

MDCT による冠動脈評価

前原 晶子*・百村 伸一*

Evaluation of Coronary Artery Using MDCT

Akiko MAEHARA,* Shin-ichi MOMOMURA*

1. はじめに

マルチスライス CT (MDCT) とは X 線検出器が体軸方向に多列化したものであり、16 列以降、急速に心臓領域に広まった。この理由として、(1) 検出器の多列化と最小検出器幅の縮小化 (0.5 mm 程度) による空間分解能の向上、(2) マルチセクターリコンによる時間分解能の向上があげられ、最終的な空間分解能が 0.5 mm 程度にまで向上したことにより、直径 3~4 mm 程度の冠動脈をターゲットにすることが可能になったのである。

2. 撮影準備

当院では 1 症例の撮影に約 20 分間を要している。検査室に入室後、(1) 心電図モニター、経鼻カニューラ (2L/分) による酸素投与を開始する。次に (2) 20G のサーフロー針で正中の太い静脈に血管確保を行う。(3) その後に、ニトロペン 1 錠を舌下する。(4) 人は深呼吸をした際に予想以上に大きく胸郭を動かしてしまうことがある。それがある程度制御できるように、我々は呼吸位でタオルを使って軽く胸郭を圧迫している (図 1)。(5) 次に約 30 秒の息止め練習を行う。その時の心拍変動を記録し、最終的な撮影条件を決めるのに参考にする。(16 列では平均 25 秒程度の息止めが必要であるが、64 列では 1/4 になるため、酸素投与、息止め練習は必要なくなるであろう。)

3. 撮影方法

スカウト像を撮影後、心電図同期なしで心臓周辺の単純撮影を行う。冠動脈で一番高い位置にあるのは、左前下行枝と左回旋枝の分岐部あたりであり、最も低い位置にあるのは右後下行枝である。ほとんどの人の冠動脈は長軸方向で 10 cm の範囲内に存在する。この単純撮影から造影の際

の撮影範囲を決定する。撮影開始時間の決定はテスト撮影を行って到達時間を計算する方法もあるが、我々は東芝社の Aquilion を使用し撮影範囲の最上部の大動脈内に ROI (region of interest) を設定し、その部分でダイナミック撮影を行い、CT 値が 200 HU に達したところで撮影を開始する sure start 法で行っている (図 2)。心臓撮影においては高い CT 値が心臓全体の撮影中維持されることが必要である。心機能の悪い症例では経静脈的に注入された造影剤が心臓内を循環するのに時間を要し、冠動脈に到達するまでの時間が長くなることがあるので、いずれかの方法により最適な造影剤の到達時間の把握が重要である。造影剤の注入法は、ヨード含量 300 mgI/mL を 4.5 mL/秒で 60 mL 注入後、2.5 mL/秒で 40 mL 注入し (造影剤の総量 100 mL)、生理食塩水 50 mL を 4.5 mL/秒で後押ししている。2 層性の造影剤注入により均一な造影効果が得られることが報告されている [1]。

4. 画像再構成

心臓は収縮末期と拡張末期に静止する。心拍が増大すれ



図 1 予想外の胸郭の動きを防ぐために呼吸位で軽く固定

* 虎の門病院循環器センター内科
Cardiovascular Center, Toranomon Hospital

ROI

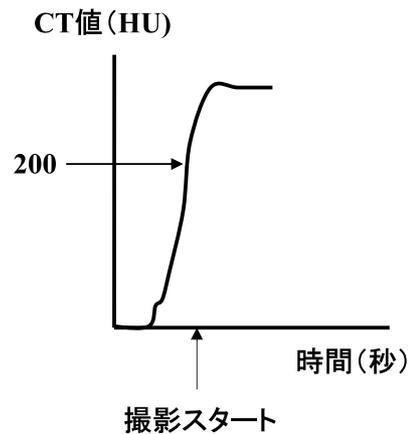


図2 大動脈内に ROI (region of interest) を設定し、同部位でダイナミック撮影をしながら、sure start 法により撮影開始のタイミングを決める。

静止画像の得られた数

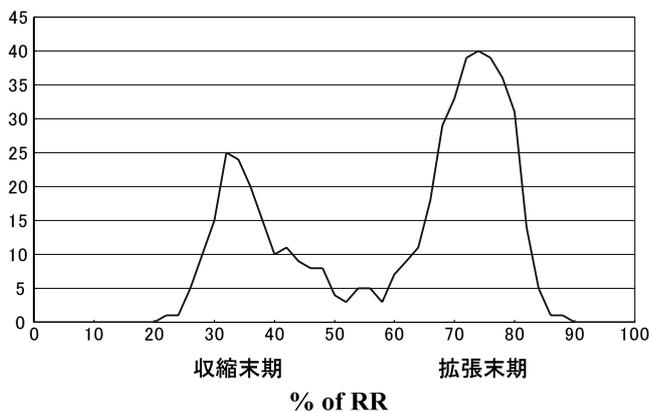


図3 MDCT による静止画像の得られるタイミング
収縮末期 35%と拡張末期 75%付近で心臓は静止しやすい。

ば拡張期の割合が少なくなるので、心拍が少ないほど（拡張期が長いほど）、心臓が静止した瞬間を捉えやすくなる。図3は、1心拍を2%ごとに区切って再構成した画像のうち静止した絵が得られる頻度を表したグラフである。収縮末期であるRRの35%付近に小さいピークがあり、拡張末期であるRRの75%付近に大きいピークがある。いかえれば、RRの35%と75%付近を中心に再構成すれば静止した画像を得やすく、75%付近のほうがより頻度が高いというわけである。例えば心房細動の場合、収縮末期までの時間は比較的一定であるのに対し、拡張期の長さは不定である。よって、心房細動の場合は収縮末期を中心に再構成すれば静止画が得られることになる（図4）。また撮影時間内に心拍の変動が大きかった症例では（10拍以上の変化）、同様に拡張期の長さが不均一になるので収縮末期に静止画が得られやすいことになる。期外収縮が認められる場合には連発していなければ期外収縮の部分のみを除去して再構成

すれば静止画が得られやすい。図5は期外収縮の部分を除いて再構成して得られた画像である。

心臓の中では右鋭縁部と左鈍縁部の動きが最も激しい。故に上述した静止時相を探するのにこの2カ所を含んだ高さでそれぞれ再構成することが重要である[2]。言葉を変えれば、この2カ所が最も静止しないので、ここで静止画像が得られればその他の部分は静止しているわけである。右冠動脈と左冠動脈が同時相で静止画像が得られないこともあり、その場合には異なった時相で再構成し評価する。

5. 表示の方法

表示方法は図6に示すごとく、volume rendering と呼ばれるもので全体の冠動脈の分布を表現し、狭窄度の診断には最終的には curved MPR (multi planar reformation) と呼ばれる展開図を用いている。造影検査に似た絵は MIP (maximum intensity projection) である。

6. 狭窄度、プラーク性状

まず、画像が評価可能かどうか、さらに狭窄度の正診率が求められる。高度石灰化、小さいステント症例では評価可能率は低下し、これらを除いた症例では正診率は佐藤ら[3](4列検出器)の報告では positive predictive value (PPV) が 93.5%, negative predictive value (NPV) が 97.2%, Mollet ら[4]は(16列検出器) PPV 79%, NPV 98%と報告している。MDCTによる評価の特徴としてはNPVが高く、動きの激しい右冠動脈中位部の正診率が低いことである。また、CTによる径の計測を血管内超音波(IVUS)の計測と比較したのも報告されており、いずれも相関はよい。また前後の対照部と比較して、remodeling形態も評価可能である[5]。プラーク性状に関しては少数例であるがKoppらは組織と比較してその相関があることを報告しており (soft 43 ± 18 HU, fibrotic 73 ± 20 HU) [6]、さらに

→ : 収縮末期のタイミング



図 4 心房細動症例の静止画像の得られるタイミング
収縮末期で再構成すれば静止画像が得られる。画像はこの心房細動症例で得られたものである。

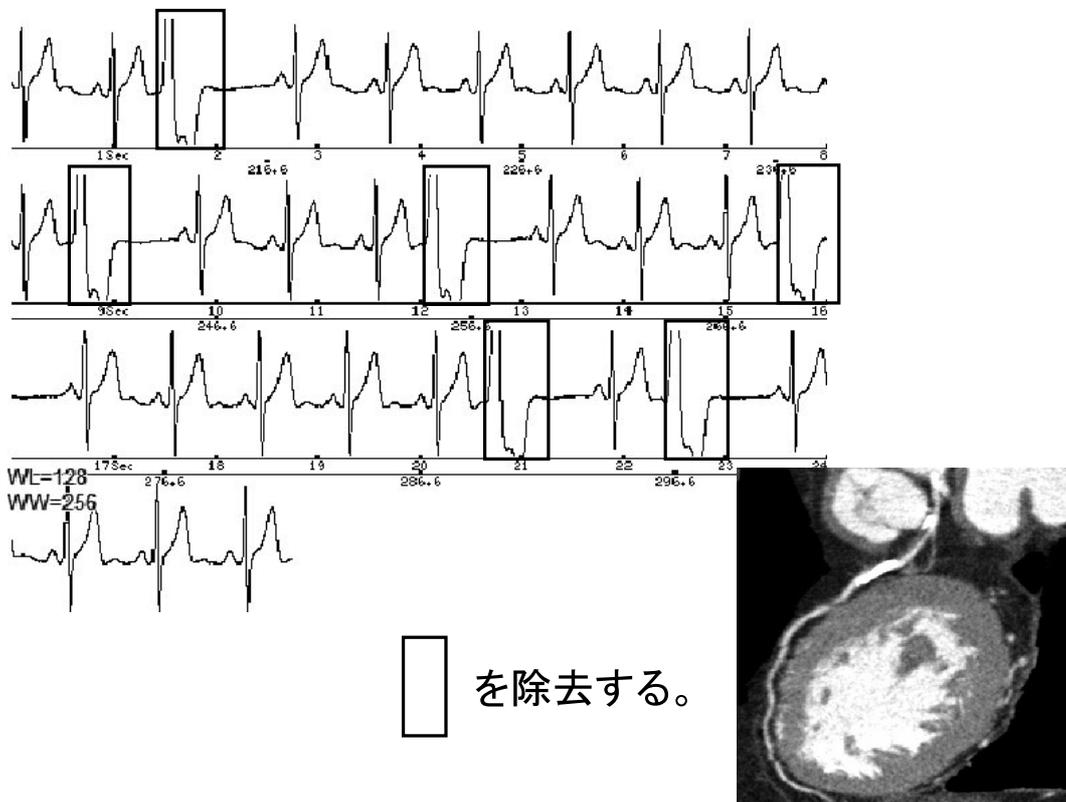


図 5 期外収縮多発例の静止画像の再構成法
連結期が一定の期外収縮であればその部分だけ除いて再構成する。画像はこの期外収縮多発例で得られたものである。

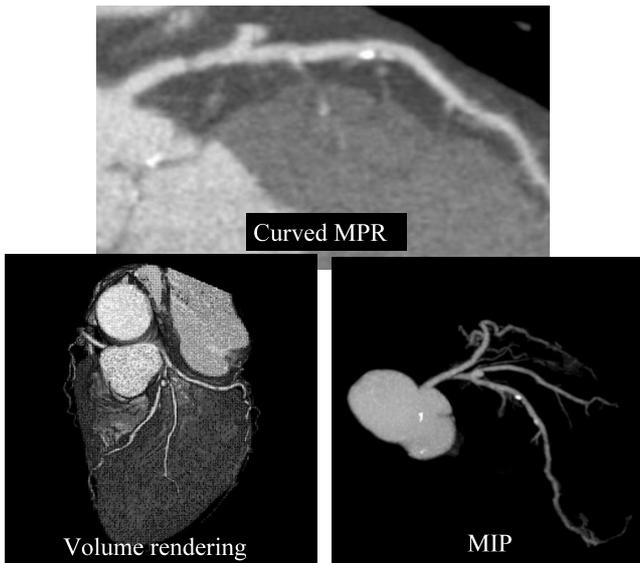


図 6 画像表示の種類
Volume rendering, curved MPR (multi planar reformation), MIP (maximum intensity projection) の 3 種類を用いる。

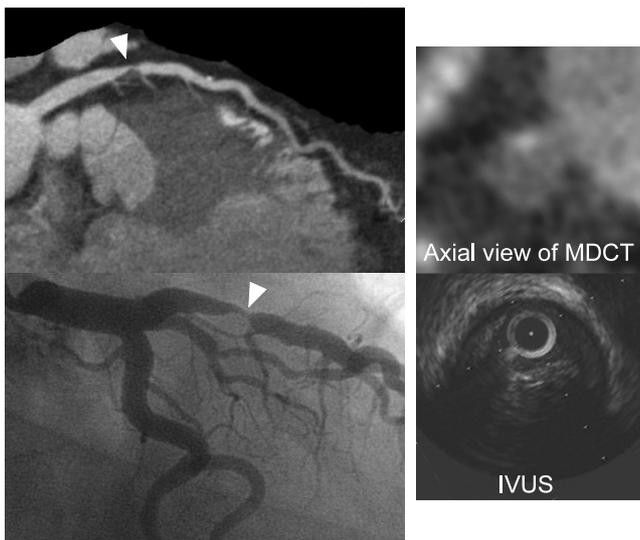


図 7 安定狭心症症例の MDCT, CAG, IVUS の比較

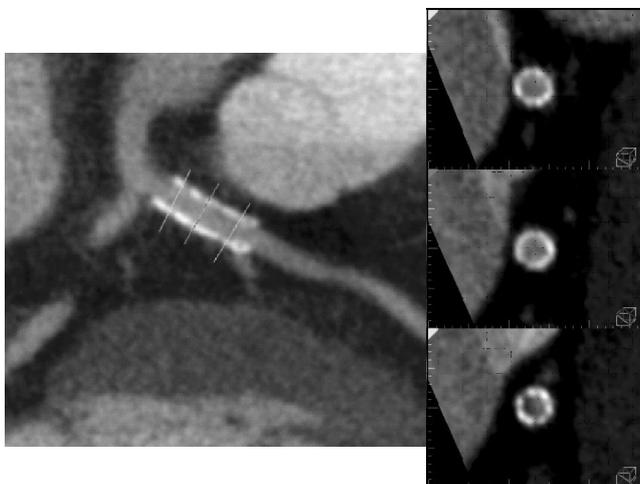


図 8 S670 ステント留置後 9 カ月後の MDCT 像
内腔がよく開存しているのがわかる。

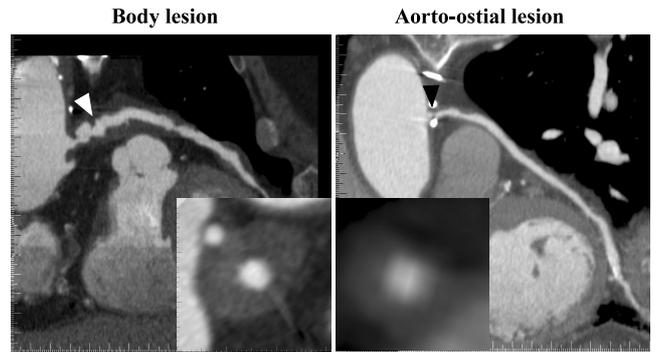


図 9 グラフト体部病変と近位部病変の比較
体部病変はプラークが豊富で positive remodeling しているのに対し、近位部病変はプラークが少ない negative remodeling のことが多い。

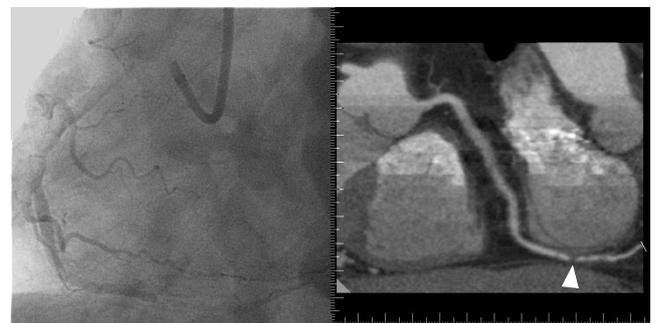


図 10 完全閉塞病変
CAG では閉塞長が不明瞭であるが MDCT ではわずか 5 mm であることが描出できた。

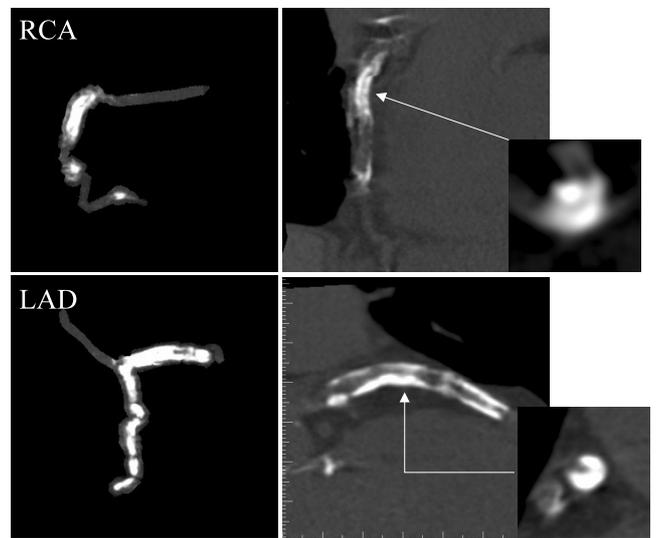


図 11 透析症例の単純撮影像
心電図同期し撮影した MIP, curved MPR 像である。
LAD の石灰化は深部にあり短軸では全周性でないことがわかる。

IVUS のグレースケールで表される性状とも相関があることを報告している [7]。図 7 は安定狭心症の冠動脈造影, IVUS, CT 所見の対比であるが、互いによく相関していることがわかる (プラークの CT 値は 77HU であった)。図 8

はS670ステント留置後9カ月後のMDCT像である。内腔がよく開存しているのがわかる。

7. バイパスグラフト

バイパスの開存はMDCTにて評価可能である[8]。特に静脈グラフトでは変性が進行してきた時点で血管形成術の予後は悪くその性状評価は重要である。静脈グラフトでも特にaorto-ostial lesionではnegative remodelingが多く、plaque burdenも少ないことが過去に報告されてきた。このような性状評価はMDCTで可能である。図9は変性の強いグラフト体部にある病変と変性の少ない近位部の病変である。

8. 血管形成術に生かすMDCT—完全閉塞病変(CTO)、高度石灰化

図10はCTOの病変であるが冠動脈造影では閉塞長が評価困難であった。MDCTにより閉塞長がわずか5mm程度であることが判明し、容易に血行再建が可能であった。CTでは造影剤が充填した時点で撮影するために、側副血行路により造影されるCTO病変の評価に優れると考えられる。

図11は透析症例を心電図同期で造影剤なしで撮影したものである。LAD(左前下行枝)では石灰化は深部にあり、最狭窄部位では全周性でないことがわかる。石灰化は狭窄度を判断する上で問題になるが、このように分布や厚みを判断する上ではむしろIVUSより優れていると考えられる。IVUSでは高度石灰化病変では超音波が深部に到達できず石灰化の厚みは評価できない。

9. ま と め

今後のMDCTの役割は(1)診断目的の冠動脈造影、特に再狭窄率の低いdrug eluting stentの慢性期造影、(2)バイパスグラフトの評価、(3)血管形成術において冠動脈造影では得られない付加情報、になると期待される。

文 献

1. Fleischmann D: Use of high-concentration contrast media: principles and rationale — vascular district. *In*: Bonmo L, Foley D, Imhof H, Rubin GD ed, Multidetector Computed Tomography Technology: Advances in Imaging Techniques. Royal Society of Medicine Press, London, 2003, pp. 27–38.
2. Vembar M, Garcia MJ, Heuscher DJ, Haberl R, Matthews D, Böhme GE, Greenberg NL: A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imag-

ing usng multislice spiral CT. *Med Phys.* **30**(7): 1683–1693, 2003.

3. Sato Y, Matsumoto N, Kato M, Inoue F, Horie T, Kusama J, Yoshimura A, Imazeki T, Fukui T, Furuhashi S, Takahashi M, Kanamatsuse K: Noninvasive assessment of coronary artery disease by multislice spiral computed tomography using a new retrospectively ECG-gated image reconstruction technique — comparison with angiographic results —. *Circ J.* **67**: 401–405, 2003.
4. Mollet NR, Cademartiri F, Nieman K, Saia F, Lemos PA, McFadden EP, Pattynama PMT, Serruys PW, Krestin GP, de Feyter PJ: Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *J Am Coll Cardiol.* **43**(12): 2265–2270, 2004.
5. Achenbach S, Ropers D, Hoffmann U, MacNeil B, Baum U, Pohle K, Brady TJ, Pomerantsev E, Ludwig J, Flachskampf FA, Wicky S, Jang IK, Daniel WG: Assessment of coronary remodeling in stenotic and nonstenotic coronary atherosclerotic lesions by multidetector spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* **43**(5): 842–847, 2004.
6. Kopp A: Heart and coronary arteries. *In*: Bonmo L, Foley D, Imhof H, Rubin GD ed, Multidetector Computed Tomography Technology: Advances in Imaging Techniques. Royal Society of Medicine Press, London, 2003, pp. 39–55.
7. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Meisner C, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR: Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* **37**(5): 1430–1435, 2001.
8. Yoo KJ, Choi D, Choi BW, Lim SH, Chang BC: The comparison of the graft patency after coronary artery bypass grafting using coronary angiography and multi-slice computed tomography. *Eur J Cardiothorac Surg.* **24**: 86–91, 2003.

前原 晶子 (まえはら あきこ)

平成5年山口大学医学部を卒業、虎の門病院で内科レジデントを経て、西海岸のStanford大学と東海岸のWashington Hospital Centerで血管内超音波を学ぶ。現在の興味はMDCTとMRIである。



百村 伸一 (ももむら しんいち)

1976年(昭和51年)東京大学医学部を卒業、東京大学医学部第二内科に入局の後、1982～1985年ハーバード大学ベス・イスラエル病院に留学、1998年より虎の門病院循環器センター内科部長。

