

第36回 埼玉県診療放射線技師学術大会

～診療放射線技師の次なるステージを目指して～

2023年

3月5日 日 9:00-16:30

開催方式：ハイブリッド開催

会場：大宮ソニックシティ

さいたま市大宮区桜木町1-7-5

開催後抄録集

学術委員会企画

臓器別に考える～虚血性心疾患～

講師(敬省略)

舘林 正樹

宮崎 裕也

小池 克美

大会長：田中 宏 (埼玉県診療放射線技師会会長)

実行委員長：城處洋輔 (埼玉県診療放射線技師会常務理事)

主催：公益社団法人埼玉県診療放射線技師会

「心臓CTの撮影法、撮影時の工夫、解析から一時読影」

医療法人社団豊智会 AIC八重洲クリニック
館林 正樹

1. はじめに

心臓CT（以下、冠動脈CT）検査は、装置や撮影法の発達とともに過渡期を迎えた印象がある。本稿では、改めて64列CTを用いた撮影の考え方を復習し、解析や読影に関する留意点を紹介する。

なお、本稿はガイドラインのアップデートに合わせた修正を行ったため、「冠動脈CTの適応」について、講演時の内容と異なる部分があることをご了承ください。

2. 冠動脈CTの適応

冠動脈CTの適応については、関連学会よりいくつかのガイドラインが発行されている。

代表的なものとして日本循環器学会による「慢性冠動脈疾患診断ガイドライン（2018年改訂版）」と「安定冠動脈疾患の血行再建ガイドライン（2018年改訂版）」が挙げられるが、これらからあらたな知見をまとめたフォーカスアップデートとして、「2022年JCSガイドラインフォーカスアップデート版 安定冠動脈疾患の診断と治療 JCS 2022 Guideline Focused Update on Diagnosis and Treatment in Patients with Stable Coronary Artery Disease」が作成された。詳細は省略するが、冠動脈CTについて注目すべき内容として以下を紹介する。（前記ガイドラインより抜粋引用）

- ・ CCTAの陰性適中率は極めて高く、ESCガイドラインは 安定CAD患者の初期の画像検査としてCCTAが有用であることを強調している
- ・ CCTAの非LMCA病変以外の陽性適中率は十分とはいえず、器質的狭窄の過大評価もまれではなく、侵襲的冠動脈造影の施行を増加させている可能性がある点には注意が必要である
- ・ 特に、CCTAで陽性と判断された後にMPIの

ような 非侵襲的機能的検査で再評価が行われないケースでは、より侵襲的冠動脈造影が実施されやすく、結果としてのアウトカムに変わりがないことが示唆されている（引用ここまで）
このように、冠動脈CTの利点だけではなく、問題点などについても指摘されている。

また、非侵襲画像検査のための診断フローに大きな変化があり、検査前確率（PTP）、臨床的尤度という概念が組み込まれた（fig.1）。従来までの診断樹による適応とは大きく異なるため、注意が必要である。

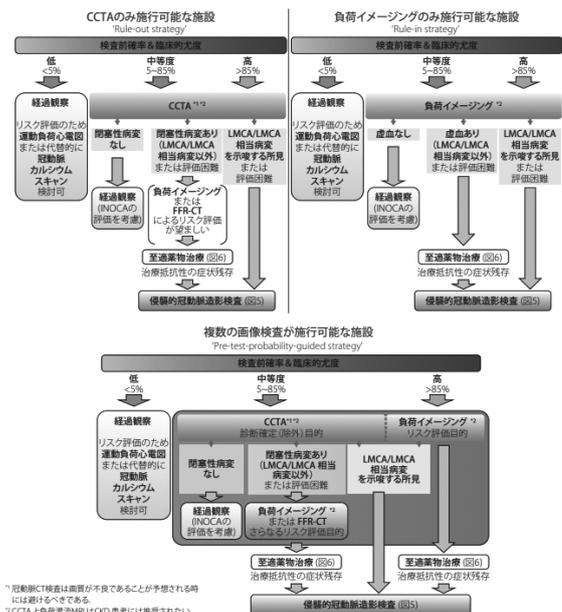


Fig.1 検査前確率（PTP）、および画像検査の施設ごとの利用状況に基づく段階的な非侵襲画像検査のための診断フロー（2022年JCSガイドラインフォーカスアップデート版 安定冠動脈疾患の診断と治療より）

3. 冠動脈CT撮影の基本的な考え方

① 撮影に適した心位相

心臓は常に拍動している状態であり、心電図同期下での撮影が必須である。また最も簡単に静止した画像を得るためには、シャッタースピードが心臓の動きより早い必要がある。ここでいう

シャッタースピードは時間分解能を指すが、時間分解能はCT装置のrotation timeに依存した物理的限界があるため、撮影の際に心臓の動きがシャッタースピードより遅いタイミングで撮影を行うことが推奨される。

心周期の中で最も心臓の動きが緩やかであるのは緩徐流入期 (Slow filling:SF) であり、SFは拡張中期～後期に存在する。SFが時間分解能より十分に長い場合、静止画像が得られる可能性が高い (fig.2)。またSFは徐脈化に伴い時間が延長する。

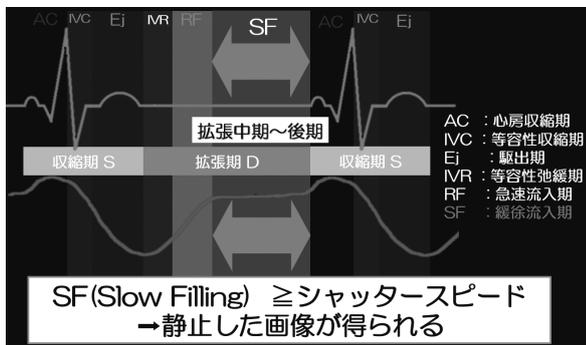


Fig.2 Slow filling (SF)

② 時間分解能

冠動脈CT撮影において時間分解能はシャッタースピードと同義であるが、撮影にかかる時間のことを指しているのではなく、half scan再構成に必要なデータ量の単位を時間で表している。例えば、rotation timeが0.35 [sec] であった場合には、half scan再構成に必要な180°分である0.175 [sec] の収集データ量を考えればよい。Single source CTの場合、half scan再構成における装置の時間分解能TRは、再構成に寄与するデータ量を満たす回転位置までの時間となり、次式 (1) で表される。

$$TR = rotation\ time \times \left(\frac{180 + fanangle}{360} \right) \dots (1)$$

(1)式より、rotation timeが0.35 [sec] の場合、ファン角60°のCT装置であれば時間分解能は約0.23 [sec] となる。前述したように、これは単位が時間だが、half scan再構成に必要なデータ量を指す。

③ Slow filling

Slow fillingの求め方は佐野らによって帰式¹⁾が発表されており、本稿ではそちらを紹介する (次式 (2))。

$$SF = -362 + 0.742(RR - PQ) [ms] \dots (2)$$

(2)式より、SFはRR時間が長く、PQ時間が短いほど長くなる。

PQ時間は心房の収縮期に当たり、特に右冠動脈近位部と左回旋枝は房室間溝を走行しているため、その動きは速度を増している時相であり、P波を跨いで画像再構成を行っても良好な静止画像は得られない¹⁾。よってSFの導出にはPQ時間を減じる必要があり、検査時にはPQ時間の把握が必須となる。また、RR時間の延長は徐脈化を意味するため、β遮断薬を用いて徐脈化を行うことが十分なSFを得るために重要である。

ここまで記した関係から、緩徐流入期SFが時間分解能TRと比して十分に長いときに良好な静止画像が得られることになる。

4. 分割再構成の使用法

ここまではhalf scan再構成を前提とし基本的な撮影の原理を簡単に紹介した。しかしながら、全ての症例でhalf scan再構成が使用できるわけではない。多くのCT装置では「十分なSF」での撮影が困難だった場合に、分割再構成 (multi sector再構成) を用いて時間分解能を向上させることが可能である。近年では、数学的処理により位相の異なる複数の撮影画像から静止位相を作り出すアプリケーションなども登場しているが、2023年現在においても分割再構成を用いた時間分解能の改善は汎用的な方法であるため、やや難解ではあるが紹介したい。

① Segmentとsector

心電図同期下において画像を作成する際、その最小単位のデータはhalf scan再構成1セット分になる。これは単一心拍から得られるデータであり、このデータをsegmentと呼ぶ。

これに対して、複数の心拍データに分けて1segment分のデータを作成する方法が分割再構成である。分けられたデータはsectorと呼ばれ、

CT装置のメーカーによるが、最大5sectorまで分割が可能である (Fig.3)。ただし、分割再構成を行うにはいくつか条件があり、それを満たさなければ思い通りの時間分解能の向上は得られない。この条件を把握することが困難であることから、多くのCT従事者にとって分割再構成は鬼門であり、冠動脈CTが難解だと思われてきた原因の一つであると感じている。

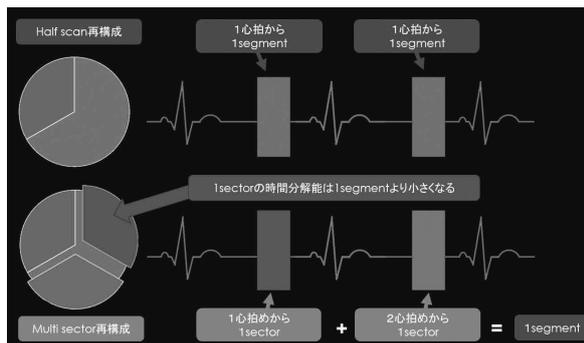


Fig.3 segmentとsectorの基礎

② 分割再構成の原理

分割再構成を理解しようと文献やwebを探してみても、満足いく理解を得られた人はあまりいないのではないだろうか。筆者も冠動脈CTと出会ってからそのような文献や資料になかなか遭遇したことはない。常に得られる情報は「なんとなく」か「難解すぎる」ものであって、本質的な理解にまでたどりつけないことが多いと感じる。実は分割再構成の原理は至って簡単で、核となる部分の理解ができれば簡単に撮影の設定も心電図編集もできるようになる。

分割再構成の核となるイメージは、「Detectorがcoverage分の距離を撮影する間に心臓が何拍したか」である。この間の心拍の数が重複データとなり、そのまま分割可能数となる。一般的には「投射角の異なる心位相データが得られたとき」などと表されるが、40mmの検出器が40mm撮影する間に2心拍したのであれば、2sector分割が可能となる、というシンプルな考え方が答えである。これは「1断面が撮影され続ける時間」を基に算出したものであり、詳しくは後述する。また、分割再構成を使用するのであれば、重複データが最大に得られるnormal helical scanが望ましい。Step & shoot方式は重複データ量が減少

するため分割再構成には適していない。

Fig.4に4心拍でのstep & shoot撮影と、データ重複2心拍と設定したnormal helicalでのデータ収集の概念図を示す。曝射タイミングとdetectorのcoverage分の撮影を同じ棒線図で表している。Step & shootでは曝射位置=1segmentとなり、データ重複は起きない。つまり分割再構成は不可能である。対してnormal helicalでは、心臓の同じ位置に対してデータセットが2つ存在している (心電図上の棒線図が重複しているところがある)。この部分は2sector分割できることになる。(概念図のため1心拍目以前は考えていないが、この条件下では「最大2分割できる」と表現する。)

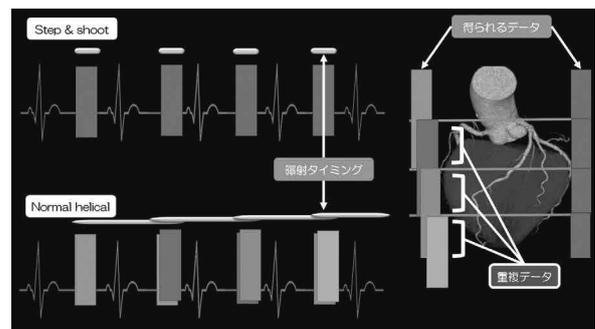


Fig.4 分割再構成の概念図

続けて最大2sector分割と最大3sector分割の概念をFig.5に示す。この場合は、棒線図が最大重複した3心拍目で3sector分割が可能になる。2sector分割の概念図と大きな変化はない。この概念図をよく理解した上で、次項からは撮影時に必要になる最大分割数を決定づける因子について詳述する。

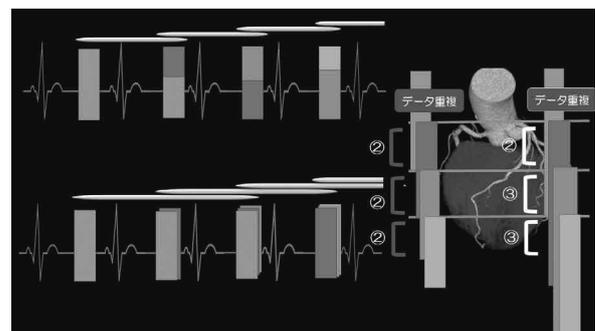


Fig.5 重複データ数の違い 概念図

③ 分割再構成に寄与する因子

分割再構成に直接寄与する因子は

- ・心拍数
- ・Rotation time
- ・Pitch factor

である。②で記した「Detectorがcoverage分の距離を撮影する間に心臓が何拍したか」は、「撮影時間」と「心拍数」に分離できる。心拍数は制御できない状況であることが想定されるため、撮影時に制御できるのは「撮影時間」となり、実際のパラメータではrotation timeとpitch factorになる。

分割再構成には、この2項から発展した「データ欠損限界時間」が密接に関与する。

④ データ欠損限界時間

心電図同期下の撮影では、撮影心拍に対して不適切なrotation timeやpitch factorを選択した際に体軸方向にデータ欠損や同期外れ画像の発生を起こす。これは、同一の位置情報を持った心拍データが連続して存在していないことを意味する。位置情報が連続しないため隙間のある画像が作成されることになり、この状態は避けなければならない。

「Detectorがcoverage分の距離を撮影する間に心臓が何拍したか」を「撮影時間」と「心拍」に分離したが、「撮影時間」は「データ欠損限界時間」のことである。

従って今までの核イメージを「データ欠損限界時間の撮影の内に心臓が何拍したか」に置き換えると、装置のデータ欠損限界時間を知ることができれば分割再構成を制御できることになる。

データ欠損限界時間とhelical pitchの関係は一般的には次式(3)で表される。

$$Pitch < \left[\frac{(N-1)T_{rot}}{T_{r-r} + \alpha} / N \right] \dots (3)$$

N : Detector 数 Tr-r : RR 間

Trot : 回転時間 α : 再構成に必要なデータ量

ここでN-1/Nとαを計算上無視できる値と考えると以下の式(4)となる。

$$Pitch < T_{rot}/T_{r-r} \dots (4)$$

(3),(4)式はデータ欠損時間を直接算出することができないが、helical pitchを右辺より小さく設定することでデータ欠損を起こさないように撮影が行えることを示している。しかしαが未知のため概算値となり、臨床の場でこのまま使用することはややためらわれる。

誰もが真値を用いて検査に臨みたいと考えると思うのだが、データ欠損限界時間の真値の求め方は各メーカーによって異なる可能性が極めて高く、残念ながら現在でもメーカーから公表はされていない。そもそもメーカーごとに画像再構成のプロセスやαの求め方が固有のため、全てのメーカーで共通の真値を求める計算式などは存在しない。筆者はGE社製の64列CTにおいて、1断面が撮影され続ける時間と検出器の画像再構成に使用される列数に着目してデータ欠損限界時間の一般式導出に成功した(式(5))。また、佐野らによってcanon社製が実測データからの回帰式として発表されている。

現在、この2社のCT装置においては撮影時の分割再構成の制御が可能である。

$$T_{MAX} = \frac{6 \text{ Rotaion time}}{7 \text{ Pitch Factor}} [\text{sec}] \dots (5)$$

$$T_{MAX} = (69.88/HP - 0.64)r [\text{sec}] \dots (6)$$

前述の「データ欠損限界時間の撮影の内に心臓が何拍したか」を表したものが次式(7)である。この式を用いることで分割可能な最大sector数を求めることができる。

$$\text{最大sector数} \geq T_{MAX}/RR \text{ time} \dots (7)$$

例として、(5),(6)式を用いて比較を行う。

心拍数:64 [bpm]、rotation time:0.35 [sec]で共通とする。

(5)式:GEの最小pitch factor:0.16で最大sector数が2となる。

(6)式:Canonの最小pitch factor:0.125で最大sector数が3となる。撮影時心拍が80bpmだった場合、最低でも2sectorの分割が必要になるが、(5),(6),(7)式よりどちらもpitch factorを0.20以下に設定すれば実現できる。さらに時間分解能曲線を参考にして適したpitch factorの選

択をすることが望ましい。

このように簡便に心拍数に対する最大 sector 数を求めることができるが、「時間分解能曲線を参考にする」注意点が存在する。次項からは注意点について紹介する。

⑤ Sectorサイズ

Sectorの大きさ（サイズ）は撮影時の心拍数状況と rotation timeによって変化する。(7)式から求めた最大 sector 数は、小数点以下の数値を持つものがほとんどであるが、例えば最大 sector 数が2.0より大きな値になった場合、実際には3つめの sector は発生せず、そのまま sector サイズが増大する。sectorには「最大サイズの sector が実際の時間分解能になる」というルールが存在しているため、sector が均等分割された状態が最も小さい時間分解能となる。

参考として、GE社製装置の pitch factor : 0.16 を用いて心拍数と分割数の関係を示す (Fig.5)。sector が均等分割になったものが最も時間分解能が良い状態であり、これを時間分解能曲線に照らし合わせるとほぼ一致することが分かる (Fig.6)。

Rotation time : 0.35 [sec] の時間分解能曲線 (Fig.6) において、

- 2sector均等分割での1sectorの大きさは
 $0.23[\text{sec}] / 2 \approx 0.115[\text{sec}]$
- 3sector均等分割での1sectorの大きさは
 $0.23[\text{sec}] / 3 \approx 0.076[\text{sec}]$

となる。注意すべき点は、時間分解能を考える際に sector の分割数だけではなく、サイズを考えなければならないことである。多数分割であっても最大 sector サイズが大きい条件で撮影を行ってしまうと時間分解能の向上は見込めない。その点 canon 社製の装置ではコンソール上で時間分解能曲線をリアルタイムで確認できるので直感的に利用でき便利である。GEの時間分解能曲線は全ての pitch factor で得られる時間分解能を一つの曲線でまとめてあるため、使用者側にはやや理解しづらいが、あらかじめ excel などの表計算ソフトに計算式を作成しておき、時間分解能曲線と比較しておくことで撮影時のパラメータ選択の際に便利である。

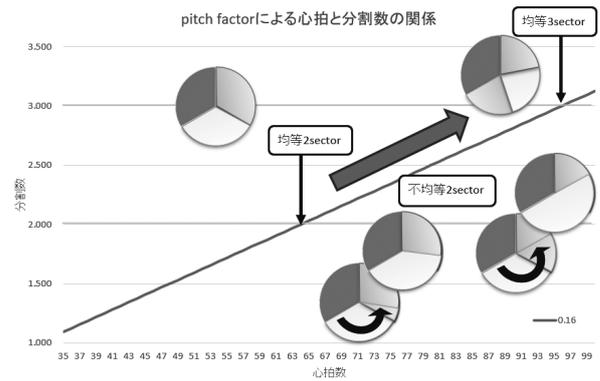


Fig.5 sectorのサイズの変化

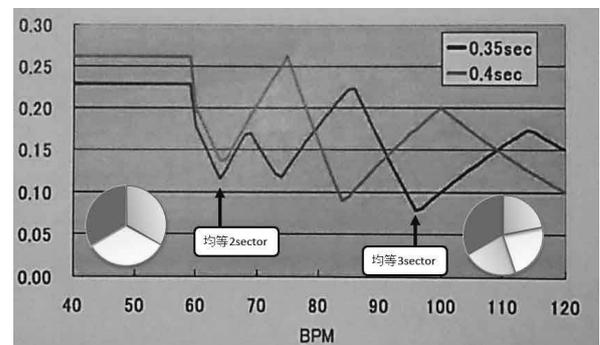


Fig.6 時間分解能曲線と sector

⑥ Resonance case

多数分割を見込める pitch factor で撮影を行っても、実際に得られる時間分解能が1segment (=half scan再構成) と同等になってしまう状況が存在する。これを resonance case と呼ぶ。Fig.6における0.35 [sec] の時間分解能曲線で70-80 [bpm] の間にみられる突出部である。ここで起きていることは、「心周期時間と rotation timeの同期」である。⑤で sector サイズについて概要を記したが、分割再構成は rotation time と心周期時間の差（ズレ）を利用して画像再構成を行っている。「投射角の異なる心位相データ」とはこのことを指しており、(1segment+1sector) 回転と表す。Fig.7に (1segment+1sector) 回転の原理を示す。

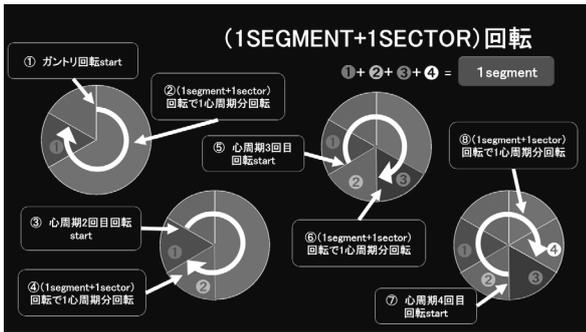


Fig.7 (1segment+1sector) 回転の原理

Rotation timeと心周期時間が倍数関係になったとき、検出器は「常にほぼ同じ投射角の心位相データ」を収集することになり、最大sectorサイズが1segmentと同等になる。0.35 [sec/rot] の条件下でresonance caseが発生する実際の心拍数を求めると、

$$0.35 [\text{sec}] \times 1 \div 171 [\text{bpm}]$$

$$0.35 [\text{sec}] \times 2 = 0.7 [\text{sec}] \div 86 [\text{bpm}]$$

$$0.35 [\text{sec}] \times 3 = 1.05 [\text{sec}] \div 60 [\text{bpm}]$$

となる。現実的に対処する必要があるのは86 [bpm] だろう。

対処の方法は単純であり、異なるrotation timeを使用するだけでよい。Fig.6の0.4 [sec] の時間分解能曲線から、0.35 [sec] のresonance caseの心拍でほぼ均等3sector分割が可能であることが分かる。80-90 [bpm] の範囲では0.4 [sec]の方が時間分解能に優れているため、ここまでの内容から、「0.4 [sec/rot] で3sector分割ができるpitch factor」を用いて撮影することが適切であることが理解できると思う。

これを実際に算出すると、

(7)式より

$$\text{最大sector数} \geq \frac{T_{MAX}}{RR \text{ time}}$$

$$3 \geq \frac{T_{MAX}}{0.7}$$

$$2.1 \geq T_{MAX}$$

ここで得られた2.1を(5)式へ代入し、

$$T_{MAX} = \frac{6 \text{ Rotation time}}{7 \text{ Pitch Factor}}$$

$$2.1 = \frac{6 \times 0.4}{7 \text{ Pitch Factor}}$$

$$\text{Pitch Factor} = \frac{6}{7} \times \frac{0.4}{2.1}$$

$$\div 0.163$$

となり、0.163以下のpitch factorを使用すれば実現できる。

このように、装置のデータ損限界時間と(7)式を用いることによって分割再構成を制御することが可能となる。

⑦ 分割再構成の注意点

分割再構成を行うためには、先述したようにnormal helical scanが適している。しかしながら、冠動脈CTにおいて最も被曝線量が増加する撮影法がnormal helical scanであることは周知の事実である。Pitch factorの適切な選択、目標とする分割数と時間分解能を明確に設定し、極力被曝線量を減少させることが重要になる。

分割再構成の弱点として、①同心拍下でも冠動脈が常に同じ軌道で同じ位置にいる保証がないこと、②撮影中に心拍変動があった場合に想定していた時間分解能が得られないこと、などがよく挙げられる項目である。これらを理由としては良好な画像が得られないことが多々あるのが事実である。しかし、だからと言って敬遠してはいけない。まずは知り、理解を深め、対策を講じ、手段の一つとして常備しておくことが重要である。引き出しは多い方がよく、整理された中身が入っているほうが断然有利であるのは間違いない。

その他にも、近年ではDLR (Deep Learning Reconstruction) などのdenoise効果が大い新しい画像再構成法も登場しているため、これらの画質改善アプリケーションを併用し、low KVを用いた撮影法の選択が可能であれば、積極的に検討・使用すべきである。新しいものが登場して従来のものが発展することはよくあることで、敬遠されがちな分割再構成も、工夫して使えばこれからも大きな武器となるだろう。

5. 心電図編集の考え方

心電図編集は、「データ欠損しない範囲内で再構成位置を調整し、静止位相を検索する」作業である。おおまかに以下の3つの作業で行う。

- ① 抜く
再構成からデータを除外する
- ② ずらす
再構成位相を移動する
- ③ 増やす
再構成にデータを足す

実際にこれらの作業がどのような効果をもたらすか、臨床例から紹介したい。

< 期外収縮 >

ももとの調律で心拍が生じると予想される時期よりも早期に生じる電氣的興奮のことを期外収縮と呼ぶ。洞結節以外の異所性興奮から発生する収縮である。期外収縮は発生部位・focusの数・連結期・発現形式・代償休止期の有無によって分類される。

期外収縮は、発生部位により上室性（心房性）期外収縮（PAC：Premature Atrial Contraction）と心室性期外収縮（PVC：Premature Ventricle Contraction）に大別されている。PAC, PVCは共に代償性休止期を持っている。これらとは別に、休止期を持たずに規則的な洞調律の間に入り込む期外収縮として間入性期外収縮がある。徐脈時などに発生したPVCが間入性の形をとることが知られている。Fig.8に期外収縮と休止期の関係を簡略的に表したものを示す。これらの関係は再構成位相を考える際に重要となるため、押さえておきたい知識である。

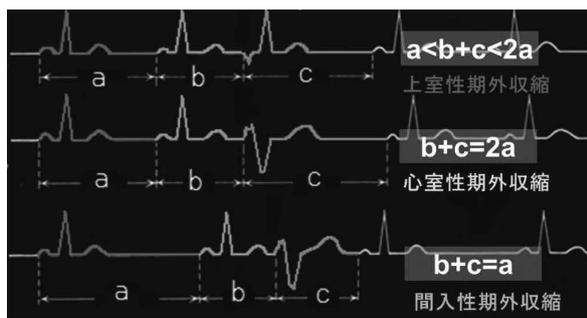


Fig.8 期外収縮と休止期の関係

Fig.9に撮影時にPVCが発生した心電図を示す。4心拍目にPVCが発生しており、RCA#3に motion artifact を認めた。PVC心拍のデータを除外（抜く）するとFig.10のように motion artifact が修正される。しかし、画像上には banding artifact が生じていた。ここでの Banding artifact の発生は、PVCが発生したことにより次心拍での左室最大容積が低下したことに起因している可能性が高い。そこで、Fig.11のように再構成位相を左室容積が増加する拡張期側に移動（ずらす）したところ、banding artifact のない良好な画像が得られた。

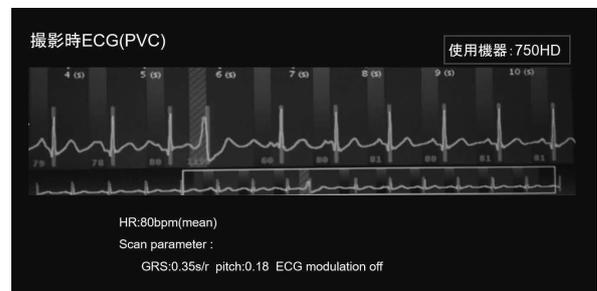


Fig.9 PVC

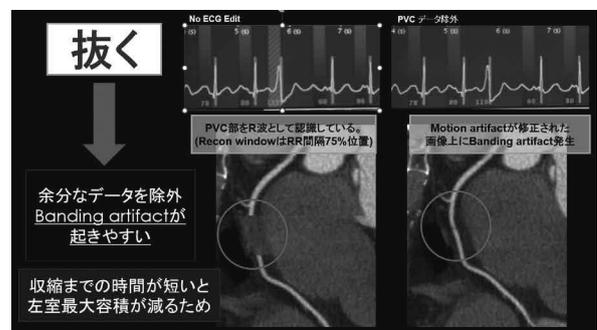


Fig.10 データ除外（抜く）

しかし、

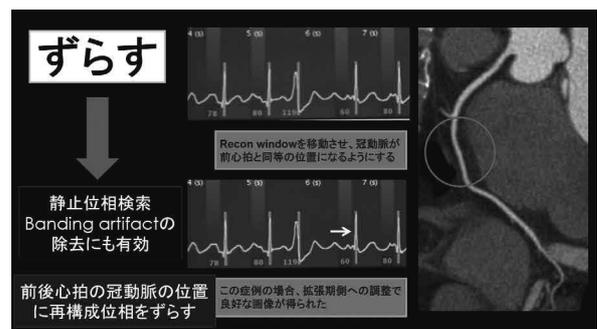


Fig.11 データ移動（ずらす）

このように左室の容積変化などの特徴を理解していれば、最適心位相の検索は容易い。しかし、スムーズに心電図編集を行うには、最適な撮影条件で撮影してあることが前提になる。最適な撮影方法を構築するために、以下の項目を撮影前に理解しておくといよい。

① 基本洞調律の心周期時間とSF

基本洞調律の心周期時間とSFは画像再構成法とpitch factorを決定するための重要な因子である。第1に心電図編集時にデータ欠損を起こさないpitch factorが必要である。第2に、基本洞調律が頻脈の場合には分割再構成が可能なpitch factorを選択する必要がある。ただし、心電図編集により部分的にデータを削除した場合、その部分はhalf scan再構成が適用される可能性が高い。

② 単源性・多源性の見極めと連結時間

PVCが多源性の場合、異なる場所から発生した電気的興奮に対する収縮までの連結時間は当然異なる長さとなる。連結時間は期外収縮の収縮時間に影響を及ぼし、左室拡張末期容積を変化させる（一般に左室拡張末期容積は先行R-R時間に依存する1) 2)) ため、多源性PVCの場合は編集が複雑になることが予想されるが、連結時間を把握しておくことで再構成時相のある程度の予測ができる。また、連結時間は心電図編集時のデータ欠損時間にも関連する要素となっている。

③ 発現形式

PVCが段脈形式か散発形式かは、心電図編集とそれに関わるデータ欠損時間に関係する。徐脈症例でPVC散発・連発の場合には多くのデータ削除が必要となるため、データ量の多いlow pitch factorが必要となる場合が多い。段脈の場合には基本的にPVCを含む基本洞調律間の時間を満たすpitch factorを選べばよい。

④ 右脚ブロック型か左脚ブロック型か

異所性興奮が右心室起源か左心室起源かで心臓の動き方は変化する。そのため右冠動脈と左冠動脈で静止画像が得られる時相が変化する場合がある。あらかじめ異所性興奮の発生位置が把握できていれば、編集時間の短縮が見込める。

ここで、実際にFig.9の症例でのpitch factor選択について説明したい。

この症例の平均心拍数は約80[bpm]であり、PVCの発現形式は単発、恐らく撮影時に1回でしかでないか、という程度だった。そのためPVCが発現した場合に備え、2sector分割以上が可能なpitch factorが必要と考えた。しかし、Fig.6の時間分解能曲線を参照すると分かるように、80-90[bpm]は0.35[sec/rot]では時間分解能が著しく低下するゾーンであり、特に、80[bpm]では0.35[s]も0.40[sec]も時間分解能はほぼ同等となっている上に、均等2sector分割の時間分解能よりも劣っている。従って、使用するpitch factorは「2sector分割のできるものの中でhigh pitchのもの」でよくなる。(5), (7)式を用いて計算すると、PVCデータを除外してもデータ欠損しないpitch factorは0.241以下、2sector分割のできるpitch factorは0.2以下であった。撮影時の予期せぬ心拍変動に備え、選択できる0.2から一つ下のpitch factorである0.18を選択し、良好な結果が得られた (Fig.12)。まとめとしてFig.13にPVC撮影の考え方を示す。

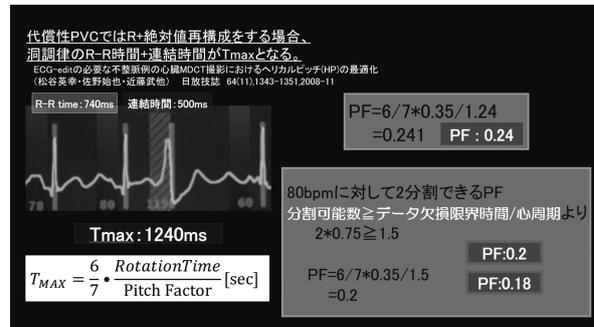


Fig.12 撮影条件の設定

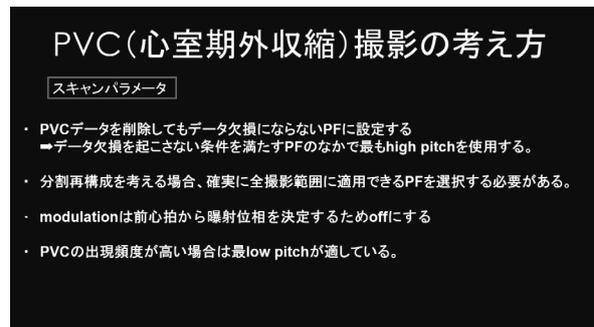


Fig.13 PVC撮影の考え方

<心房細動>

房細動 (Af : Atrial fibrillation) は、心房が洞房結節の刺激によらず速く部分的に興奮収縮し (リエントリー)、洞房結節の刺激が伝わらずに心室が不規則な間隔で収縮する不整脈である。Afを起こす基礎疾患には心房負荷を起こす疾患として、僧房弁狭窄症・僧房弁閉鎖不全症・心房中隔欠損症・虚血性心疾患・心筋症・WPW症候群・甲状腺機能亢進症などがある。心房負荷を起こす基礎疾患のない場合、90%以上が肺静脈起源の期外収縮がAfの原因である。

心電図上の特徴は、心拍周期性を失うことによるR-R間隔の不整、心房活動分散によるP波の消失、分散した心房活動を示すf波の出現 (基線の動揺) が挙げられる。

Fig.13にAf撮影時の心電図を示す。Afでは、リエントリーによりP波が消失して心房が細かく震えているような状態であるから、通常起こるはずの心房収縮が起こらない。そのため(2)式においてPQ時間=0msと考えるとSFを求める (Fig.14)。撮影時の心拍が時間分解能よりも長いSFを有していれば静止画像が得られる可能性が高いため、不規則な心拍データの中から静止画像が得られる有効な心拍データのみを使用することを前提とした撮影プロトコルを構築する。Afにおいて心拍変動の予想はほぼ不可能であるため、pitch factorは原則として最low pitchが推奨される。ただし、徐脈傾向の強いAfの場合、各心拍に十分に長いSFが存在する可能性が高く、最low pitchでなくても後述するW trigger法により補間することが可能な場合もあるため、これに限らない。

Fig.14から、RR time :802未満の心拍データを除外し画像を再構成したものがFig.15である。ややmotion artifactは残ったものの、全segmentで評価可能な画像を得ることができた。

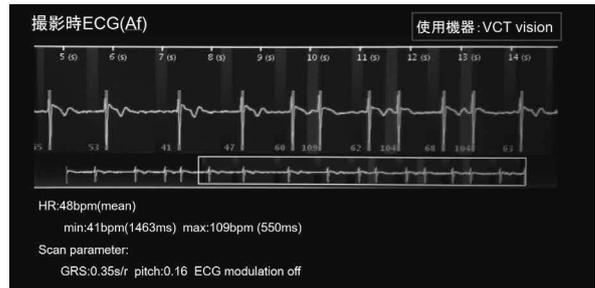


Fig.13 Af

Af(心房細動)撮影の考え方

スキャンパラメータ

- 基本的に最low pitchが推奨される (Brady Afでは必ずしもそうではない)
- modulationは前心拍から曝射位相を決定するためoffにする

再構成に使う心拍データ AfではPQ=0とみなす

ハーフスキャン再構成の時間分解能: 233ms
 $SF = 233ms$ 以上であればMDで良好な画像が得られる可能性が高い。
 $SF = -362 + 0.742(RR - PQ)$, $SF = 233$, $PQ = 0$ より、
 $RR = (233 + 362) / 0.742$
 $\approx 801.9ms \approx 75bpm$

RR: 802ms未満(75bpm以上)のデータを除外して再構成を行うことが推奨される。

Fig.14 Af撮影の考え方

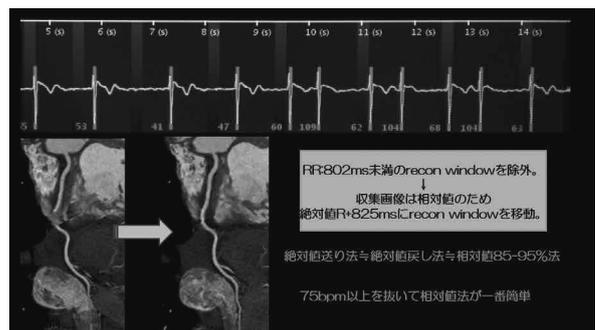


Fig.15 心電図編集後

< W trigger法 (Double trigger法) >

本項冒頭で提示した「増やす」についてW trigger法を用いて紹介する。この手法はデータ欠損を起こしてしまった症例を救う手段として考案されたものである。

GEの心電図編集画面を模して説明するが、データ欠損が起きた場合にはFig.16のように、欠損部分の背景色が赤く表示がされる。この状態でデータ欠損を起こしているが、SFは十分にある状態と仮定して考える。左室容積曲線上、SFの容積はほぼ一定で、このSFの範囲のどこから画像を再構成しても静止画像が得られる可能性が高い。これを利用して再構成データを増やす方法がW trigger法である。

手順としては、まず再構成位相を0% (0msec)

に設定する。その状態で、R波のtriggerをSFの初めと終わりと思われる場所に移動・増設する。これをデータ欠損を起こしている心拍データに対して行う。するとSF内に置かれた2つの再構成データはほぼ同じデータを再構成し、次の心拍データまでのデータ欠損時間を短縮する結果となる(Fig.16)。これがW trigger法の基礎である。この手法は、PVCやAfを含む各種不整脈の心電図編集を行う際にも大変便利であり、ぜひ覚えておきたいものである。

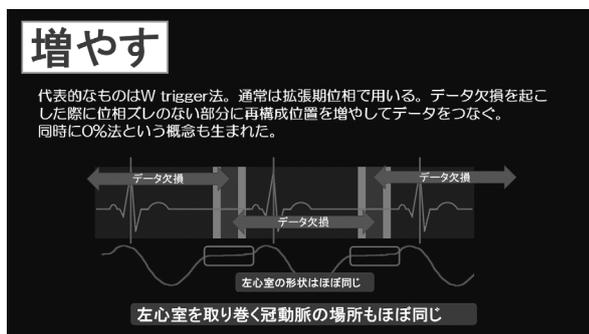


Fig.16 データ欠損時の状態

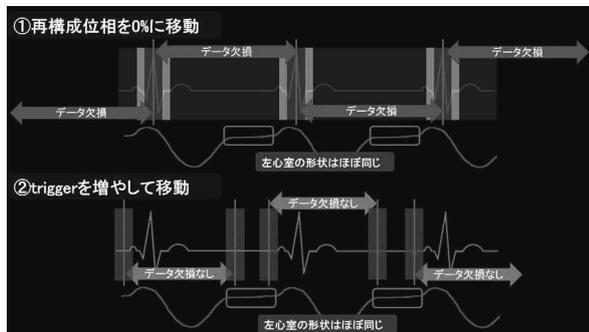


Fig.17 W trigger法の原理

6. 解析と一次読影

現在、解析や一次読影については、解析に使用するwork stationの違いはもちろん、属する母体などによって多様性に富んでおり、果たしてどこまで言及すべきなのか苦慮してしまう。よって本稿では、解析の原点ともいえるCPRと狭窄率の計測法についてのみ紹介したい。

- ① CPRの注意点～中心とはどこのことか？～
まず最も大切なことであるが、冠動脈CTの役割は診断だけではなく、治療計画に使用できる情報までを臨床の場に与えることである。そのため、解剖学的情報を歪ませて画像を作成し

ているCPRの扱いはなかなか難しい。分解能の低さからMIP像が敬遠されがちではあるが、解剖学的情報をそのまま有しているのがMIP像であり、CPRはMIP像と同じ見え方になるように作成することが推奨される。それが診断だけでなく治療計画へと役立つ画像処理に繋がる。

Fig.17にCPRの中心の取り方が異なるCPR画像とMIP像を示す。左側のものは内腔を中心に、右側のものは血管の中心をトレースしたものである。造影剤の通っている内腔の中心をトレースしてしまうと、病変形態によっては歪みが発生し、実際の病変部と見え方が大きく異なる画像が作成される。これは診断に影響を及ぼしかねないため、この症例では血管の中心をトレースしなければならない。

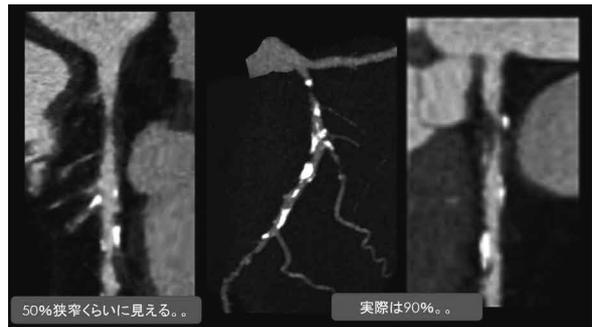


Fig.17 中心の取り方と画像の違い

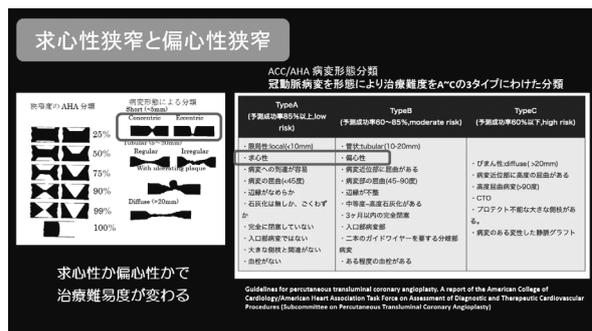


Fig.18 狭窄の分類

Fig.18から分かるように、病変部の形態は細かく分類されており、中でもACC/AHA病変形態分類が現在も治療の場で用いられているスタンダードな分類である。この分類で病変は治療難度から3つのTypeに分類されており、low risk症例とmoderate risk症例を大別する項目として「求心性」「偏心性」がある。CPRで内腔に中心

をとってしまうと、この病変形態の判断を誤らせてしまう可能性が生まれる。そのためCPRを作成する上で重要なのは「血管の中心を通す」、すなわち「解剖学的情報を極力損なわせない」ことである。

② 狭窄率とRemodeling

中心とするところが理解できたところで、狭窄率について考える。Fig.19に冠動脈の断面図を示す。多くの人が75%程度の狭窄があると受け取ると思うのだが、実際には「1断面で判断してはいけない」が正解である。

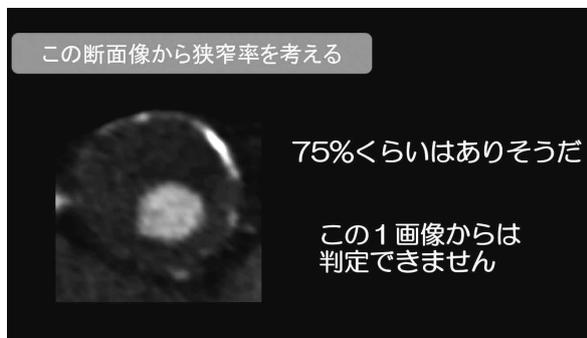


Fig.19 冠動脈単一断面像

この症例は、Fig.20に示すように、全体で見れば血流障害を起こすような狭窄でないことが分かる。血管の狭窄率を考える上で、「Remodeling」という概念が重要になる。

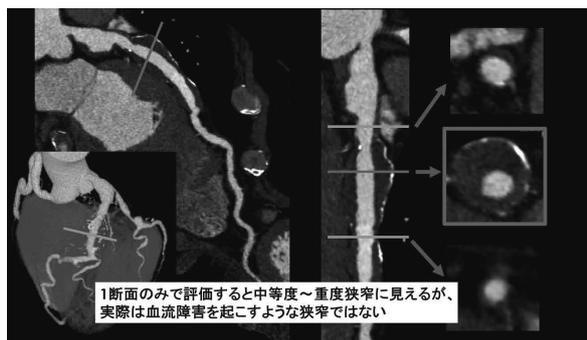


Fig.20 全体図

Remodeling は「Positive Remodeling」と「Negative remodeling」に分けられる。これらの説明についてはFig.21を参照されたい。CPRを作成する上で重要なのは「解剖学的情報を極力損なわせない」ことだと先述したが、これを成すにはremodeling情報を踏まえてCPRを作成す

る必要がある。Fig.22に、remodeling情報を踏まえたトレース位置について概略図を示す。「CPRの中心はどこか」という命題は、冠動脈CTの解析を行う上で最重要だと筆者は考えている。一次読影を行うにしても、そのまま医師が画像を読影するにしても、「中心」についての共通理解が組織的にない場合、読影で出された狭窄率の判定の信用度は低下してしまうのだ。次項では、remodelingを踏まえた狭窄率の計測法を紹介したい。

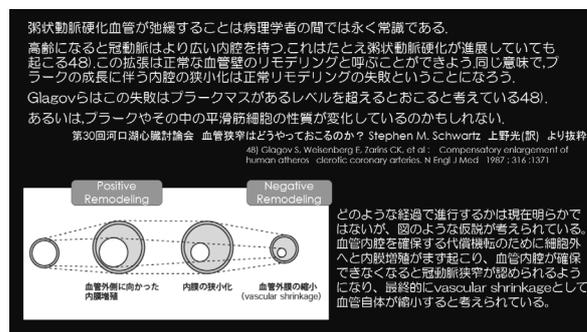


Fig.21 Remodelingとは

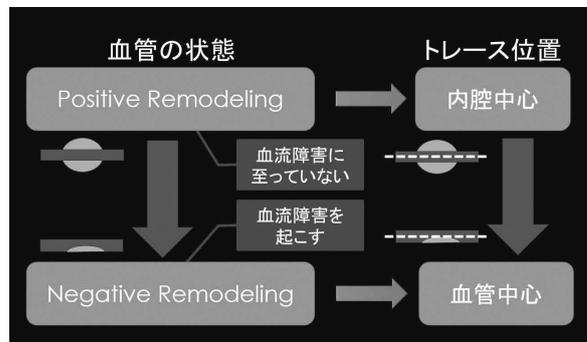


Fig.22 CPRのトレース中心の考え方

③ 狭窄率の計測法～remodelingを踏まえて～
狭窄率の計測法は計測位置の数から1点法、2点法、3点法に大別される。各測定法についてはFig23, 24を参照されたい。

1点法については、病変部前後の血管径がほぼ変わらない場合に限り使用が推奨されるが、基本的にこの方法で計測するべきではない。特に、positive remodeling部の単一計測として行ってはいけない。

2点法も病変部前後の血管系がほぼ変わらない場合に使用可能であり、1点法よりは精度が上がる。

狭窄率の測定に最も適しているのが3点法で

ある。血管は徐々に径が細くなるものだから、正確性を求めるのであれば3点法が必須となるのは自明である。病変直前の正常部、計測したい病変部、病変直後の正常部を計測して行う。また、3点法の優れている点は、remodeling形態に関わらず計測ができることである (Fig.25)。

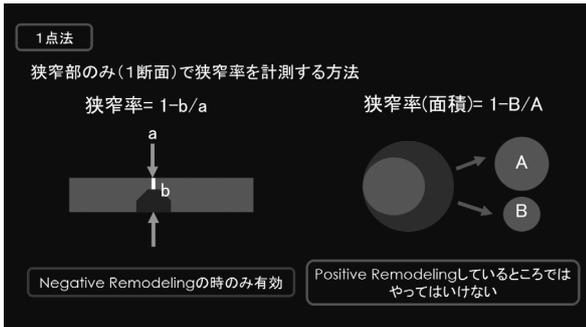


Fig.23 1点法

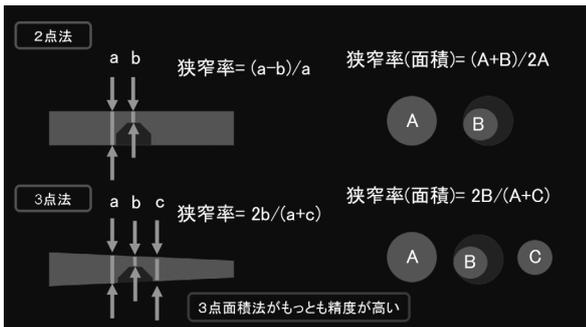


Fig.24 2点法、3点法

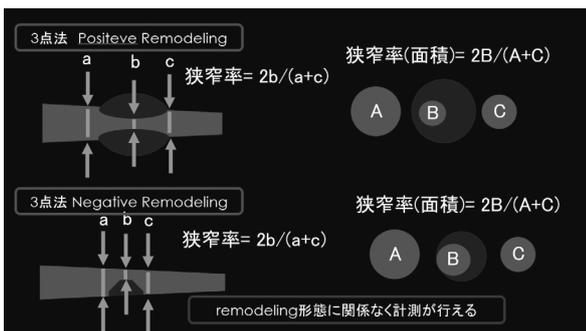


Fig.24 3点法

3点法計測機能は多くのwork stationに標準搭載されていて、いずれも簡便に使用することができる。解剖学的情報を極力損なわないようにCPRを作成し、得られた画像から精度の高い狭窄率測定を行うことが解析と一次読影はもちろん、質の高い診断と治療計画の設計に重要である。

7. 終わりに

心臓CTの撮影法、撮影時の工夫、解析から一時読影という広大なお題を頂戴し、しかも講演時間30分という制限は筆者にとってかなりハードルの高いものだった。発表後抄録という形ではあるが、話しきれなかった部分もなるべく網羅したいという気持ちが勝り、かなりの長文になってしまった。大変申し訳なく、また、関係者の皆さまへ深謝の限りである。

最後になるが、本稿が日々の業務にお役立ていただくことができれば誠に幸甚である。

8. 参考文献

- 1) 佐野始也. 64列MDCTによる冠動脈撮影の最適なプロトコルを求めて. 日本放射線技術学会雑誌 67 (5), 601-607, 2011-05-20
- 2) 栗林幸夫・佐久間肇. 心臓血管疾患のMDCTとMRI 医学書院; 2005
- 3) 松谷英幸、佐野始也、近藤武他. ECG-editの必要な不整脈例の心臓MDCT撮影におけるヘリカルピッチ (HP) の最適化. 日本放射線技術学会雑誌. 64 (11), 1343-1351, 2008-11-20
- 4) 映像情報Medical Vol.37 No.9,914-919, 2005

「心臓MRI検査の基礎」

～画像支援への道～

埼玉医科大学国際医療センター

宮崎 裕也

1. 心臓MRI検査について

1-1 はじめに

心臓MRI検査の循環器臨床における重要度は年々上昇しており、それまで旧ガイドラインでは心臓MRIの記載は皆無に近かったが、「急性・慢性心不全診療ガイドライン（2017年改訂）」、「慢性冠動脈疾患診断ガイドライン（2018年改訂）」以降多くの記載が増え、臨床の現場での心臓MRI検査の必要性、有用性が注目されている。

1-2 心臓MRI検査の目的

心臓MRI検査では、主に下記の評価を目的として検査を行う。

- 虚血性心疾患における心筋viabilityの評価
- 虚血性心疾患と心筋症の鑑別
- 急性冠症候群の鑑別：たこつぼ心筋症
- 冠動脈狭窄のない心不全の原因
- 不整脈の原因
- 心筋炎
- 先天性心疾患（形態、短絡率、Volume測定）

2. 実際の撮像

2-1 ベクトル心電図の貼り方とポジショニングでの工夫点

従来、心臓MRI検査では右側2つの電極は胸骨上に、左側2つの電極は心臓全体を囲うように貼る手法が取られていた。しかし、いざボア内に入れて検査を始めるとノイズを拾ってR波が上手く取れなくなることが多々あった。そのため当院ではPhilips社推奨の心電図電極の貼り方を主に用いている（図1）。

またポジショニングにおいては左腕の下にタオルを入れる手法を取っている。心臓MRI検査では後述する左室短軸像が全てのアングルの中で最

も撮像枚数が多いが、撮像断面内に左腕が入ることが多く、これにより折り返しアーチファクトの対策が必要となり、結果として撮像時間の増加に繋がる。左腕を上げたポジショニングで折り返しアーチファクトの対策ができる（図2）。

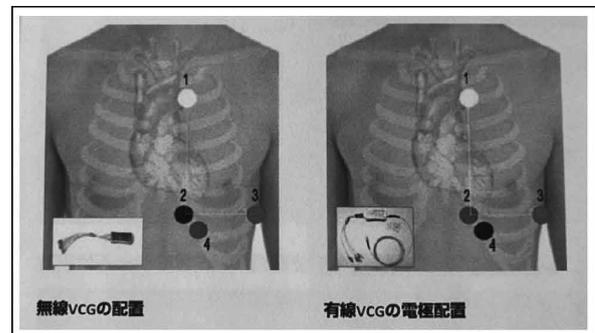


図1：ベクトル心電図の貼り方（Philips資料より）

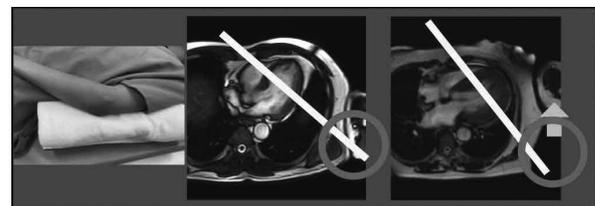


図2：ポジショニング工夫点

2-2 当院での検査の流れ

当院での検査の流れの一例を図3に示す。Cine MRI、Black Blood T2強調画像と撮像した後にガドリニウム造影剤を投与し、その後遅延造影を撮像する。

Cine MRIでは心機能評価と局所壁運動の評価、Black Blood T2強調画像では心筋浮腫などの評価を行っている。遅延造影（LGE）では梗塞心筋や心筋の線維化の評価を行っている。

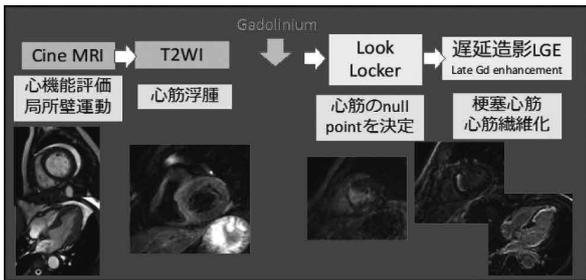


図3：心臓MRI検査の流れ一例

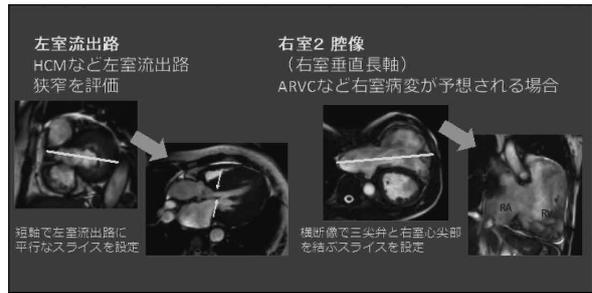


図5：Cine MRI 追加軸

3. Cine MRI

3-1 Cine MRIとは

Cine MRIは、呼吸停止下で心電図同期を併用し、Steady state free precession (SSFP) にて撮像する。コントラストはT2/T1に依存するため、血液・心嚢水・胸水といった液体は流れの有無に関わらず高信号を示し、心筋は低信号となる。撮像断面として左室長軸である2腔像と4腔像、短軸像を基本軸として撮像し、心機能解析と局所壁運動の評価を行う(図4)。また肥大型心筋症(HCM)では、左室流出路狭窄を合併していることが多いため、追加で左室流出路が観察できる断面を撮像したり、不整脈原性右室心筋症(ARVC)など右室病変を疑う場合は、右室2腔像を撮像したりと症例に合わせて任意の断面を追加撮像する(図5)。

心機能解析では、心基部から心尖部までの連続した短軸像よりSimpson法を用いて左室駆出率を算出する。また右室測定に関しては短軸より算出することが多いが、横断像からの算出の方が正確とのエビデンスもあるため横断像から算出することもある。形態評価として弁疾患や左室流出路狭窄の有無の評価も行う。

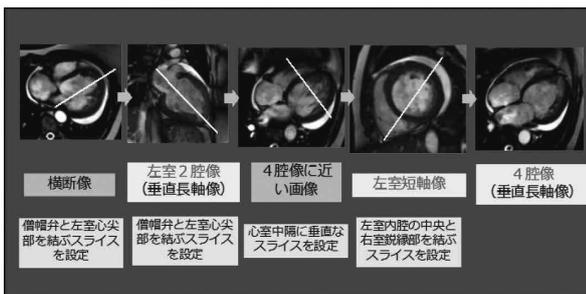


図4：心臓MRI撮像基本軸

3-2 Cine MRIと超音波検査との比較

Cine MRIは、2D心エコーと例えられ超音波検査と似たような検査をすることができる。しかし、その両者にはそれぞれ利点・欠点が存在する。

Cine MRIは、患者側、検査者側の条件に依存しないため、正確性・再現性が高い。また任意の断面で撮像でき、高コントラストの画像を得ることができ、右室評価に優れるといった特徴がある。しかし、欠点として検査と解析に時間がかかることが挙げられる。

一方、超音波検査では簡便性が高く、諸々の定量評価ができ、モダリティとして比較的廉価なことが利点として挙げられる。しかし、患者側・検査者側の条件に依存することや、右室評価に劣り低コントラストな画像であること、施設間における定量評価に大きなバラツキがあるといった欠点が存在する。

このことから超音波検査と比較した際、Cine MRIは任意の断面で撮像でき、右室評価に優れることが大きなアドバンテージであるといえよう。

4. Black blood T2強調画像

4-1 Black blood T2強調画像について

Inversion recovery (IR) 法により心腔内の血液信号、脂肪抑制を併用したfast spin echoによるT2強調画像であり、Triple inversion recovery FSEを用いている。主に心筋浮腫・炎症性変化を観察し、AMI・たこつぼ型心筋症・心筋炎・サルコイドーシス・心臓腫瘍などの鑑別を行う。

4-2 Inversion recovery法とは

反転回復法と呼ばれ、縦磁化を反対方向に倒す180° RFパルスを使用し、一定の時間の後に励起パルスを印加して信号を収集する方法である。

この一定の時間のことをInversion time (TI)という(図6)。

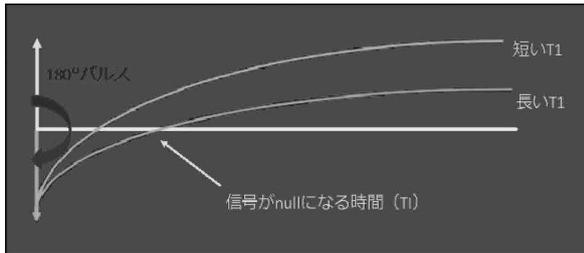


図6：IR法原理

IR法は組織の信号を抑制するためにpreparation pulseとして用いられることが多く、代表例としてSTIRでの脂肪抑制、FLAIRでの水抑制などがある。STIRではTIを脂肪に、FLAIRではTIを水(CSF)にそれぞれ合わせている。

心臓MRIでは、T2強調画像、LGE共にIR法を組織抑制のpreparation pulseとして用いている。

4-3 Triple inversion recovery FSE

最初にnon selective inversion recovery pulseで全ての信号を反転させ、その後slice selective inversion pulseで心筋および脂肪の信号を回復させる。そしてSTIR法により、組織の信号を反転させ、血液が流入し血液の縦磁化がnullになるタイミングで通常の励起を行い、データを収集するシーケンスである(図7)。

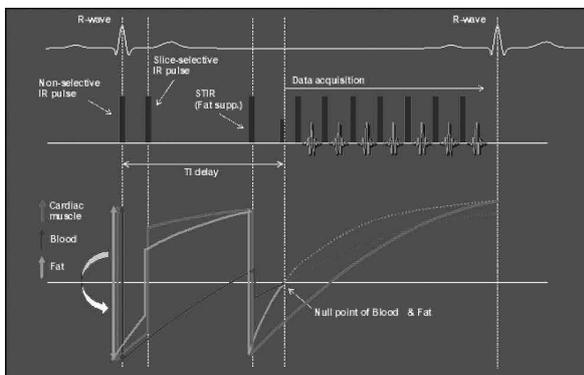


図7：Triple inversion recovery FSE

4-4 Black blood T2強調画像で観察できる病態

Black blood T2強調画像では浮腫による心筋内の水分量の増加により高信号を示し、細胞浸潤の度合いや急性障害での可逆性変化を見ている。また線維化・石灰化・出血などは低信号を示すが、正常心筋はもともとT2強調画像で低信号のため、これらの病変は分かりにくいことも多い。

4-5 Black blood T2強調画像での問題点

T2強調画像の問題点として血流によるアーチファクトが存在する。当院の一例ではあるが、T2強調画像で高信号であったが、LGEで血栓が観察され、Cine MRIの心内膜部位の位置から心内膜側寄りの高信号は遅い血流による高信号と診断された(図8)。このようにT2強調画像で高信号であってもCine MRI、LGEと合わせて評価する必要がある。

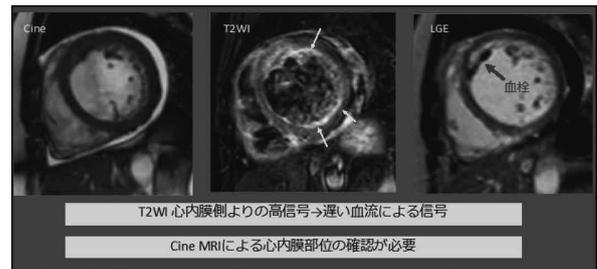


図8：Black blood T2強調画像での問題点

5. 心筋遅延造影 (LGE)

5-1 心筋遅延造影の機序

心筋遅延造影：LGE (Late gadolinium enhancement) は造影後のT1強調画像でGd造影剤注入後5~10分後に撮像する。

Presaturation pulseとしてInversion recoveryを使用し、正常心筋のnull pointに合わせて正常心筋の信号を抑制する。これによって造影される障害陰影のみが高信号となる。絶対値で表示される(modulus image)ため、TIの設定が短すぎると正常心筋が高信号を示す。造影のメカニズムとしては、正常心筋では細胞外液に分布するGdは少なく、心筋梗塞や心筋症などの障害陰影では心筋の細胞の繊維化による間質の増大、心筋細胞膜障害がおこると言われている。これによりGdの分布するspaceが増大し、流入したGdのwash out

が減少することで障害心筋が高信号となる(図9)。

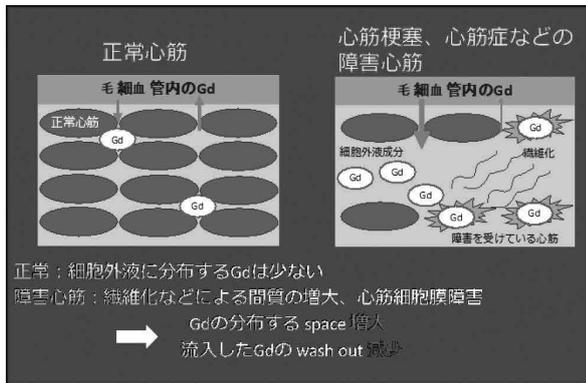


図9：心筋造影のメカニズム

5-2 T1-TFE with Invert Sequence

LGEでは、non selective IR pulseで正常心筋と障害心筋を反転させている(図10)。

それぞれの心筋は自然回復して行くが、障害心筋は造影剤を多く取り込んでいるためT1短縮により早く回復する。図10の②のタイミングの正常心筋の縦磁化がnullになるタイミングで通常の励起を行い、データ収集を行う。①のタイミングでもしデータ収集を行うと絶対値画像で表示するため、障害心筋と正常心筋が反転して表示されてしまう。

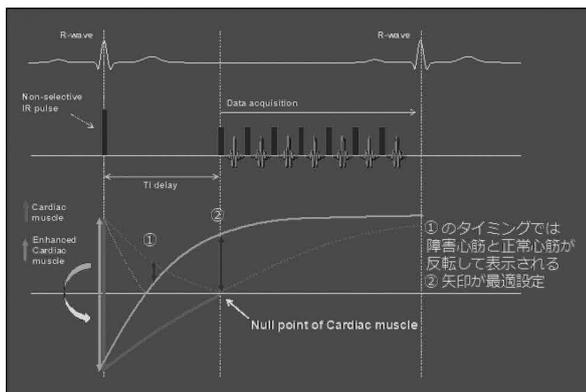


図10：T1-TFE with Invert Sequence

心臓MRIでは、このシーケンスにTrigger delayを合わせ、拡張中期を狙ってデータ収集を行う。

拡張中期は心室のvolume変化が最も緩やかな時間帯で心臓CTなどでは70~80%といわれているphaseのことである。またTrigger delayの設定により、T2WIなどその他の撮像法と心時相を合わせることができる(図11)。

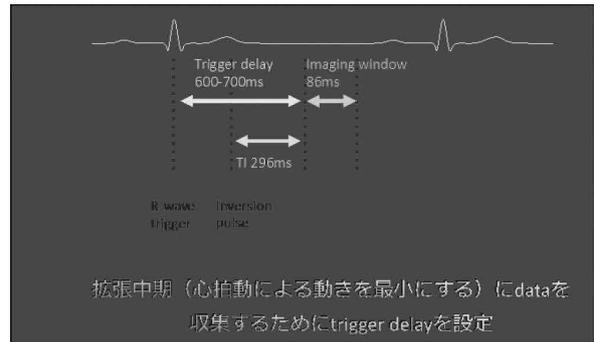


図11：心電図同期T1-TFE

5-3 不整脈の影響

不整脈は心筋症のときしばしば経験するが、急に短いRR間隔が出現することで、十分なT1緩和が得られないことがある。SNRの低下や心筋の

null pointがずれる、不整脈によってscanが終了しないといったことが起こる。こういった場合空間分解能を下げ、撮像時間を短縮したり、R波検知領域(philips社でR-R window)と呼ばれるものを調整することで対応する。設定した心拍数に応じたR波を検知する領域の設定をR-R windowという(図12)。

図12では、不整脈によりwindow内にR波が入らず、データ収集がスキップされることで撮像時間の増加が生じる。こういった場合はR-R windowの領域を広げることで対処できる。

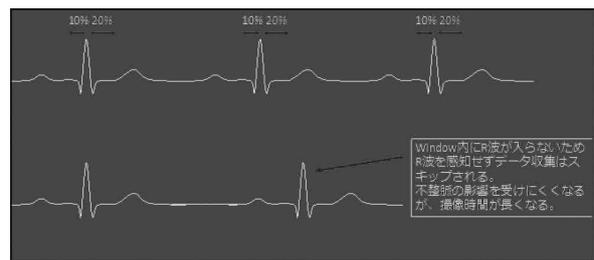


図12：R-R window (Philips)

5-4 至適TIの設定

LGEでは、至適TIの設定が必要になる。そのためにLook lockerと呼ばれる撮像を行う。Look lockerは開発者の名前から取られている。

Look lockerではR波感知直後に180°反転パルスを印加し、TIが変化した画像を1回の息止め撮像で得ることができる(図13)。

注意点として、至適TIより短いTIを設定しないようにする必要がある。施設による違いはある

が、当院では保険として、TIの設定に影響を受けないReal imageやPhase sensitive imageを利用している。

至適TIかどうかの目安として正常心筋と骨格筋の信号強度に着目する。正常心筋と骨格筋は同程度の信号強度なので、骨格筋が白ければTIの設定が間違っていることになる。また正常心筋には徐々に造影剤が取り込まれていき、T1短縮がおこるため、撮像シーケンスごとにTIを5~10ms ずつ増加させる。

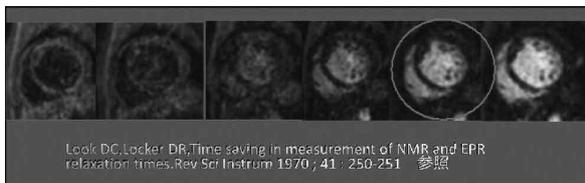


図13 : Look Locker

5-5 Real Image

Real imageは、IR法を用いた画像に対して負の値をとる縦磁化も考慮して画像を再構成したものである。Real Imageでは、T1値の短い組織は高信号、T1値の長い組織は低信号に描出されバックグラウンドの信号強度はグレイになる (図14)。

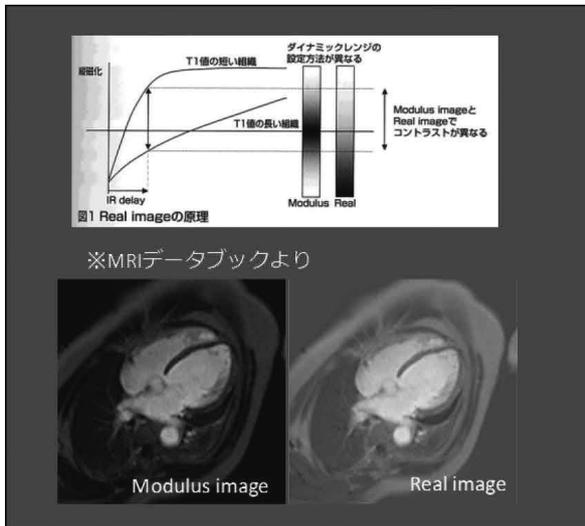


図14 : Real Imageについて

5-6 Phase sensitive image (PSIR) 法

PSIR法は2心拍で撮像するシーケンスで、1心拍目のデータ収集でT1コントラストのついた画像を収集し、2心拍目のデータ収集で正確な位相情報を取得する。そして2つの信号を受信し補正することでリアルイメージを作成する (図15)。

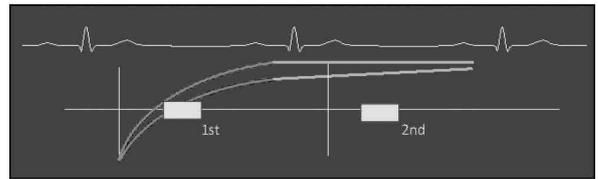


図15 : PSIR法

通常のInversion recovery法を用いた遅延造影画像は絶対値表示であり、MR信号を負の信号として取得した場合は、正の信号成分として画像化している。このため正常心筋のnull pointと設定したTIが適していない場合信号の反転が起こってしまう。Phase sensitive inversion recovery法では、撮像時間は従来のLGEシーケンスよりも2倍延長するが、コントラストの反転を防ぐことができる (図16)。

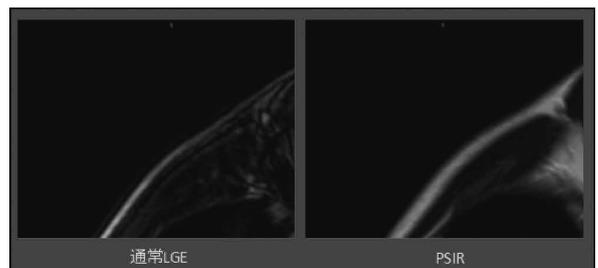


図16 : 通常LGEとPSIR

5-7 心筋症の典型的な遅延造影パターン

LGEでは心筋症の典型的な遅延造影パターンが存在する (図17)。虚血性心疾患では一般的に心内膜側の方が虚血になりやすく、心筋の繊維化が起こりやすいため新内膜側から心外膜側へ造影される。拡張型心筋症では壁中部が線状に造影されることが多く、肥大型心筋症では左室壁の肥厚部および心室中隔と右室自由壁との接合部が好発部位となっている。また心臓サルコイドーシスやアミロイドーシスなどの二次性心筋症では、広範囲に遅延造影を認めることが多い。

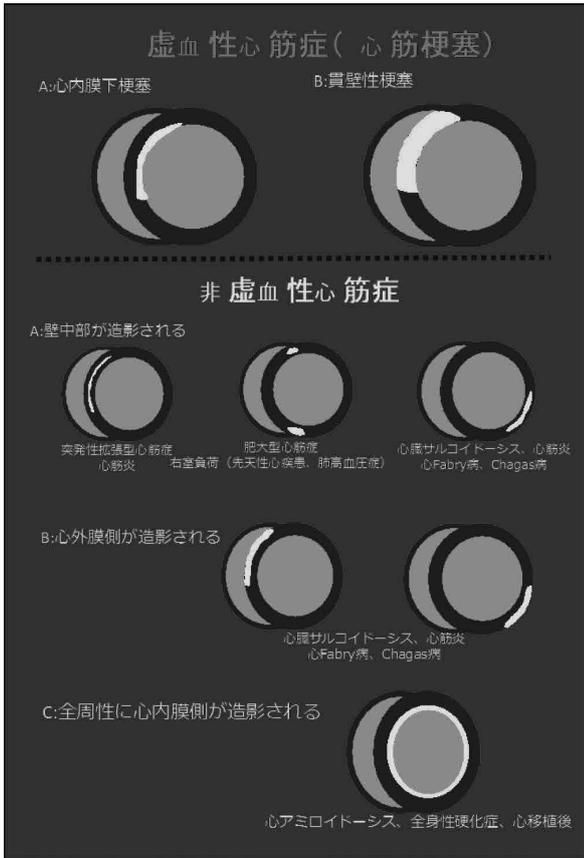


図17：心筋症の典型的な遅延造影パターン

6. その他の撮像法

6-1 T1 mapping

心筋浮腫や繊維化、蛋白沈着により、T1値が延長したり、脂質や鉄沈着で短縮したりと心筋のT1値はさまざまな病態で変化する。心筋のT1値の計測により心筋の組織性状評価と心筋のダメージの定量化が可能となる。Modified look-locker inversion recovery (MOLLI) 法とsaturation recovery single-shot acquisition (SASHA) 法が主流となっており、主に非造影のT1値 (Native T1) の計測と細胞外容積分画 (ECV) で評価される。Native T1の値は、静磁場強度や撮像シーケンス、心拍数や磁化移動効果などの影響を受けるため、装置ごと、撮像法ごとに正常患者20人程度のデータから基準値を設定する必要がある。計測においては、他の部位でT1値が心拍や磁化率の影響を受けて過小評価になりやすいため、心室中隔での計測が最も安定しているといわれている。

ECVは造影の前後の心筋と血液のT1値とヘマクリット値を用いて算出される。T1mapは、心アミロイドーシス・心Fabry病・心筋鉄沈着など、びまん性疾患に有用といわれている (図18)。

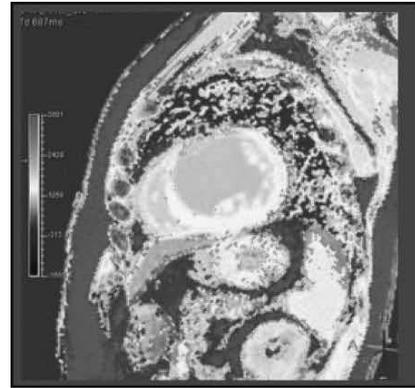


図18：T1 map

6-2 Coronary MRA

心臓のMRI検査では冠動脈のMRA検査も行う場合がある。非造影、心電図同期で、右横隔膜の位置でのナビゲーターエコーを用いた安静時呼吸下にて、主に3DでのSSFPでの撮像を行う。冠動脈狭窄や冠動脈起始異常、川崎病疑い、ヨード造影剤にアレルギーを持っていて造影CT検査が施行できない症例などが多い (図19)。

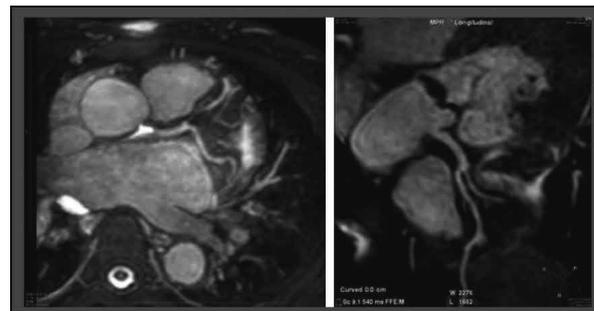


図19：Coronary MRA

7. 実際の症例

7-1 症例1：閉塞性肥大型心筋症

閉塞性肥大型心筋症と診断された症例。Cine MRIで左室流出路の狭窄が見られ、遅延造影では下壁中層に淡い高信号が認められる (図20)。

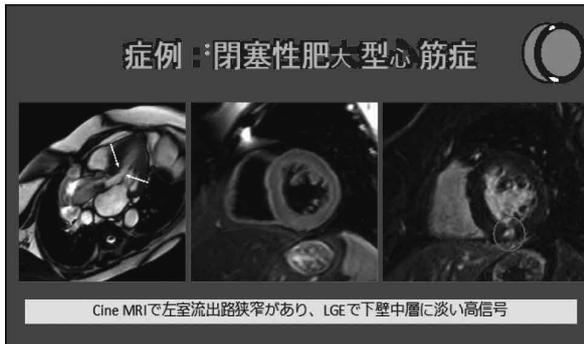


図20：閉塞性肥大型心筋症の症例

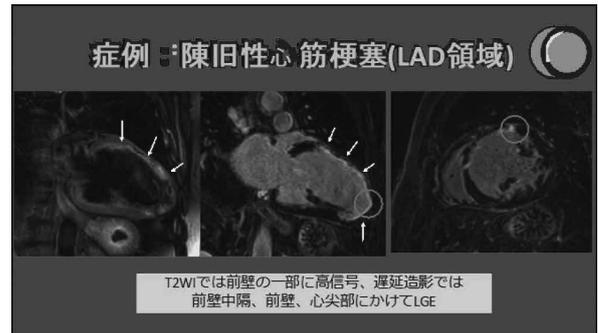


図22：陳旧性心筋梗塞（LAD領域）の症例

7-2 症例2：アミロイドーシス

T2強調画像で前壁一部外膜側に高信号、遅延造影では、右室壁や左房壁・心房中隔などに、広範なLGEが認められている。また、Dark Blood poolという血液プールが低信号となるアミロイドーシスの典型的な所見が見られる。アミロイドーシスの症例で気を付けたい点として、Inversion timeスカウトでの心筋信号回復が早いため、TIの設定を誤りやすく、正確な心筋抑制の画像が得られないことがある。そういった場合はPhase-sensitive inversion recoveryでの撮像が推奨されている（図21）。



図21：アミロイドーシスの症例

7-3 症例3：陳旧性心筋梗塞（LAD領域）

T2強調画像では前壁の一部に高信号、遅延造影では前壁中隔・前壁・心尖部にかけてLGEを認めた。心尖部を中心としたLGEは貫壁性であり、中部前壁は心内膜下にLGEを認め、LGEパターンと一致することから陳旧性心筋梗塞と診断された（図22）。

8. さいごに

今回、心臓MRI検査において、それぞれのシーケンスで何を見ているのかにフォーカスを当てて紹介した。近年、診療放射線技師法改正により読影の補助という言葉が生まれた。この読影の補助は読影をすることが主目的なのではなく、医師と同じ目線で画像を見ることだと考えている。つまり画像を必要とするユーザーである医師と、画像を提供するわれわれ技師との需要と供給の一致が非常に重要であると考えます。

心臓MRI検査では、Cine MRI、Black Blood T2強調画像、LGEが主軸となっており、それぞれの画像で何を見ているのかを理解することで、より一層診療放射線技師としてレベルアップできると考える。

9. 参考文献

- ゼロからわかる心臓MRI 第1版 株式会社文光堂
- MRIの基本 パワーテキスト 第4版 メディカル・サイエンス・インターナショナル株式会社
- MRIデータブック 第1版 株式会社メジカルビュー社

「臓器別に考える～虚血性心疾患」

～心臓の核医学検査～

さいたま赤十字病院

小池 克美

第36回埼玉県診療放射線技師学術大会抄録集

1. はじめに

心臓核医学検査では、他の画像診断とは異なり、心臓の機能や筋に血流・代謝といった、生理的・生化学的な情報を非侵襲的に取得することができるモダリティであり、循環器疾患の診断や治療方針の決定、予後予測の指標として長い歴史と豊富なエビデンスを持っている。一方、検査の収集・画像処理は診療放射線技師が行うことから、施行者に依存しやすい特徴を持っている。検査の目的や患者背景を把握し、専門的な知識を駆使して撮像・画像処理を行うことは、検査の質を向上させるうえでとても重要である。

1-1 心筋血流SPECTとは

心臓核医学検査の中で最も多く行われているのが負荷心筋血流SPECTである。運動や薬剤による負荷時と安静時の心筋血流SPECTの画像を比較することで、冠動脈の狭心症や心筋梗塞を診断する検査である。心筋虚血発生後の病態生理の推移について示す (Fig.1)。心筋灌流障害が発生し、ST変化、胸痛出現と推移するが、心筋灌流障害をいち早く見つけられるのが、負荷心筋血流SPECTでもある。

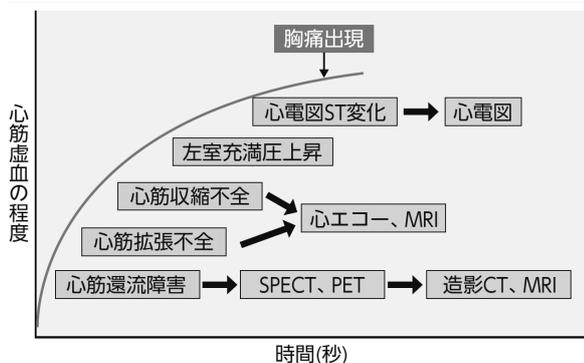


Fig.1 心筋虚血発生後の病態生理の推移

1-2 心筋SPECTの基本画像について

核医学の基本心筋画像は、心臓の短軸像 (Short Axis : SA 像)、垂直長軸像 (Vertical Long Axis : VLA 像)、水平長軸像 (Horizontal Long Axis : HLA 像) で表示する。SA 像は左心室を輪切りにして心尖部側より見た画像で正常であればドーナツ状を呈する。一方、VLA 像、HLA 像は左心室を垂直および水平に断層した画像であり、馬蹄形の画像を呈する (Fig.2)。

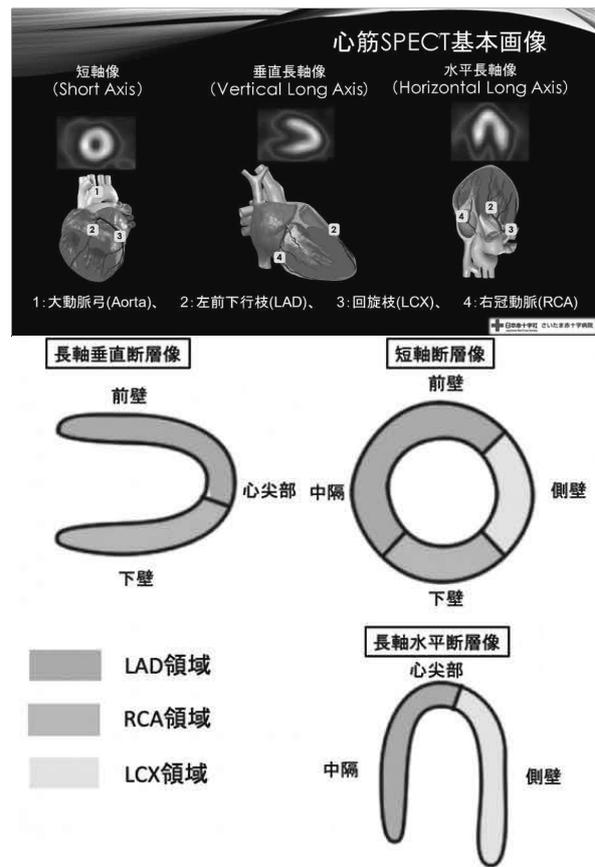


Fig.2 心筋SPECT基本画像

右冠動脈は左心室の下壁を、前下行枝は前壁から中隔を、回旋枝は側壁を通り、心筋を栄養している。

もう一つの画像表示として、極座標表示 (Polar map (Bull's eye)) がある。これは心尖部を中

心に、左心室を広げたような表示方法で、上側を前壁、右側を側壁、下側を下壁、左側を中隔として表示した画像である (Fig.3)。

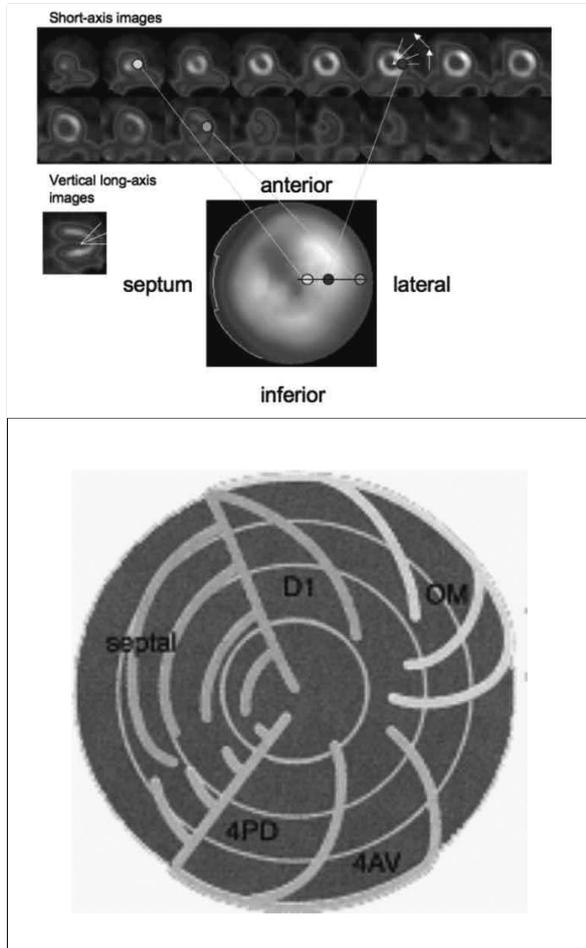


Fig.3 Polar map (Bull's eye)

1-3 核医学検査装置について

現在は2検出器型ガンマカメラが主流だが、2検出器型ガンマカメラでも検出器がL字型に変換できたりするものもあり、心筋SPECTに利用されている。またSPECT専用装置として3検出器型のカメラもある。これらは従来のNaIシンチレーションカメラだが、近年では半導体検出器を有したカメラも上市され、感度・分解能が従来のNaIシンチレーションカメラより向上し、短時間収集・低投与量に寄与するものと期待できる。また心筋SPECT専用の半導体装置では、座位で上肢を挙上することなく撮像可能なSPECT装置や、全身を12個の半導体検出器が被検者に近接することでロスなく収集できる装置も現れ、今後の核医学検査の主流となると思われる。

1-4 心筋血流SPECTの放射性医薬品について

心筋血流SPECTに利用される放射性医薬品は、大きく分けて塩化タリウム製剤とテクネチウム製剤に2分される。

1-4-1 塩化タリウム製剤

ナトリウム-カリウムポンプを介した「能動輸送」により、心筋内に取り込まれる。一度取り込まれましたタリウムは30分程度で心筋外に洗い出し (Wash out) が始まり、その後細胞内と血液の間で出入りを繰り返す。この現象を再分布現象 (fill-in) と呼んでいる。また心筋抽出率が高いのも特徴である (Fig.4)。タリウムは古くから使われておりエビデンスも十分にあるが、半減期が長く被ばく線量がテクネチウム製剤より多い傾向にあり、投与量に制限がある。

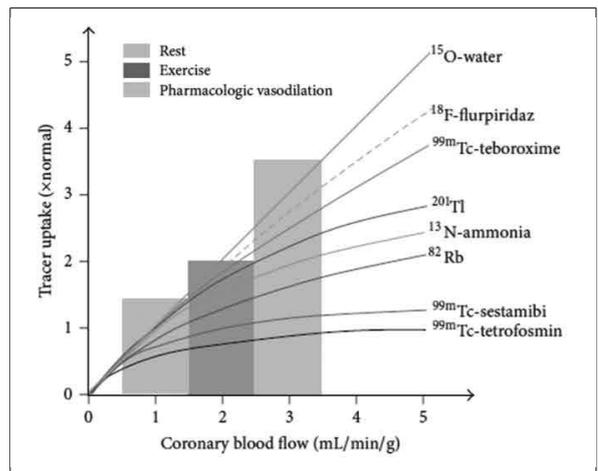


Fig.4 心筋血流製剤の血流追従性

1-4-2 テクネチウム製剤

テクネチウム製剤は膜電位に依存した「受動拡散」により、心筋細胞内に取り込まれ、心筋内に保持される。

このため負荷と安静時に2回トレーサーを投与する必要がある。しかし、半減期が短く大量投与 (400~800MBq) が可能なため、心電図同期SPECT収集にも適している。

心筋血流製剤の特徴を下記に示す (Fig.5)。

	²⁰¹ Tl	^{99m} Tc 標識心筋血流製剤
初期分布	冠動脈に相関	冠動脈に相関
集積機序	能動輸送	受動拡散
エネルギー	低い (70~80keV X線)	適当 (140keV)
物理的半減期	73時間	6時間
投与量	少量 (74~111MBq)	大量投与が可能 (400~800MBq)
心筋抽出率	85%	55~67%
再分布	あり	なし
撮像	負荷直後および3~4時間後	30分以降、負荷検査では通常2回投与
被ばく量	多い (15.5mSv/111 MBq)	少ない (5.9mSv/740MBq)

Fig.5 心筋血流製剤の特徴

1-5 負荷心筋血流SPECT

なぜ負荷を掛けるのか、心筋には冠血流予備能があり、50%程度の狭窄までは、その差は現れない。しかし、冠動脈の狭窄率が高くなると最大冠血流量は低下し、80%程度の場合では1/2程度まで低下し、それ以上の狭窄では、さらに低下する。このコントラストの差を画像化して冠動脈の予備能を評価している (Fig.6)。

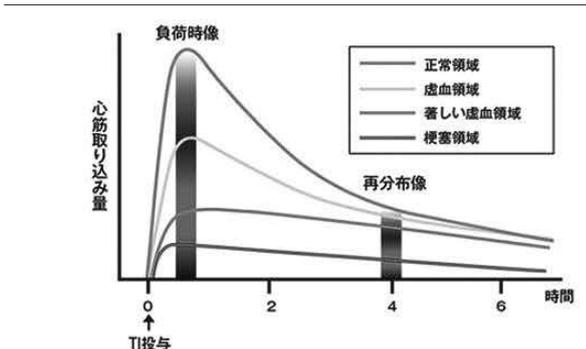


Fig.6 心筋血流動態の経時的変化

負荷心筋血流SPECTでは、負荷時・安静時像でともに集積低下が見られない場合は、冠動脈・心筋ともに正常と診断する。一方、負荷時・安静時像で可逆性に血流低下が見られれば虚血となり、不可逆性の血流低下を呈すれば心筋梗塞の診断となる (Fig.7)。

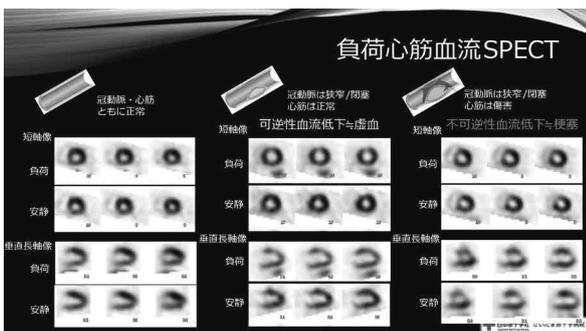


Fig.7 負荷心筋血流SPECT画像

1-6 負荷法について

負荷法は大きく2種類ある。その一つが、運動負荷で、エルゴメーターやトレッドミルを使って患者に運動してもらい、心筋に負荷を掛け血流を上げる方法である。もう一つは、薬剤を使った薬剤負荷で、アデノシンという血管を弛緩させる作用のある薬剤を6分間持続投与することにより、冠血流量を上げる方法である (Fig.8)。



Fig.8 負荷法：運動負荷と薬剤負荷

両負荷法とも有意狭窄の診断精度にさほど差はないが、運動負荷の場合には「十分な負荷がかかった場合」の注釈が付き、運動負荷の十分な運動量の判断基準として、目標心拍数とDouble Productという指標を用いる。目標心拍数は最大心拍数の80~90%で、Double Productは25,000以上を目標としている。いずれも負荷をかけ、虚血を誘発させるので、注意と看視が必要である。

1-6-1 運動負荷

運動負荷の禁忌事項として、Fig.9に示すような禁忌事項がある。これは依頼医が把握し検査依頼されるが、一方、相対禁忌として、特に運動負荷が十分に行えない精神的・身体的障害のある患者さんになる。患者さんの高齢化に伴い、運動負荷は減少傾向にある。

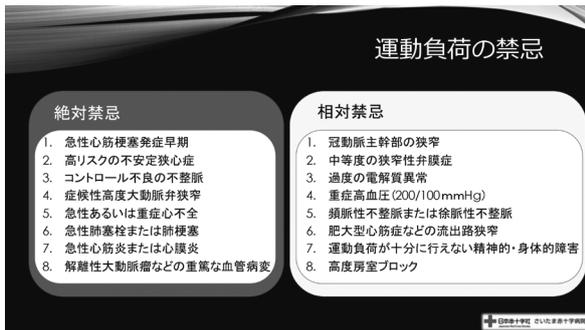


Fig.9 運動負荷の禁忌事項

運動負荷が適さないケースとして、①十分な運動が困難な場合②偽陽性が生じやすい場合③心拍数増加が見込めない場合がある。これらの患者さんには、薬剤負荷を検討する。

1-6-2 薬剤負荷

薬剤負荷は、前記の通り血管平滑筋の弛緩作用によって血管を拡張させ、心筋血流量を増加させる (Fig.10)。前記Fig.4の棒グラフは、運動負荷と薬剤負荷の血管拡張能の比較も示したもので、運動負荷と比較し薬剤負荷の方が血管拡張能は優れている。

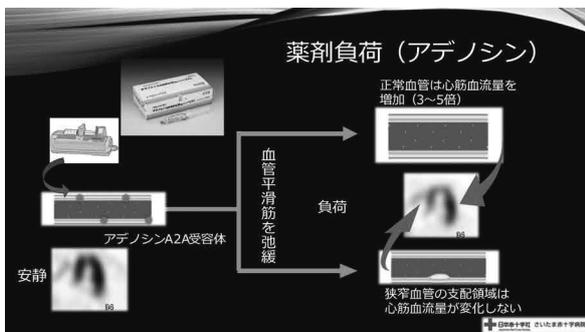


Fig.10 薬剤負荷

アデノシン負荷の禁忌事項として、特に「検査12時間前までのカフェインの摂取」は、患者が検査室に来てからでないと分からないため、検査前の確認は重要であり、検査を担当する技師が確認する必要がある。またアデノシン拮抗薬の服用も注意が必要で、特に、パーキンソン病の治療薬であるイストラデフィリンの服用もアデノシン拮抗作用があるため、事前の確認が重要である。

1-7 負荷心筋血流SPECTの画像診断



Fig.11 SPECT画像所見に基づく診断

負荷SPECTで得られた画像から、所見の解釈について説明する (Fig.11)。

- ①はどちらも欠損が見られないため正常。
- ②は安静時像で完全fill-inが見られるので、負荷による誘発虚血があり、梗塞はなく、心筋のバイアビリティは保たれている。
- ③は安静時像で部分的fill-inが見られるので、梗塞と虚血が混在している、または高度虚血の状態といえる。
- ④は固定欠損なので、心筋梗塞で虚血はなく、心筋のバイアビリティも期待できない状態である。
- ⑤の逆再分布現象は、梗塞かつ再灌流後の状態と考える。

また、負荷検査で得られた画像から負荷時一過性虚血内腔拡大 (Transient Ischemic Dilatation: TID) を見ることもある (Fig.12)。これは心筋虚血の誘発により、左室に気絶心筋を伴う壁運動異常が発生し容積が拡大する。3枝狭窄やLMT狭窄のような重症病変では、TIDが高値となる傾向にある。

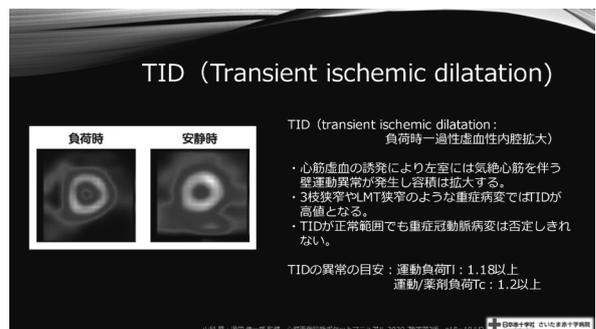


Fig.12 TID (負荷時一過性虚血内腔拡大)

Polar mapの利用として、Polar mapから、Wash out rate (WOR) が求められる。WORはタリウムで測定が可能であり、多枝病変の評価に有用とされている。負荷時のカウントから安静時のカウントを引いて、負荷時のカウントで除して求める。正常値は40~50%程度で、虚血部位では低値を示す。

このPolar mapから%Uptakeを求め、スコア化することができ、心筋を17ないし20のセグメントに分け、それぞれのセグメントの%Uptakeよりスコア化し、負荷時、安静時それぞれのスコアの合計値を求める (Fig.13)。

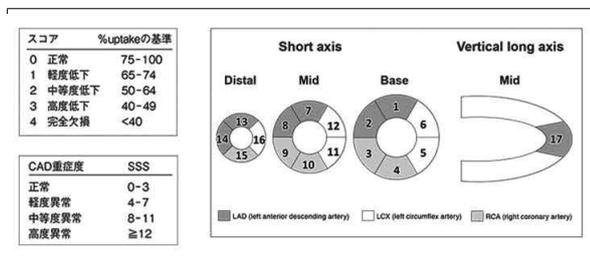


Fig.13 SPECT像のスコアリング

負荷時のsummed stress score (SSS)、安静時のsummed rest score (SRS)、SSSからSRSの差分したsummed difference score (SDS)を求め、このSDSを全セグメントの最大スコアの合計で除して%Ischemicを求める (Fig.14)。

SSSと%Ischemicは、心事故予測因子と治療方針の決定に有用とされている。



Fig.14 Polar mapの利用 (スコアリング)

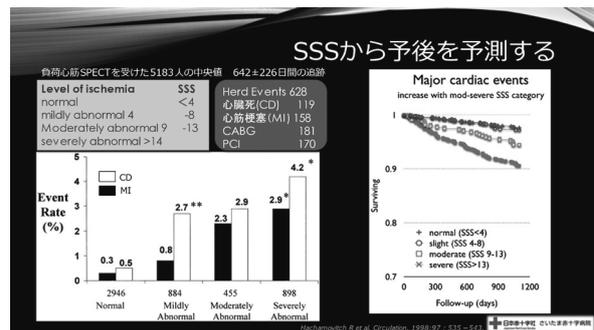


Fig.15 SSSから予後を予測

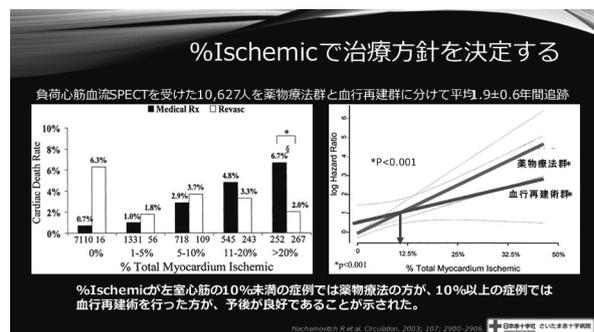


Fig.16 %Ischemicで治療方針を決定

負荷心筋血流SPECTのSSSから、患者の心事故予測と予後予測をすることができるという報告がある。SSSが14以上だと Severely Abnormalに分類され、Severely Abnormalの重度虚血のある患者で、年間の心事故の発生率は、心臓死で4.2%、心筋梗塞で2.9%であり、生存率が他の中等度以下の患者群を比べ非常に悪いことが予測される (Fig.15)。

また%Ischemicは、治療方針を決定するのに有用とされ、10%未満であれば血行再建術よりも薬物療法の方が、予後が良いとされている。10%以上であれば血行再建術をした方が予後改善につながるといわれる報告がある (Fig.16)。

近年では、虚血心筋量が多くても薬物療法で血行再建と同等の改善があるともいわれており、虚血心筋量が多ければ予後が悪く、早期に治療介入が必要であることには変わりはない。

2. アーチファクトとその工夫

心筋SPECTではさまざまなアーチファクトが見られる。大きく分けて、患者側に起因するものと、装置側に起因するものに分けられる。

患者に起因するものとして、減弱によるもの、体動によるもの、心外集積などが挙げられる。一方、装置側に起因するものとして、収集時のカメラ配置によるものなどが挙げられる。詳細については紙面の関係で省くが、代表的なものについて説明する。

2-1 患者に起因するもの

2-1-1 減弱によるもの

患者に起因するものとして、減弱によるものがある。核医学検査は体内に分布した放射性医薬品を、その外側にあるガンマカメラで収集することで画像化するが、体内での減弱により、特に体の深部での影響は大きく、血流低下のような所見を呈することがある。女性では乳房により前壁での集積低下、男性では体格により下壁の集積低下を見ることがしばしばある。

改善方法として、最近ではSPECT/CTもあり、CTによる減弱補正や、腹臥位による撮像体位を追加することにより、下壁の集積低下が改善する工夫も挙げられる (Fig.17)。

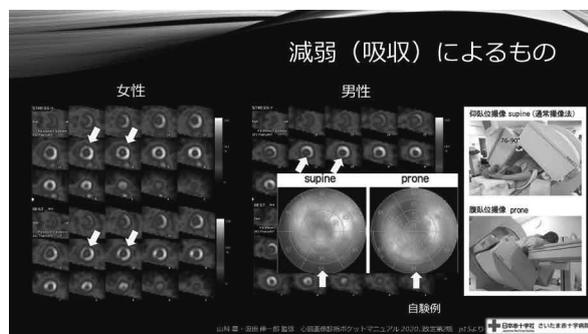


Fig.17 減弱によるアーチファクト

2-1-2 体動によるもの

運動負荷でしばしば見られる現象として呼吸による体動のアーチファクト (Upward creep) がある。当院では、撮像時に腹部を抑制帯で圧迫することにより、体動を抑制している。また最近の装置では体動補正を行えるもあり、状況を見て活用するのも一つの手段である。

2-1-3 心外集積

心外集積は、特にテクネチウム製剤は肝臓、胆嚢、消化管に集積・排泄されることから、ストリー

ク・アーチファクトを生じることが良くある。

その対策方法として、再構成方法をFBPから逐次近似再構成法 (OS-EM) に変えて行うのも一つの改善策といえる。しかし、Normal data base (NDB) との比較を行う場合には、FBPで作成されたNDBしかない場合があるため注意が必要である。当院では心外集積がある場合、FBPとOS-EMの両方の画像を出力し読影を行っている (Fig.18)。

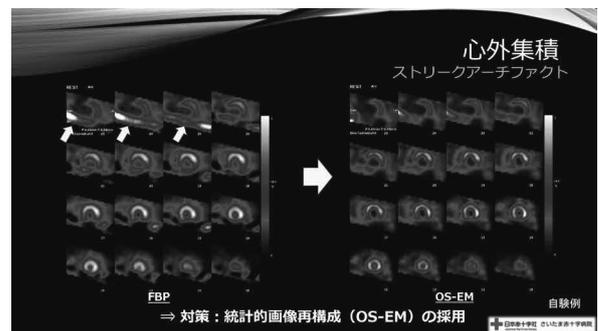


Fig.18 心外集積 (ストリークアーチファクト)

また心外集積が強い場合には、心筋にMask out処理をし、表示レベルを調整する方法が行われていると思う (Fig.19)。この場合、技師によって差が生じる危険性があるので、注意が必要である。

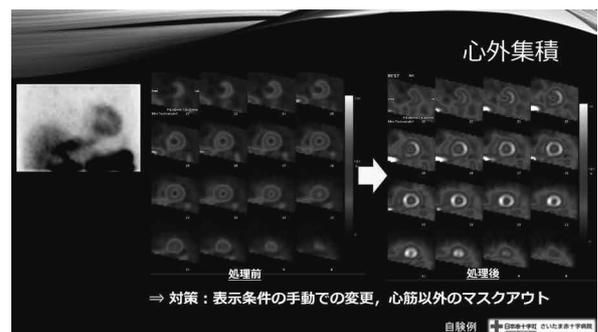


Fig.19 心外集積 (マスクアウト処理)

しかし、心外集積からの散乱線などにより、部分容積効果から、心筋下壁のカウントを増加させてしまうことがある。この場合は、マスクアウト処理でも限界があり、時間を空けて再度撮像するなど工夫する必要があり、患者の負担増加となってしまう (Fig.20)。

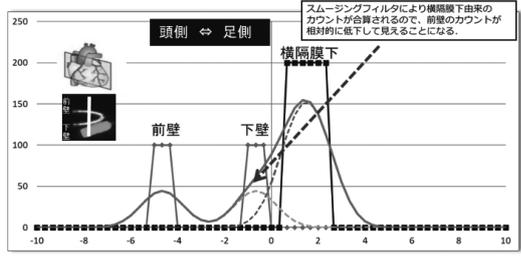


Fig.20 心外集積 (部分容積効果)

そこで2021年に白河厚生総合病院の小室らによって、日本核医学技術学会誌に cardioMUSk 法が報告された。従来は、再構成、スムージングを掛けてから断面変換をし、マスクアウト処理をしていたが、cardioMUSk 法では最初に断面変換をし、その画像を使ってマスクアウト処理を行い、最後にスムージングを掛けるという手法である (Fig.21、22)。

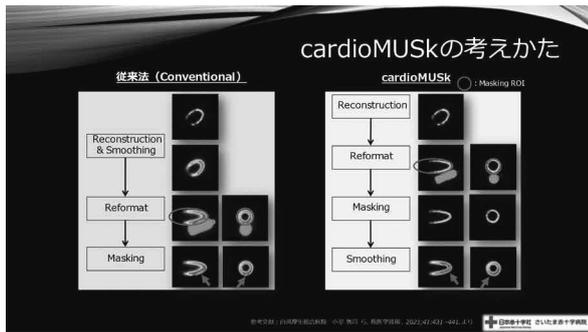


Fig.21 CardioMUSk 法

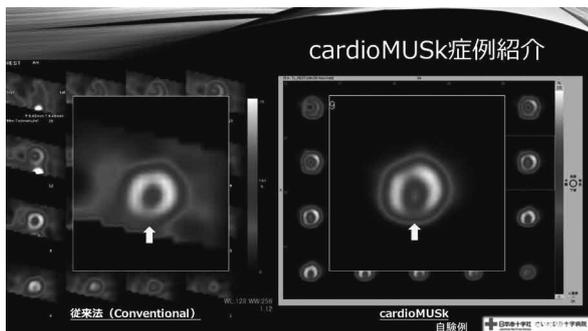


Fig.22 CardioMUSk 法

Fig.22に当院での症例を提示する。従来法では下壁の集積低下は確認できないが、CardioMUSk 法では下壁の集積低下を確認することができ、臨床症状と一致した所見であった。

2-2 装置に起因するもの

装置側に起因するアーチファクトとして、カメラの配置の違いによる収集が知られている。前記で検出器がL型に配置できる装置があることを紹介したが、心筋をこのL型配置で収集した場合と、対向180度方向で収集した場合とで比較して、画像に偽欠損を生じることがある。

Fig.23は、当院で実験したデータだが、前壁に欠損を作成し、対向180°収集と76°鋭角 (L型配置) 収集を行った。76°鋭角収集した場合の Polar map では、11時方向に偽欠損が確認でき、同様に circumferential profile curve でも同部位に集積低下が確認できる。装置の特徴を理解したうえで検査を行う必要がある。

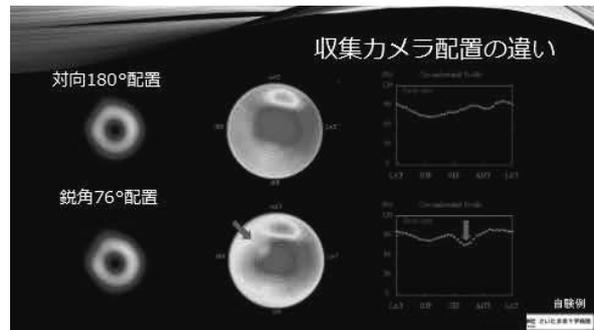


Fig.23 収集カメラ配置の違いによるアーチファクト

3. 症例

最後に症例を提示する。

患者は70歳代男性。シビアな大動脈弁狭窄症と心不全で、TAVIの導入が検討された。術前検査で入院され、薬剤負荷心筋血流SPECTが施行された患者である。Fig.24に示す通り、中隔以外に広範囲にわたり集積低下が見られ、一部下壁で fill-in が見られる。この患者は検査終了後に退院されている。

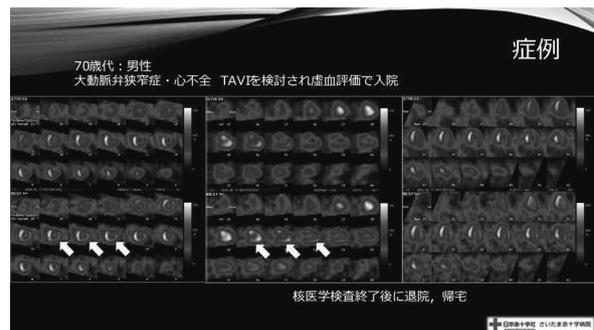


Fig.24 症例 薬剤負荷心筋血流SPECT画像

Fig.25は、この検査のSPECTのPolar mapであり、SSSは39、%Ischemicは27.9%であった。

検査後に至急、主治医にこの結果を連絡し、後日、心カテが行われ、RCA#4に75~90%、LCAの#9,10に90-99%の狭窄を認め、PCI施行となったが、#4治療中に心原性ショックとなり、治療中断となった。

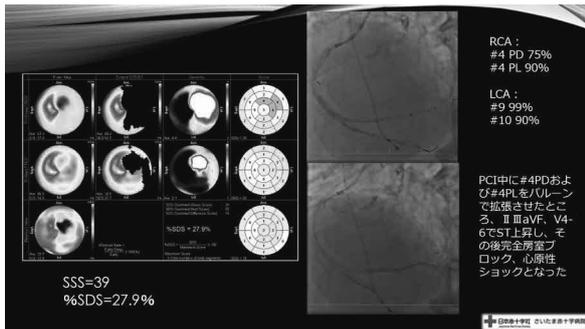


Fig.25 症例 Polar mapとCAG画像

その後、LCAは温存で、TAVIを先日無事に施行された。

4. さいごに

- ・核医学検査では機能・代謝を診ることができ、負荷心筋血流SPECTでは心筋の予備能(viability)を簡便に評価することができる。
- ・近年では感度・分解能が向上した、半導体検出器を用いたカメラが上市され、短時間収集や投与量の少量化が可能になると期待される。
- ・負荷法にも種類があるが、禁忌事項などを熟知し、われわれ診療放射線技師がゲートキーパーとして役割を果たす必要がある。
- ・負荷心筋血流SPECTは虚血を誘発させる検査であるため、常に患者を看視する必要がある。
- ・負荷心筋血流SPECTには多くのエビデンスがあり、心事故の予測や予後予測、治療計画の選択に役立っている。
- ・負荷心筋血流SPECTの収集にはさまざまなピットフォールがあり、特に、アーチファクトを生じないように対策・工夫が必要である。

【参考文献】

- 1) Konno N et al. Can J Physiol Pharmacol. 1991; 69: 1705-1712.
- 2) Carvalho PA et al. J Nucl Med. 1992; 33: 1516-1521.
- 3) Crane P et al. Eur J Nucl Med. 1993; 20: 20-25.
- 4) 核医学ノート第6版より (2019年)
- 5) Sogbein O, et al. BioMed Research International Volume 2014, Article ID 942960, 25 pages
- 6) 臨床核医学2016 Vol. 49 No.4 50-55
- 7) ASNCガイドライン Henzlova MJ et al. J Nucl Cardiol. 2016; 23: 606-639.
- 8) EANMガイドライン http://eanm.org/publications/guidelines/2015_07_EANM_FINAL_myocardial_perfusion_guideline.pdf. Last assessed on April 10, 2018.
- 9) INCAPS Einstein AJ et al. Eur Heart Jour. 2015; 36: 1689-1696.
- 10) 日本循環器学会刊行 慢性冠動脈疾患ガイドライン (2018年度改訂版)
- 11) 山科 章・汲田 伸一郎 監修 心臓画像診断ポケットマニュアル. 2020.3改定第2版 p18-19
- 12) Hachamovitch R et al. Circulation. 1998;97 : 535-543
- 13) Hachamovitch R et al. Circulation. 2003; 107: 2900-2906.
- 14) さいたま赤十字病院：石脇 剛弘ら 第31回日本核医学技術学会総会学術大会「心筋SPECT検査における腹部圧迫抑制法を用いた心臓の位置ずれ防止の検討」より
- 15) 白河厚生総合病院 小室 敦司ら. 核医学技術. 2021;41:431-441.より