

A healthcare professional, likely a nurse or technician, is shown in a clinical setting. She is wearing blue scrubs and has a name tag. She is holding a drip chamber, a component used in medical procedures, and looking upwards with a focused expression. The background is slightly blurred, showing what appears to be a patient bed and other medical equipment.

PHILIPS

Healthcare

Computed Tomography

Cardiac Solutions

Coronary CTAの信頼性を高める先進技術

国内の冠動脈CTの検査数は、過去10年でおおよそ1.8倍まで増加し、2019年で50万件を超えている。ここ数年のクリニカルトライアルでは、安定胸痛を有する患者の標準的治療に冠動脈CTを組み合わせることで、フォローアップ5年間の冠動脈疾患における死亡や致死性ではない心筋梗塞の発生率が低下するとの報告がある。また慢性冠動脈疾患に対するCTの役割は、ガイドラインの中では推奨するクラスが高くなっていることからわかる。本稿では、このような背景をもとにフィリップスCTにおける心臓CTの技術と臨床研究を紹介し、フィリップスCTの潜在的なポテンシャルと臨床的な有用性について解説する。

撮像技術の発展と“Beat to beat variable delay algorithm”

CTが検出器を体軸方向に複数搭載したマルチスライスCTへ発展するとともに心電図同期撮像法が開発された。初期の段階から多く用いられた後ろ向き心電図同期撮像 (retrospective ECG-gating scan)は、ヘリカルモードによる連続撮影と撮影時の心電図を同時に計測する撮像法である。それに続く画像再構成では、心電図上のR波から次のR波までの1サイクル (R-R間隔) を心周期として考える。1サイクル当たりの時間を相対値で表し、それを心位相(%)と呼び撮影中に取得した各サイクルで同じ心位相に対応するローデータを後ろ向きに再度取得する相対Delay法が多く採用されている。例えば撮影中の心拍数が1分あたり60回の場合、R-R間隔は1000msとなり心位相が70%となれば任意のR波から700ms経過した時点のことを示す。よって後ろ向きにローデータを再取得し、画像再構成された横断画像は心位相 70%(700ms)の画像となる。また、ヘリカルモードでは被写体上を検出器が通過する一定時間の間に、同一ローケーションで複数回の心拍データが取得できる場合がある。このようなときは、その複数のデータをローテーション角度で分割し組み合わせることで、実効的にデータ取得にかかる時間を短縮するマルチセクタ再構成も利用可能である。

この心電図同期再構成法を用いて心臓を撮影する際の最初の大きなモチベーションは、冠動脈をモーションアーチファクトが少なく観察・診断することにあった。Vembarらは、この相対Delay法では撮影中の心拍数が変化すると心周期の中で非線形なさまざまな変化によって、冠動脈の動きが少ない最適なデータが得られないことがあると指摘した。そして“Delay algorithm”と呼ばれる力学モデルを提案し、相対Delayに加えて撮影中の一心拍ごとの変化に対しディレイ・タイムによる調整を含

めたアルゴリズムを実証した。このアルゴリズムでは基準となる心拍が設定されており、その時の心位相と生理学的運動を関連付けた既知のモデルを持っている。実際の撮影で心拍変動が発生した場合には、これによって生理学的に動きが少ない心位相へとシフトするディレイ・タイムが設けられる。ディレイ・タイムとは、基準心拍との差や設定心位相によってアダプティブに変化するコンプライアンス関数をもとに計算されている。仮に基準心拍を72/minとして心電計からCTへ信号の伝達に遅延がないモデルを考える。基準心拍より高い90/minで心位相が40%の時は24msのディレイ・タイムが追加される。逆に心拍が低く50/minでは70%の時には-23msが追加され、この場合は、つまり心位相が前に戻ることになる。一方で基準心拍と同じ72/min場合、どの心位相でもディレイ・タイムは、0msとなる(Fig.1)。

この“Delay algorithm”の理論を基にして、すべてのフィリップスCTには“Beat to beat variable delay algorithm”と呼ばれる後ろ向き心電図同期撮像アルゴリズムが搭載されている。例えば64スライスCTでは約10心拍の取得データから画像再構成されるが、その際に心拍変動があった場合は解剖学的な位置ズレをこのアルゴリズムが補正し、その上でマルチセクタ再構成を適用することで、冠動脈の連続性が高くモーションアーチファクトが少ない心臓CT画像を安定して提供することが可能になる (Fig.2)。撮像法にはそれに加えて、心電図をトリガーにアキシャルモードでStep & Shoot撮影をする前向き心電図同期撮像 (prospective ECG-gating scan)も利用可能である。心拍が70/min以下ではこちらが推奨されており、前述の後ろ向き心電図同期撮像は撮影中に心拍変動が予想される場合や心拍が70/minを超える場合の適応となっている。

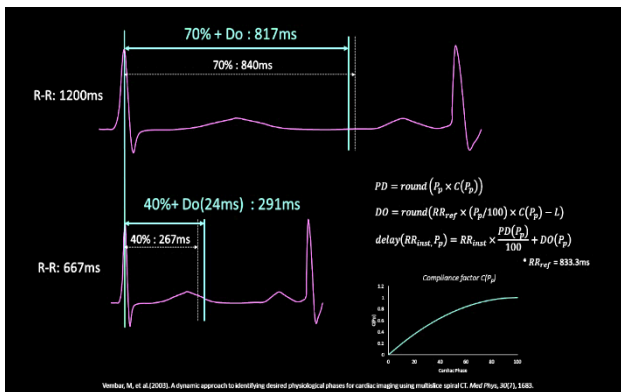


Fig.1 Beat to beat variable delay algorithm

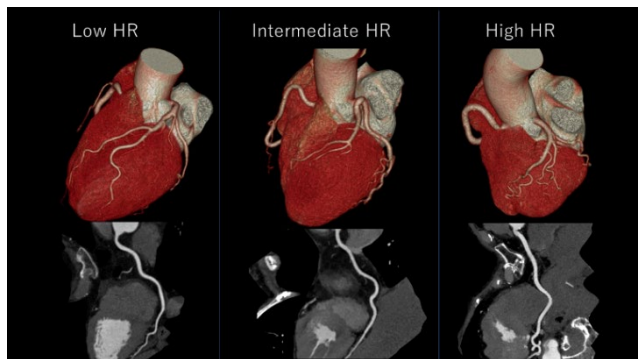


Fig.2 幅広い心拍数における冠動脈CTの適応 (画像提供: 札幌心臓血管クリニック) 各画像の平均心拍は、左から59 /min、85 /min、103 /min.

| Author | Scanner model | ECG Gating | All segment | | Per patient | | Exclusion rate of segments |
|----------------|----------------|---------------|-------------|---------|-------------|---------|----------------------------|
| | | | 感度 (%) | 特異度 (%) | 感度 (%) | 特異度 (%) | |
| Garcia et al | Brilliance 16 | Retrospective | 89 | 65 | 98 | 54 | 29% |
| Lehmkuhl et al | Brilliance 64 | Prospective | 97 | 98 | 91 | 82 | 8.40% |
| | | Retrospective | 94 | 97 | 93 | 96 | 2.80% |
| Chao et al | Brilliance iCT | Prospective | 96 | 93 | n.a | n.a | 0.70% |
| | | Retrospective | 93 | 96 | n.a | n.a | |

Table.1 冠動脈CTAの診断能と診断で除外された血管セグメントの比率

高心拍や高度石灰化症例に対するフィリップスCTのパフォーマンス

フィリップスが開発した16スライスから64スライスのBrillianceシリーズ、Philips CT6000 iCTシリーズの前身となる256スライスのBrilliance iCTでは、血管造影をゴールドスタンダードとした冠動脈CTの診断能について過去に多くの検討がされている。Table.1にその一部を示している。16スライスの診断能においても感度は90%を超えて高いが、冠動脈の一部のセグメントでステント内腔やモーションアーチファクトによって診断が難しく除外される割合は少なくなかった。64スライスになると検出器サイズが小さくなり、より解像度の高い画質と息止めに関与する撮影時間の短縮が図られ、除外される割合は劇的に改善し、レトロスペクティブ法とプロスペクティブ法を区分して評価がされるようになった。続くBrilliance iCTでは、ガントリーローテーションタイムが0.27秒まで高速になり、さらに除外される血管セグメントは少なく、ステントや高度石灰化病変、心房細動など撮影・診断において難しい場合であっても、特異度が大幅に向上してきた。そして、先に述べた“Beat to beat variable delay algorithm”の性能の高さを示唆している。

冠動脈CTにおいて高度石灰化症例は、ガイドラインなどで推奨されないことが多い。しかしながらKimらは、この冠動脈高度石灰化症例において、画像再構成法による画質改善より、診断能の向上を報告している。この検討では、Brilliance iCTで管電圧100kVpと120kVpで撮影された冠動脈CT検査の中から冠動脈石灰化スコア (Agatston score) が400以上で、かつ血管造影も施行された30名ずつを登録し2群に分類している。画像再構成には、Filtered Back Projection(FBP)とHybrid 逐次近似法のiDose4、そしてモデルベース逐次近似法のIMRの3つで冠動脈病変の診断能を比較している。両群の冠動脈石灰化スコアは、100kVpで 1376.3 ± 873.5 、120kVpで 1241.1 ± 942.8 となり、診断にはかなり厳しい条件が評価対象となった。血管造影を基準とした診断能はセグメント別で、100kVp群のFBPで感度80.2%、特異度89.5%(以下、順に感度と特異度)、iDose4で85.6%、93.3%、IMRで89.2%、95.0%と逐次近似法で診断能が

向上している。同様に120kVpのFBPは、感度82.6%、特異度90.3%に対して、iDose4で87.5%、94.2%、IMRで90.9%、95.6%と同様に改善している。IMRにより大幅なノイズ低減と空間分解能改善が貢献していると考えられる。

包括的な診断に欠かせない

“Comprehensive Cardiac Analysis”

心臓CTの診断において画像解析は他の部位と比べて大変重要なウェイトを占めている。画像解析を担うフィリップスのワークステーションIntelliSpace Portal(ISP)には、包括的でワンストップな解析アプリケーション“Comprehensive Cardiac Analysis”がある。画像データを読み込むと、冠動脈を始め、心室、心房、心筋、大動脈など解剖構造ごとのセグメンテーションとラベリングが実行される。このセグメンテーションアルゴリズムには、リファレンスとなるHeart modelを実装している。このHeart modelは、画像におけるFOV、撮影長、造影コントラスト、スライス厚などバリエーションを考慮し、フィリップスのさまざまなCTスキャナから取得した臨床画像から学習して作られている。このモデルを3次元的に検査データへ適応させることで、迅速で一貫したセグメンテーションの結果を提供する (Fig.3)。

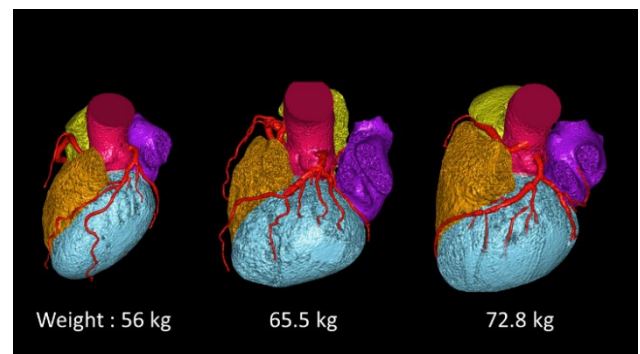


Fig. 3 異なる体格によるセグメンテーション (画像提供: 札幌心臓血管クリニック)

続いて抽出された冠動脈は、評価に必要なCurved planar reformat(CPR)画像の作成や急性冠症候群のリスク因子となる低輝度プラーク(Low attenuation plaque)、それを取り囲むようにリング状の高吸収域を呈するnapkin-ring sign、微小石灰化などの観察と、positive remodeling に対してはその程度をindexとして計測できる。プラークの性状評価には、さらに“Plaque Analysis”というプラグインアプリケーションがありプラークのVolume測定とMixture modelを使ったヒストグラム解析により非石灰プラークの性状変化を定量的に観察することができる(Fig.4)。これを用いた研究では再現性や観察者間の一致が高いとの報告があり、フォローアップでの利用が有効である。

CT検査は、冠動脈疾患のルールアウトの一つとしてガイドライン上で推奨レベルが高く、早期の治療介入にも貢献している。すべての患者がこの恩恵を得るには、検査から除外される条件を減らし、高い診断能を維持するための一貫性と再現性が必要である。つまりCT装置と解析アプリケーションにはそれが求められている。本

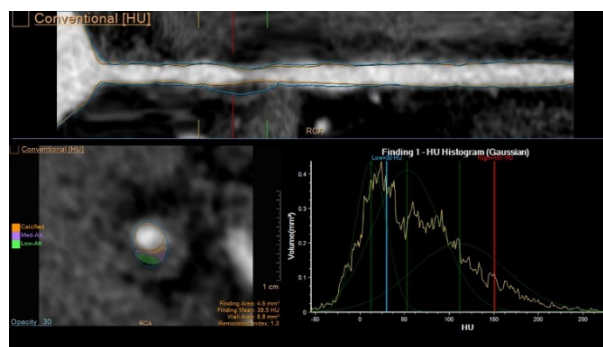


Fig. 4 Plaque Analysis
(画像提供: 札幌心臓血管クリニック)
プラークの性状解析は2つあり、CT値をしきい値として分類する方法とMixture gaussian modelを使ったヒストグラム解析による方法がある。

稿で紹介したいいくつかのトピックは、そのようなニーズに応える潜在的なポテンシャルと臨床的有用性を示していると考える。今後もフィリップスCTは、Cardiology領域の臨床ニーズにフィットした製品開発と技術的アップデートを継続し、最新の情報を提供していきたい。

Reference

1. SCOT-HEART Investigators, Newby, D. E., et al. (2018). Coronary CT Angiography and 5-Year Risk of Myocardial Infarction. *New England Journal of Medicine*, 379(10), 924–933.
2. Knuuti, J., et al. (2020). 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. *Eur Heart J*, 41(3), 407–477.
3. Vembar, M. (2003). A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT. *Med Phys*, 30(7), 1683–1693.
4. Garcia, M. J., CATSCAN Study Investigators., et al. (2006). Accuracy of 16-row multidetector computed tomography for the assessment of coronary artery stenosis. *Jama*, 296(4), 403–411.
5. Lehmkühl, L., et al. (2011). Diagnostic performance of prospectively ECG triggered versus retrospectively ECG gated 64-slice computed tomography coronary angiography in a heterogeneous patient population. *Eur J Radiol*, 80(2), 342–348.
6. Chao, S.-P., et al. (2010). The diagnostic accuracy of 256-row computed tomographic angiography compared with invasive coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Eur Heart J*, 31(15), 1916–1923.
7. Kim, J., et al. (2019). Diagnostic performance and image quality of iterative model-based reconstruction of coronary CT angiography using 100 kVp for heavily calcified coronary vessels. *PLoS One*, 14(9), e0222315–.
8. Ecabert, O., et al. (2011). Segmentation of the heart and great vessels in CT images using a model-based adaptation framework. *Med Image Anal*, 15(6), 863–876.
9. Lee, M. S., et al. (2010). Reproducibility in the assessment of noncalcified coronary plaque with 256-slice multi-detector CT and automated plaque analysis software. *Int J Cardiovasc Imaging*, 26(Suppl 2), 237–244.

製造販売業者

株式会社フィリップス・ジャパン

〒108-8507 東京都港区港南2-13-37 フィリップスビル

お客様窓口 0120-556-494

03-3740-3213

受付時間 9 : 00~18 : 00

(土・日・祝祭日・年末年始を除く)

www.philips.co.jp/healthcare

改良などの理由により予告なしに意匠、仕様の一部を変更することがあります。あらかじめご了承ください。詳しくは担当営業、もしくは「お客様窓口」までお問い合わせください。記載されている製品名などの固有名詞は、Koninklijke Philips N.V. またはその他の会社の商標または登録商標です。

©2020 Philips Japan, Ltd.



販売名：Ingenuity CT シリーズ
医療機器承認番号：223ACBZX00010000
設置管理医療機器/特定保守管理医療機器
管理医療機器

販売名：Incisive CT装置
医療機器承認番号：230AFBZX00079000
設置管理医療機器/特定保守管理医療機器
管理医療機器

販売名：プリリアンス iCT
医療機器承認番号：220ACBZX00023000
設置管理医療機器/特定保守管理医療機器
管理医療機器

販売名：IQon スペクトラル CT
医療機器承認番号：228ABBZX00033000
設置管理医療機器/特定保守管理医療機器
管理医療機器