臨床技術

64 列 MDCT による心筋パーフュージョン(CTP)検査
における至適撮影タイミングの検討水崎陽仁¹ 今井俊輔¹ 梶浦 涼¹ 中島勇気¹ 近藤 武²
立木秀一³ 市原 隆⁴ Nadeeka Hemachandra⁴ 間瀬嗣巳⁴ 松尾仁司²論文受付
2018 年 3 月 8 日論文受理
2019 年 7 月 1 日

Code No. 251

¹ 医療法人澄心会岐阜ハートセンター放射線科² 医療法人澄心会岐阜ハートセンター循環器内科³ 藤田医科大学医療科学部放射線学科⁴ 藤田医科大学医学部医用画像人工知能研究開発講座

緒 言

冠動脈 CT 血管造影(coronary computed tomography angiography: CCTA)は冠動脈狭窄診断における陰性的中率が高い¹⁾ことから一般に広く普及し、臨床応用されている。しかし、CCTA では冠動脈の石灰化

やステントが原因で狭窄度を正確に評価できないことがある^{2~6)}。また、中等度狭窄では血流が制限されているかを評価できないため、percutaneous coronary intervention(PCI)の適応決定には生理学的虚血の検出が必要とされている^{7~10)}。近年、造影剤をトレーサ

The Optimal Start Timing of Helical Scan for Coronary CT Angiography and CT Myocardial Perfusion Scan Using 64-MDCT

Takahito Mizusaki,^{1*} Shunsuke Imai,¹ Ryo Kajiura,¹ Yuki Nakashima,¹ Takeshi Kondo,² Shuichi Tachiki,³ Takashi Ichihara,⁴ Nadeeka Hemachandra,⁴ Tsugumi Mase,⁴ and Hitoshi Matsuo²¹ Clinical Radiology Service, Gifu Heart Center² Department of Cardiology, Gifu Heart Center³ Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Fujita Health University⁴ Research and Development of Medical Imaging using Artificial Intelligence, School of Medicine, Fujita Health University

Received March 8, 2018; Revision accepted July 1, 2019

Code No. 251

Summary

Purpose: Ichihara et al. (Fujita Med J 2015; 1(1): 9-14) developed a method to simultaneously obtain both coronary computed tomography (CT) angiography and CT myocardial perfusion (CTP) using 64-multi detector CT (MDCT). An input-function (time enhancement curve, TEC) of the ascending aorta (Ao) and myocardial CT density are necessary to calculate absolute myocardial blood flow (ml/g/min) using a two-compartment model. Helical scan starting timing is important to capture the peak (P) of Ao time enhancement curve (TEC). The purpose is to search the optimal timing of starting helical scan to capture the P. **Methods:** We performed 14 CTPs using Definition AS+ (SIEMENS). A dynamic scan at the Ao level was started at 7 s after contrast injection and helical scan was started at various trigger on bolus tracking. Definition AS+ needs 2 s (other scanner may need 4 s) for changing from a dynamic to helical scan mode. We created TECs of pulmonary artery (PA) and Ao using the fifth function fitting. We measured the time from trigger point to the P (t200, t250, t300 and tCP). **Results:** Mean t200, t250, t300 and tCP were 9.1±1.9, 7.9±2.0, 6.6±1.9 and 3.9±1.2 s, respectively. In additional other 16 CTP studies using the cross point method, we can capture the P in all (100%) examinations. **Conclusion:** Scan starting at the cross point is best for Definition AS+ , and the Ao=300 HU may be best for other scanner that needs 4 s for changing scan mode to obtain a fine input function for calculating absolute myocardial blood flow.

Key words: computed tomography myocardial perfusion, coronary computed tomography angiography, helical scan starting timing, 64-multi-detector computed tomography, two-compartment model

*Corresponding author

とみだてて心筋血流を画像化しようとする試みがある。これには造影剤の心筋へのファーストパスを静止画で捉える静的心筋パーフュージョン法(static CT myocardial perfusion: CTP)¹¹⁾と、ダイナミック CT 撮影データから数学的モデルにより心筋血流の絶対値 myocardial blood flow (MBF) を算出すダイナミック法がある。ダイナミック法は dual source MDCT (multi-detector row CT), もしくは 320 列 MDCT などの最新の機器を使った報告が多い^{12~14)}。当院では 2016 年から汎用型 64 列 MDCT を用いて冠動脈評価と心筋血流評価を同時に行ってきた。汎用型 64 列 MDCT では検出器幅が狭く、心臓全体をカバーするためにはヘリカル撮影が必要である。Ichihara らは汎用型 64 列 MDCT を用いてアデノシンを負荷したイヌに対して、気管分岐レベル上行大動脈(Ao)のダイナミック撮影を行い、それに引き続いてヘリカル心臓 CT 撮影を行った。ダイナミック撮影と心臓 CT 画像に Ao が描写されている場合はその CT 値を使って Ao の時間濃度曲線(time enhancement curve: TEC)を得た。この TEC を入力関数とし、2-コンパートメント法を導入してアデノシン負荷時の心筋血流の絶対値(ml/g/min)を算出した。この算出された心筋血流の絶対値は、心筋血流評価のゴールドスタンダードとされるマイクロスフェア法から算出された心筋血流の絶対値と高い正相関($R^2=0.838$)があることを示した¹⁵⁾。この 2-コンパートメント法を用いれば、ヒトにおいても 64 列 MDCT で冠動脈評価と心筋血流評価を同時に行うことが可能と思われる。

本法では気管分岐レベルの Ao のダイナミック CT 撮影直後に、心臓 CT 撮影を行うために撮影モードをヘリカル撮影に切り替えるが、切り替えに数秒間が必要で、その間はデータ収集ができない。また、心臓 CT 撮影では TEC のピーク(P)時に撮影する必要がある。最適なタイミングで心臓 CT 撮影を開始することが要求される。

そこで、研究 1 ではヘリカル心臓 CT 撮影を開始する最適なタイミングを求めることを目的とし、研究 2 では研究 1 で得られた結果を検証した。

1. 方 法

1-1 対象

1-1-1 研究 1 の対象

対象は 64 列 MDCT を用いてダイナミック CTP を行った被検者 25 人(男 7 人, 女 18 人, 平均年齢 64.9±13.0 歳)である。研究 1 では、このうち初期の 10 人, 14 件の CT 検査を対象とした(Table)。

1-1-2 研究 2 の対象

研究 2 では後半の 15 人, 16 件の CT 検査を対象とした(Table)。

1-2 撮影プロトコール

撮影前の準備として目標心拍数を 60 bpm 以下に設定し、必要に応じて経口的にメトプロロール(田辺三菱製薬株式会社)40 mg を前投与した。それでも目標心拍数に到達しない場合は更にプロプラノロール(アストラゼネカ株式会社)2-10 mg もしくはランジオール塩酸塩(小野薬品工業株式会社)12.5 mg を撮影直前に静注した。また、造影剤注入開始約 3 分前にニトログリセリンスプレー(ミオコールスプレー 0.3 mg, トーアエイヨー株式会社)を 2 パフ舌下投与した。

CT 装置は Definition AS+(SIEMENS 社), 造影剤自動注入装置はデュアルショット GX(株式会社根元杏林堂)を用いた。撮影スライス厚は 0.6 mm, 画像スライス厚は 0.75 mm, 再構成間隔は 0.4 mm, ガントリ回転速度は 0.3 秒/rot., ビームピッチは 0.18 とした。管電圧は体重が 50 kg 以上では 100 kV, 50 kg 未満では 80 kV とした。1 回転当たりの mAs(120 kV 相当の Quality ref.)を 160 mAs/rot. とした。撮影データから静止位相を決定し、心電図同期ハーフ再構成法を用いて画像を作成した。

本法の撮影プロトコール全体を Fig. 1 下段に示す。まず最初に、120 kV でカルシウムスコア測定用の心電図同期単純ヘリカル撮影(Ca)を行った。続いて、体重に応じた管電圧を用いてベースラインとして左室レベル 1 断面の単純コンベンショナル CT 撮影を行った(LV)。Adenosine triphosphate(ATP)負荷を行う場合は負荷 3 分後から造影剤注入を開始し、造影剤注入 7 秒後から気管分岐レベルの Ao のダイナミック撮影を行った。視覚的に Ao に造影剤が流入してきたところで息止めのアナウンスを行い、できるだけ濃染した Ao を長く捉えられるように、気管分岐レベルの Ao から心尖部方向にヘリカル心臓 CT 撮影を開始した。Figure 2 にダイナミック撮影の実例を示す。なお、本 CT 装置ではスタートボタンを押してダイナミック撮影からヘリカル心臓 CT 撮影に切り替えるのに 2 秒が必要であり、この間のデータ収集ができない(Fig. 1 灰色カラム 2 s)。以後、スタートボタンを押すことを「撮影を開始」と呼ぶ。

安静時のみの撮影では ATP 負荷を行わず、上記と同様の方法で検査を実施した。

Table Patients' basic data of Study 1 and Study 2

	Study 1	Study 2	P-value
Total number of cases (N)	10	15	
Male (N)	1	6	0.2301
Female (N)	9	9	
Total number of CTP studies (N)	14	16	
ATP stress (N)	4	1	0.3622
Age (years)	69±10	62±14	
Height (cm)	152±5	159±10	
Weight (kg)	51±5	57±11	0.1871
HR (/min)	55±4	55±5	
Diabetes mellitus (N(%))	1 (10%)	0 (0%)	
Hypertension (N(%))	3 (30%)	5 (33%)	0.9999
Dyslipidemia (N(%))	3 (30%)	5 (33%)	
Cr (mg/dl)	0.68±0.12	0.76±0.16	
LVEDV (ml)	93±19	106±33	0.2822
LVESV (ml)	25±10	38±22	
LVSV (ml)	68±16	68±17	
LVEF (%)	74±9	66±10	0.0588
CO (L/min)	3.8±0.7	3.7±0.9	
Contrast infusion rate (ml/s)	2.4±0.3	3.2±0.8	0.0076
Total contrast volume (ml)	35±5	47±12	
Agatston score	113±233	9±32	
DLP/CTP study (mGy·cm)	271±62	375±142	0.0418

HR: heart rate, Cr: creatinine, LVEDV: left ventricular end-diastolic volume, LVESV: left ventricular end-systolic volume, LVSV: left ventricular stroke volume, LVEF: left ventricular ejection fraction, CO: cardiac output, DLP: dose-length products

Fig. 1 Scan protocol and time enhancement curve (TEC) of pulmonary and aortic artery.

Ca: scanning to calculate Agatston score, LV: baseline scanning of left ventricular myocardium, PA: pulmonary artery, Ao: aortic artery, Ao200: the Point reached at 200 HU in Ao ROI, Ao250: the Point reached at 250 HU in Ao ROI, Ao300: the Point reached at 300 HU in Ao ROI, PA-Ao cross point: cross point between pulmonary and aortic artery TEC, Dy200: interval from contrast injection to the Ao200, Dy250: interval from contrast injection to the Ao250, Dy300: interval from contrast injection to the Ao300, DyC: interval from contrast injection to the PA-Ao cross point, t200: interval from Ao200 to the peak of Ao TEC, t250: interval from Ao250 to the peak of Ao TEC, t300: interval from Ao300 to the peak of Ao TEC, tCP: interval from the PA-Ao cross point to the peak of Ao TEC, α : interval from helical scan start to the first reconstructed image

Fig. 2 Timing of pushing “start button” for starting helical scan on dynamic bolus tracking scan in the cross point method.

1-3 造影法と ATP 負荷

造影剤はイオパミロン注 370(バイエル薬品株式会社)もしくはオムニパーク注 350(第一三共株式会社)を用い、造影剤注入速度は管電圧が 100 kV では 19.9 mgI/kg/秒, 80 kV では 16.0 mgI/kg/秒とし、造影剤注入時間 15 秒で肘静脈から注入し、その後生理食塩水 30 ml を 8-10 秒で後押しした。

ATP 負荷はアデノシン三リン酸二ナトリウム注射液(トリノシン S, トーアエイヨー株式会社)を造影剤注入の反対側肘静脈から 180 μ g/kg/min の速度でシリンジポンプ SP-80s(ニプロ株式会社)から持続静注した。

1-4 心筋血流データ処理

心筋血流量の絶対値を各心筋局所で求めるには入力関数が必要である。ダイナミック撮影画像とヘリカル心臓 CT 撮影画像上の Ao の CT 値から TEC を求め、この TEC を入力関数とし、2-コンパートメントモデルを用いてヘリカル心臓 CT 撮影上の心筋各所の造影効果からルックアップテーブル法で心筋血流量を算出した^{15,16)}。ルックアップテーブル法とは複雑な計算処理を単純な配列の参照処理で置き換えて効率化を図る手法である。各心筋局所の血流量(ml/g/min)の算出には数値解析ソフトウェア MATLAB R2017b 9.3(The MathWorks, Inc.)を用いて Ichihara ら¹⁵⁾が独自に開発したソフトウェアを使用した。

1-5 研究 1. 至適撮影開始タイミングの検討

CT 値の測定は EV Insite(PSP 株式会社)を使用し、

ダイナミック CT 画像上で肺動脈(pulmonary artery: PA)と Ao に直径 10 mm の円形 ROI(region of interest: 関心領域)を置いて CT 値を測定した。また、ヘリカル心臓 CT 撮影画像上で PA と Ao が観察できる断面ではその CT 値も測定した。X 軸に時間、Y 軸に CT 値を取り、これらのデータをプロットして 5 次関数で近似し PA と Ao の TEC を得た。Ao の CT 値が 200, 250, 300 HU に到達した点をそれぞれ Ao200, Ao250, Ao300 とし、PA と Ao の TEC の交点を PA-Ao cross point(以下, cross point)とした。この TEC から以下の項目を測定し(Fig. 1)、これらのパラメータの平均 $\pm$ 標準偏差(SD)を求めた。この SD が小さければ推定どおりにその付近で P を迎えることになるので、標準偏差の小さいパラメータを求めた。

- 1) 造影剤注入開始から Ao200 までの時間(Dy200)
- 2) 造影剤注入開始から Ao250 までの時間(Dy250)
- 3) 造影剤注入開始から Ao300 までの時間(Dy300)
- 4) 造影剤注入開始から cross point までの時間(DyC)
- 5) Ao200 から P までの時間(t200)
- 6) Ao250 から P までの時間(t250)
- 7) Ao300 から P までの時間(t300)
- 8) cross point から P までの時間(tCP)

1-6 研究 2. 至適撮影開始タイミングを用いた場合の P 捕捉成功率

研究 1 から、本 CT 装置にとっては、2-3. 研究 1. 各トリガ点から P までの時間の項で検討した cross point 法が最適であったので、cross point 法で CT 検

Fig. 3 Interval (Dy200, Dy250, Dy300 and DyC) from contrast injection to each trigger Point (Ao200, Ao250, Ao300 and the PA-Ao cross point).

査を実施し、Pを捕捉できた成功率(%)を計算した。

1-7 統計解析

解析にはStatView Version 5.0(SAS Institute Inc.)を使用した。年齢、体重などの連続変数は平均±SDで表した。検討項目で挙げた時間データは平均±SDもしくは95% prediction(平均±2SD)で表した。研究1と2の2群間の連続変数の平均値の差の検定にはStudentのt検定を、2群間の性別、冠危険因子の有無の度数比率の検定にはPearsonのカイ二乗検定を用いた。Dy200, Dy250, Dy300, DyCやt200, t250, t300, tCPにおける時間の平均値の差の検討では、One-way Repeated measures ANOVA解析を行った。Pairwise comparisonsにはBonferroni corrected法を用いた。すべての検討でP値が0.05未満を有意とした。

1-8 倫理

研究に先立ち当院の倫理委員会の承認を得た。

2. 結果

2-1 研究1と研究2の患者基礎データ

性別、身長、体重などをTableに示した。これらの指標のうち身長、造影剤注入速度、造影剤投与量、dose-length products(DLP)は研究1群より研究2群で有意に高かった。

2-2 研究1. Dy200, Dy250, Dy300, DyCの比較

Dy200, Dy250, Dy300, DyCをFig. 3に示した。これらの間には有意差($P < 0.001$)を認め、Pairwise comparisonsではDyCが最も長く、Dy200, Dy250, Dy300のどの群とも有意差を認めた(Fig. 3)。すなわち、DyCではダイナミック撮影時間が最も長いことからAoのCT値のデータ数が多いことになる。

2-3 研究1. 各トリガ点からPまでの時間

tCPは最も短時間で、どのt200, t250, t300との間にも有意差を認めた(Fig. 4)。AoのCT値が200 HUをトリガ(t200)とすると、その平均9.1秒後にPを迎え、95% predictionは5.3–12.9秒で、その幅は7.6秒であった。同様にt250では平均7.9秒後にPを迎え、その95% predictionは3.9–11.9秒で、その幅は8.0秒であった。t300では平均6.6秒後にPを迎え、その95% predictionは2.8–10.4秒で、その幅は7.6秒であった。cross pointをトリガとすると、その平均3.9秒後にPを迎え、その95% predictionは1.5–6.3秒で、その幅は4.8秒で最も短かった。

2-4 研究2. Cross point法を用いた場合の成功率

研究1で本CT装置ではcross point法が最も適した方法であったので、後半の15人ではcross point法でCTP検査(16件)を行った。すなわち造影剤注入開始7秒後からダイナミック撮影を開始しPAとAoの造影効果が等しくなった点(cross point)でヘリカル心

Fig. 4 Interval (t200, t250, t300 and tCP) from each trigger Point (Ao200, Ao250, Ao300 and the PA-Ao cross point) to the peak (P) of Ao TEC.

Fig. 5 A representative case of delayed start timing of the helical scan without using cross point method. In this case (59-year-old female at ATP stress), the helical scan cannot capture the peak (P) of AoTEC (left side), because helical scan start timing was delayed. In the myocardial area has high density (≥ 78 HU), one myocardial CT value has two K_1 values on the graph of relationship (look up table) between myocardial CT value and K_1 (right side). In such case, we cannot calculate accurate myocardial blood flow.

臓 CT 撮影を開始した。この後半の 16 件では全例 (100%) においてヘリカル心臓 CT 撮影で P を捉えることができた。また、本 cross point 法で、撮影を開始した時点での PA と Ao の CT 値を測定した結果、PA は 392.6 ± 75.7 HU で Ao は 358.3 ± 83.2 HU であり、PA と Ao の間に有意差を認めなかった ($P=0.116$)。

2-5 症例呈示

Figure. 5 にヘリカル心臓 CT 撮影で P を捉えられなかった症例を示す。本例では cross point 法を使わず、ヘリカル心臓 CT 撮影を開始するタイミングが遅れたため、CTP 画像を作成できなかった。また、Fig. 6 に cross point 法を使いヘリカル心臓 CT 撮影で P を捉え、CTP 画像作成に成功した 1 例とその MBF 画像を示す (Fig. 7)。

Fig. 6 A representative case (75-year-old female) with the optimal start timing of helical scan using the cross point method and resulted in an ideal input function (left side) and CT- K_1 look up table (right side). Cardiac CT and myocardial perfusion CT image were shown in the bottom. Mean myocardial blood flow was 1.66 ml/g/min.

Fig. 7 Myocardial blood flow (MBF) image and Bull's eye map.

3. 考 察

トレーサによる血流解析ではトレーサの体内挙動に適したモデル解析が行われる。血流に比例して臓器から洗い出される場合はクリアランス法が最適であるが、マイクロスフェア法のように臓器に完全にトラップされ、洗い出しがない場合にはマイクロスフェア法が適応される。ヘリカル心臓 CT 撮影に用いられる非イオン性ヨード造影剤は心筋部で一部が毛細血管から漏れ出し間質に移行(K_1)し、その後、心筋細胞には取

り込まれず、代謝も受けずに再び毛細血管へ逆拡散(k_2)するので、2-コンパートメントモデルが適していると考えられる。

Ao の TEC は体重や心拍数、心拍出力、循環血液量、造影剤の注入量や注入速度、注入時間、生食による後押しなど多くの因子に影響を受ける。特に同一個体なら造影剤注入開始から P までの時間は造影剤注入時間と生食による後押し時間に大きく影響を受ける¹⁶⁾。本研究 2 において身長が研究 1 より有意に高

く、体重も有意ではないが研究2で高い傾向を認めたのは、研究1で80 kVを使用する頻度が高く、研究2では100 kVを使用する頻度が高かったため、造影剤注入速度と造影剤量が研究2で有意に高くなったと考えられる。

これは本研究の対象者に女性が多く、ヘリカル心臓CTで冠動脈に有意狭窄を認める症例はなかったことと、ヘリカル心臓CTから得られた左室駆出率は $69 \pm 10\%$ 、心拍出量も 3.8 ± 0.8 L/minと正常範囲内であり、心不全を呈する症例もなかったために、著明な循環時間の遅れや循環血液量の増大、もしくは減少はなかったのだと推測する。

本CTP法では一回の造影検査でダイナミック撮影からヘリカル心臓CT撮影に切り替え、ダイナミック撮影画像上とヘリカル心臓CT撮影画像上でAoが描出されるフレームからAoのCT値を測定して入力関数を作成する。したがって、撮影モード切り替え時間中はデータ収集ができないので、これが短いほどデータサンプリング数が増える。すなわち、1)ダイナミック撮影時間が長く、2)撮影モードの切り替えのためにデータ収集のできない時間が短く、3)Pを確実に捉えることが可能で、4)P付近でヘリカル心臓CT画像上に濃染したAoが描出されるフレームが多いほど正確な入力関数が得られる。

研究1の結果では、ダイナミック撮影時間はDy200が最も短く、DyCが最も長かった。各種のトリガポイント(ヘリカル心臓CT撮影開始ボタンを押すタイミング)からPまでの時間(t200, t250, t300, tCP)の95% prediction 幅が広いことは、目標のPの出現にばらつきが大きく、推測どおりにPが出現しない可能性が高いことを示していることからPを逃す確率が高くなる。この観点から考えるとcross pointをトリガとすると、そのcross pointから平均3.9秒後にPを迎え、その95% predictionは1.5-6.3秒で、その幅は4.8秒と短いので推測通りにPを迎える確率が高く、Pを捉えやすいといえる。本研究で使用したDefinition AS+のようにダイナミック撮影からヘリカル心臓CT撮影に2秒で切り替えられる装置ではcross point法が最適だと考える。切り替えに4秒程度必要とする装置ではcross point法は適さないが、造影条件が本研

究と同じなら、Aoが300 HUをトリガポイントとし撮影を開始すれば、トリガポイントからPまでの時間(t300)は平均6.6秒なので、Pを捉えることができると考える。この場合はAoにROIを置いてボーラストラッキング法を用いて撮影タイミングを自動的に決定できる。しかし、時に息止め呼吸の深さやAoの動きによって設定したROIがAoから外れたり、Aoの石灰化をROI内に含んでしまい、真のAo内腔のCT値を得られない場合があるので注意が必要である。これに対しcross point法は目視でPAとAoの造影剤濃度が同じになる点を観察し、その点でヘリカル心臓CT撮影を開始すればよい。比較的簡単で失敗の少ない方法である。事実、研究2でcross point法で行ったダイナミックCT撮影検査でのPAとAoのCT値は同等で、目視でもcross pointを正確に捉えていた。

本研究のデータは、他機種種の64列もしくは80列CT装置でダイナミック撮影からヘリカル心臓CT撮影に切り替えて撮影する場合、撮影モードの切り替え時間に応じたプロトコル作成に有用な参考データだと考える。

4. 結 語

ヘリカル心臓CT撮影に切り替えが2秒で可能なDefinition AS+では、PAとAoのTECのcross pointでヘリカル心臓CT撮影を開始すれば、ダイナミック撮影時間が長く、高率にPを捉えることが可能で、心筋血流算出のための入力関数を得ることができた。また、切り替えに4秒かかる装置ではAoのCT値が300 HUに達したときに撮影を開始すればPを捉えられることがわかった。本法により通常のヘリカル心臓CTと定量的CTPを同時に評価できることを示唆した。

なお、本研究は第73回日本放射線技術学会総会学術大会(2017年4月13日、横浜)にて発表した。

利益相反

筆頭著者および共著者全員が開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) Mowatt G, Cummins E, Waugh N, et al. Systematic review of the clinical effectiveness and cost-effectiveness of 64-slice or higher computed tomography angiography as an alternative to

invasive coronary angiography in the investigation of coronary artery disease. Health Technology Assess 2008; 12(17): iii-iv, ix-143.

- 2) Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, et al. Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *J Am Coll Cardiol* 2008; 52(21): 1724-1732.
- 3) 立木秀一, 近藤 武, 天沼 誠, 他. Agatston Score を用いた日本人における閉塞性冠動脈疾患の有病率の推定. *心臓* 2016; 4(9): 2020-2032.
- 4) Amanuma M, Kondo T, Arai T, et al. Segmental distributions of calcifications and non-assessable lesions on coronary computed tomographic angiography: evaluation in symptomatic patients. *Jpn J Radiol* 2015; 33(3): 122-130.
- 5) Arbab-Zadeh A, Miller JM, Rochitte CE, et al. Diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography according to pre-test probability of coronary artery disease and severity of coronary arterial calcification. The CORE-64 (Coronary Artery Evaluation Using 64-Row Multidetector Computed Tomography Angiography) International Multicenter Study. *J Am Coll Cardiol* 2012; 59(4): 379-387.
- 6) Qi L, Tang LJ, Xu Y, et al. The Diagnostic performance of coronary CT angiography for the assessment of coronary stenosis in calcified plaque. *PLoS One* 2016; 11(5): e0154852.
- 7) Bech GJ, De Bruyne B, Pijls NH, et al. Fractional flow reserve to determine the appropriateness of angioplasty in moderate coronary stenosis: a randomized trial. *Circulation* 2001; 103(24): 2928-2934.
- 8) Tonino PA, De Bruyne B, Pijls NH, et al. Fractional flow reserve versus angiography for guiding percutaneous coronary intervention. *N Engl J Med* 2009; 360(3): 213-224.
- 9) De Bruyne B, Fearon WF, Pijls NH, et al. Fractional flow reserve-guided PCI for stable coronary artery disease. *N Engl J Med* 2014; 371(13): 1208-1217.
- 10) De Bruyne B, Pijls NH, Kalesan B, et al. Fractional flow reserve-guided PCI versus medical therapy in stable coronary disease. *N Engl J Med* 2012; 367(11): 991-1001.
- 11) Rochitte CE, George RT, Chen MY, et al. Computed tomography angiography and perfusion to assess coronary artery stenosis causing perfusion defects by single photon emission computed tomography: the CORE320 study. *Eur Heart J* 2014; 35(17): 1120-1130.
- 12) Bamberg F, Marcus RP, Becker A, et al. Dynamic myocardial CT perfusion imaging for evaluation of myocardial ischemia as determined by MR imaging. *JACC Cardiovasc Imaging* 2014; 7(3): 267-277.
- 13) Goto Y, Kitagawa K, Uno M, et al. Diagnostic accuracy of endocardial-to-epicardial myocardial blood flow ratio for the detection of significant coronary artery disease with dynamic myocardial perfusion dual-source computed tomography. *Circ J* 2017; 81(10): 1477-1483.
- 14) Kikuchi Y, Oyama-Manabe N, Naya M, et al. Quantification of myocardial blood flow using dynamic 320-row multi-detector CT as compared with ¹⁵O-H₂O PET. *Eur Radiol* 2014; 24(7): 1547-1556.
- 15) Ichihara T, George RT, Mather R, et al. A technique for quantitative measurement of myocardial blood flow using a combination of bolus tracking and time-registered helical multidetector CT angiography during adenosine stress. *Fujita Med J* 2015; 1(1): 9-14.
- 16) 室賀浩二, 八町 淳, 大塚 亨, 他. 造影剤注入持続時間および生理食塩水後押し方法の違いにおける生理食塩水後押し効果の検討. *日放技学誌* 2012; 68(6): 711-719.

問合先

〒500-8384 岐阜県岐阜市藪田南 4-14-4

医療法人澄心会岐阜ハートセンター放射線科 水崎陽仁