群、洞房ブロック、房室ブロックの患者 ・高度、又は症状を呈する徐脈のある患者 ・心原性ショック、肺高血圧による右心不全のある患者 ・鬱血性心不全、低血圧症、長期間絶食状態にある患者 ・壊疽、重度末梢循環障害、未治療の褐色細胞腫のある患者 ・異型狭心症、チオリダジン投与中の患者 ・安息香酸リザトリプタン投与中の患者 ・原則手術前24時間(褐色細胞腫の手術時を除く) ・妊婦、妊娠の可能性のある患者、授乳中の患者

3-2 ポジショニング

分解能は位置依存性があり、オフセンターほどMTFと時間分解能の低下が生じる(図6)。そのため心臓CT検査の場合、心臓中心をFOV中心にするようポジショニング(図7)を行う必要がある。また、微小な動きを抑制するため、胸郭および横隔膜下にクッションやタオルを置き、苦痛を伴わない範囲でベルトによる圧迫固定を行う。

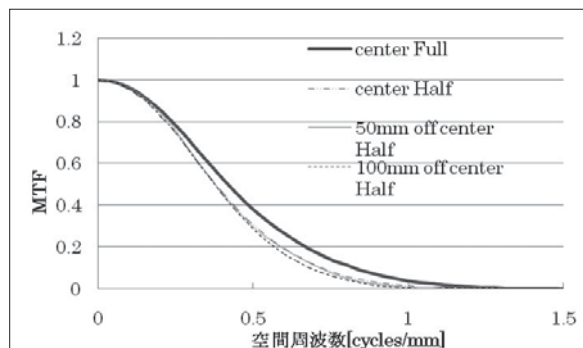


図6: 空間分解能の位置依存性

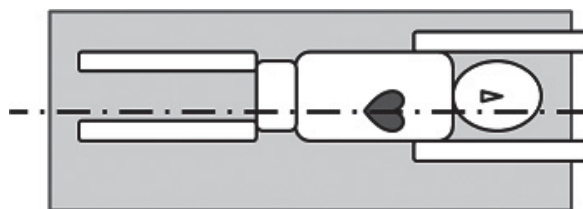


図7: 心臓中心のポジショニング

3-3 単純CT画像の撮影

心臓CTでは適切な撮影範囲の決定のため、心臓全体を目的とした単純CT画像を撮影する。この画像により冠動脈の起始部から抹消までの位置を把握し被曝線量を必要最小限に抑えることが可能となる。

同時にカルシウムスコアを測定することで冠動脈疾患の有無の可能性を推定することや、Blooming artifactを考慮した造影検査施行の有無を判断する指標に用いられている。

3-4 心拍数の把握と呼吸練習

心拍数は、処方薬や前処置による内服薬、貧血や脱水、心理的不安などの患者状態、呼吸停止の有無、室温などの環境により左右される。また、過去の検査所見では認められなかった不整脈が生じることもあるため、心電図には絶えず目を配らせる必要がある。機械音声による呼吸停止が可能であるかも観察し、患者の胸に手を当てての呼吸練習やスタッフの声掛けによる呼吸練習も必要に

応じて行う。吸気停止が困難な場合には酸素投与や呼気停止での撮影も考慮する。

3-5 撮影条件

3-5-1 管電圧と管電流

近年、小児患者に対する検査や、CT値上昇、被曝低減を目的とした低管電圧撮影の検討がされているが、ノイズの増加やフォトン減少を管電流増加で補うことによる被曝線量増加などの問題もあるため、実用に向けてはさらなる検討が望まれる。

管電流の設定においても再構成方法の関係上、心臓CTでは自動管電流制御機構の使用が困難であり、体重やBMI、単純CT撮影時のCT-AECでの管電流値の使用やSD値を利用する最適化が検討されているが、未だ経験則や安全側な設定が行われている現状にあり、高被ばくな検査であることは否定できない。目的とする画像SD値は使用機器の管電流との関係を把握するとともに、検査目的に応じた管電流設定を各施設で検討していく必要がある。

3-5-2 再構成関数

再構成関数は軟部標準関数を用いられていることが多いが、石灰化症例やstent内腔評価が必要な場合には高周波数強調関数を用いることが有用であるとされる(図8)。近年では逐次近似法を応用した画像再構成法も実用化されており、画質の向上と被ばく低減が可能となってきている。

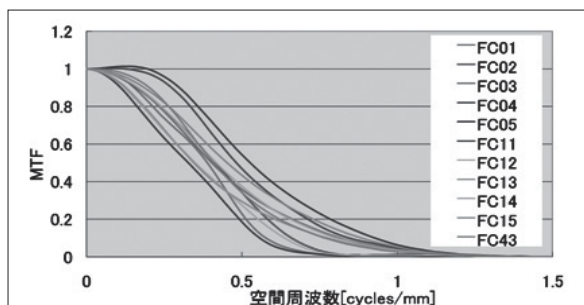


図8：再構成関数ごとのMTF (Aquilion64)

3-5-3 Pitch Factor

拡張中期での再構成が可能な低心拍数症例においてはハーフ再構成が可能である。体軸方向にデータ欠損を生じない最大データ収集間隔時間 $T_{max} = (69.88/HP-0.64) \times r$ の報告⁸⁾ がなされ、これによりRR間隔ごとにPitch Factor (PF) の最適化を行うことができるため、被ばくを最小限に抑えることが可能となった。高心拍数症例ではセグメント再構成が必要不可欠となるが、各使用機器の時間分解能曲線を把握した条件設定を行うことが、検査精度の向上につながる。また、PFを小さくすることでX線利用効率は低下し、被ばく線量は増加するため、目的の画像SD値を考慮してmAs値を設定する必要がある。

4. 画像再構成方法

4-1 画像再構成

画像再構成は、1心拍から180°+ファン角回転分のデータを再構成するハーフ再構成と複数心拍における同位相の画像を得るセグメント再構成(図9)がある。ハーフ再構成では、ガントリ回転速度の約半分の時間分解能となるため、低心拍領域で静止心位相画像を得ることしか出来ず、高心拍数症例ではセグメント再構成が用いられる。セグメント再構成は複数心拍であっても同位相の異なる角度の投影データを使用することで断面像を再構成できるという原理に基づくもので1心拍あたりのデータ角度が減るため、時間分解能を向上させることが出来る。しかし、セグメント再構成では心臓が位相ごとに同じ動きをしている。すなわち周期的な動きが大前提となるために、心拍数変動が生じると十分な時間分解能は得られないことに注意する。また使用する最大セグメント数も心拍数やスキャンパラメーター、機器によって変わることに注意しなければならない。

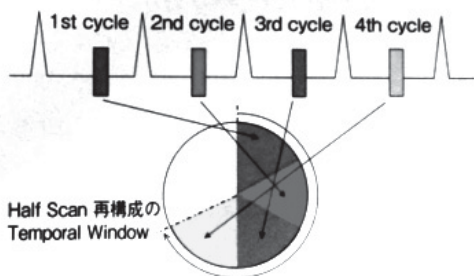


図9：セグメント再構成

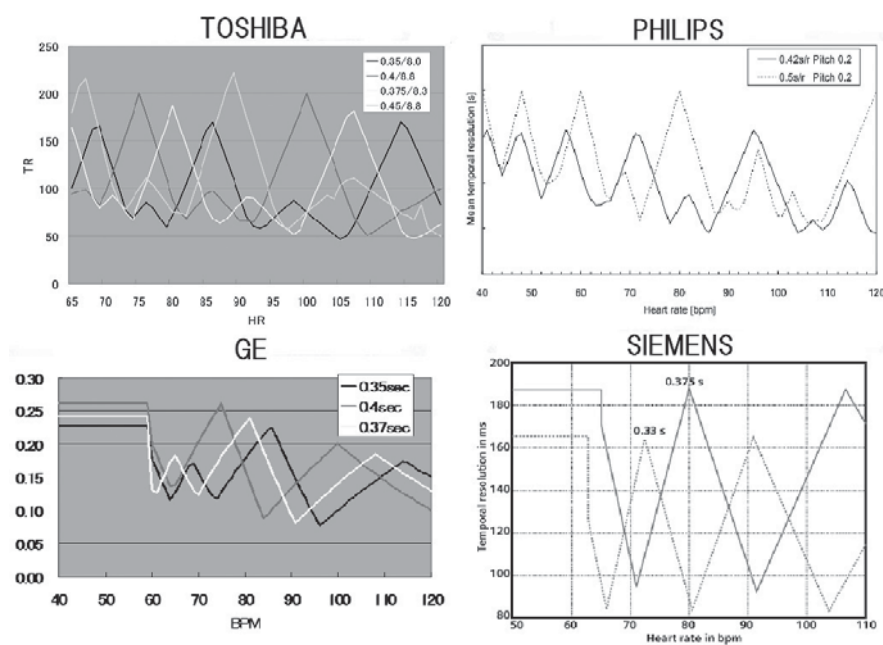


図10：時間分解能曲線

4.2 Resonance case

再構成に使用する複数心拍において、再構成位相のタイミングがガントリ回転と同期してしまい、セグメントの開始角度が同じになる場合を Resonance case と呼び、ハーフ再構成となるために十分な時間分解能を得ることが出来なくなってしまいます。従来収縮末期での再構成では冠動脈の中で最も動きの大きいRCAの静止位相を得るために100msの以下の時間分解能が必要とされるが、Resonance caseにより十分な時間分解能が得られなくなることがある。使用機器の時間分解能曲線

(図10) を理解した上での心拍コントロールや撮影条件の設定が必要となる。

4.3 最適心位相の決定 (図11)

最適心位相の選択方法は心電図のRR間隔に対して相対的な時刻で決めるRelative reverse、R波を基準として絶対的な時刻で決めるAbsolute reverseとAbsolute delayの3種類が存在する。最適心位相の検索は同一スライス面のAxial画像の心位相を変化させることにより、最もMotion artifactの少ない心位相を選択する。

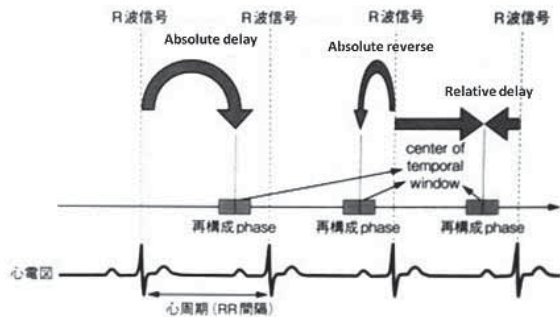


図11：位相選択方法

5. 心臓CTの適応

日本循環器学会2007-2008年度合同研究班報告「冠動脈病変の非侵襲的診断法に関するガイドライン」として、2009年にCir Jのsupplement IIIに報告されている（表4）。

現在当院では、臨床症状を訴える中等度リスク患者の検査が大多数を占める。また、PCI後のフォローアップとして心臓CTを行っており、入院が必要な冠動脈造影に比べて患者負担が小さい。また、CABG術後のnative artery、バイパスグラフト、吻合部の開存の評価を心臓CTによって客観的に評価することができる。

表4：心臓CTガイドライン

クラス	その検査法が有効、有効であるというエビデンスがあるか、あるいは見解が広く一致している。	冠動脈奇形の評価
クラスⅠ	エビデンス、見解から有用である可能性が高い。	<ul style="list-style-type: none"> 臨床像からIHDが疑われる症例（運動負荷が困難、運動負荷心電図が判定困難） 不安定狭心症/非ST上昇型心筋梗塞（中、低リスク群） CABG後の評価 川崎病
クラスⅡa	有効性がそれほど確立されていない。	<ul style="list-style-type: none"> 臨床像からIHDが疑われる症例（運動負荷が可能、運動負荷心電図が判定可能） 胸痛患者におけるtriple rule out PCI後のフォローアップ 心不全の原因としての冠動脈病変の検索
クラスⅡb	有効でない、あるいはそのような否定的見解が広く一致している。	<ul style="list-style-type: none"> 不安定狭心症/非ST上昇型心筋梗塞（高リスク群） ST上昇型急性心筋梗塞 無症状のハイリスク症例 健診でのスクリーニング検査

6. 放射線技師が作る心臓CTの未来

近年、CT機器の発達は目覚ましく、ハードウェア、ソフトウェア上ではもちろんのこと、数々の検討により被曝低減法、造影剤減量法などの技術は向上してきた。

また、検出器の発達による時間、空間分解能の向上や撮影時間の大幅な短縮により、心臓CTの適応は広がって行くものと考えられる。心臓検査に特化したCT機器の登場や検査数の増加からその需要は今後さらに高まることが予想されるが適応を見極めた上で検査を行い、より有意義な検査とすること、さらには新たなエビデンス獲得のために努めていくことが重要であると考えます。



図12：CABG術後評価

- a) LCA AGV
- b) LITA to LAD CPR
- c) LITA to LAD VR
- d) RA to OM VR

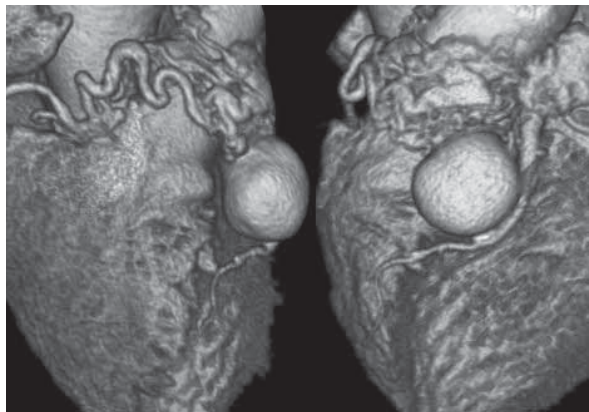


図13 : PA-RCA fistula&aneurysm

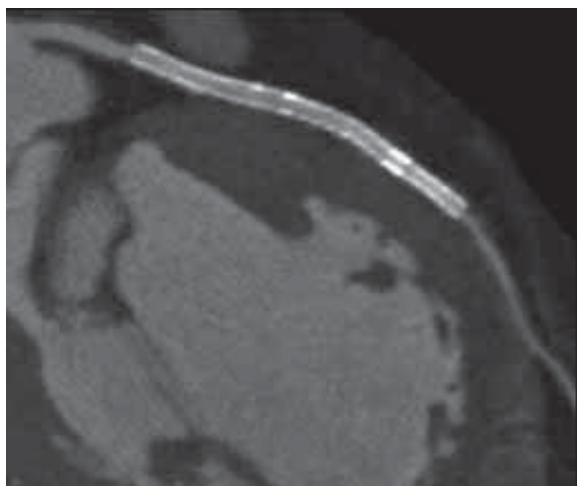


図14 : LAD post PCI F/U

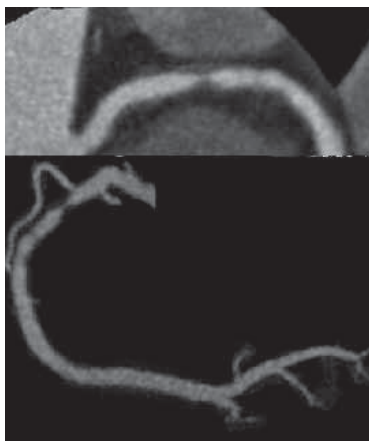


図15 : RCA mid 90% s/o
a) CPR b) AGV

$\frac{a}{b}$

参考文献

- 1) Mollet, NR et al : high-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. Circulation (2005)
- 2) Raff, GL et al : Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. J Am Coll Cardiol (2005)
- 3) Leschka, S et al : Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology : first experience. Eur Heart J (2005)
- 4) 栗林幸男 陣崎雅弘 編集 : 64列MDCTをいかに使いこなすか? .文光堂 (2009)
- 5) Sano T, Kondo T, Matsutani H, et al. Significance of PQinterval in acquisition of coronary multidetector rowcomputed tomography. J Cardiol (2009)
- 6) Fuster V et al : The pathogenesis of coronary artery disease and the acute coronary syndromes. N Engl J Med (1992)
- 7) Schroeder S, Kuettner A et al. Non-invasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. J Am Coll Cardiol (2001)
- 8) 松谷英幸, 佐野始也, 近藤 武, 他. ECG-edit の必要な不整脈例の心臓 MDCT 撮影におけるヘリカルピッチ (HP) の最適化. 日放技学誌 (2008)

SOMATOM Definition Flashによる心臓CT検査

埼玉医科大学総合医療センター
中央放射線部 河原 剛

1. 施設紹介

当院は、昭和60年に開院し、現在、診療科目は内科をはじめ26診療科からなり、ベッド数は916床、外来患者数は1日約2,000人と埼玉県有数の総合病院となっている。高度救命救急センターの指定を受け、埼玉県よりドクターヘリ基地病院の指定も受けている。総合周産期母子医療センターも併設し、地域の基幹病院として大きく貢献している。

2. 当院の心臓CT検査の現状

平成22年4月の新規CT装置、SIEMENS社製SOMATOM Definition Flash（以下Definition Flash）導入より心臓CT検査を開始した。主な依頼科は、循環器内科、心臓血管外科であり、平成22年4月～平成23年9月までの心臓CT件数は352件であった。検査内容については、冠動脈の評価目的が主であり、狭心症やその疑いのある患者の病変検索、PCI後のステント開存評価等を行なっている。また、CABGなどの外科手術の術前の冠動脈評価や、術後のバイパスグラフトの開存評価も行っている。

SIEMENS社の2管球搭載型CT装置は、従来の1管球のみの装置に比べ高い時間分解能を有した画像が得られ、 β 遮断薬による心拍上昇の抑制を必要としない検査が可能と言われており、当院でも β 遮断薬は使用せずに検査を行っている。また、冠動脈の拡張を目的とした亜硝酸剤の使用については、ほぼ全例で錠剤を舌下投与している。

心臓CT検査は1日1～2件で、予約検査にて対応し、ACSや不安定型狭心症に対する急患対応は

原則的に行なっていない。新生児や小児の先天性心疾患などに対する検査についても、専門の診療科が無いため、依頼については稀少である

3. 検査環境

当院で稼働しているCT装置は5台あり、そのうちの1台は高度救命救急センター内に設置されており、4台は中央放射線部内で稼働している。装置の内訳は、Definition Flash（図1）とSIEMENS社製SOMATOM Emotion 16-Slice configurationが3台である。造影剤自動注入機は根本杏林堂社製Dual Shot GX、画像解析装置は、AZE社製Virtual Place Plus（ネットワーク型）とSIEMENS社製MM Work Place（スタンドアロン型）を用いている。



図1：Definition Flash概観

日中のCT検査を担当している診療放射線技師は5名、看護師2名、放射線科医師1名で、造影剤用の静脈ライン確保は、検査内容を問わず看護師が行なっている。また、ヨード造影剤を使用する検査に対しては、全件、腎機能（主にクレアチニ

ンクリアランス値)と、問診表・同意書を確認し、検査を行っている。

4. 装置紹介

心臓CT検査においては、2つのX線管球を搭載したDefinition Flashを用いて検査を行っている。装置の特徴としては、ガントリ回転速度が1回転あたり最速0.28secでスキャン可能であり、2管球同時にデータを収集し、ハーフ再構成を行うことにより、理論上、最高で75msecの時間分解能を有した画像を得ることができる。

検出器列数および幅は0.6×64(38.4mm)であるが、Z-Sharpテクノロジーにより体軸方向に焦点を微少に偏向し、検出器に入射する線束を重複させオーバーサンプリングを行い、検出器下の128個のDASでデータを収集することで128スライスの収集を可能としている。

収集FOVは、2管球を用いたスキャンを行うことから、ファン角の狭いB-System側のFOVに制限されてしまうため、心臓CT検査においては最大33cmのFOVとなる(図2)。

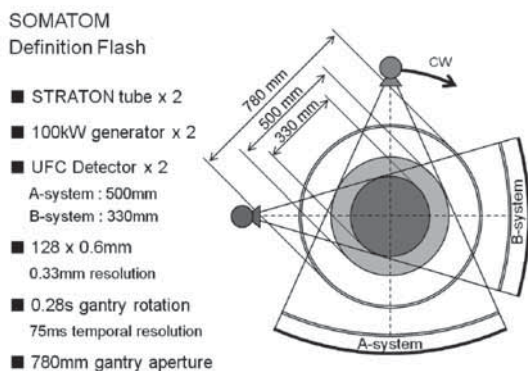


図2: Definition Flash 装置構成

5. 心臓CT用スキャンモード

Definition Flashで心臓CT検査を行う場合の心電図同期を用いたスキャンモードはProspective gating法を用いたCardio Flash Spiral、Flash

Cardio Sequenceと、Retrospective gating法を用いたDS Coronary Spiral、Dual Energyモードの4つに分けられる。今回、Dual Energyモードを除く、3つのモードについて紹介する。

5-1 Cardio Flash Spiral

このスキャンモードは、Definition Flashより搭載されたモードであり、非心電図同期でのFlash Spiralモードを応用したスキャンモードである。

Flash Spiralモードとは、従来のヘリカルスキャンにおいては検出器幅とガントリ回転速度に合わせたヘリカルピッチを設定し、最高でも1.5程度と装置により制限されていたが、Flash Spiralでは、ヘリカルピッチ3.2(心臓用では3.4)という驚異的な速度でのスキャンを可能とする。

これは、2組のX線管-検出器システムが約90度のオフセットされた位置に存在し、スキャン開始地点が異なり、各システムで別々の螺旋軌道でのデータ収集が可能となる。この別々の螺旋が、共に重ならず、データの欠損が生じないように交互に中間を通る軌道になる速度で寝台を移動させスキャンすることにより、秒間46cmの高速スキャンを実現している。(図3)

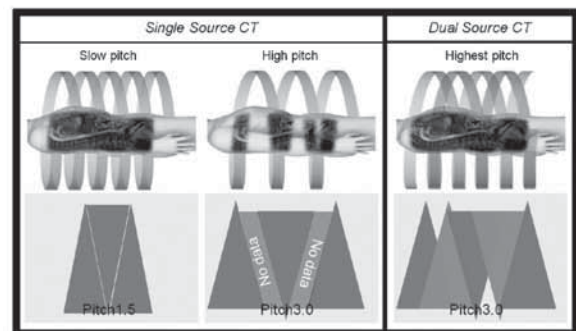


図3: Flash Spiralの概念

以上のFlash Spiralの原理を応用し、心電図同期下でのスキャンを行っているのがCardio Flash

Spiralである。このスキャンモードは、心拍数がおよそ60bpm以下で安定している（呼吸停止時の心拍変動2~3bpm以内が許容範囲）場合に心電図中の拡張中期（心臓の静止時間が長いといわれている緩速流入期）直前にゲートをかけてスキャンすることにより1心拍で心臓全体の画像をProspectiveに得ることができる。スキャン時間は設定範囲にもよるが、心拍数60bpmとした場合、約0.25sec（1/4心拍）でスキャンできる。

被ばく線量に関しても、1心拍で不必要な心位相への照射を行わないため、従来のRetrospective gating法に比べ非常に低い被ばく線量に抑えることができ、実効線量1mSv以下でのスキャンも可能であるといわれている（図4）。

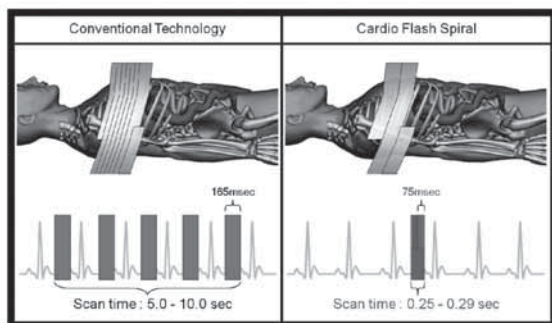


図4：Cardio Flash Spiralと従来法の比較

5-2 Flash Cardio Sequence

このスキャンモードでは、心電図同期下でスキャンと寝台移動を交互に行うノンヘリカルスキャン、いわゆるStep&ShootスキャンによりProspectiveに画像を得ることができる。Definition Flashの検出器幅が38.4mm（約4cm）であることから、約4回のステップで心臓全体をカバーできる。また、Flex Paddingという機能により、Step&Shootスキャンでありながらデータ収集ウィンドウ（X線照射範囲）を心電図のR-R間20~90%の範囲で任意に設定できる。これにより、最適心位相を得るために拡張中期に任意

のPadding幅を設定したり、75msecと高い時間分解能は変わらないため、高心拍症例に対する収縮末期を対象とした設定も可能である。また、収縮期~拡張期と広範囲のPadding幅が設定できることから、心室の駆出率や心筋の壁運動評価を目的とした心機能解析用のデータの取得も行える。ECG PulsingというDose modulation機能も兼ね備えているため、心機能解析目的のスキャンであっても撮影線量の最適化を行うことができる。

不整脈症例に対しては、スキャン中に偶発した期外収縮などの不整脈に対応する機能を有しており、予測心拍から外れた波形を感知し、それを回避してスキャンを行う。しかし、回避を繰り返すことで息止め時間（心臓全体のスキャン時間）が長くなることが懸念され、心電図修正機能（ECG Edit機能）も使用できないことから、期外収縮が頻発する症例や、心房細動等が予め確認できている場合、他のスキャンモードの選択となる。

5-3 DS Coronary Spiral

このスキャンモードは、従来広く行われている心電図同期下での低ヘリカルピッチを用いたヘリカルスキャンを行い、Retrospectiveに画像を得るものである。主に使用しているプロトコルにおいて使用できるヘリカルピッチは、0.17~0.38で予想心拍により7段階、手動で設定できる。

Definition Flashでは、従来の1管球システムでのRetrospective gating法に用いられていた分割再構成（セクター再構成）を行わずとも、ハーフ再構成で75msecと高い時間分解能の画像を得られることから、スキャン時間の短縮や、ヘリカルピッチによる時間分解能の差がないためスキャン中に多少の心拍変動が生じて心拍動の影響の少ない画像を得ることができる。

6. 検査ワークフロー

当院では経口によるβ遮断薬の投与を行って

ないため、入室前に事前の心拍数確認や予め静脈ラインを別室で確保する等の行為は行っていない。入室後、担当看護師が心電図を装着し、血圧、SpO₂の測定を行い、静脈ラインは原則的に右の肘静脈を確保している。

その後、検査内容の説明、タオルによる腹部圧迫固定、呼吸方法の指示などを行い撮影を開始する。位置決め画像、全胸部を含めた単純CT撮影、上行大動脈でのテストインジェクション、タイミングを確認し造影、画像を確認し検査終了、といった流れで検査を行っている。冠動脈拡張目的の亜硝酸剤は、造影5分前を目安に錠剤を舌下投与している。全体の検査時間は、入退室含め20分程度である。

7. スキャンプロトコル

当院のスキャンパラメータを表1(文末)に示す。

7-1 単純CT (Cardio Flash Spiral)

当院では、造影前に全胸部を含めた心電図同期下の単純CT撮影を行っている。冠動脈の走行・起始位置、石灰化の有無、ステント位置等の確認と、造影時の撮影線量設定の指標とすることを目的としており、スキャンプロトコルは、広範囲撮影用のCardio Flash Spiralモードを用いている。スキャン開始位置が肺尖部となるが、拡張中期で心臓部分をスキャンできるように早目にスキャンを開始することで心臓の静止位相を捉えた広範囲のスキャンを可能としている。

7-2 冠動脈CTAのプロトコルについて

導入当初はCardio Flash Spiralモードも含め全てのスキャンモードを使用していたが、現在は主にDS Coronary SpiralとFlash Cardio Sequenceの2つのモードを使用している。

これはβ遮断薬を使用していないため、心拍数が60bpm以下で且つ変動が極めて少ない状態で

検査を行える症例が少ない事が挙げられる。また、Cardio Flash Spiralモードでは石灰化を有した症例や、ステント留置症例では、高吸収体からのストリークアーチファクトにより評価困難な症例を経験した事もあり、ルーチンのプロトコルより除外しているが、呼吸停止が困難な症例などで臨床上必要と判断された場合には考慮対象としている。

8. 撮影線量の設定とDose modulation

撮影線量の変化による患者の被ばく線量の増加と画質の向上は相対的な関係にあり、再構成方法の違いや再構成関数、FOVサイズにより画質(画像ノイズ)は変化し、Dose modulationの設定によっても被ばく線量は変化する。また、画像処理を行う上で画質(画像ノイズ)は大きく影響するが、一方で造影効果の良し悪しによっても処理精度や出力画像の画質に影響を及ぼすことが知られている。

撮影線量を設定する上で、CT-AECの活用が有効であるが、心臓CT用スキャンモードではCT-AECが使用できず、撮影担当技師の経験により撮影線量を手動で設定していたが、設定にばらつきが生じ、身体情報の違う患者ごとに最適化されていたとは言い切れなかった。

そこで、過去に施行した心臓CT検査についてRetrospectiveに解析を行い、画像のノイズを評価するためのSD測定位置の明確化と指標SDの設定を行った。その結果より、検査施行時に造影前の単純CT画像のSD測定位置の値から実際の造影時の撮影線量を設定することとした。

SDの測定部位は、造影時と同じスライス厚、再構成関数を使用し、造影剤の影響が少ない部位として、左冠動脈主幹部(LMT)スライス位置の前胸壁皮下脂肪部分とした。測定は乳腺部分を除きROIの面積を50~60mm²(直径が胸骨の厚さと同程度)とし、測定した5点の差の少ない3点の

平均値を測定値とした。過去画像から得られた結果、指標SD=18とし、検査施行時の単純CT画像のSDと対比させ造影時の撮影線量の設定を行っている。詳細については今後学会などで報告したいと考えている。

Dose modulationについてもHRにより照射範囲を限定している。設定線量に対し25%と4%の2種類の低減率を選択可能であるが、当院では心機能解析を行っていないため設定時は4%を採用している。しかし、不整脈症例ではEditする可能性があるためその限りではない。

9. 造影プロトコル

撮影タイミングの設定はテストインジェクション法を用いている。測定ROI位置はスキャン開始位置の上行大動脈で、5.0ml/sec-10ml（同速度で生理食塩水20ml後押し）の条件でテストインジェクションを行い、モニタリング画像よりTDCを求め、ピーク+4secを撮影開始時間としている。

冠動脈評価目的の心臓CT検査における冠動脈の目標CT値は、300~350HUとしている。

過去の検討結果より、高濃度造影剤を5.0ml/sec-50ml（10sec注入）固定で注入した場合の冠動脈のCT値と被検者体重の関係より、体重1kgあたり、1secあたりのヨード量（以下Fractional dose:mgI/kg/sec）を24mgI/kg/secとした。

現在は、造影効果の安定と、体重による注入速度のばらつきを抑えるため、24mgI/kg/secのヨード量で注入時間が12secとなるよう、中濃度・高濃度造影剤を使い分け、さらに造影剤先行部分を生理食塩水と混合注入とすることで注入されるボリュームを一定化する方法を用いている。

CABG後のバイパス評価目的においては、スキャン時間が長くなることや、手術後であれば心臓に何らかのイベントが発生している可能性も高く満足な動脈系のCT値が得られない事を仮定し高濃度造影剤を5.0ml/sec、注入時間はスキャン

時間+5sec（最大20sec程度）。

テストインジェクションによりピークCT値が満足に得られない（ベースHU値+100HU以下、若しくはピークが形成されないなど）場合はボーラストラッキング法へ移行しモニタリングしながら撮影を行っている。

10. 最適心位相の求め方

最適心位相の決定方法は、自動心位相検索機能（Cardio Best Phase）を用いてある程度の位相を決定し、ターゲットが拡張中期であれば絶対値戻し（Reverse）法、収縮期であれば絶対値送り（Delay）法にて最適心位相を決定している。

11. 画像処理及び出力画像

全症例、AZE社製Virtual Place Plusにて画像処理を行っている。冠動脈用の細血管解析アプリケーションにより冠動脈を抽出し、上行大動脈と左心室、各冠動脈のみのVR画像、血管撮影のアンクルに応じた左右それぞれのAngiographic view（MIP画像）、主要三分枝のCPR（ストレートとストレッチ）、+ α で狭窄病変があればCross section（断面画像）を追加している。予約検査ということと、他検査も並行していることから当日の診療時間中の画像処理は難しいのが現状である。

12. まとめ

本稿では、Definition Flashの心臓CT検査における基本的な機能と当院の検査プロトコルと現状について述べた。

当院の心臓CT検査は、他施設に比べ症例数も少なく、検査に対する経験値も低いが、今後も造影効果や画質の最適化、そしてALALAの概念に基づき被ばく線量についても合理的且つ可能な限り低減できる検査プロトコルの構築をしたいと考えている。

	管電圧	回転速度	Pitch	再構成関数	再構成 Thickness/interval	padding幅	Dose modulation
Flash Chest Pain (単純CT)	120kV	0.28sec	3.2	B36f	0.6/0.3mm	—	—
Flash Cardio Sequence	120kV	0.28sec	—	B36f	0.6/0.3mm	70~80%(~69bpm) HR変動：極少	—
DS CoronarySpiral (Routine)	120kV	0.28sec	0.17~0.38	B36f	0.6/0.3mm	70~80%(~69bpm) 30~80%(70~85bpm) 30~50%(86bpm~)	4%に低減
DS CoronarySpiral 不整脈症例	120kV	0.28sec	0.17 (最低)	B36f	0.6/0.3mm	0~100%	off

表1：心臓CTスキャンプロトコル

Aquilion One (320列) における心臓CT検査

石心会狭山病院
放射線室 伊藤 寿哉

1. 施設紹介



図1：石心会狭山病院全景

開設：昭和62年4月（1987年）
所在地：埼玉県狭山市鶴ノ木1-33
病床数：一般349床
（ICU・CCU 8床、HR 7床）
診療放射線技師：30名



図2：CT室風景

2. はじめに

当施設は、入院・救急部門を担う狭山病院と外来部門を担うさやま総合クリニックとの2施設に分かれている。さやま総合クリニックには

SIEMENS社製SOMATOM Definition AS+が導入されており、今日までの冠動脈CT造影検査（以下C-CTA）は、さやま総合クリニックでのみ行っていた。しかし、さやま総合クリニックでは平日の日勤帯のみ検査を行っており、夜間や休日などは検査が行えないという時間的な制約があった。今回、狭山病院にTOSHIBA社製 Aquilion ONE（図2）が導入され、かねてから循環器医の希望であった24時間365日体制でのC-CTAが可能となった。

3. CT装置概要

3-1 システム概要

回転速度：0.35/0.375/0.4/0.45sec/rot
ビューレイト：900View@0.35sec/rot
検出器：固体検出器896ch 0.5mm×320列
管電圧：80kV／100kV／120kV／135kV
管電流：580mA@120kV／510mA@135kV
ヘリカルピッチ：40～96（@64列収集）
画像再構成時間：1ボリューム（320slice）：最短10秒
X線管球：7.5MHU
ガントリ：傾斜±22°

3-2 320列CTについて

Aquilion ONEは320列の面検出器（図3）を搭載し、1回転（0.35sec）で最大16cmの範囲が撮影可能となる。従来のヘリカルスキャンではボリュームデータ内に僅かながら時差が生じていましたが、Aquilion ONEではそうした時差は生じず、頭部や心臓などの臓器を1回転で撮影出来る（図4）。



図3：320列検出器

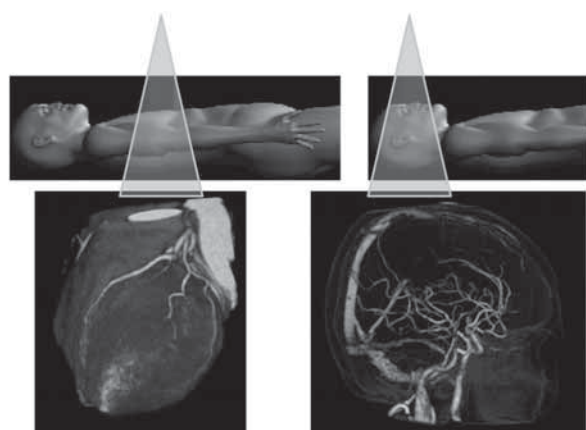


図4：コンベンショナル1回転での撮影

4. 心臓CT撮影プロトコル

4-1 Ca Scoring (図5)

あらかじめ指定した心位相 (%) を中心にX線を曝射し、ハーフ再構成を行う方法です。時間分解能は、患者心拍に関わらず回転速度のハーフ分になる。(0.35sec/rotの場合175msec)

主に造影撮影前の位置決め単純撮影や、石灰化を確認する目的で使用している。

また心臓以外にも、大動脈解離や心臓付近の肺野を観察する際に心拍動を抑制する効果がある。

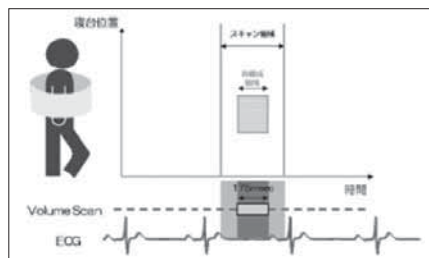


図5：Ca Scoring

4-2 Prospective CTA (図6)

あらかじめ指定した心位相のみ曝射する方法で

ある。曝射した心位相範囲内から任意の心位相を抽出するためR波信号遅延 (%) や遅延時間 (msec) を指定し、画像を作成する。

主にC-CTA像の作成を行いたい場合に使用している。

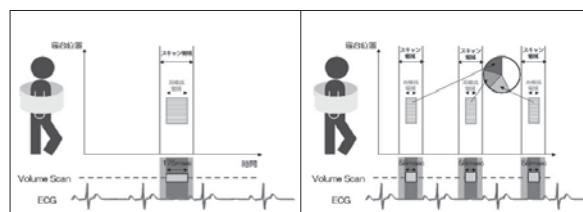


図6：Prospective

4-3 CTA/CFA Continuous (図7)

1心拍以上曝射し、全ての心位相で任意の心位相の画像再構成が可能になるよう撮影する方法。

主にC-CTA撮影と同時に心機能解析を目的とした場合に使用している。

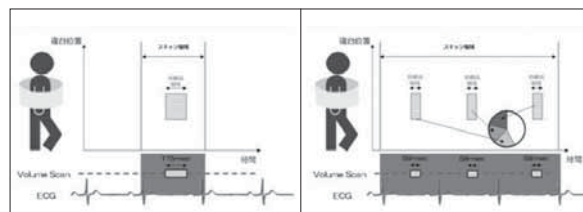


図7：CTA/CFA Continuous

4-4 CTA/CFA Modulation (図8)

スキャン方式はCTA/CFA Continuousと同様。曝射中に電流を可変させ、あらかじめ設定した心位相に高い管電流を、それ以外の心位相では低い管電流で曝射する方法である。

CTA/CFA Continuousと同様、主にC-CTAの作成と心機能解析を行いたい場合に使用している。

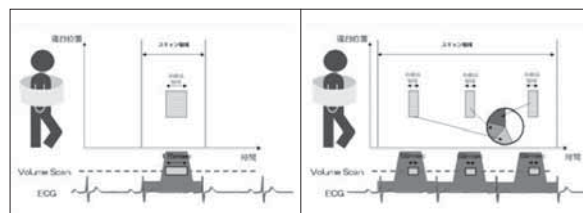


図8：CTA/CFA Modulation

4-5 Target CTA (図9)

あらかじめ指定した心位相を中心に、心拍状況に関わらず曝射幅を指定して曝射する方法である。照射線量をコントロールすることが出来る。

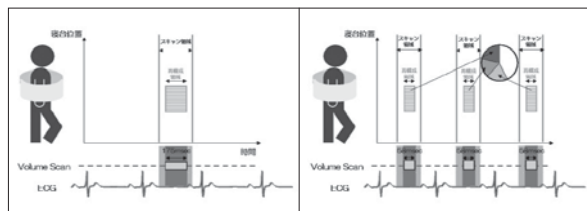


図9：Target CTA

*不整脈制御 (図10)

心電図同期ボリュームスキャンの撮影中に不整脈を生じた場合、呼吸練習の結果から最大1心拍程度整脈を取得できるように、曝射時間を拡張するプログラミングがされています。

以下に3心拍時の例を示します。

スキャン中にイレギュラーな心拍など不整脈を生じた場合には、設定通りのノーマルな3心拍を自動撮影します

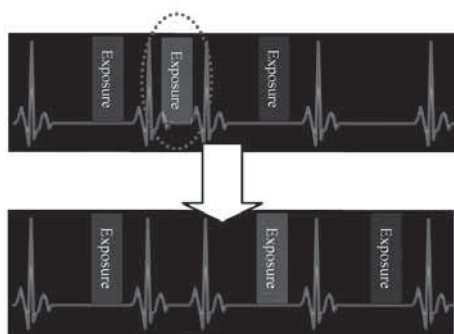


図10：不整脈制御 (例)

4-6 心電図同期ヘリカルスキャンシステム (図11)

心電図同期ヘリカルスキャンでは、心電図波形信号をヘリカルスキャンと同時に生データに取り込む。これにより生データ処理にて心電図波形データをCTコンソール上に表示し、任意の心位相で画像再構成が可能となる。ヘリカルスキャンのセグメント再構成では、患者心拍とヘリカルピッチによって、分割できるセグメント数の変化

により、時間分解能が変動する。

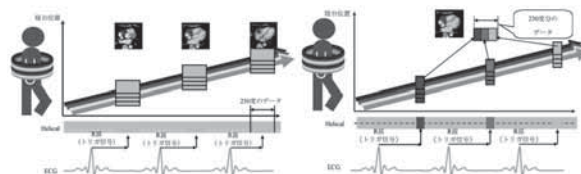


図11：心電図同期ヘリカルスキャンシステム

5. 心電図同期アプリケーション

5-1 Heart NAVI (図12)

最適スキャン条件表示機能

ハートナビでは呼吸練習を行い、息止めしている最中の心拍の推移を示すグラフが表示され、この結果から、その心拍で最適な撮影条件(スキャン速度・ビート数・撮影心位相範囲)を自動計算し表示する。

表示された条件は、患者の心拍の変動や息止め時間の長さを考慮し、オペレーターが変更することも可能である。

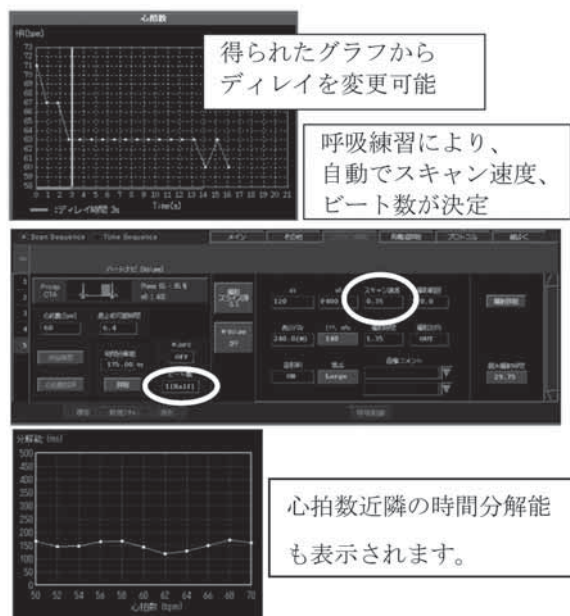


図12：Heart Navi画面上より
呼吸停止時の心拍数グラフ
Heart Navi画面
心拍数近隣の時間分解能グラフ

5-2 ECG Modulation/Prospective

心電図同期管電流変調機能

心電図同期撮影時に任意の心位相で管電流を変調させる機能。もしくは任意の心位相でのみ曝射する機能である (図13)。

Heart NAVIにより、患者の心拍に合わせて撮影を行う心位相幅も、自動的に設定される。

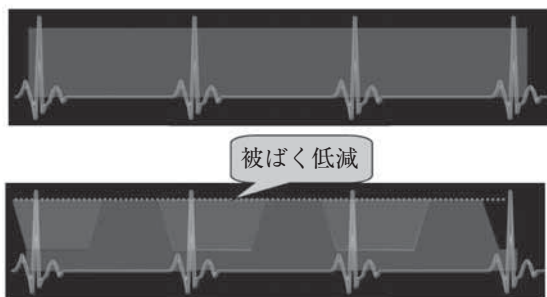


図13：ECG Modulation使用時の管電流

また、患者の心拍や状態に応じて、マニュアルにて、管電流変調の幅や、撮影を行う心位相の範囲を決定することが出来る (図14)。

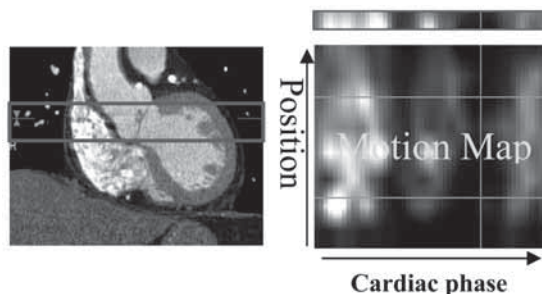


図14：Heart Navi画面

5-3 Phase NAVI

最適静止心位相自動検索

ボリュームデータの心位相ごとの動きを数値化して、自動的に収縮期・拡張期の画像再構成を行うソフトウェアである。



1. ボリュームデータの心位相ごとの動きを数値化する。
2. 静止心位相、収縮末期、拡張期など自在に自動取得する。
3. 患者のオリジナルデータから自動計算する。

図15：Motion Map

5-4 ECG Wizard (図16)

最適静止心位相マニュアル検索

簡便なマニュアル操作によって最適心位相を検索、画像再構成することが出来るソフトウェアである。

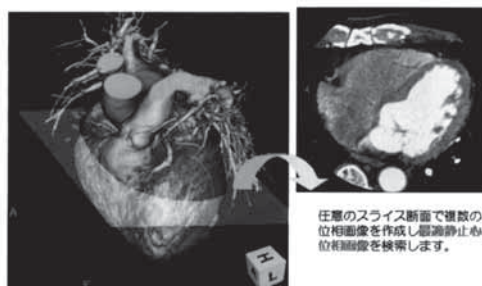


図16：ECG Wizardイメージ

主に心電同期ヘリカルスキャン時に使用する。再構成関数については以下チャートに示す3つの分類がある (図17)。

分類	再構成関数				
	Smooth	←	→	Sharp	
BHC 処理なしの関数 (Coronary-Ca 観察時にお奨めします)	FC11	FC12	FC13	FC14	FC15
BHC 処理付きの関数 (Stent 観察時にお奨めします)	FC01	FC02	FC03	FC04	FC05
血管を強調する関数 (Coronary 観察時にお奨めします)	FC41	FC42	FC43	FC44	***

図17：再構成関数表

また、再構成関数に併せて、QDS+ (3D量子フィルタ) やBoost3D (ストリークアーチファクト、ノイズ除去効果に優れたフィルタ) を併用すると、よりスムーズな画像を得ることが可能である。

5-5 ECG Editor (図18)

ECG波形編集機能

再構成されたボリュームデータに不整脈の影響で不連続な画像が混入した場合、不整脈を除外して再構成を行うことが出来るソフトウェアである。

主に『R波をはずす』『R波をずらす』『データを除外する』などの処理に使用している。

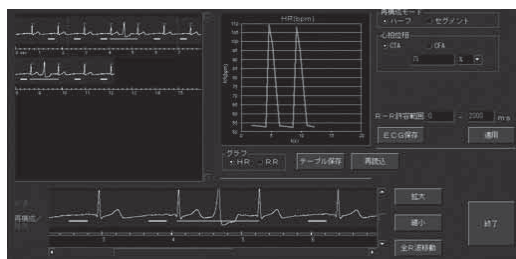


図18：ECG Editor画面

6. 当院の撮影プロトコル紹介

当院でのC-CTAのプロトコルおよび検査の流れについて紹介する。

6-1 撮影条件

Ca Scoring

管電圧：120kV

管電流：200mA

回転速度：0.35sec/rot

スキャン：ボリュームスキャン
(0.5mm×320列)

Prospective CTA

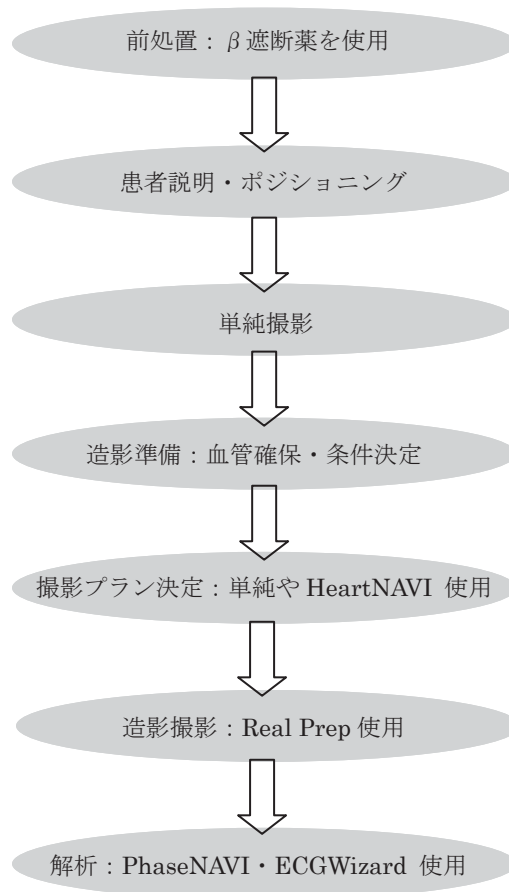
管電圧：120kV

管電流：350~580mA

回転速度：0.35/0.375/0.4/0.45sec/rot

スキャン：ボリュームスキャン
(0.5mm×320列)

6-2 検査フローチャート



6-2 検査の流れ

a) 前処置

検査予約時に医師がβ遮断薬 (経口薬) を処方し、検査開始2時間前に服用していただく。

b) 患者説明・ポジショニング

患者に検査説明をし、心電図を貼り付け、心臓がスキャンの中心に来るようにポジショニングをする。この際一度息止めの練習をし、機械の指示音が聞こえるか、息止め時の心拍はどうかなど確認をしている。

c) 単純撮影 (図19)

Ca Scoringを撮影する。主に造影撮影範囲決定のために撮影を行っている。

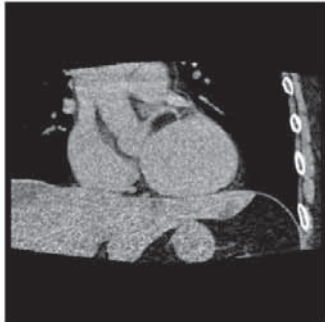


図19：単純撮影コロナル像

単純撮影後、160mm、140mm、120mmの中から適する範囲を選択します。またこの撮影で、弁の石灰化の有無を確認し造影剤投与量を変更したり、横隔膜挙上の有無を確認し撮影条件の参考にしたりなど、スキャンプランをたてる。

d) 造影条件

現在は『335mgI/kg』（東芝推奨）を投与しているが、他施設に比べ多いのが現状である。今後の造影剤低減に向け、検討をしている。

e) 撮影準備

条件を全て決定した後、Real Prepのモニタリング撮影をし、上行大動脈にROIを設定する。（閾値200HU）

f) 造影撮影

主にProspective CTAを使用している。撮影条件の決定は、呼吸練習後に行う。呼吸練習を行うと、Heart Naviにより自動的に撮影条件が設定されるので、そこから患者の体型により最大管電流を変更し、呼吸停止時に得られた心拍の推移グラフや時間分解能グラフを参考にしながら、撮影ビート数、スキャン速度を変更する。

g) 解析

撮影終了後、Phase NAVIより得られた心位相データもしくは、ECG Wizardにより得られた心位相データを用いて画像作成を行っている（図20）。

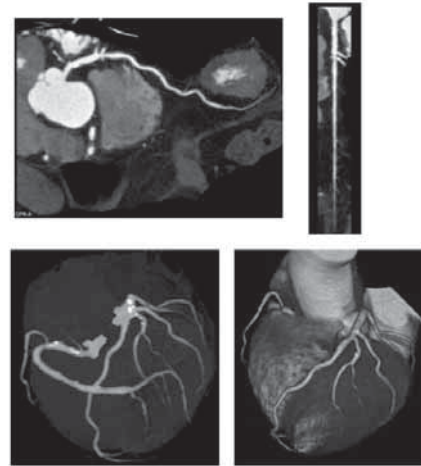


図20：解析画像

7. おわりに

Aquillion ONEにおける心臓CTについて、簡単ではあるが概要を記述した。

撮影、再構成ともに性能の向上はもちろんのこと、操作も簡便化されており、現在ではほとんどのケースが装置の指示に従うだけで、撮影が可能である。

しかし、装置の指示だけでは撮影困難なケースもあり、被ばくの観点からも、我々診療放射線技師は、ただスイッチを押すだけではなく、装置の性能や特性を理解し、患者1人1人に合わせたスキャンプランを組む必要がある。

今後、当施設放射線室も、この装置の性能や特性を深く理解した上で、より良い医療を提供出来るように取り組んで行きたいと思う。

最新高感度検出器（ガーネット）を搭載したX線CT装置における心臓検査

済生会栗橋病院
放射線技術科 志村 智裕

1. 施設紹介



当院は、埼玉県北東部に位置する、旧栗橋町に平成元年7月開院した。現在は近隣1市3町が合併し久喜市となったが、病院名は以前の通りである。開院時は9科210床でスタート。以後、一般病床と感染病床4床の増床により314床となった。平成19年には、地域連携の推進から地域医療支援病院の承認を受ける。現在では平成23年12月オープン予定の地域救急センターICU・CCU20床の建設により、さらなる地域中核病院としての機能充実を図っている。

CT検査数は月平均1200件。心臓CTはDiscovery CT750HD（平成21年1月稼動）を使用して月平均25件の検査を行っている。

2. 使用装置

GE社製Discovery CT750HD（図1）の概要を示す。

2-1 Discovery CT750HDの特徴

まず、本装置の特筆すべき特徴はGemstone



図1：GE社製「Discovery CT750HD」

（ガーネット）検出器の採用にある。この検出器は、X線から光への変換速度“Primary Speed”が $0.03\mu\text{sec}$ と高速であり、従来の検出器と比較すると約100倍以上速く応答可能である。また、残光特性（アフターグロー）も従来の1/4まで短縮している。次に、High Resolutionモードという高分解能撮影モードがある。これはGemstone検出器のX線応答速度とアフターグローにより、NormalモードView数（984View）の2.5倍である2496Viewが収集可能となり、より高空間分解能な画像が可能となった。冠動脈撮影ではHalf Scanを使用するため1662Viewとなる（図2）。更に収集系以外では、ASiR（Adaptive Statistical Iterative Reconstruction）技術である。これは、逐次近似法を応用した再構成法で、空間分解能を損ねることなくノイズ成分を低減させる技術である。ASiRを用いる事により、従来の画質を犠牲にすることなく被ばく低減する事や、被写体の大きさが関係無く安定した画像SDを得ることが可能となった（図3、図4）。

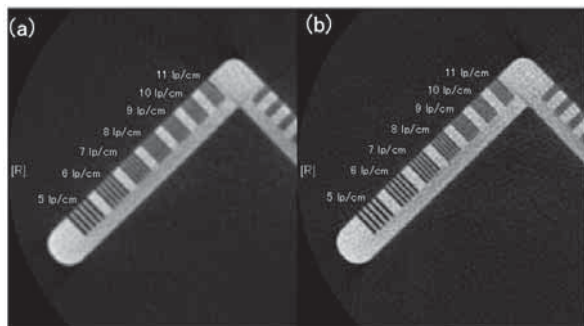


図2：Cardiac モード X-Y平面Center付近の空間分解能
 a) Normalモード655View 関数Std
 b) HRモード1662View 関数HD Std

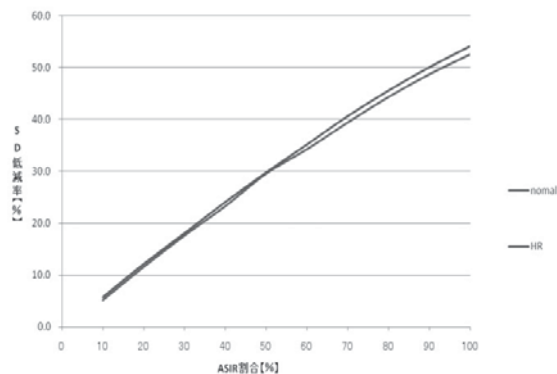


図3：ASiR付加割合とSD低減率の関係
 normalモード：984view
 HRモード：2496view

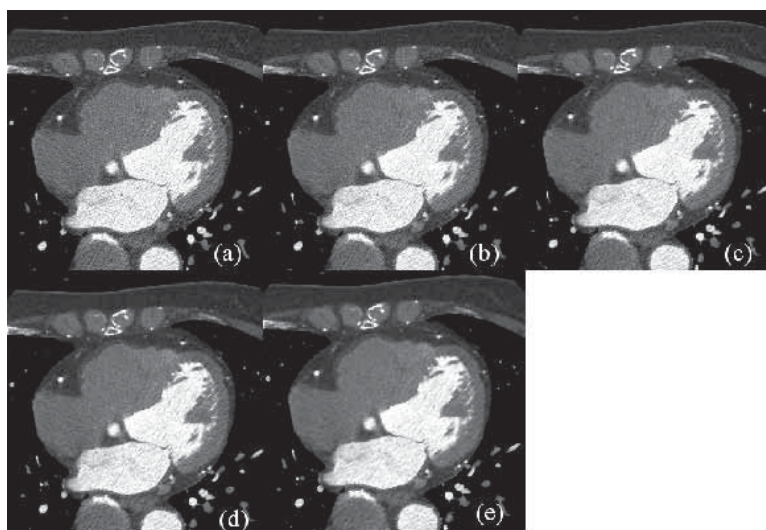


図4：ASiR付加割合（0～100%）と画像
 (a) 0% (b) 30% (c) 50% (d) 70% (e) 100%

昨今のX線CT装置では新たな技術として、Dual Energy撮影に関する開発も各メーカーにてされている。本稿では、Gemstone Spectral Imaging (GSI) を紹介する。これは、Gemstone 検出器により、低圧 (80kVp)・高圧 (140kVp) の高速スイッチングで異なるエネルギーを収集する事ができる Dual Energy scanである。収集された生データベースの画像再構成により、物質密度画像 (Material Density Image) と仮想単色X線画像 (Monochromatic Image) を得ることがで

きる。物質密度画像は物質の識別が可能であり、仮想単色X線画像はビームハードニング効果・メタルアーチファクトの軽減や各X線実行エネルギーでの仮想単色X線画像を得ることができる。

2-2 心臓検査におけるCardiacモード

心臓検査はCardiacモードを使用するが、このCardiac モードの特徴はDetector Coverage40 (mm) / Helical Thickness0.625 (mm) / Rotation Time0.35 (sec)、High Resolutionモードで

1662Viewにもおよぶ高View取収が挙げられる。Recon モードに関して、本装置の再構成法にはノンヘリカルスキャン（プロスペクティブ再構成）とヘリカルスキャン（レトロスペクティブ再構成）があり、ヘリカルスキャンには1心拍のデータで再構成するHalf Scan再構成と、複数心拍で再構成するMulti Sector再構成が存在するため、Heart Rateに応じた選択をしている（図5）。また、撮影線量低減する技術としてECG変調機能を有し、心周期拡張中に最大電流をかけ収縮期にピーク電流の20%で撮影する。これは、ヘリカルスキャンのみ適応できる。

ノンヘリカルスキャン(プロスペクティブ再構成)	
Half Scan再構成	Snapshot Pulse(30~60bpm) ※当院ではPadding Time 200(msec) / Adaptive Gating 2(beats)を使用
ヘリカルスキャン(レトロスペクティブ再構成)	
Half Scan再構成	Snapshot Segment(30~39bpm hp0.16)
	Snapshot Segment (40~49bpm hp0.18)
	Snapshot Segment (50~59bpm hp0.2)
Multi Sector再構成	Snapshot Burst(60~69bpm hp0.16)
	Snapshot Burst (70~90bpm hp0.18)
	Snapshot Burst +(90~bpm hp0.2)

図5：再構成法

2-3 周辺機器

造影剤注入器は、根本杏林堂製Dual Shot GX、ワークステーションはGE社製Advantage Workstation 4.5を使用している。

3. 検査パラメータの設定に関して

3-1 検査フローチャート

当院では、（図6）に示すような検査フローチャートに順じて検査を行っている。

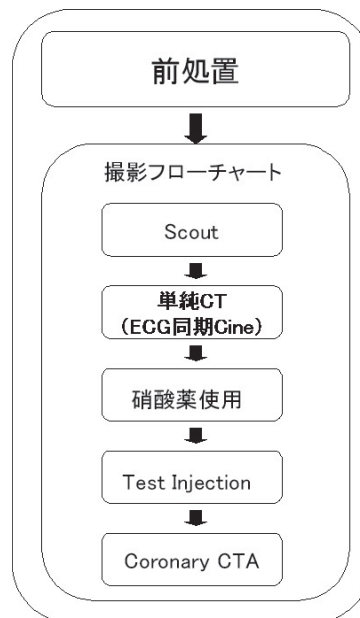


図6：検査フローチャート
前処置から撮影終了まで約2時間を要し、撮影手順は撮影フローチャートに従う。

3-2 検査手順

検査手順を以下a) ~h) の順に示し、検査の流れの参考として理解されたい。

a) 前処置

検査1時間半前にβ遮断薬を内服（禁忌患者を除く）。

心拍数 59bpm以下→なし

60~69bpm→セロケン20mg

70以上→セロケン40mg

b) 造影剤注入用ライン

通常右肘静脈に確保。

c) 酸素5L投与

d) 硝酸薬使用

造影開始5~10分前にニトロペン0.3mg舌下投与。

e) 撮影開始時間

Test Injectionを使用。

ROIは上行大動脈の左冠動脈主幹部1cm上に設定。

取得したTDCのピークから3秒後を撮影開始とする。

※Test Injectionにて十分なTDCのピークが得られない場合、同部位にてSmart Prepを使用。CT値150HUを目標とし撮影開始。

f) 造影剤濃度

高濃度造影剤 (370mgI/ml) を使用。
冠動脈の目標CT値が300~350HUとなるように造影。

g) 撮影条件

(図7) に示す通りである。

- ・ Pitch factorはHeart Rate・心電波形に応じた再構成法を使用する。
- ・ 撮影管電流 (ECG Modulation使用)
ノンヘリカルスキャン：500mA固定
ヘリカルスキャン
HR30~59の場合：心位相70~80%で最大管電流
HR60~90の場合：心位相30~80%で最大管電流
HR90~の場合：500mA固定
- ・ 再構成関数は通常HD Stndを使用するが、ステント挿入後の場合は分解能向上の為HD Detailを使用する。

h) 造影剤注入条件

注入速度：体重×0.06 (ml/sec)
注入量：(スキャン時間+3秒)×注入速度+生理食塩水30ml (ml)

Scan Type	Cardiac/High Resolution
管電圧	120kV
管電流	ECG Modulation(160mA/500mA)
回転速度	0.35sec/rotation
スライス厚	0.625mm×64
pitch	0.16~0.2
再構成関数	HD Stnd/HD Detail(ステント)

図7：撮影条件

4. 検査時の注意事項

まずは、十分な息止め練習、および固定帯による横隔膜付近の圧迫が重要である。次に息止め時の胸腔内圧上昇によるHeart Rate変動確認。ノンヘリカルスキャンの使用は、Heart Rate・心電波形・年齢(被ばく)を考慮し、低いHeart Rateであっても、心電波形に不整脈・期外収縮がある場合、低Pitchを使用する。

5. 後処理

5-1 画像再構成

再構成関数は通常HD Stndでステント挿入後の場合HD Detailを使用(図8)し、画像SD値はASiR Reviewにより、上行大動脈左冠動脈主幹部付近の値が25~30となるように設定する。ASiR Reviewとは、あらかじめASiR0%と100%の画像を算出し、目標とするSD値になるよう最適なASiR負荷を決定できるものである。また、当院では画像ノイズの周波数特性を加味し、ASiRの最大付加割合をHD Stndで70%、HD Detailで100%としている(図9、10)。ここで、画像再構成には通常相対値法を使用し、HR65以下は拡張期70~85%、HR66以上は収縮期~拡張期35~85%にて最適心位相を模索する。Heart Rateが安定しない場合は絶対値法も考慮する。また、不整脈や期外収縮によるアーチファクトにより再構成が困難である場合、ECG Editorを使用し原因となる心位相(Phase)の移動や削除を行っている(図11)。

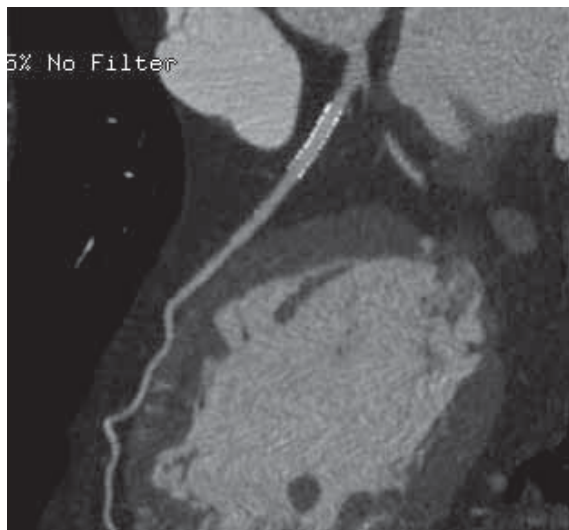


図8：関数HD Detail
(ステントVision3×15mm)

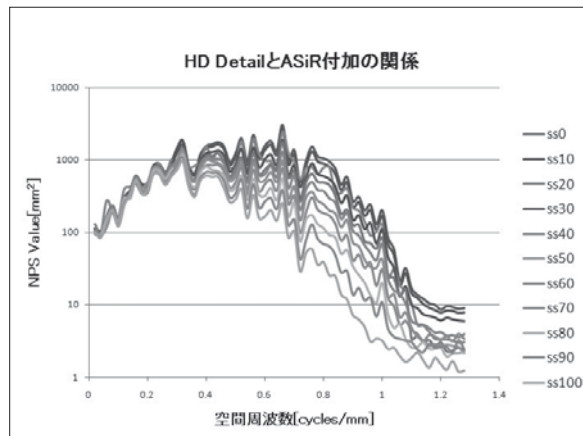


図10：HD DetailとASiR付加の関係

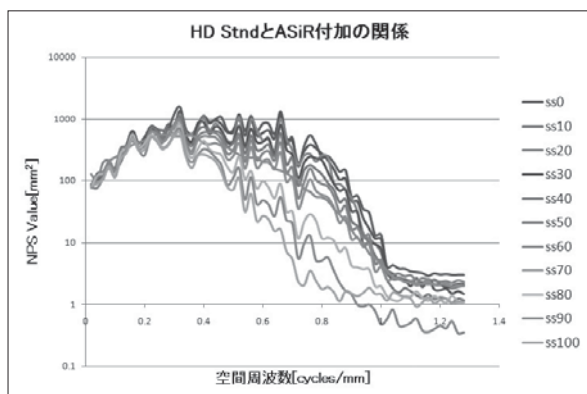


図9：HD StndとASiR付加の関係



図11：ECG Editor使用による最適心位相

5-2 画像表示方法 (図12)

画像表示方法をa)～c)に示す。

- a) Volume Rendering (VR) 8方向
- b) Angiographic View (MIP) 左冠動脈8方向
右冠動脈4方向
- c) Curved MPR (CPR) 各冠動脈枝

狭窄が認められる場合、Lumen View・短軸像・プラークのCT値などをKey Imageとして提出。必要に応じて心機能解析 (Ejection Fraction、Myocardial Bullseye) を作成している。

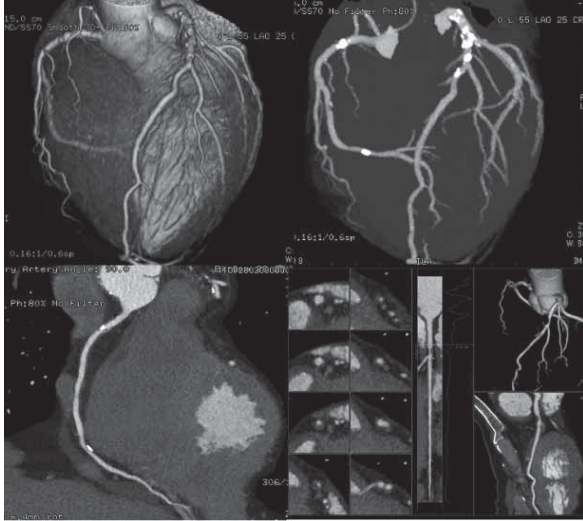


図12：画像表示方法
 (a) VR (b) MIP (c) CPR (d) Lumen View・短軸像

a	b
c	d

6. まとめ

近年MDCTは多列化が進み、心臓CTに大きな影響を与えている。64列CTであるDiscovery CT750HDは検出器数で他社に劣るが、Gemstone検出器やASiRなどの特徴を活かし、心臓CTの課題であった空間分解能の向上を可能とし、心臓を含めたあらゆる検査部位で診断能の高い画像が得られるようになった。今後は、Dual Energy scanによる心臓検査の実用化によって、Discovery CT750HDが更に進化することを期待したいと思う。

参考文献

- 1) 山崎彰久：これで分かるDiscoveryCT750HDの可能性「INNERVISION11・11.2009」
- 2) 杉澤浩一：冠動脈CT更なる高分解能を目指して- DiscoveryCT750HDの実力とは「INNERVISION11・11.2009」
- 3) 双木邦博：埼玉県内における心臓CT検査の現状～SIEMENS社製 SOMATOM Definition DualSourceCT～「埼玉放射線・Vol57 No.5 2009」