

はじめに

当院では, Philips 社製 Brilliance CT 64 を 2008 年 3 月に導入して以来, 2014 年 11 月までの間に 2295 件の心臓 CT 検査が施行された. 2015 年現在, 更なる検出器の多列化や時間分解能の向上された高性能 Multi Detector-row Computed Tomography (以下 MDCT) が製品化されているので, 最新 MDCT というわけではないが, 当院におけるこれまでの 64 列 MDCT における心臓 CT について紹介する. また, モーションアーチファクト低減を目的とし, 心臓 CT の撮像条件の 1 つである pitch について検討したので合わせて報告する.

装置紹介

装置: Philips 社製 Brilliance CT 64 , ワークステーション: Extend Brilliance Workspace (EBW Philips 社製), 造影剤注入装置: 根本杏林堂社製 DUAL SHOT GX, 使用造影剤: イオパミロン 370/80ml (バイエル薬品), オイパロミン 370/100ml (富士製薬) の 2 種類の造影剤を使い分けした. 外来患者にはイオパミロン, 入院患者にはジェネリック医薬品であるオイパロミンを使用した.

撮像プロトコルの概要

前処置について

右肘静脈にルートを確認して準備が整ったら別室にて安静待機した. 検査直前に, 前投薬として血管拡張作用のあるニトログリセリン舌下スプレー剤 (ミオコールスプレー剤) を, 1 噴霧投薬してから心臓 CT の検査を開始した.

ルーチン撮像プロトコル

すべての撮像の基準となるスカウト画像 (以下 Sur View) の撮像をした. 心臓 CT の撮像範囲の決定と, 冠動脈石灰化を計測する (以下 Calcium Scoring) ため prospective ECG-gating 法にて心臓の単純撮像を行った. 造影剤が血管外漏出しないかを確認するために生理食塩水 10ml を 4ml/sec にてテストインジェクションを行った. 心臓 CT はインジェクターと同期させ撮像開始し, ボーラストラッキング法により造影剤が下行大動脈に到達した 100HU を撮像好期 (トリガータイミング) とし, 呼吸停止音声の時間分の遅延時間は 6 秒で, retrospective ECG-gating 法にて頭足方向に撮像を行った. 通常的心臓 CT の撮像条件は, 管電圧 120kV, X 線量 900~1165mAs, 撮像 pitch 0.18, で行った. 造影方法は後述する.

心臓 CT 撮像の直後, 胸部の急性疾患 (肺動脈血栓塞栓, 急性大動脈解離) を診断する目的で胸腹部 CT を撮影した.

心臓CTの作成画像

心臓CT検査では、解析した心位相のAxial画像（0.8mm厚，0.6mm間隔と3mm厚，3mm間隔），右冠動脈（以下RCA）の起始部Volume Rendering(以下VR)1方向，左冠動脈（LAD+LCX）の起始部VR1方向，右冠動脈のMaximum Intensity Projection(以下MIP)3方向，左冠動脈のMIP7方向，RCA・LAD・LCXそれぞれのCurved Planar Reconstruction(以下CPR)，連携紹介医向けの画像を作成し，PACSに保存した．心臓CT直後に撮影する胸腹部CTのAxial画像もPACSに保存した．本稿の最後に，ルーチン撮影画像の一部を紹介する．

モーションアーチファクト低減の検討について

64列MDCTは、従来MDCTより検出器の多列化，ガントリ回転速度の高速化を実現し，撮像時間の短縮と時間分解能が向上した．このことより精度の高い心臓CTが可能となった．しかし，64列MDCTにおいても画質不良となる原因がある．主な要因に呼吸停止不良，心拍要因（頻脈，不整脈，心拍数変動，心拍・ガントリ回転速度 mismatch，時間分解能不足）がある¹⁾．また，呼吸停止不良や不整脈がない例でも良好な心臓CT画像が得られないことがあり，画質に影響している因子についての検討報告もある²⁾．他にも高度石灰化，ステント，高度肥満により冠動脈の評価ができないことがある．

これらの心臓CTの画質に影響する因子のうちの心拍（以下HR）に着目した．64列MDCTにおいても，心臓CTでは良好な画質を得るにはHRを下げる必要があり，前投薬としてβブロッカを使用することが多い^{3,4)}．しかし，心臓CTの前後に血圧測定などの患者管理が必要となるため，筆者の施設では心臓CTを行うにあたってβブロッカは使用していない．その経験の中で，やや低HRで不良画像が見られることや，逆に高HRで良好画像が見られることがあった．不良画像の要素にモーションアーチファクトがあり，減少させるには撮像時の時間分解能を良くすることが有用だと考えた．時間分解能を良くするには，後述のpitchの値を小さく設定すれば良いことが分かっている⁵⁾．

本検討では，心臓CTを撮像する際のpitchを0.18から変更することによって，モーションアーチファクトを改善できるのかを検討したので報告する．

pitch とガントリ回転速度

pitch について

pitchは，下式1のように定義される．

$$\text{pitch} = \frac{1 \text{ 回転あたりのテーブル移動距離 (mm/rot)}}{\text{ビーム幅 (コリメーション×列数) (mm)}} \quad \dots \text{式1}$$

pitchが小さいほど時間分解能は良くなるが，X線管回転周期と心拍動周期が動機する場合，pitchによらず時間分解能は悪くなる^{5,6)}．理論的には，pitch=0.15はpitch=0.18より広いHRの範囲で時間分解能が若干改善されるのがFig. 1からわかる．この点に着目してpitch=0.15を採用した．

pitch を変更することによるメリットとデメリットは以下の通りである。

[メリット]

- ・時間分解能を向上させることが可能である。
- ・セグメント再構成するデータが増えるので、不整脈が多く出現し多場合にデータ欠損の対策になる。
- ・心臓 CT 時の X 線量を 1165mAs から 1400mAs に増やす設定が可能となるため、体格の大きい患者に対応できる可能性がある。

[デメリット]

- ・心臓 CT 時の息止め時間が長くなる。
- ・X 線量増やして心臓 CT 撮像した場合、CT 装置の制約により直後に撮像する胸腹部撮像の pitch 下げるか X 線量を下げることが必要となる。

ガントリ回転速度について

メーカーは心臓 CT の撮像には 0.42s/rot と 0.50s/rot の 2 種類を推奨している。しかし、ガントリ回転速度 0.42s/rot では、HR が 72 付近と 95 付近で時間分解能の低下がみられる^{7,8)}ことが Fig. 1,2 から示される。ガントリ回転速度 0.42s/rot で時間分解能が悪い部分のみガントリ回転速度 0.50 s/rot に変更して撮像することが理想的である。しかし、ガントリ回転速度 0.50 s/rot の時間分解能が良い範囲に撮像中の HR が当てはまらない場合は、時間分解能の低下を招き不良画像が発生する危険があると考えられるため、ガントリ回転速度 0.42s/rot 固定にて心臓 CT の検査を行った。

pitch とガントリ回転速度の関係について

pitch とガントリ回転速度の変更を検討する前に予備実験をした④pitch=0.18, ガントリ回転速度 0.42s/rot から pitch=0.15, ガントリ回転速度 0.42s/rot へ変更した場合と, ⑤pitch=0.18, ガントリ回転速度 0.42s/rot から pitch=0.18, ガントリ回転速度 0.50s/rot に変更した場合の撮像時間の延長を比較した。④⑤を比較検討するために、撮像範囲と撮像時間の関係を作成し 1 次線形近似直線を作成し Fig. 3 に示す。④⑤の 1 次線形近似直線の傾きと切片がほぼ同じであり、共に撮像時間の延長は約 2, 3 秒となった。

対象

心臓 CT を施行した患者を対象に、2008 年 3 月より 2010 年 5 月までに 839 例、新しいプロトコルを採用した 2010 年 5 月から 2010 年 11 月までに 117 例を施行した。このうち、高度石灰化例（全周性石灰化例）、造影不良例、高度肥満例、機器トラブル例、HR64 未満例を除外した 441 例（男性 243 名、女性 198 名、67.4±11.5 歳）を A 群とし、新プロトコルを採用した 83 例（男性 48 名、女性 35 名、67.3±11.1 歳）を B 群とした。近藤らによると高画質の心臓 CT を得るためには完全な呼吸停止と HR64 以下に下げる必要がある¹⁾とあったのと、実際に HR64 未満例に関しては良好な画質が得られたので、本検討から除外することとした。

造影方法

A 群の撮像（ルーチンの撮像）では、15 秒注入時間一定法（造影剤を 15 秒間で注入）で、生理食塩水の後押し注入を行う。造影剤量は体重×1ml を基本として、最低で 52ml の造影剤を使用する。造影剤注入レートは、3.5～4.4ml/sec の範囲とした。66kg 以上の場合は、注入速度 4.4ml/sec のまま造影剤量を体重×1ml で設定した。生理食塩水は、造影剤注入直前にルート確保確認のテストインジェクションを行った残り 30～40ml を 2.5ml/sec 固定で後押し注入した。

B 群の撮像では、撮像時間が pitch=0.18 と比べて 2, 3 秒長くなることを考慮して、15 秒注入法で決めた造影剤注入レートを変えずに造影剤量を 3 秒分増やし、18 秒注入時間一定法を基本として撮像を行った。

冠動脈解析用画像について

冠動脈解析用画像は Fig. 4 に示す心電図の R 波を起点とした「R-R 間隔で何%の心位相」を決めて画像再構成をした。筆者の施設では、R-R 間隔 35, 40, 45%（収縮期）と R-R 間隔 70, 75, 80%（拡張中期）の心位相で、合計 6 種類の画像再構成（0.8mm thickness, 0.6mm increment）を行った。

心臓 CT の視覚評価法

循環器内科医師 1 名による読影結果を視覚評価として解析した。作成した 6 種類の画像から、各冠動脈についてより良く見える心位相の画像を選んで読影した。どの心位相でも冠動脈の静止している画像が見られないときは、モーションアーチファクトがあると評価した。モーションアーチファクトの有無を判断する画像例を Fig.5～Fig.8 に示した。

解析方法

モーションアーチファクトを含む全例の画像について

A 群と B 群で撮像した心臓 CT のうち①「RCA のみモーションアーチファクトあり」、②「LCA (LAD +LCX) のみモーションアーチファクトあり」、③「RCA と LCA の両方にモーションアーチファクトあり」の 3 項目について検討した。この結果をもとに「RCA と LCA の両方にモーションアーチファクトあり」は 5HR 毎にモーションアーチファクトを含む画像がどのように分布するのかを解析した。

不整脈例におけるモーションアーチファクトを含む画像について

前項の症例のうち不整脈例のみ（A 群のうち 55 例（男性 36 名、女性 19 名、年齢 69±10.4 歳）、B 群のうち 10 例（男性 8 名、女性 2 名、年齢 69.4±9.2 歳））を対象とし、①②③を含む画像の割合を算出した。

心臓 CT の検査としての造影評価可能・不可能について

A 群と B 群で撮像した心臓 CT のうち、④「検査そのものとして造影評価可能かどうか」についての割合を算出した。この解析結果をもとに 5HR 毎に造影評価可能画像がどのように分布するのかを解析した。また、不整脈例のみ（前述と同様）を対象とし、「検査そのものとして造影評価可能かどうか」についての割合を算出した。

結果

A 群と B 群で撮像した全例の心臓 CT のうち①「RCA のみモーションアーチファクトあり」、②「LCA (LAD+LCX) のみモーションアーチファクトあり」、③「RCA と LCA の両方にモーションアーチファクトあり」の 3 項目について検討した。①は、pitch=0.18 で 6.1%，pitch=0.15 で 6.0%であった。②は、pitch=0.18 で 3.8%，pitch=0.15 で 4.8%であった。①②共に統計学的有意差は見られなかった。③は、pitch=0.18 で 7.0%，pitch=0.15 で 18.1%であり、統計学的有意差は見られた ($P<0.001$)。結果を Table1 にまとめた。

③の割合を 5HR 毎の分布を Fig.9, Table2 に示した。HR65-69, 90-94 では若干 pitch=0.15 が良い結果となった。その他の HR は pitch=0.18 の方が良い結果となった。HR95-99 以上に関しては、pitch=0.15 の検討データ数が 5 未満と少なく比較が難しい。

検討症例のうち不整脈例のみ（A 群のうち 55 例，B 群のうち 10 例）を対象とした①②③の検討も行った。①は、pitch=0.18 で 3.6%，pitch=0.15 で 0%であった。②は、pitch=0.18 で 3.6%，pitch=0.15 で 10.0%であった。③は、pitch=0.18 で 12.7%，pitch=0.15 で 10%であった。不整脈例のみの対象では、①②③とも統計学的有意差は見られなかった。結果を Table3 にまとめた。

次に、A 群と B 群で撮像した心臓 CT のうち、④「心臓 CT の検査としての造影評価可能・不可能」についての検討をした。pitch=0.18 では 82.4%，pitch=0.15 では 81.9%であったが、統計学的有意差は見られなかった。結果を Table4 にまとめた。5HR 毎に心臓 CT の検査として造影評価可能であった割合の分布を Fig.10, Table 5 に示した。HR65-69, 75-79, 85-89, 90-94 においては、pitch=0.15 が pitch=0.18 より良い結果となった。HR95-99 以上に関しては、pitch=0.15 の検討データ数が 5 未満で少なく比較が難しい。

検討症例のうち不整脈例のみ（A 群のうち 55 例，B 群のうち 10 例）を対象とした④の検討を行った。pitch=0.18 では 61.8%，pitch=0.15 では 90.0%であった。pitch=0.15 に有意傾向であった。（ $p=0.083$ ）結果を Table6 にまとめた。

考察

今回解析した視覚評価は、循環器医師 1 名で行っているため視覚評価に偏りが出ている可能性があると考えられる。今後は、複数名の循環器医師による評価をすると良い。また、評価法も「モーションアーチファクトが有る」、「モーションアーチファクトが無い」、の 2 段階評価のため、より正確なモーションアーチファクトの評価ができていないとは考えにくい。例えば、近藤らが検討している²⁾ように、画質を 3 段階 (A : excellent, B : acceptable, C : unacceptable) 評価する方法も有用であると考えられる。

モーションアーチファクトを含む全例の画像について「RCA と LCA の両方にモーションアーチファクトあり」で、pitch=0.18の方がpitch=0.15より良い結果となったのは、時間分解能が理論値のように改善されなかったことが原因と考えられる。HR変動は個人差が出やすいことと、心臓 CT の撮像中の HR 変動が画質に影響する³⁾とあること、からpitch=0.15の方がpitch=0.18よりモーションアーチファクトの影響が出やすいと考えられる。

不整脈例のみにおけるモーションアーチファクトを含む画像についての評価は、RCAのみとLCAのみで評価が分かれる。RCAとLCA両方については、pitch=0.18とpitch=0.15に差が無いと考えられる。しかし、pitch=0.15の対象データ数が10と少ないので、更に検討が必要と考えられる。

心臓 CT の検査としての造影評価可能・不可能については、pitch=0.18とpitch=0.15では統計学的に有意な差がないため、モーションアーチファクトがあったとしてもpitch=0.15では造影評価ができると考えられる。ただし、拍数 95-99 以上に関しては、各検討データ数が 5 未満で少ないので、今回の結果のみで評価することは難しいと考えられる。

不整脈例のみの検討で結果に差がでたのは、pitch=0.15は、pitch=0.18よりも取得データが密に存在するため、画像再構成時に不整脈の部分のデータを省いてもデータ欠損による時間分解能低下への影響が少ないと考えられる。しかし、pitch=0.15の対象データ数が10と少ないこともあり、今回の結果のみで評価することは難しいと考えられる。

結語

HR64以上の例に対して、pitch=0.15で撮像したが、モーションアーチファクトの改善には至らなかった。不整脈例には、画像再構成時にデータ欠損を少なくすると考えられることからpitch=0.15が有効である。

64列MDCTにおける心臓CTでは、pitchやガントリ回転速度以外にも改善すべき画質にかかわる項目がいくつかある。近年、MDCTの検出器のさらなる多列化やガントリ回転速度の向上があり、64列MDCTよりも時間分解能の向上や低被曝化が進んでいる。当院においても2014年11月にPhilips社製Brilliance iCTが新たに導入されたので、今後の心臓CT検査における質の向上を期待したい。

図表

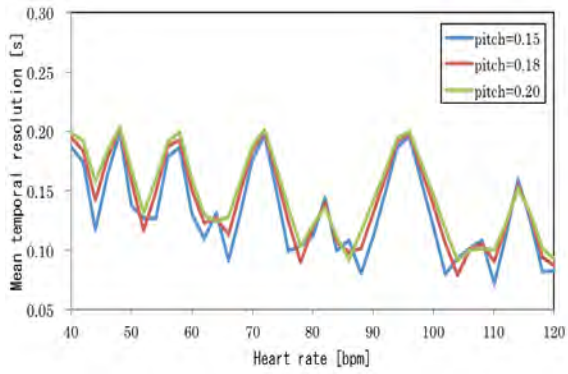


Fig.1 0.42s/rotにおける平均時間分解能とHRの関係：Philips 社提供

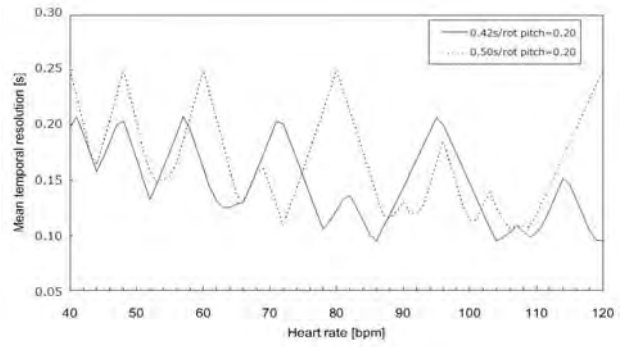


Fig.2 ガントリ回転速度の違いにおける平均時間分解能とHRの関係：Philips 社提供

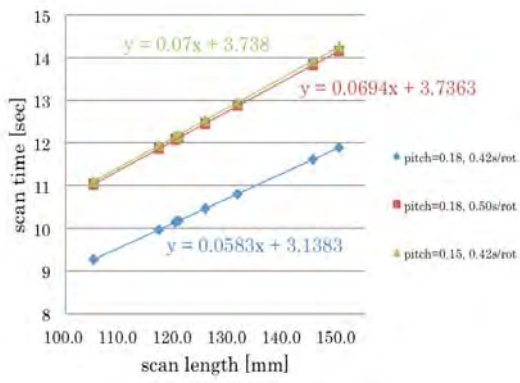


Fig.3 pitchとガントリ回転速度の関係

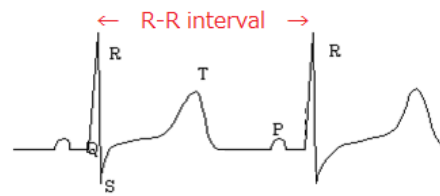


Fig.4 心電図

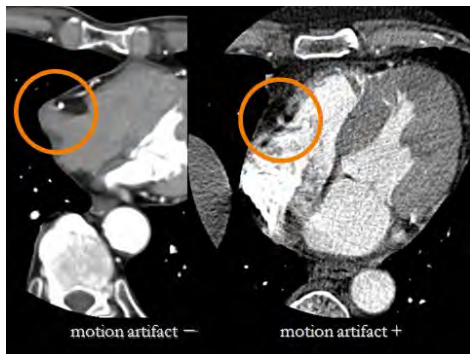


Fig.5 motion artifact- と artifact+の比較

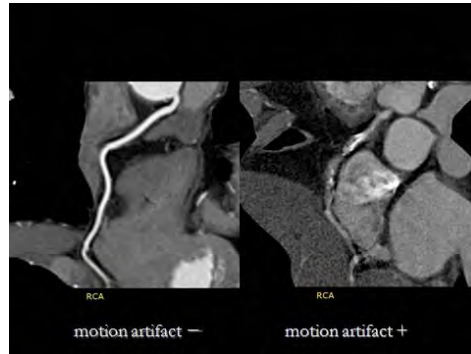


Fig.6 motion artifact- と artifact+の比較



Fig.7 motion artifact- と artifact+の比較

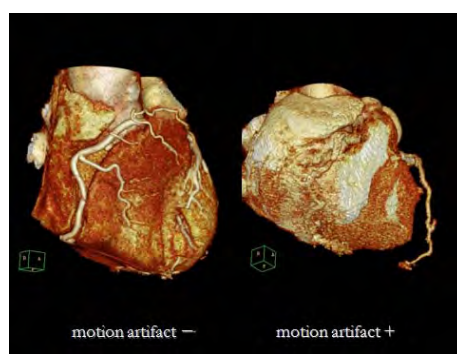


Fig.8 motion artifact- と artifact+の比較

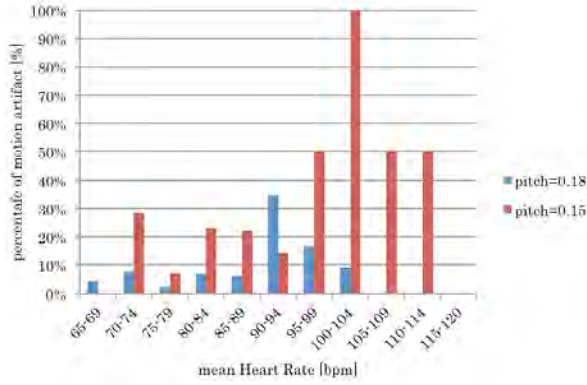


Fig.9 5HR 毎におけるモーションアーチファクトが含まれる割合

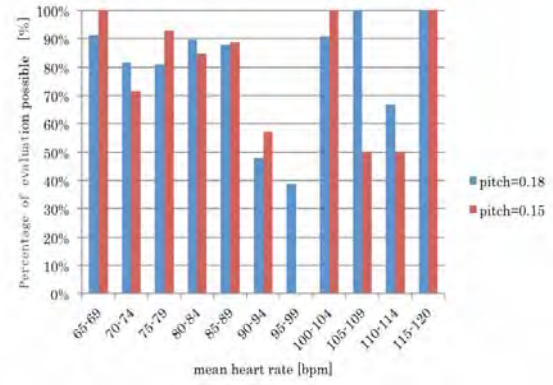


Fig.10 5HR 毎における評価可能な割合

Table 1 モーションアーチファクトの評価

| | pitch=0.18 | | | pitch=0.15 | | |
|----------------------------------|------------|------|-----------|------------|------|-----------|
| | RCA | LCA | RCA & LCA | RCA | LCA | RCA & LCA |
| Motion Artifact+ | 27 | 17 | 31 | 5 | 4 | 15 |
| Motion Artifact- | 415 | 425 | 411 | 78 | 79 | 68 |
| Study Data | 442 | 442 | 442 | 83 | 83 | 83 |
| Motion Artifact+ /Study Data [%] | 6.1% | 3.8% | 7.0% | 6.0% | 4.8% | 18.1% |

Table 2 5 HR 毎のデータ数におけるモーションアーチファクトの割合

| HR [bpm] | Study Data | pitch=0.18 | | | pitch=0.15 | |
|----------|------------|-----------------------------------|------------|-----------------------------------|------------|-----------------------------------|
| | | Percentage of Motion Artifact [%] | Study Data | Percentage of Motion Artifact [%] | Study Data | Percentage of Motion Artifact [%] |
| 65-69 | 115 | 0.09 | 18 | 0.06 | | |
| 70-74 | 65 | 0.23 | 14 | 0.43 | | |
| 75-79 | 94 | 0.09 | 14 | 0.14 | | |
| 80-84 | 58 | 0.17 | 13 | 0.38 | | |
| 85-89 | 49 | 0.16 | 9 | 0.22 | | |
| 90-94 | 23 | 0.52 | 7 | 0.43 | | |
| 95-99 | 18 | 0.44 | 2 | 1.00 | | |
| 100-104 | 11 | 0.18 | 1 | 1.00 | | |
| 105-109 | 2 | 0 | 2 | 0.50 | | |
| 110-114 | 6 | 0.33 | 2 | 0.50 | | |
| 115-120 | 1 | 0 | 1 | 0 | | |

Table 3 不整脈におけるモーションアーチファクトの評価

| | pitch=0.18 | | | pitch=0.15 | | |
|---------------------------------|------------|------|-----------|------------|-------|-----------|
| | RCA | LCA | RCA & LCA | RCA | LCA | RCA & LCA |
| Motion Artifact+ | 2 | 2 | 7 | 0 | 1 | 1 |
| Motion Artifact- | 53 | 53 | 48 | 10 | 9 | 9 |
| Study Data | 55 | 55 | 55 | 10 | 10 | 10 |
| MotionArtifact+ /Study Data [%] | 3.6% | 3.6% | 12.7% | 0% | 10.0% | 10.0% |

Table 5 5HR 毎のデータ数における評価可能の割合

| HR [bpm] | pitch=0.18 | | pitch=0.15 | |
|-------------|---------------|--|---------------|--|
| | Study Data | Percentage of evaluation possible [%] | Study Data | Percentage of evaluation impossible [%] |
| 65-69 | 115 | 0.91 | 18 | 1.00 |
| 70-74 | 65 | 0.82 | 14 | 0.71 |
| 75-79 | 94 | 0.81 | 14 | 0.93 |
| 80-84 | 58 | 0.90 | 13 | 0.85 |
| 85-89 | 49 | 0.88 | 9 | 0.89 |
| 90-94 | 23 | 0.48 | 7 | 0.57 |
| 95-99 | 18 | 0.39 | 2 | 0 |
| 100-104 | 11 | 0.91 | 1 | 1.00 |
| 105-109 | 2 | 1.00 | 2 | 0.50 |
| 110-114 | 6 | 0.67 | 2 | 0.50 |
| 115-120 | 1 | 1.00 | 1 | 1.00 |

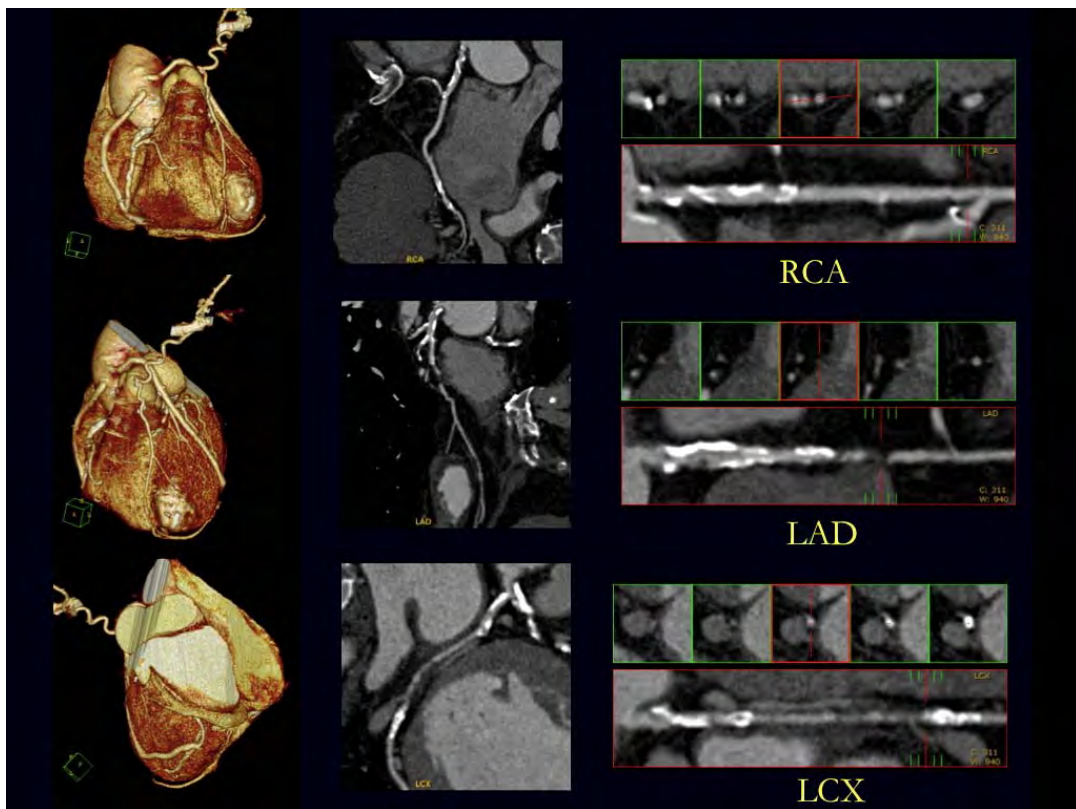
Table 4 評価可能・不可能

| pitch | evaluation possible [%] | evaluation impossible [%] |
|--------------|----------------------------|------------------------------|
| 0.18 (n=442) | 82.4 | 17.6 |
| 0.15 (n=83) | 81.9 | 18.1 |

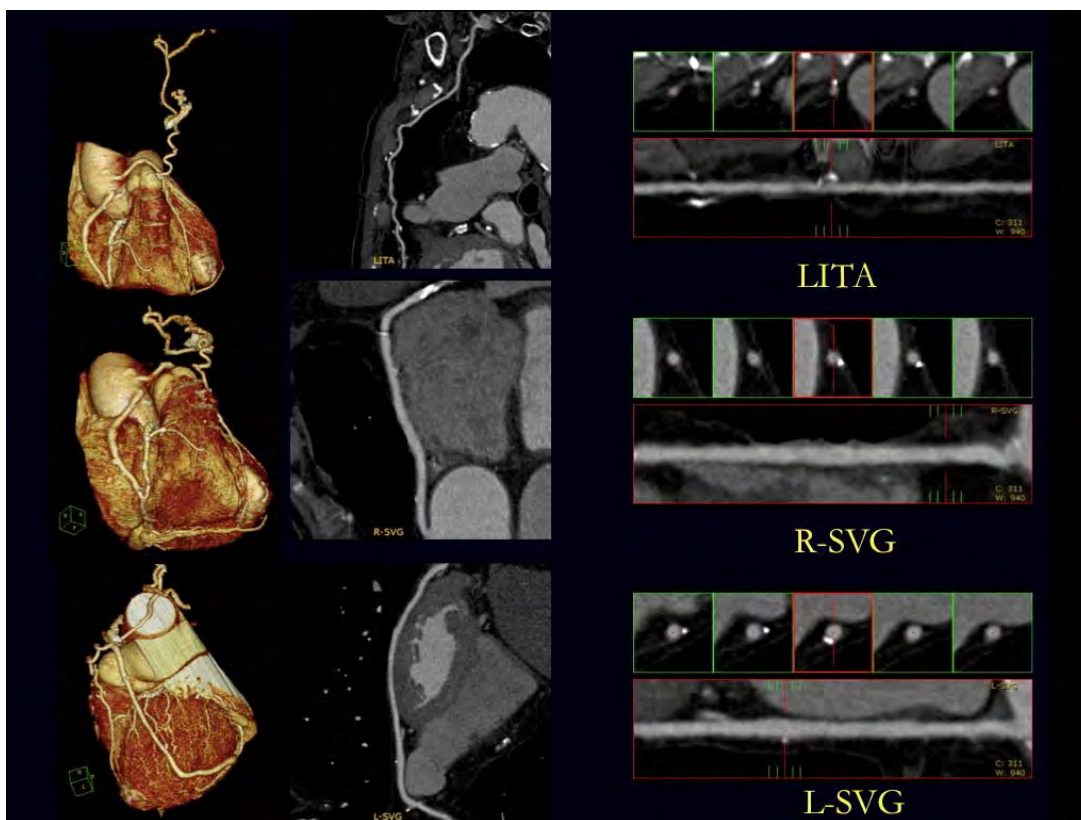
Table 6 不整脈における評価可能・不可能

| pitch | evaluation possible [%] | evaluation impossible [%] |
|-------------|----------------------------|------------------------------|
| 0.18 (n=55) | 61.8 | 39.2 |
| 0.15 (n=10) | 90.0 | 10.0 |

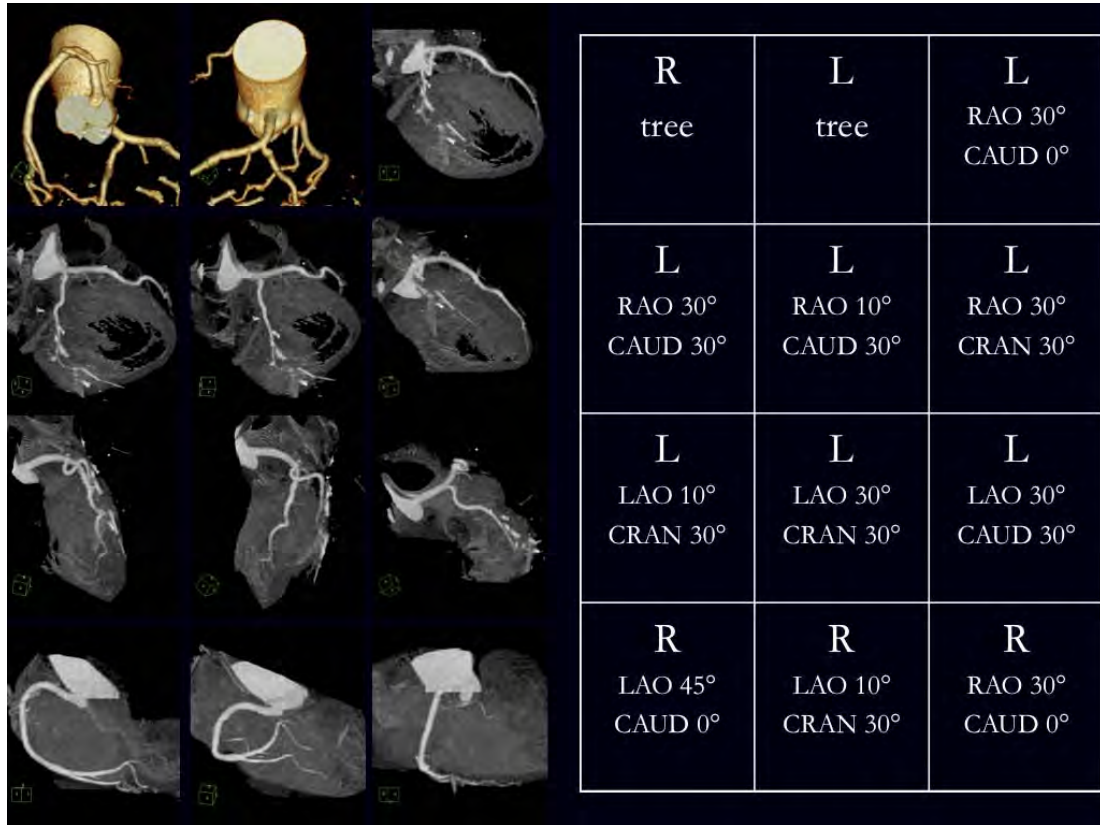
【ルーチン検査の画像紹介】



CABG 術後のフォロー 1



CABG 術後のフォロー 2



ルーチンで作成する VR と MIP 画像

参考文献

- 1) 近藤武, 佐野始也, 松谷英幸, 他: 循環器医からみた冠動脈 CT 検査の現状と将来展望. 日放技学誌, 66(7), 781-790, (2010).
- 2) 新井雄大, 近藤武, 森田ひとみ, 他: 冠動脈 MDCT の画質に影響を与える因子の検討. 日放技学誌, 66(9), 1204-1212, (2010).
- 3) 平野雅春, 山科章: 撮像のコツ-私の工夫- 1) β 遮断薬はどう使うか, 小室一成, 栗林幸夫監修: 心 CT02, 文光堂, 100-105, (2009).
- 4) 日本心臓 CT 研究会: 冠動脈 (心臓) CT のための SCCT ガイドライン, SCCT Japan Regional Committee, <http://www.scct.jp/>, (2009).
- 5) R.Manzke, M.Grass, T.Nielsen, et al.: Adaptive temporal resolution optimization in helical cardiac cone beam CT reconstruction. Med Phy, 30(12), 3072-3080, (2003).
- 6) 望月輝一, 木戸輝仁: 各ユーザーの実際の使用法 2) Philips-Brilliance64-, 小室一成, 栗林幸夫監修: 心 CT02, 文光堂, 67-76, (2009)
- 7) 加藤秀記, 伊藤茂樹, 原孝則, 他: 心電図同期画像再構成における最適再構成時相の変動の検討. 日放技学誌, 62(1), 122-129, (2006).
- 8) 小酒部洋和: 各メーカーの推奨使用法 2) Philips-Brilliance64-, 小室一成, 栗林幸夫監修: 心 CT02, 文光堂, 22-33, (2009).