

非観血的検査法：冠動脈 MSCT は冠動脈造影に取って代わる

近藤 武, 高瀬 真一

Kondo T, Takase S: **Non invasive method: diagnostic coronary angiography will be superseded by coronary multislice computed tomography.** J Jpn Coron Assoc 2007; 13: 21-27

I. はじめに

冠動脈マルチスライス CT (MSCT) は低侵襲性であり、狭窄の診断ばかりでなくプラークの描出も可能であり有用な検査とされている¹⁻⁵⁾。しかし、実臨床の間では、冠動脈 MSCT を必要な数だけ実施できないとか、循環器医に信用される高画質の画像を安定して提供できないなど種々の理由から冠動脈造影 (CAG) に代わり得る検査として定着してはいない。

日本心血管インターベンション学会の 341 施設に対するアンケート調査によると、年間の経皮的冠動脈インターベンション (PCI) 件数は年間の CAG と $r=0.91$ の高い相関 ($PCI=29.2+0.30 \times CAG$) を示し、日本では PCI 件数の約 3 倍の CAG が行われている⁶⁾。すなわち、CAG を行った約 2/3 の患者では PCI の適応がなかったとも考えられ、冠動脈 MSCT によりこの部分を減らせれば真に臨床的に役に立つ検査といえる。これを実現するためには何よりも循環器医に信用される高画質の冠動脈 MSCT を安定して提供する必要があります。

そこで、本稿では、まず画質を向上させるための方法を紹介し、冠動脈 MSCT を導入することにより当院での冠動脈疾患診断・治療戦略にどのような変化が生じたかを述べる。

II. 画 質

最新の 64 列冠動脈 MSCT (東芝製 Aquilion 64) を用いても時には良好な画質が得られないことがある。すなわち、冠動脈を撮影するには、64 列冠動脈 MSCT でさえ十分なスペックであるとはいえない。したがって、造影法、呼吸停止、心拍数、不整脈など種々の因子が画質に影響を与えるので、まず、これらがどう画質に影響を与え、それにどう対処すべきかについて述べる。

1. 画質の評価

画質を評価するにはその判定基準が必要である。当院では、3 mm 以上の血管において冠動脈 MSCT で 75% 以上の

有意狭窄が存在するか否かを判定できないセグメントが一つ以上あり CAG が必要と考えられる場合を C ランクとしている。表 1 に当院の画質判定基準を示す。ちなみに、東芝製 Aquilion 64 Super Model Edition (0.35 s/rotation 対応) にグレードアップされた 2006 年 7 月から 4 カ月間に当院では 565 件の冠動脈 MSCT が実施され、A ランク：357、B ランク：172、C ランク：36 件であり、A+B ランクは 93.6% で、十分ルチンワークに耐える段階に入っている。

2. 造影法

混合注入を含めた三段注入法を用い、注入時間を一定とし、基本的には体重によって注入レート・注入量を決定する (表 2) が、頸脈の場合は実際の体重に約 10 kg 加えた条件 (表 2 の一段下) で造影している。

3. 完全な呼吸停止

現在の冠動脈 MSCT は、正確には心電図同時記録 (retrospective ECG gating) マルチスライス・ヘリカル CT と呼ぶべきで、呼吸同期機能は搭載されていない。したがって、完全な呼吸停止が前提となる。観察対象が 1~5 mm の細い冠動脈であるため呼吸停止も完全でなくてはならず、胸と腹が“1 mm も動かないように”患者に協力してもらわなければならない。また、呼吸停止直後は心拍数変動が大きいので、撮影は 5 秒待ってから行う。したがって合計約 14 秒の息止めが必要となる (図 1)。呼吸停止不全例の冠動脈 MSCT を図 2 に示す。また、息止めと画質の関係を図 3 に示す。

4. 心拍数と再構成位相

心臓は拍動しているため冠動脈を観察するには高い時間分解能が要求され、最新の 64 列冠動脈 MSCT ですらまだ時間分解能が低い (シャッター速度が遅い)。心臓は拍動しているが、65/分以下の徐脈では十分長い緩速流入期が存在し、この時相で再構成すれば良好な冠動脈 CT が得られる⁷⁻⁹⁾。心房細動例における M モード心エコー図の検討 (図 4) では、R-R が大きく変動しても収縮期 (RS₂) と急速流入期 (erf) はほとんど変動せず、緩速流入期 (sf) は大きく変動した¹⁰⁾ (図 5)。また、sf の長さは R-R 時間と正相関した (図 6)。したがって、徐脈であるほど sf は長くなる。心

高瀬クリニック循環器科 (〒 370-0036 高崎市南大類町 885-2)

房細動では心拍数 65/分(R-R=923 msec)の場合、sf は 339 msec となるが、洞調律では心房収縮期(PQ 時間: 120~200 msec)が存在するため、sf は 139~219 msec となり、心拍数 65/分はやっと sf で再構成できる心拍数である。頻脈では sf の時間が短くボケた画像しか作れない。頻脈では往復運動のある収縮末期(ES)で再構成されているが、当院の検討では、画質は収縮末期再構成の方が緩速流入期(拡張中期: mid-diastole)での再構成画像より劣る(図7)。実際に心拍数 65/分以下では sf(拡張中期)で、心拍数が 65/分より多い場合は収縮末期で画像再構成された(図8)。心拍数と画質の関係を検討すると、心拍数 60 台以下で良好な画質が得られたが、心拍数 70~90 台の画質は低下し、100~110 台では却って良好な画像が得られた(図9, 10)。これは、心拍数 100 以上では、セグメント再構成法でセグメント数が 4~5 に増加し、時間分解能が良くなるためである。気管支喘息や心不全などβブロッカーの禁忌がなければ、欧米では 65/分以下の徐脈にするために検査1時間前のメトプロロール(50~100 mg)の経口投与、も

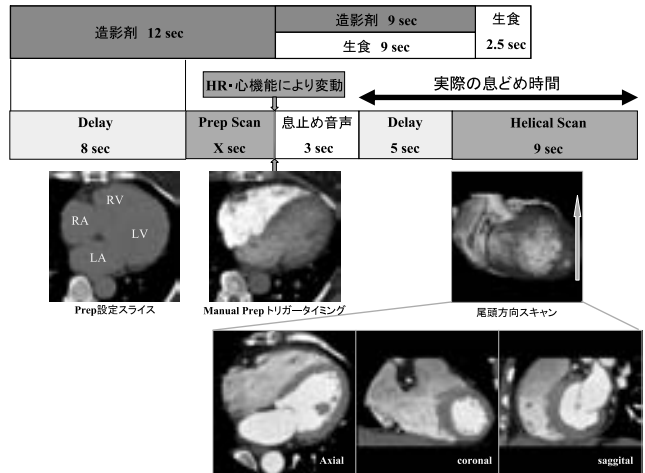


図1 当院の造影法

表1 当院の画質判定基準

A (3点): Excellent 素晴らしい
B (2点): Acceptable 受け入れられる
C (1点): Unacceptable 受け入れられない
以下の原因で 3.0 mm 以上の血管で狭窄度が判定できないセグメントが1カ所でもある場合.
原因
1) Motion artifact (低時間分解能, 頻拍)
2) 呼吸停止不全
3) 不適切な撮影範囲
4) 血管の連続性不良
5) 造影効果が適切でない
6) ただし, 強い石灰化, 一部のステント (タンタルム, 金) による画像劣化は除く.



図2 呼吸停止不全の1例
洞機能不全でペースメーカーを植え込んである82歳, 男, ペーシングレートを50/分にセット(心拍変動はない)して冠動脈MCTを撮影したが, 呼吸停止不全のため冠動脈は切れて撮影された. 体短軸断面でも大動脈, 心臓辺縁が二重に写っている.

表2 造影法

体重 (kg)	造影剤 注入速度 (ml/sec) (注入量, ml)	造影剤 50%+生食 50% 注入速度 (ml/sec) (注入量, ml)	生食 注入速度 (ml/sec) (注入量, ml)	造影剤 (注入量, ml)
≤45	3.0 (40)	3.0 (25)	3.0 (10)	Omnipaque 300 Syringe (80)
46-55	3.5 (45)	3.5 (30)	3.5 (10)	Omnipaque 300 Syringe (80)
56-65	4.0 (50)	4.0 (35)	4.0 (10)	Omnipaque 300 Syringe (80)
66-80	4.0 (50)	4.0 (35)	4.0 (10)	Omnipaque 350 Syringe (70)
≥81	4.5 (55)	4.5 (40)	4.5 (12)	Omnipaque 350 Syringe (100)

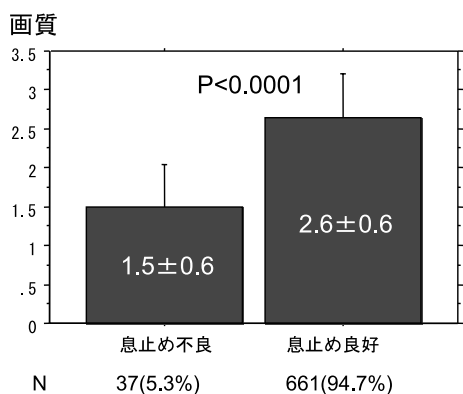


図3 息止めと画質との関係 (June 26, 2006-Nov 27, 2006)

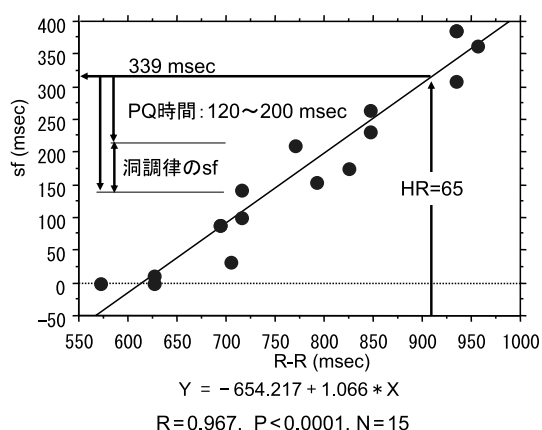


図6 R-R 間隔と緩速流入期 (sf) の長さとの関係

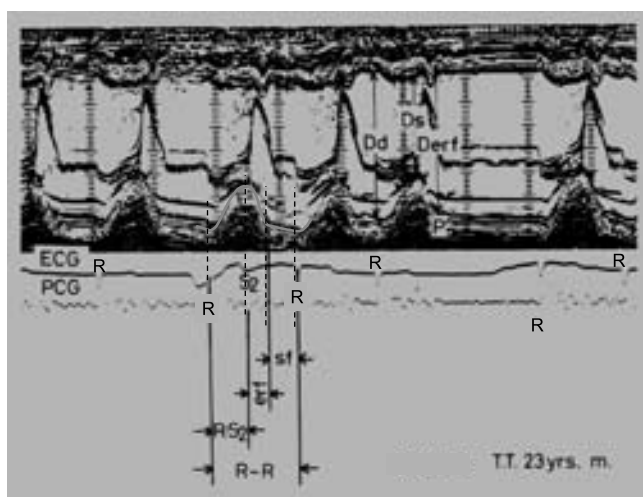


図4 心房細動例における心電図(ECG), 心音図(PCG)とMモード心エコー図同時記録
収縮期(RS₂), 急速流入期(erf), 緩速流入期(sf)の長さ(時間)を300心拍にわたって計測.

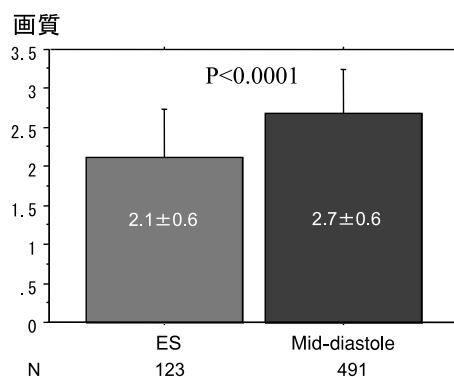


図7 再構成位相と画質との関係

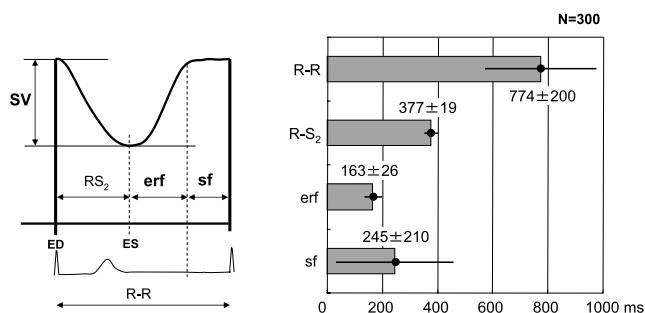


図5 心房細動例における収縮期(RS₂), 急速流入期(erf), 緩速流入期(sf)の変動

しくは検査直前にメトプロロール(5~20 mg)の静注が行われている¹¹⁻¹⁴⁾.

当院ではアテノロール(テノーミン)25 mg を検査前夜に経口投与し, 午前中に検査している. この方法で心拍数は58.2±9.8にコントロールできた. 事前にβブロッカーの経

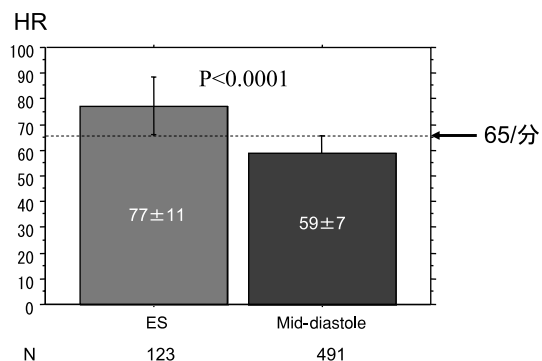
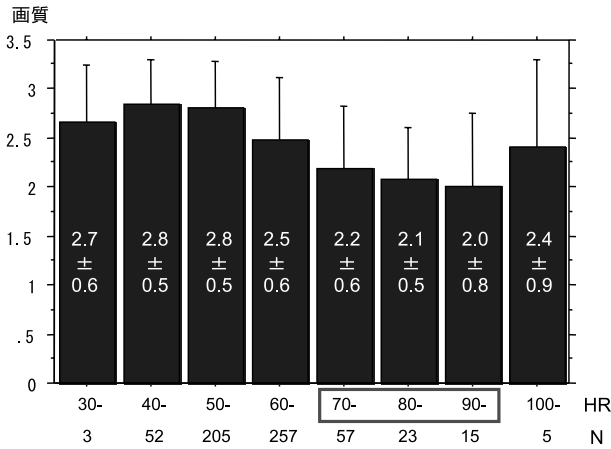


図8 収縮末期および拡張中期画像再構成における心拍数

口投与ができなかった場合は, 日本では注射用メトプロロールは販売されていないため, プロプラノロール(インデラル)2~6 mg を静注している. この場合, 約10~20心拍数は減少する. βブロッカーの投与に関しては, この薬を使い慣れた循環器医が行う方がよいと思われる.

5. ニトログリセリン

冠動脈を拡張し, 画像を見やすくするためにニトログリセリンの舌下もしくはスプレーも好んで使われているが, 心拍数の増加, 血圧低下, 頭痛などの問題もある. また,



HR: 62.6 ± 10.8 (mean ± SD), 34-110/min, N=617

図9 心拍数と画質との関係

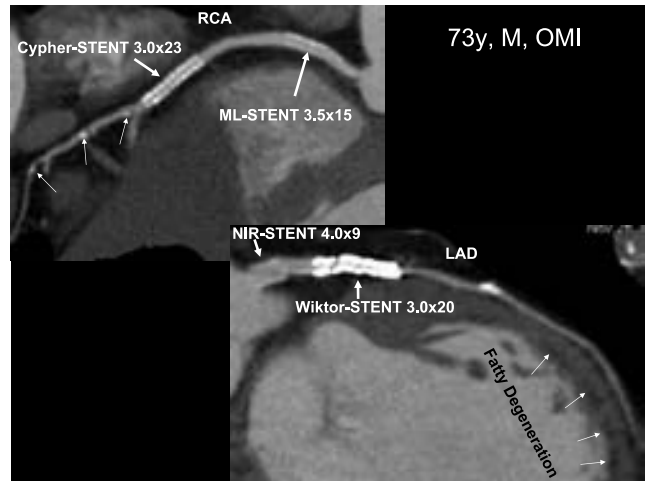


図11 73歳, 男, 陳旧性前壁心筋梗塞, 梗塞後狭心症, 急性下壁心筋梗塞, 高脂血症
多種のステントを植え込まれた一例. タンタルム製の Wiktor stent の内腔は観察できないが, 他のステントに再狭窄はみられない. ただ4AVに石灰化を伴うプラークが認められる. Wiktor stent など特殊なステントを除けば, MSCTにより径3.0 mm以上のステント内腔を観察可能である.

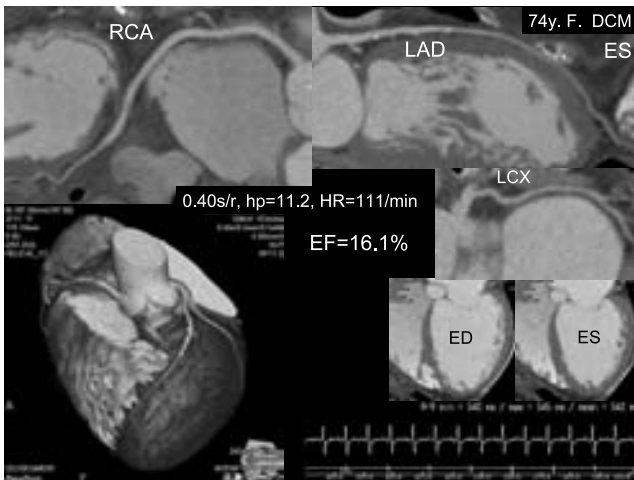


図10 頻脈を呈した拡張型心筋症(74歳, 女)の冠動脈 MSCT
頻脈のため収縮末期で再構成された. EF=16.1%と著明に壁運動が低下しているため頻脈であっても冠動脈をきれいに描出できた. LAD #6~7に小さな石灰化を認めるだけで, 有意な狭窄病変は認められない.

ニトログリセリンにより正常血管は拡張し, 病変のある血管は拡張しにくいいため, 狭窄度を過大評価する恐れがある^{15,16)}. 当施設では原則的にニトログリセリンは使用していない.

6. 石灰化, ステント

強い石灰化病変あるいはある種のステント(Wiktor stent)では内腔が観察できない(図11). 東芝製 Aquilion 64では石灰やステントを細線化する high contrast filter²⁾が搭載され, それなりの効果はあるが, 全例で内腔が観察可能になるわけではない. 弱い石灰化, もしくは直径が3 mm以上あるステントでは high contrast filter を使用しなくても明るさとコントラストを調整すれば内腔観察が可能である.

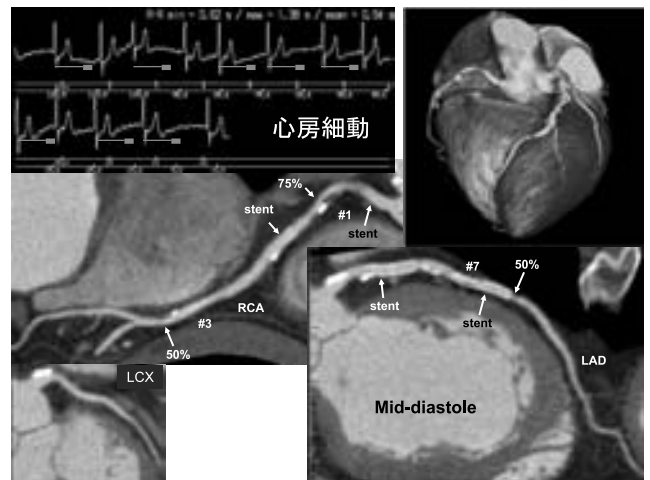


図12 心房細動例の冠動脈 MSCT
心房細動ではP波がなく atrial kickがないため, 緩速流入期がR波まで続くので, R波直前まで拡張中期(緩速流入期)が続き, 余裕をもって再構成位相を選択できた. その結果, 比較的良好な画像が得られた.

7. 不整脈への対応

不整脈では良好な画像が得られない場合があるが, 東芝製 Aquilion 64に搭載されている“ECG edit”機能を用いて再構成時に採用する心拍を適切に選べば心房細動であっても良好な画像が得られる(図12).

III. 冠動脈 MSCT の診断精度

冠動脈 MSCT の診断精度に関しては, これまで, ほとんどがCT上50%狭窄を有意狭窄として冠動脈造影所見と対比されてきた. これらの検討では感度89~95%, 特異

表3 冠動脈 MSCT の診断精度

	CAG(+)	CAG(-)	Total
MSCT(+)	79	39	118
MSCT(-)	10	426	436
Total	89	465	554

sensitivity 88.8%, specificity 91.6%, positive predictive value 66.9%, negative predictive value 97.7%

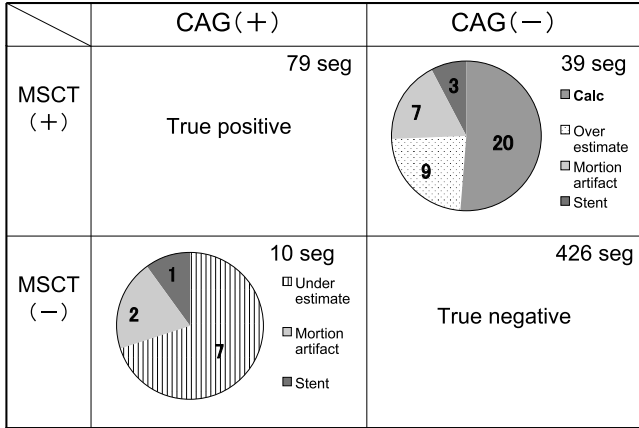


図13 偽陽性、偽陰性の内訳 ($\phi > 2.0$ mm, 554 segment)

度 86~98%, 陰性的中率 97~99%とされてきた^{17,18)}。

当院では、実臨床に応用可能とするため、75%以上の狭窄を有意とし、冠動脈 MSCT の診断精度を検討した。CAGが冠動脈 MSCT 後1カ月以内に行われた連続59例を対象とした。このうち、MSCT 撮影中に呼吸停止ができなかった2例のみを除き、頻脈、不整脈、強い石灰化病変(有意狭窄ありと判定)を含む連続57例(男/女:42/15, 平均年齢67.6±10.5歳, 平均心拍数63.8±12.3)の2mm以上の血管554セグメントについて検討した。75%以上の有意狭窄をMSCTで診断できる感度は88.8%, 特異度91.6%, 陽性的中率66.9%, 陰性的中率97.7%であった(表3)。この結果から冠動脈 MSCT で有意狭窄がなければ、CAGを行わなくてもよいといえる。偽陽性を示した39セグメントのうち20セグメントが強い石灰化であり、9セグメントが過大評価であった(図13)。これは、冠動脈 MSCT はプラークも描出可能なので、CAGより狭窄度を過大評価する傾向があるためである。また、偽陰性が10セグメントあったが、ほとんどが2mm程度の血管であり、冠動脈 MSCT の空間分解能の限界によるものと考えられた(図13)。全554セグメントのうち、強い石灰化は46セグメントに認められ、その43.5%において75%以上の有意狭窄が確認された(図14)。

IV. 冠動脈 MSCT 導入後の診断・治療戦略

以上の冠動脈 MSCT の診断精度を踏まえて、冠動脈疾

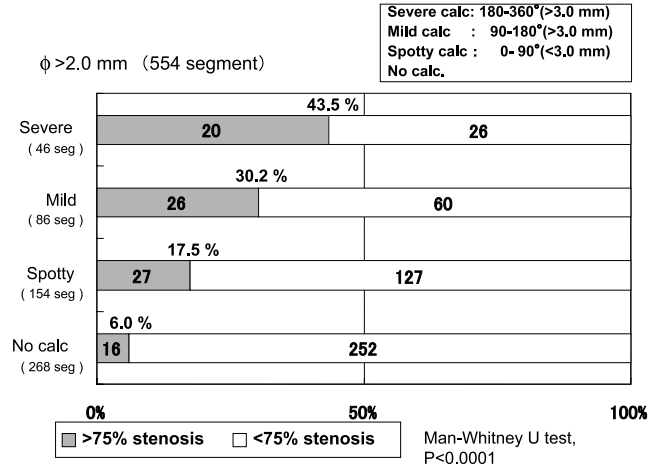


図14 石灰化病変と有意狭窄

検討した554セグメントのうち、286セグメントに石灰化を認め、強い(severe)石灰化は46セグメント、軽度(mild)の石灰化は86セグメント、極く小さい(spotty)石灰化は154セグメントに認められた。冠動脈 MSCT で狭窄の判断ができない強い石灰化病変ではCAGで43.5%に75%以上の有意狭窄を認めた。

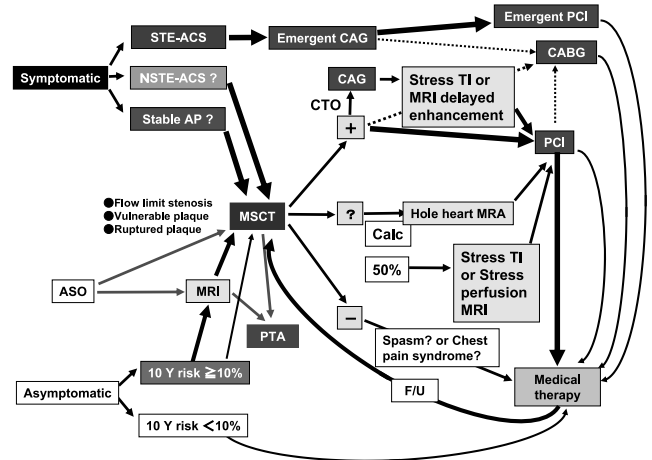


図15 当院の冠動脈疾患診断・治療戦略

患の診断・治療戦略を図15のように変更した。この戦略で最も重要なことは、冠動脈 MSCT で有意狭窄が発見されれば診断のためのCAGを省略してad hoc PCIを行う点である。これにより少しでも被曝の低減が図れる。運動負荷試験は、高齢者では十分な負荷がかからないことも多く、不安定狭心症では危険でもあり、診断精度も十分とはいえない。したがって、この戦略では運動負荷試験をスキップして冠動脈 MSCT が実施されている。

V. 当院における冠動脈 MSCT・CAG・PCI件数の推移

MSCT を導入し、診断・治療戦略を変更後、冠動脈 MSCT は急増し、診断のための冠動脈造影は激減し、PCIは増加し、トレッドミル負荷試験(TMT)は減少した(図16)。その背景には、外来患者数、新患数、紹介患者数の

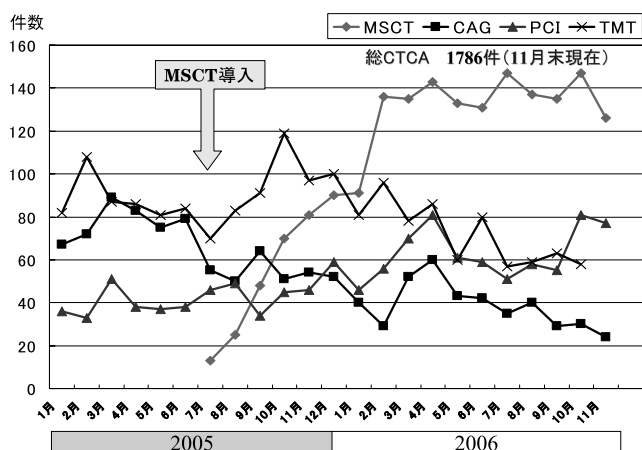


図 16 当院の MSCT・CAG・PCI・TMT の件数推移

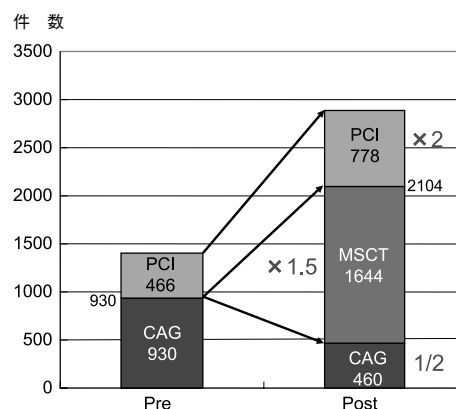


図 18 当院における MSCT 導入前後の MSCT・CAG・PCI の年間件数推計

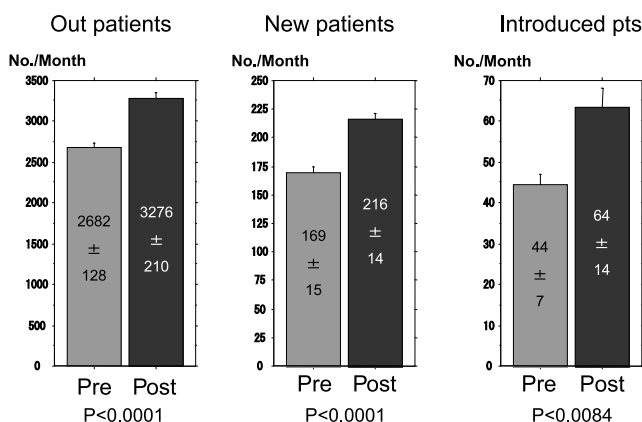


図 17 当院における MSCT 導入前後の外来患者数, 新患者数, 紹介患者数の変化

増加があった(図 17)。当院では MSCT 導入後 PCI は 2 倍に、診断のための CAG は半分になった。この診断・治療戦略を実現するためには従来行われてきた CAG 件数の 1.5 倍の冠動脈 MSCT を実施しなければならない(図 18)。

VI. 被 曝

冠動脈 MSCT では被曝の問題を避けて通る訳にはいかない。64 列冠動脈 MSCT の実効線量(effective dose)は約 11~22 mSV であるが、徐脈であれば画像再構成に不要な収縮期時相での被曝を低減する ECG-dose modulation が実用化している。この ECG-dose modulation を用いれば、30~50%の被曝を低減できる^{19,20)}が、これは不整脈がなく、心拍数 65 以下でなければ効果は発揮されない。被曝低減で最も期待されているのが 256 列 MSCT で、現在東芝メディカルシステムズが開発中である。参考までに、他のモダリティの被曝についても述べる。診断のための CAG の平均実効線量(mean effective dose)は約 2.5~5 mSV で、心筋血流シンチの平均実効線量(mean effective dose)は 15~20 mSV 以下とされている^{21,22)}。

VII. まとめ

もし、高画質の冠動脈 MSCT が得られなければ冠動脈造影を行うことになる。すなわち患者に経済的、身体的負担を与えることになる。放射線を用いるどの検査にもいえることだが、冠動脈 MSCT では、被曝、造影剤投与にみあう情報を得る必要がある。現段階(64 列 MSCT)では、高画質の冠動脈 MSCT を得るためには、1)完全な呼吸停止、2)心拍数のコントロールが不可欠であり、循環器医の協力が必要である。また、冠動脈 MSCT が診断のための CAG に取って代わる検査になるためには、質ばかりでなく、量もこまさなくてはならない。そのためには、“一科(循環器科)に一台” MSCT が必要となるであろう。診断のための CAG が減ってはじめて真に冠動脈 MSCT が臨床的に有用な検査になったといえる。

文 献

- 1) 近藤 武：マルチスライス・ヘリカル CT による循環器疾患の診断(臨床編)「循環器病への挑戦」シリーズ 23, ライフメディコム, 名古屋, 2004
- 2) 近藤 武, 高瀬真一, 安野泰史, 元山貞子：マルチスライス CT による冠動脈評価. 脈管学 2006; **46**: 157-164
- 3) 近藤 武, 元山貞子：マルチスライス CT による不安定プラークの診断. Therapeutic Research 2006; **27**: 43-48
- 4) Hoffmann U, Ferencik M, Cury RC, Pena AJ: Coronary CT angiography. J Nucl Med 2006; **47**: 797-806
- 5) Manghat NE, Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ, Roobottom CA: Multi-detector row computed tomography: imaging the coronary arteries. Clin Radiol 2005; **60**: 939-952
- 6) 日本心血管インターベンション学会学術委員会：第 14 回日本心血管インターベンション学会学術委員会アンケート結果, 2006; **21**: 39-46
- 7) Giesler T, Baum U, Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Mennicke M, Bautz W, Kalender WA, Daniel WG, Achenbach S: Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. AJR Am J Roentgenol 2002; **179**: 911-916

- 8) Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, Burgstahler C, Herdeg C, Heuschmid M, Baumbach A, Claussen CD, Karsch KR, Seipel L: Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging* 2002; **26**: 106–111
- 9) Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW, Goldstein JA: Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2005; **46**: 552–557
- 10) 近藤 武, 菱田 仁, 金子堅三, 大橋 進, 和田正敏, 宮城 裕, 野村雅則, 岡島智志, 水野 康, 竹内 昭: 心電図同期心プールシンチグラフィによる左室充満の評価. *J Cardiology* 1980 ; **10** : 1097–1108
- 11) Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Vos J, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ: Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002; **88**: 470–474
- 12) Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S: Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003; **107**: 664–666
- 13) Ferencik M, Moselewski F, Ropers D, Hoffmann U, Baum U, Anders K, Pomerantsev EV, Abbara S, Brady TJ, Achenbach S: Quantitative parameters of image quality in multidetector spiral computed tomographic coronary imaging with submillimeter collimation. *Am J Cardiol* 2003; **92**: 1257–1262
- 14) Leber AW, Knez A, von Ziegler F, Becker A, Nikolaou K, Paul S, Wintersperger B, Reiser M, Becker CR, Steinbeck G, Boekstegers P: Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2005; **46**: 147–154
- 15) Asselbergs FW, Monnick SH, Veeger NJ, van Boven AJ, van Haelst PL, Jessurun GA, van Gilst WH, Tio RA: Coronary vasomotor response is related to the angiographic extent of coronary sclerosis in patients with stable angina pectoris. *Clin Sci (Lond)* 2004; **106**: 115–120
- 16) Silber S: Nitrates: why and how should they be used today? Current status of the clinical usefulness of nitroglycerin, isosorbide dinitrate and isosorbide-5-mononitrate. *Eur J Clin Pharmacol* 1990; **38** (suppl 1): S35–S51
- 17) Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, de Feyter PJ: Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2002; **106**: 2051–2054
- 18) Morgan-Hughes GJ, Roobottom CA, Owens PE, Marshall AJ: Highly accurate coronary angiography with submillimeter, 16 slice computed tomography. *Heart* 2005; **91**: 308–313
- 19) Siemens A: SOMATOM Sensation Cardiac 64: Application Guide. Forchheim, Germany, Siemens AG Medical Solutions, 2004
- 20) Hundt W, Rust F, Stabler A, Wolff H, Suess C, Reiser M: Dose reduction in multislice computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2005; **29**: 140–147
- 21) Morin RL, Gerber TC, McCollough CH: Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation* 2003; **107**: 917–922
- 22) Herzog C, Abolmaali N, Balzer JO, Baunach S, Ackermann H, Dogan S, Britten MB, Vogl TJ: Heart-rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: influence of physiological and technical prerequisite on image quality. *Eur Radiol* 2002; **12**: 2670–2678