

IQ・SPECTによる心臓核医学

IQ・SPECTによる心臓核医学

はじめに	P3
金沢大学医薬保健研究域医学系 核医学准教授・病院臨床教授 中嶋 憲一	
IQ・SPECTの収集と画像再構成のポイント	P4
金沢大学医薬保健研究域保健学系 量子医療技術学講座 助教 澁谷 孝行 金沢大学医薬保健研究域保健学系 量子医療技術学講座 教授 小野口 昌久	
正常データベースの構造とその血流分布の特徴	P6
金沢医科大学 物理学教室 講師 奥田 光一	
IQ・SPECTと左室機能解析	P8
金沢大学附属病院・放射線部 主任診療放射線技師 米山 寛人	
IQ・SPECTを用いた臨床での診断精度	P9
金沢大学医薬保健研究域医学系 核医学准教授・病院臨床教授 中嶋 憲一	
IQ・SPECTシステムでの正常所見	P10
金沢医科大学 物理学教室 講師 奥田 光一	
偽陽性、偽陰性の見分け方のコツ	P11
金沢大学附属病院 核医学診療科 講師 松尾 信郎	
IQ・SPECTでの冠動脈疾患の診断：異常症例	P12
金沢大学附属病院 核医学診療科 講師 松尾 信郎	
参考文献	P13
技術的補足	P15
シーメンスヘルスケア株式会社 MI事業部 清水 威志	
Supplementary Case Review	P17

はじめに

冠動脈疾患において心臓イメージングがめざましい進歩を示しているが、その中でも心臓核医学は心筋血流と虚血診断においては主要な役割を果たしている。心筋SPECT実施検査数は米国では年間約900万件、日本では25万件であり、特に心筋血流、脂肪酸代謝、交感神経機能など様々な放射性医薬品が用いられる日本では特有の進歩が見られる [1]。心筋血流については、運動と安静の心筋血流SPECTが中心になっているが、欧米の大多数が ^{99m}Tc 心筋血流製剤であるのに対して、本邦では ^{201}Tl も約半数の施設で用いられていることは特徴の1つである。一般的には心臓核医学検査では負荷と安静の検査を合わせて、 ^{99m}Tc の場合には1110MBq (30mCi)、 ^{201}Tl では111MBq (3mCi) が使用されることが多い。

このような背景の中で心臓核医学における重要な動向は、短時間収集方法の必要性に加えて被ばく線量の軽減も必要となっ

ている点である [2]。このような期待に応える方法の1つが心臓を中心とした回転軌道で、専用再構成による多焦点コリメータ、SMARTZOOMコリメータを搭載したIQ・SPECT (製造元: Siemens Healthcare GmbH) である。このコリメータは多焦点の仕様が特徴であり心臓部を拡大して撮像しながらもトランケーションを生じずに心筋SPECT像を作成する。すなわち、コリメータ孔の中央部が収束角を、それに隣接する部分が発散角を持ち、さらに辺縁部が平行に近いホールの構造を有する。IQ・SPECTでは、この心筋カウント増加による効果として、1/4から1/8程度の時間でも収集が可能と報告されている [3, 4]。特に、CT装置を用いたIQ・SPECTの減弱補正方法、複数エネルギーウィンドウを用いた散乱線補正、さらに対象からの距離に応じた分解能補正法の利用により、良好な画質を維持している。

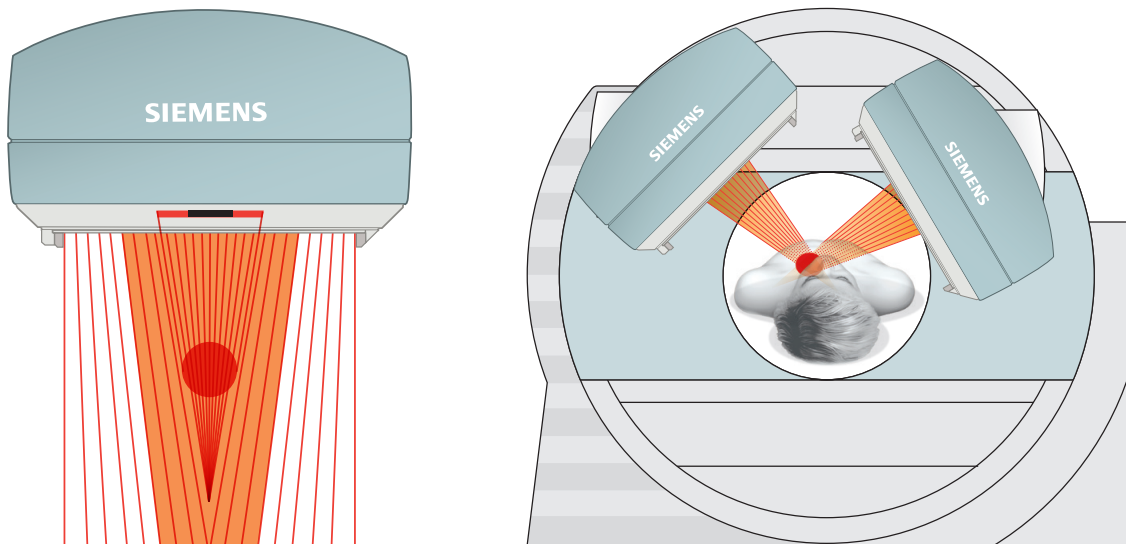


図1 IQ・SPECTシステム概要

心筋SPECTには定量解析が重要な役割を果たしているが、そのためには機種や収集方法に合わせた正常データベースが不可欠である。日本核医学会ではワーキンググループ活動として、専用のデータベースを整備しており、従来のSPECTでは負荷と安静、 ^{99m}Tc と ^{201}Tl 、360度と180度収集、さらにその他の123I-MIBG、BMIPPなどにも適合した標準データベースを準備してきた [5, 6]。検査対象に合致したデータベースの必要性は臨床的にも認識されているが、IQ・SPECTにおいても、日本人に合わせ、 ^{99m}Tc と ^{201}Tl 検査法で利用できるデータベース作成を進めてきた [7,

8]。さらに、仰臥位、伏臥位、CT補正の各条件でのデータ収集が行われるので、このような実情に合わせたデータベースも準備することにした。

本書はIQ・SPECTの技術から臨床まで、特に日本での研究の成果を示しながら、実際的な利用方法に関して解説することを目的にしている。

(中嶋 憲一)

IQ・SPECTの収集と画像再構成のポイント

収集時のポイント

IQ・SPECTは、多焦点型のSMARTZOOM コリメータを用い、心筋全体をsweet spot内にポジショニングし、心臓を中心とした回転半径28cmの円軌道で収集することで、短時間収集が可能となる。従来のLEHR コリメータに比し特殊な撮像法を有するため、その設定には注意を要する。本項では、収集時に留意しなければならない点について紹介する。

1. 心筋ポジショニング

Sweet spotは、SMARTZOOM コリメータの有効視野内で拡大率が1倍以上の領域と定義されており、検出器面から28cmの位置では、約4倍となるように設定されている。しかし、sweet spot内であっても位置で拡大率やそれに伴う計数率の違いが生じるため、ポジショニングは慎重にしなければならない(図2)。また、半値幅(FWHM)もsweet spotの中心部から辺縁にいくにしたがい高値となり、歪みが増強するため、ポジショニング時の心筋位置の違いが画質に影響を及ぼす[9]。Caobelliらは、視野内の心筋位置とその画質について検討し、その結果、sweet spotを中心に心筋部が左側(図3のLEB)に位置ずれると、心筋中部~心基部の下側壁に欠損が生じ、右側(図3のREB)にずれると、中隔に欠損が生じることを報告した[10]。従って、わずかな位置ずれであれば許容することができるが、大幅な位置ずれは避けなければならない。

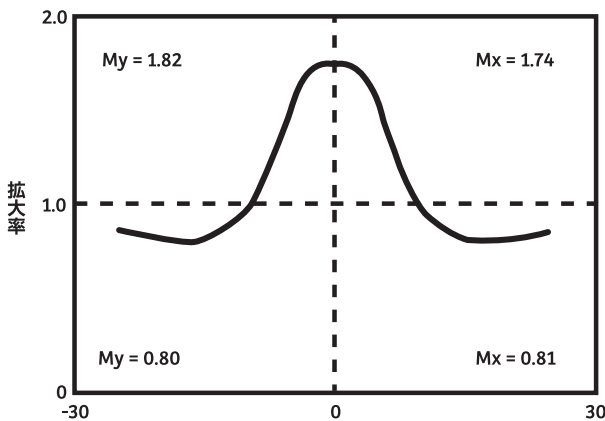


図2 SMARTZOOM コリメータでの検出器から23cmの位置における拡大率

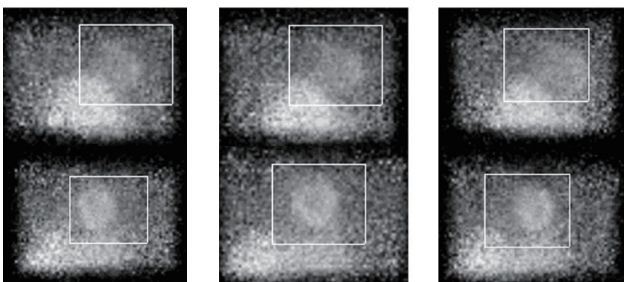


図3 視野内における心筋ポジショニングの違い

2. view数

IQ・SPECTのview数は基本的に17 views/detectorに設定され、約6度stepで収集が行われる。設定はユーザー側で任意に変更することができる。トータル収集時間が同じであれば、17 views/detectorを34 views/detector(3度step)に変更することで欠損描出能の向上は期待できるが、view数を増やすことにより、viewあたりの心筋カウントは減少する。view数を変更する場合は、事前に自施設でよく検証した上で実施することを勧める。

3. 至適収集カウント

SPECT撮像では、得られる心筋カウントの違いが画質に影響を及ぼす。著者らは、17 views/detectorで撮像した34 viewsの投影データからLAO 45度の心筋画像を抽出して得られる側壁部の平均カウントを1つの指標としている。心筋ファントムによる検討では、平均カウントが15 counts/pixel以上であれば、視覚的および定量的に良好な画質が得られることを確認している。一方、9 counts/pixel未満では、心筋部に歪みや偽欠損が生じ、これらの傾向は^{99m}Tcおよび²⁰¹Tl製剤で同様の傾向を示した(図4)。なお、IQ・SPECTの再構成データはPROPCPS(proportional to counts/sec)の画素値を有し、View数や1View当たりの収集時間に依存しない値となるため、画質評価の際に注意が必要である。

画像再構成時のポイント

IQ・SPECTでは、画像再構成法として、ordered subset conjugate gradient minimization (OSCGM)法が採用されている。OSCGM法は、従来の分解能補正を組み込んだ三次元逐次近似法(3D-OSEM法)に比べて収束が速く、画像再構成の過程にコリメータ孔の形状、歪みやガントリのたわみ等、多くの補正を組み込むことができ比較的短時間に再構成することができる。次に、IQ・SPECTの画像再構成時の注意点について紹介する。

1. 画像再構成パラメータ設定

OSCGM法の画像再構成時の設定に必要な入力パラメータは、3D-OSEMと同様、subset数とiteration数がある。さらに、後処理フィルタとしてGaussianフィルタが用いられ、設定入力パラメータであるFWHM値を変更することで画質に違いが生じる。3D-OSEM法では、一般的にsubset数とiteration数の積が同じであればほぼ同等の画質になるが、OSCGM法はsubset数の違いによって、画質に違いが見られる。図5にsubset数1と3でsubset×iteration数が両者ともに30の画像を示す。核種の違いによらずsubset数3に比しsubset数1で心筋部の辺縁が明瞭となり、心室腔が大きく、心筋壁が薄く描出されている。心電図同期収集におけるOSCGM法の左室容積は、3D-OSEM法よりも過小評価し、左室駆出率(LVEF)は過大評価する[3]。さらに、

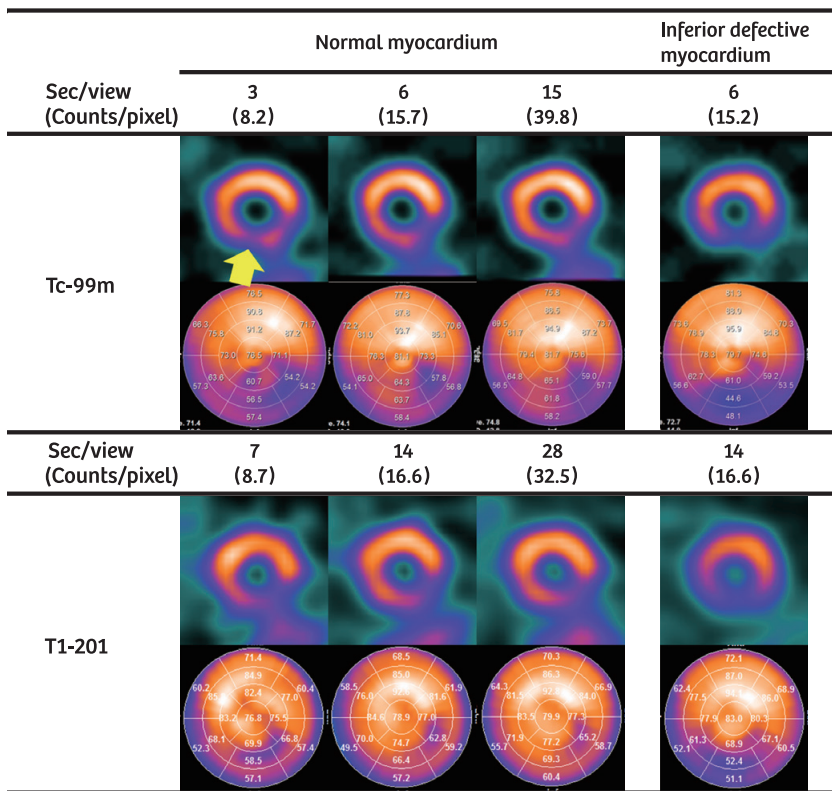


図4 収集時間ごとの補正なし(NC)の心筋短軸画像とpolar map

subset数1に比しsubset数3でより心室容積の過小評価が顕著になるため、subset数3で心電図同期解析をする場合は注意が必要である。

心筋内放射能分布は、^{99m}Tcおよび²⁰¹Tlともにsubset数間で大きな違いは認められないが、subset数1では心筋と心室腔とのコントラストが高く、欠損部の%uptakeも5~10%低値を示す。一方、変動係数はsubset数1で高値となり、心筋全体が不均一になる特徴を持ち、さらに、subset数1はsubset数3に比して画像の歪みが強調される[11]。Subset数ごとに正常および欠損心筋部の描出能に特徴があるため、自施設でよく検証して決定する必要がある。至適subset×iteration数に関しては、従来の3D-OSEM法では90-120と報告されているが[12]、OSCGM法は、収束は速く、^{99m}Tcおよび²⁰¹Tlともに30程度で安定した画像を提供することができる[13, 14]。過度の逐次近似計算は、処理装置への負荷および処理時間の延長につながる。

2. 補正なしと減弱および散乱線補正画像の特徴

IQ・SPECTは、SPECT単独装置およびSPECT・CT装置のどちらでも利用可能である*。SPECT単独装置では減

*現在はSPECT・CT装置のみに販売されている。

弱補正が困難であるため、補正なし(NC)の画像を提供している施設がほとんどであるが、SPECT・CT装置の場合、X線CTによる減弱補正が可能のため、減弱および散乱線補正(ACSC)を行った画像も提供することができる。IQ・SPECTのNC画像では、正常心筋で下側壁部に減弱アーチファクトが生じ、^{99m}Tcに比し²⁰¹Tlの方が放出する光子エネルギーが低いことから、より顕著にアーチファクトの影響を受ける。しかし、両核種ともACSCにより下側壁の減弱アーチファクトが軽減できる(図5の白矢印)。SPECT単独装置ではX線CTによる減弱補正ができないため、伏臥位撮像による下壁減弱の低減など工夫が行われている[8]。また、²⁰¹Tlでは70keVのsingle-peakのみを用いた収集が一般的に行われているが、X線CTによる減弱補正が困難な場合は、167keVの光子エネルギーを追加したdual-peakで撮像することで、下側壁の減弱アーチファクトが改善される(図5の黄色矢印)。Dual-peakによる撮像の場合、ガンマ線エネルギーによって散

乱減弱が変化する為、個別に補正した再構成画像の加算画像を作成する必要がある。

(澁谷 孝行、小野口 昌久)

Radionuclide	Photopeak Energy window (keV)	Correction	Normal myocardium		Inferior defective myocardium	
			Subset 1 Iteration 30	Subset 3 Iteration 10	Subset 1 Iteration 30	Subset 3 Iteration 10
Tc-99m	140 ± 10 %	NC				
		ACSC				
Tl-201	70 ± 10 % (Single-peak)	NC				
		ACSC				
	70 ± 10 % 167 ± 7.5 % (Dual-peak)	NC				
		ACSC				

図5 画像再構成/パラメータと各種補正間の心筋短軸像

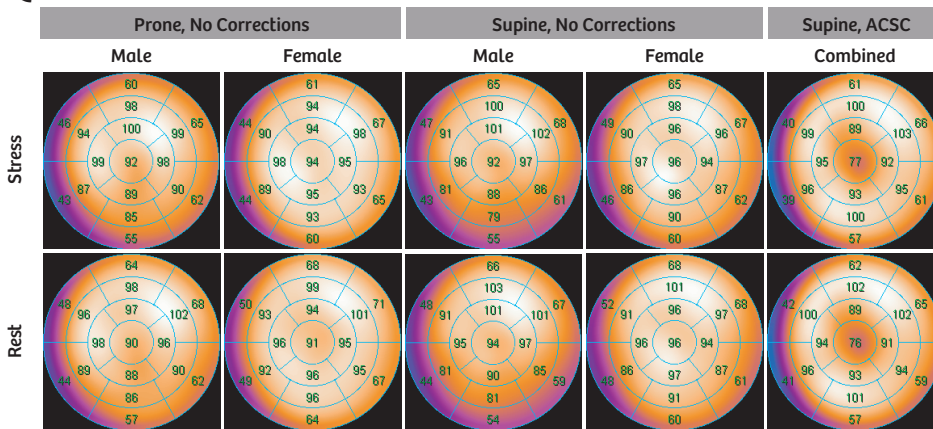
正常データベースの構造とその血流分布の特徴

心筋血流SPECT画像は読影および定量評価から得られる血流低下スコアなどを考慮し総合的に診断される。この血流低下スコアを求めるためには、基準となる正常心筋血流データベースと比較する方法が一般的であり、さらに画像収集条件および心筋血流製剤に一致した正常データベースを準備する必要がある。IQ・SPECT用の正常データベースは、日本核医学会のワーキンググループ活動にて既に作成し [7, 8]、一般に公開されているため、自由に使用することが可能である。

図6は^{99m}Tc-MIBI/Tetrofosminおよび²⁰¹Tl製剤を対象にした心筋血流正常データベースである。4つの施設からIQ・SPECTにて撮像された正常症例を集め、男女別に、仰臥位で撮像した未補正および減弱補正を行ったデータベース、そして伏臥位で撮像した未補正のデータベースの計3種類を構築した(表1)。IQ・SPECTの標準的な撮像体位は仰臥位であるが、本システムに特徴的な心筋血流分布でのアーチファクトを低減させるため、伏臥位での画像撮像と仰臥位での減弱補正が行われている[8]。そのため、ワーキンググループ活動では仰臥位に加え伏臥位の正常データベースを作成した。

正常データベースでの心筋血流分布の特徴として、仰臥位での未補正のデータベースでは下壁の心筋カウントが低値となる。下壁が低値を示すことは、IQ・SPECTに限ったことではなく、従来のSPECTにおいても同様の傾向を示す。また、女性に比べ、男性で下壁の心筋カウントの低下が顕著である。データベースを構成する個々の症例に注目すると、心尖での高集積(hot apex)が観察できることもあるが(次項目にて本現象を詳細に説明する)、正常データベースではこのhot apexは観察できない。次に伏臥位のデータベースでは、下壁の低カウント領域の心筋カウントが回復していることを確認できる。さらに男女を比較すると、仰臥位と同様に男性において相対的に下壁のカウントが低下している。一方で仰臥位にて減弱補正を行うことで、下壁カウントの性差を減少させることができる。これにより男女の正常症例を合わせ、両性に共用可能な正常データベースを作成した。減弱補正により心尖のカウント低下が顕著に認められるが、これはapical thinning [16]と呼ばれる現象である。^{99m}Tc製剤と²⁰¹Tl製剤を比較すると、apical thinningは²⁰¹Tl製剤で顕著である。このようにしてIQ・SPECTシステムから得られる心筋血流は撮像

IQ・SPECT ²⁰¹Tl Normal Database



IQ・SPECT ^{99m}Tc Normal Database

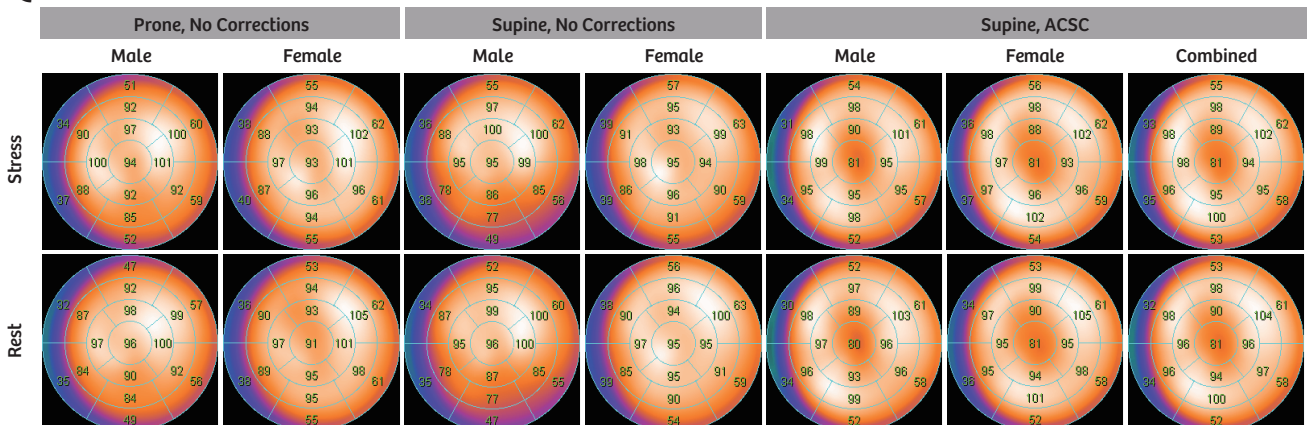


図6 ^{99m}Tc-MIBI/Tetrofosminおよび²⁰¹Tl製剤による心筋血流正常データベース

表1 正常データベースを構成している症例数

	^{99m} Tc-MIBI/-Tetrofosmin		²⁰¹ Tl	
	Female	Male	Female	Male
Supine - NC	34	41	39	68
Prone - NC	17	20	28	24
Supine - AC	27	34	39	68

NC, no correction; AC, attenuation correction

体位によって特徴的な分布を示すため、定量解析においては専用の正常データベースを用いることが推奨される。一般的には正常データベースを使用し、負荷時の血流低下スコア [summed stress score (SSS)], 安静時の血流低下スコア, そして負荷から安静のスコアを差分したもの [summed difference score (SDS)] が広く用いられている。図7は²⁰¹Tl製剤にて血流検査を行った36症例(男性35症例, 70±10歳)を対象にした、正常データベースによる冠動脈疾患の診断能を評価した結果である [17]。IQ・SPECTの感度, 特異度, 精度は89%, 87%, 87%を示し, 従来のSPECTによる結果(81%, 79%, 79%)と比較し, 高値を示した。しかしながら, 受信者動作特性(ROC)解析によるROC曲線下の面積は両者に有意差が認められなかった [IQ・SPECTは0.86 (95%信頼区間: 0.68-0.94)], 従来のSPECTは0.77 [95%信頼区間: (0.57-0.90)]。一方で, ²⁰¹Tl製剤にて血流検査を行った連続50症例(男性35例, 72±11歳)を対象にした荻野らの報告では, 循環器医の半定量的なスコアリング方法を用いて虚血の検出能を検討した [18]。SDSによるIQ・SPECTの感度, 特異度, 精度は85%, 83%, 84%であった。一般的に視覚的評価と正常データベースを用いたスコアリング方法は同様の診断能を有しているが, データベースを用いることでより簡便に結果を算出することができる。

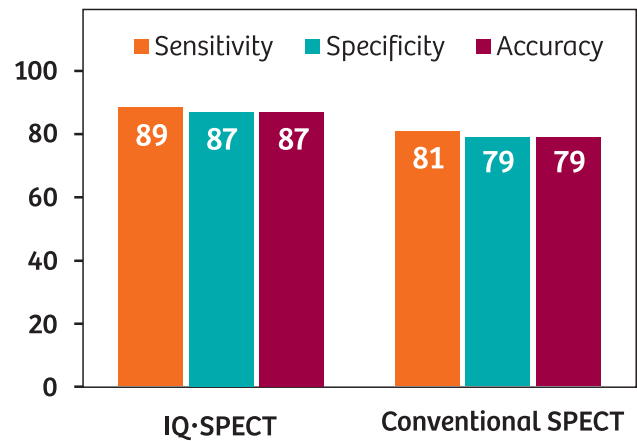


図7 正常データベースを用いた冠動脈疾患の診断能: IQ・SPECTと従来のSPECTとの比較

QPS (Quantitative Perfusion SPECT) ソフトウェアを使用、IQ・SPECTおよび従来のSPECT診断能をsummed stress score (SSS)により評価した。

(奥田 光一)

IQ・SPECTと左室機能解析

金沢大学附属病院で^{99m}Tc製剤を用いた負荷心筋血流シンチグラフィの撮像を行った患者98名(男性77名、女性21名)に対して従来のSPECTに加えてIQ・SPECTの撮像を行い、拡張末期容積(end-diastolic volume, EDV)、収縮末期容積(end-systolic volume, ESV)、左室駆出分画(left ventricular ejection fraction, LVEF)に関して心臓超音波検査の結果と比較を行った[11]。解析ソフトウェアはquantitative gated SPECT(QGS, Cedars Sinai Medical Center, USA)およびcardioREPO(FUJIFILM RI Pharma, Japan/EXINI Diagnostics, Sweden)を使用した。従来のSPECTとIQ・SPECTで測定したEDV、ESV、LVEFの相関係数は、解析ソフトウェアにQGSを使用した場合はそれぞれ $r=0.98$ 、 0.97 、 0.86 で、解析ソフトウェアにcardioREPOを使用した場合はそれぞれ $r=0.98$ 、 0.98 、 0.80 でいずれも優れた相関が認められた。また、心臓超音波検査とIQ・SPECTで測定したEDV、ESV、LVEFの相関係数はQGSを使用した場合はそれぞれ $r=0.77$ 、 0.82 、 0.64 で、cardioREPOを使用した場合はそれぞれ $r=0.75$ 、 0.77 、 0.65

で良い相関が認められた。QGSを使用した場合、IQ・SPECTのLVEFは従来のSPECTのLVEFよりもやや高い値となったが、cardioREPOを使用した場合、QGSを使用した場合と比べてLVEFの違いが少なくなった。特に、QGSによる解析では小心臓(ESVが20mL以下)の患者において従来のSPECTでもESVの過小評価とLVEFの過大評価が生じる[19, 20]。小心臓の場合、LVEFを過大評価する傾向は従来のSPECTとIQ・SPECTで同様の傾向があるが、IQ・SPECTの方がその傾向が強いので注意が必要である(表2)[11]。

IQ・SPECTを使用する際の注意点

- 1) 解析ソフトウェアにQGSを用いる際、小心臓の患者はLVEFが心臓超音波検査の結果よりも高く算出され、その傾向は従来のSPECTよりも強い。
- 2) 解析ソフトウェアにcardioREPOを使用するとLVEFは小心臓による影響が少なくなるために従来のSPECTに近い値となる。しかし、心臓超音波検査の結果よりもやや高い値となる。

表2 EDV、ESVおよびLVEFの従来のSPECT、IQ・SPECT、心臓超音波検査の比較

	従来法	IQ・SPECT	心エコー	従来法 vs. IQ・SPECT	従来法 vs. 心エコー	IQ・SPECT vs. 心エコー
QGS						
EDV (mL)	77.0 ± 39.1	74.2 ± 36.8	110.6 ± 38.3	$r = 0.98$	$r = 0.77$	$r = 0.77$
ESV (mL)	30.0 ± 29.2	27.4 ± 27.3	40.6 ± 26.7	$r = 0.97$	$r = 0.81$	$r = 0.82$
LVED(%)	65.4 ± 13.8	68.4 ± 15.2	64.8 ± 11.6	$r = 0.86$	$r = 0.63$	$r = 0.64$
cardioREPO						
EDV (mL)	87.9 ± 35.6	82.8 ± 34.0	110.6 ± 38.3	$r = 0.98$	$r = 0.77$	$r = 0.75$
ESV (mL)	28.1 ± 22.6	27.0 ± 22.4	40.6 ± 26.7	$r = 0.98$	$r = 0.78$	$r = 0.77$
LVED(%)	69.5 ± 10.6	69.5 ± 11.0	64.8 ± 11.6	$r = 0.80$	$r = 0.60$	$r = 0.65$
QGS						
All LVEF (%)	65.4 ± 13.8	68.4 ± 15.2	64.8 ± 11.6	$P = 0.0002$	NS	$P = 0.019$
small-heart LVEF (%)	75.0 ± 9.6	79.5 ± 8.3	70.1 ± 6.8	$P = 0.0005$	NS	$P < 0.0001$
cardioREPO						
All LVEF(%)	69.5 ± 10.6	69.5 ± 11.0	64.8 ± 11.6	NS	$P < 0.0001$	$P < 0.0001$
small-heart LVEF (%)	72.3 ± 9.0	74.3 ± 8.3	70.1 ± 6.8	$P = 0.0005$	NS	$P = 0.0068$

(米山 寛人)

IQ・SPECTを用いた臨床での診断精度

IQ・SPECTを用いた冠動脈疾患の診断精度については、欧米での報告はほとんどが^{99m}Tc製剤のMIBIあるいはtetrofosminを用いたものであるが、この項では日本における検討の結果を紹介する。前述のとおり、SMARTZOOMコリメータにより短時間収集が可能であり、1スキャンあたり6-10分でSPECT収集が完了することは、SPECT検査の実施にあたって大きな利点となる。しかしながら、冠動脈疾患での診断率を検討する際には、IQ・SPECTで認められることがあるアーチファクトに対する理解も必要となる。臨床的に経験される代表的なアーチファクトは、心尖部の集積高値と下側壁での集積低下であり、この所見は上述のようにファントムにおいても同様である。

東京女子医大での検討によれば、^{99m}Tc心筋血流製剤の4症例、²⁰¹Tlの6症例で減弱および散乱補正なしの条件で検討を行ったところ、心尖部の高カウントの頻度はIQ・SPECT仰臥位(supine)で35%、IQ・SPECT伏臥位(prone)で10%であり、仰臥位で心尖のhot spotが高率に認められた[8]。すなわち、減弱散乱補正をしない場合でも、伏臥位での収集を用いることにより均一な集積パターンを得ることができると分かる。この伏臥位での改善の理由としては、伏臥位により心臓は下前方に下がって胸壁に近づき、肝臓や横隔膜から離れることが考えられる。

また、同グループは虚血性心疾患を疑われた連続116症例での検討を行っているが、26例で22%に虚血が認められた。SPECT・CTの読影結果を正解とすると、減弱散乱補正をしないIQ・SPECT伏臥位では偽陽性と偽陰性を合わせた偽所見率が全冠動脈領域で1.7%であったのに対して、IQ・SPECT仰臥位では左冠動脈前下行枝(LAD)と右冠動脈(RCA)で2.6%、左冠動脈回旋枝(LCX)で0%であった。すなわち、IQ・SPECT proneの方が、IQ・SPECT supineよりも偽所見率がやや低いものの、いずれの場合でも、SPECT・CTとIQ・SPECTの一致性は良好とみなすことができる。さらに、冠動脈疾患において75%以上の狭窄を標準として、IQ・SPECT proneの診断率を検討したところ、感度、特異度、診断精度はそれぞれ70%、90%、80%であった。

IQ・SPECTでCT減弱補正と、伏臥位撮像を比較した報告もあるが、減弱補正を行うと心尖部の低下が出やすいが、伏臥位ではその低下の頻度が低く、前壁、中隔、下壁、側壁を含めてCT補正データと同様の判定ができるとしている[21]。

一般的にCTによる減弱補正を用いた場合(IQ・SPECTでは散乱補正と分解能補正を併用)、下壁のカウント減弱が増加する一方で、心尖のカウント低下が生じる。これはIQ・SPECTに特有ということではなく、X線CTを用いた減弱補正の特徴なので、読影のトレーニングにより誤診を防ぐことができる。さらに、このようなCT減弱補正の画像を用いる場合に診断率を改善する1つの方法は、視覚的評価に加えて%カウントやスコアによる定量評価を併用することである。心臓核医学会ワーキンググループ(JSNM-WG)を中心に、IQ・SPECTのユーザーで作製された標準データベースを用いると、IQ・SPECT特有のカウント分布と偏差が心筋

全体で登録されているので、異常の判定に有効である[7, 8]。すなわち、心尖にある低下を従来のSPECTデータベースで評価すれば異常スコアになる場合であっても、IQ・SPECT専用のデータベースを用いれば、正常と判定される可能性がある。

このような適切なデータベースを利用する方法の妥当性は、²⁰¹Tlによりアデノシン負荷を実施した臨床検討でも明らかになっている[17]。冠動脈疾患を疑われる36症例で検討したところ、負荷時欠損スコア(summed stress score)は従来のSPECTでは6.6±8.2、IQ・SPECTでは減弱散乱補正なしで6.6±9.4、減弱散乱補正ありで6.5±9.7であり、それぞれに適正な標準データベースを用いたときのスコア値は同様であった。受信者動作特性(ROC)解析の曲線下面積(AUC)はそれぞれ、0.77、0.88、0.86であり、有意差は認められなかった。

冠動脈造影を実施した50人の連続症例で検討した報告では[18]、負荷と安静の差分スコアすなわち虚血に相当するsummed difference score(SDS)≥2点を異常の判定基準とした場合、ROC AUCは0.86であり、感度、特異度、診断精度はそれぞれ85%、83%、84%であり、診断率は良好と考えられる。

これらの報告はいずれも、冠動脈疾患におけるIQ・SPECTの診断的有用性を示すものであるが、一方では仰臥位、伏臥位、CT減弱補正を実施した場合のカウント分布を理解して判定することの重要性も示している。

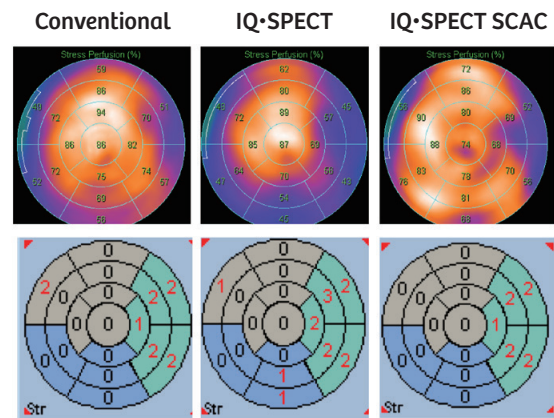


図8 70歳代男性。左冠動脈前下行枝と回旋枝のバイパス手術後である。血流マップは、従来の平行コリメータ(左)、IQ・SPECTの仰臥位(中)および散乱減弱補正(SCAC)(右)で負荷時の血流を示す。欠損スコアはそれぞれの条件に適した標準データベースを用いて算出した。側壁の回旋枝領域の低下が明瞭であるが、一方下壁は減弱補正により下壁の集積が増加しているため異常がないことが分かる。

(中嶋 憲一)

IQ・SPECTシステムでの正常所見

IQ・SPECTシステムは短時間で心筋SPECT画像を収集することが可能であるが、その特徴的な収集方法により、従来のSPECT画像より得られる血流分布と異なる点があるため注意が必要である。本項目では、IQ・SPECTシステムでの正常所見を紹介する。まず、減弱補正を行わないIQ・SPECTによる血流イメージングの特徴として心尖の高集積 (hot apex) が挙げられる [8]。図9は心筋血流が正常所見の男性症例であるが、hot apex が顕著に確認できる症例である。全ての症例に対してこの現象が現れるわけではないが、仰臥位にてイメージングを行っている施設ではこのアーチファクトに注意して読影する必要がある。この心尖の高集積を低減させる方法として、伏臥位イメージングや仰臥位イメージングにX線CTによる減弱補正の追加がある。Hot apexの原因は、IQ・SPECTが平行孔コリメータではなく、多焦点型のSMARTZOOMコリメータを採用していることにある。多焦点型コリメータは体表面に近い心尖ではカウントが増加し、一方で深部の下壁においてはガンマ線が減弱される割合が増加する。減弱補正にて本現象の低減が見られるのはこのためである。さらに、ファントム実験や臨床症例において下側壁の心筋カウントが低下する現象があるため、この点も含めIQ・SPECTを用いることによる特徴的なアーチファクトを把握する必要がある。

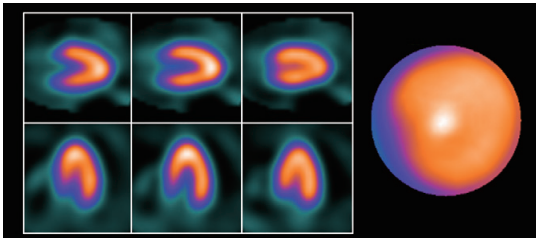


図9 IQ・SPECTで出現する心尖の高集積
64歳男性で仰臥位で撮像したが心尖は"hot apex"に見える。

図10はIQ・SPECTシステムより得られた正常症例の心筋血流分布であり、図11はその極座標表示を示している。本症例では仰臥位イメージングでhot apexは見られないが、横隔膜によるガンマ線の吸収に起因する下壁の血流カウント低下が見られる。低下の程度は従来のSPECTと同様の傾向で、女性と比べ男性の方が高い。極座標表示にて下壁カウントで性差が顕著に認められる(下壁中央部の心筋カウント:男性65%、女性86%)。このような下壁カウントの低下を補正する方法として減弱補正があり、減弱補正によりhot apexの影響を除外できるだけでなく、下側壁および下壁のカウント低下を補正することが可能となる。しかしながら、減弱補正を行うことで心尖の血流カウントが低下するいわゆるapical thinning現象が発生することに注意する必要がある(心尖は心筋が薄く、さらに動きが大きいので、減弱補正を行うことで心尖の血流分布が低下する) [16]。一方で、X線CTシステムがない場合は、伏臥位イメージングを行うことで減弱の影響を低減させることが可能である。その理由として、伏臥位になることで心臓が前方に移動し、心と肝および横隔膜との距離が生じ、それにより横隔膜による減弱が減少することが考えられ [22]、

IQ・SPECTにおいても同様の効果が認められる。

IQ・SPECTシステムによる心筋血流イメージングにおいては、減弱補正を行わない仰臥位イメージングでは特有のアーチファクトが懸念されるため、SPECT・CT装置では減弱補正の適用を、SPECT装置では伏臥位イメージングを採用することが推奨される。

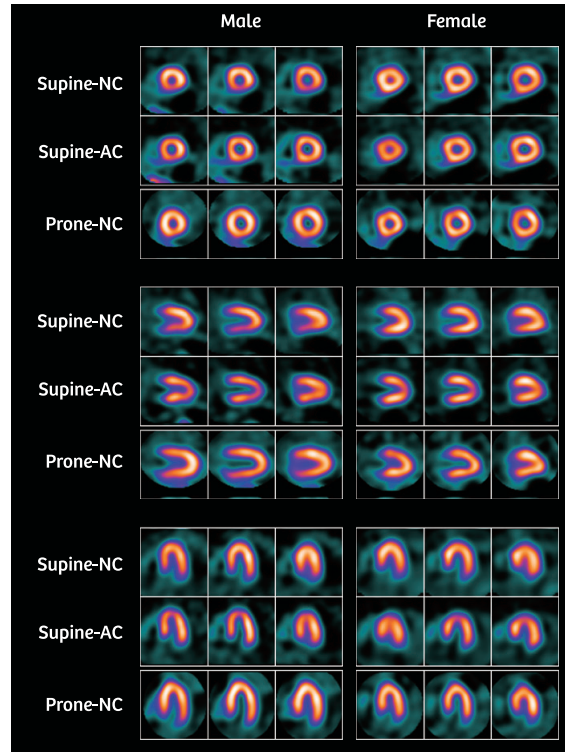


図10 ^{99m}Tc 血流製剤を用いた安静時の正常血流分布
仰臥位イメージング、仰臥位に減弱補正を行ったイメージング、伏臥位イメージングの血流分布を示す。仰臥位症例の男性は72歳、女性は67歳、伏臥位症例の男性は57歳、女性は60歳である。NC, 補正なし; AC, 減弱補正。

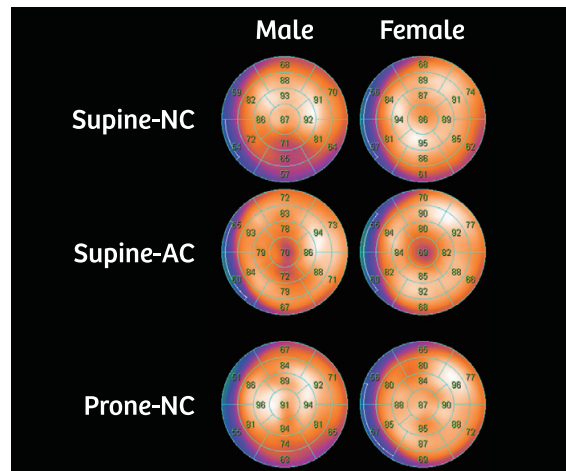


図11 図10の極座標表示
Quantitative Perfusion SPECTによる解析結果。NC, 補正なし; AC, 減弱補正。

(奥田 光一)

偽陽性、偽陰性の見分け方のこつ

IQ・SPECTで得られた正常な心筋血流を正しく解釈するための重要なポイントは、左心室心尖部および下側壁の所見を理解することである。コンピュータ断層撮影(CT) 減弱補正画像では、正常な心筋灌流の場合でも、左心室心尖部の血流低下を生じる[23]。したがって、この点を考慮して患者を診断する際に注意深く画像を読み取る必要がある。図12に、従来のSPECT画像と同様に、IQ・SPECTの心筋灌流の特徴を示す。

左心室心尖部における集積の低下については、心尖部の壁厚が薄いことが一因と考えられる。MRIの所見でも左心室心尖部壁厚は比較的小さいので、減弱散乱線補正画像の血流の見かけ上の低下は、この現象を正確に反映していると考えられる。

低エネルギー高分解能(LEHR) コリメータを用いた従来の²⁰¹Tl心筋血流SPECTにおいては、下壁の減弱アーチファクトはしばしば問題となる[18, 21, 24, 25]。日常臨床において、従来のLEHR コリメータで減弱補正を行わない場合は、²⁰¹Tlの下壁の取り込み低下がしばしば観察されることが知られている。従来のSPECTにおける下壁の取り込み低下は、特に²⁰¹Tl心筋血流検査において見かけるが、^{99m}Tc血流製剤の検査ではあまり顕著ではない。下壁の取り込み低下は、軟部組織による減弱が主な原因の1つと考えられている。

CT減弱補正を用いないIQ・SPECT画像は、従来のLEHRのSPECT画像と同様であった。したがって、患者の組織におけるガンマ線の減弱および散乱も同様に考慮する必要がある。減弱アーチファクトの位置は、左心室近くの軟部組織の位置に依存する。SPECTの直後に患者のCTスキャンを行うことによって、肝臓および乳房を含む軟部組織の情報を得ることができ、通常、これらの情報は心筋灌流の補正のために使用することができる。CT減弱補正を行うIQ・SPECTは、下壁のこの減弱効果を改善する。IQ・SPECT / CTを用いて適切な減弱補正が適用された場合、前壁と比較して下壁アーチファクトは統計的にも改善する[23]。こ

のように、従来型LEHRでは下壁が低下していることが分かるが、減弱散乱線補正後のIQ・SPECT画像では下壁が前壁と同等の値を示し、正しく減弱補正が施されていると考えられる。補正後の画像では、正常血流の場合であっても心尖部の低下が顕著に見られるため、この点を注意して読影する必要がある。正常例データベースを適切に活用し、その分布を判断の基準とすることが望ましい。

CT補正後、図12に示すように下壁も集積低下が改善されるが、心尖寄り前壁および心尖部のカウントは低下する傾向があった。CT減弱補正を施したIQ・SPECTは、減弱と散乱の影響を受けやすい²⁰¹Tl心筋血流SPECTでも下壁の偽陽性を改善する。²⁰¹Tlの画質は^{99m}Tcのそれには劣るが、減弱アーチファクトを伴う下壁の心筋血流評価においてCTで補正を行うことで有用な画像を提供できると考えられる。減弱散乱補正後のIQ・SPECTでは、高い診断能を得ることが可能である。また短時間撮像は実臨床上有用であり、体動アーチファクトを減らすこともできる。

(松尾 信郎)

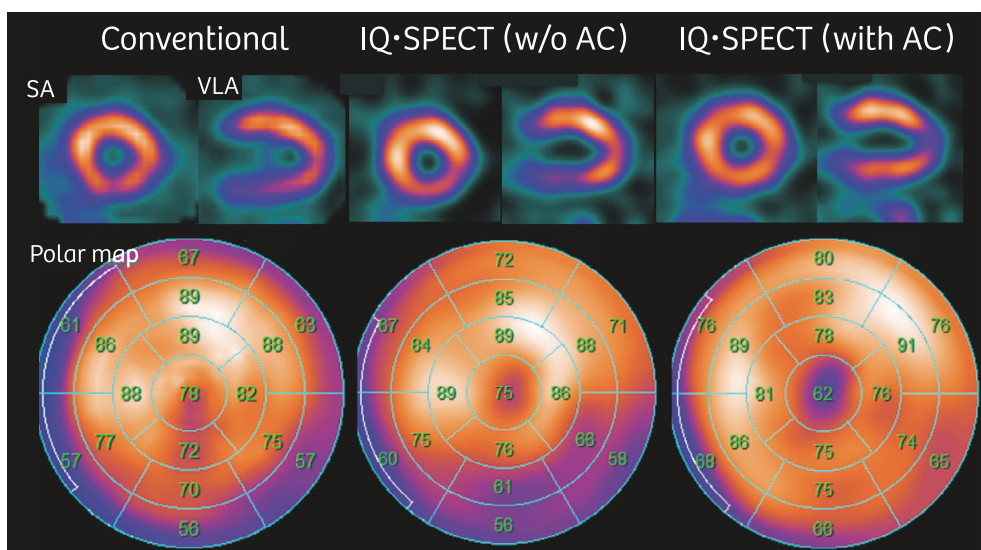


図12 従来のSPECT画像とIQ・SPECT画像の心筋灌流の特徴

IQ・SPECTでの冠動脈疾患の診断:異常症例

冠動脈疾患の診断においては虚血や梗塞の程度を定量化することが重要である。虚血量が大きい症例ほど検査後の心イベント確率が高く、特に虚血量が10%以上の症例では冠動脈形成術が患者の予後を改善する [26, 27]。IQ・SPECTで撮影された画像での異常は、従来型SPECTと同様に、血流異常の部位と程度を注意深く観察し診断する必要がある。

図13に労作時息切れがあり虚血性心疾患疑いの74歳女性で行われた^{99m}Tc-Tetrofosminの薬剤負荷SPECTを示す。IQ・SPECTで撮影された画像では、心基部から心尖寄り下側壁の中等度の血流低下を認め、安静時に不完全fill-inを認める。QGSによる壁運動解析で下側壁領域の高度壁運動低下を認めた。冠動脈造影検査では左回旋枝 (#14) の有意狭窄を認めた。不完全fill-inとは負荷時より安静時の集積低下の程度が軽いが、集積低下が残存している状態であり、虚血と梗塞の混在を示す。図13のポーラマップ表示画像では、安静時像の下壁のセグメントの%uptakeが50%以上と計算されている。下側壁領域には虚血と梗塞が混在し、梗塞心筋を認めるが生存心筋が残存し、心筋バイアビリティが保たれると診断できる。冬眠心筋 (myocardial hibernation) とは、冠動脈血流の減少に起因する持続的な左室壁運動障害を生じている心筋が冠動脈バイパス手術やPCIによる冠血行再建術によって回復する現象をいう。負荷心筋血流シンチグラフィで高度の虚血が証明される場合や心筋バイアビリティが残存する場合には、血行再建術後の機能的回復が期待できる。

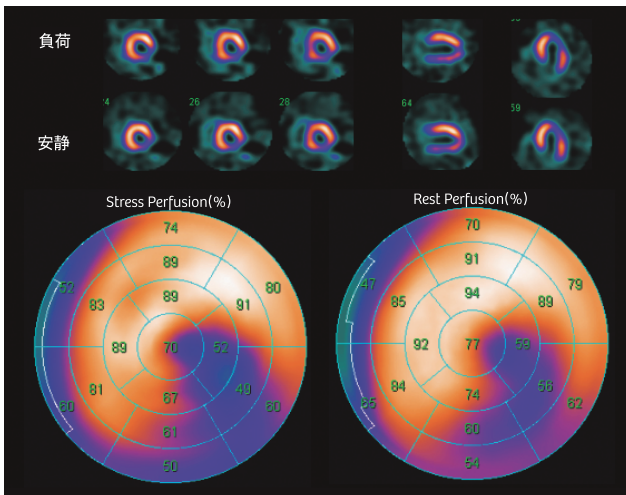


図13 虚血性心疾患疑いの患者における負荷・安静時の画像と極座標表示

負荷心筋血流シンチグラフィでの心筋血流低下の程度は、薬物治療か血行再建術かを選択する際に注目すべき因子となる。軽度の血流低下あるいはほぼ正常とされる患者では、薬物治療を施行した場合の心事故発生と血行再建術を施行した場合のそれとは変わりがないという報告がある [28]。血流欠損の可逆性領域が中等度以上の場合には血行再建を考慮すべきであろう。

66歳男性で労作時の息切れがあつて受診し冠動脈疾患が疑われた症例を示す。^{99m}Tc-Tetrofosminにより薬剤負荷心筋血流シンチグラフィがIQ・SPECTで実施された (図14)。図14の上段

の負荷時像では心尖部、心基部から心尖寄り下側壁、側壁領域に軽度血流低下を認め、下段の安静時にfill-inを認める。また、負荷時像において心尖寄り前側壁に軽度血流低下を認め、安静時像でfill-inを認める。これらは負荷誘発性心筋虚血所見と考えられる。冠動脈造影検査では右冠動脈#1の99%, 左前下行枝#8の90%, #9の90%, 高位側壁枝90%, 左回旋枝#12の90%狭窄、#14の90%の狭窄病変を認め、心臓核医学検査の結果と併せて、冠動脈バイパス術が前下行枝、左回旋枝、鈍角枝に行われた。

心筋血流SPECTは相対的な血流低下を描出するために、冠動脈疾患において3枝に病変がある場合には、左心室心筋がびまん性に虚血になり虚血の程度を過小評価しやすい。このことはIQ・SPECTであっても、従来型のコリメータを使用したSPECTであっても注意する必要がある。

SPECTの読影においては、欠損の有無を観察すると同時に、負荷後に左心室内腔の拡大がないかどうかを確認することも重要である。一過性内腔拡大 (transient ischemic dilatation: TID) は、安静時に比較して、負荷後の左室内腔が拡大した状態である。本症例では負荷時の拡張末期容量 (EDV) が、安静時に比べて増大していた。SPECT読影の際においては、負荷後に心機能が悪化するかどうかという点は必ず注意してほしい。虚血性心疾患の診断で注目すべき心機能には、負荷後左室駆出率、左室拡張能や左室容量の低下がある。最近では位相解析によって左室収縮協調不全の悪化が多枝病変と関連があるという報告もある。Symbia T6など最近のSPECTにはCT装置が複合した機器が使用されるようになっており、CTで冠動脈の石灰化があるかどうか診断に際しては注目すべきである [29, 30]。

SPECT画像の最大カウントは通常前側壁にあるが、本症例のように心尖寄り中隔に最大カウントがある場合は、心筋血流SPECTの読影の際には特に注意して読むことが必要となる。多枝病変ではSPECTには相対画像としての限界が存在することはIQ・SPECTも従来のSPECTと同様である。

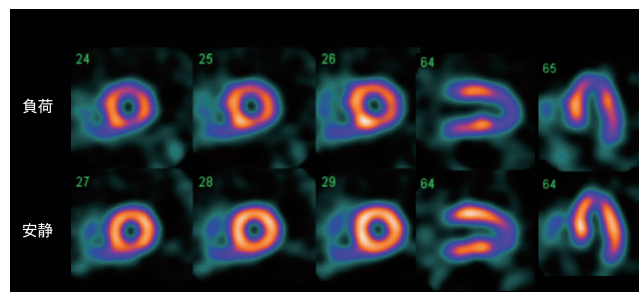


図14 冠動脈疾患疑いの患者における誘発虚血の検出

(松尾 信郎)

参考文献

1. Matsumoto N, Hirayama A. Current Japanese ministry of health, labor, and welfare approval of cardiac single photon emission computed tomography. *Ann Nucl Cardiol*. 2015;1:108-9.
2. Cerqueira MD, Allman KC, Ficaro EP, Hansen CL, Nichols KJ, Thompson RC, et al. Recommendations for reducing radiation exposure in myocardial perfusion imaging. *J Nucl Cardiol*. 2010;17:709-18.
3. Rajaram R, Bhattacharya M, Ding X, Malmin R, Rempel TD, Vija AH, et al. Tomographic performance characteristics of the IQ-SPECT system. Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2011 IEEE; 2011 p. 2451-6 (doi: 10.1109/NSSMIC.2011.6152666).
4. Caobelli F, Thackeray JT, Soffientini A, Bengel FM, Pizzocaro C, Guerra UP. Feasibility of one-eighth time gated myocardial perfusion SPECT functional imaging using IQ-SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015;42:1920-8.
5. Nakajima K. Normal values for nuclear cardiology: Japanese databases for myocardial perfusion, fatty acid and sympathetic imaging and left ventricular function. *Ann Nucl Med*. 2010;24:125-35.
6. Nakajima K, Matsumoto N, Kasai T, Matsuo S, Kiso K, Okuda K. Normal values and standardization of parameters in nuclear cardiology: Japanese Society of Nuclear Medicine working group database. *Ann Nucl Med*. 2016;30:188-99.
7. Okuda K, Nakajima K, Matsuo S, Kondo C, Sarai M, Horiguchi Y, et al. Creation and characterization of normal myocardial perfusion imaging databases using the IQ-SPECT system. *J Nucl Cardiol*. 2017. doi: 10.1007/s12350-016-0770-2.
8. Nakajima K, Okuda K, Momose M, Matsuo S, Kondo C, Sarai M, et al. IQ-SPECT technology and its clinical applications using multicenter normal databases. *Ann Nucl Med*. 2017;31:649-59.
9. Onishi H, Matsutomo N, Kangai Y, Saho T, Amijima H. Differential impact of multi-focus fan beam collimation with L-mode and conventional systems on the accuracy of myocardial perfusion imaging: Quantitative evaluation using phantoms. *Asia Ocean J Nucl Med Biol*. 2013;1:28-34.
10. Caobelli F, Ren Kaiser S, Thackeray JT, Bengel FM, Chiergato M, Soffientini A, et al. The importance of a correct positioning of the heart using IQ-SPECT system with multifocal collimators in myocardial perfusion imaging: a phantom study. *J Nucl Cardiol*. 2015;22:57-65.
11. Yoneyama H, Shibutani T, Konishi T, Mizutani A, Ryosuke H, Onoguchi M, et al. Validation of the left ventricular ejection fraction with IQ-SPECT system in small-heart patients. *J Nucl Med Technol*. 2017;45:201-207.
12. Onoguchi M, Konishi T, Shibutani T, Matsuo S, Nakajima K. Technical aspects: Image reconstruction. *Ann Nucl Cardiol*. 2016;2:68-72.
13. 見田 秀次, 大西 英雄, 中本 健太. 心筋SPECT検査での多焦点ファンビームコリメータにおける画像再構成条件の最適化. *日放技学会誌*. 2014;70:662-9.
14. 澁谷 孝行, 小野口 昌久, 船山 理沙, 他. ²⁰¹Tl心筋SPECTにおける多焦点コリメータを用いた散乱・減弱補正と画像再構成条件の最適化. *日放技学会誌*. 2015;71:1103-12.
15. Shibutani T, Onoguchi M, Yoneyama H, Konishi T, Matsuo S, Nakajima K, et al. Characteristics of single- and dual-photopeak energy window acquisitions with thallium-201 IQ-SPECT/CT system. *Ann Nucl Med*. 2017;31:529-35.
16. Okuda K, Nakajima K, Matsuo S, Wakabayashi H, Taki J, Kinuya S. Cause of apical thinning on attenuation-corrected myocardial perfusion SPECT. *Nucl Med Commun*. 2011;32:1033-9.
17. Konishi T, Nakajima K, Okuda K, Yoneyama H, Matsuo S, Shibutani T, et al. IQ-SPECT for thallium-201 myocardial perfusion imaging: effect of normal databases on quantification. *Ann Nucl Med*. 2017;31:454-61.
18. Ogino Y, Horiguchi Y, Ueda T, Shiomori T, Kanna M, Kawaminami T, et al. A myocardial perfusion imaging system using a multifocal collimator for detecting coronary artery disease: validation with invasive coronary angiography. *Ann Nucl Med*. 2015;29:366-70.
19. Nakajima K, Okuda K, Nystrom K, Richter J, Minarik D, Wakabayashi H, et al. Improved quantification of small hearts for gated myocardial perfusion imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2013;40:1163-70.
20. Nakajima K, Taki J, Higuchi T, Kawano M, Taniguchi M, Maruhashi K, et al. Gated SPET quantification of small hearts: mathematical simulation and clinical application. *Eur J Nucl Med*. 2000;27:1372-9.
21. Takamura T, Horiguchi Y, Kanna M, Matsushita H,

- Sudo Y, Kikuchi S, et al. Validation of prone myocardial perfusion SPECT with a variable-focus collimator versus supine myocardial perfusion SPECT with or without computed tomography-derived attenuation correction. *Ann Nucl Med.* 2015;29:890-6.
22. Segall GM, Davis MJ. Prone versus supine thallium myocardial SPECT: a method to decrease artifactual inferior wall defects. *J Nucl Med.* 1989;30:548-55.
23. Matsuo S, Nakajima K, Onoguchi M, Wakabayash H, Okuda K, Kinuya S. Nuclear myocardial perfusion imaging using thallium-201 with a novel multifocal collimator SPECT/CT: IQ-SPECT versus conventional protocols in normal subjects. *Ann Nucl Med.* 2015;29:452-9.
24. Takahashi T, Tanaka H, Kozono N, Tanakamaru Y, Idei N, Ohashi N, et al. Characteristics of images of angiographically proven normal coronary arteries acquired by adenosine-stress thallium-201 myocardial perfusion SPECT/CT-IQ-SPECT with CT attenuation correction changed stepwise. *Ann Nucl Med.* 2015;29:256-67.
25. Horiguchi Y, Ueda T, Shiomori T, Kanna M, Matsushita H, Kawaminami T, et al. Validation of a short-scan-time imaging protocol for thallium-201 myocardial SPECT with a multifocal collimator. *Ann Nucl Med.* 2014;28:707-15.
26. Hachamovitch R, Hayes SW, Friedman JD, Cohen I, Berman DS. Comparison of the short-term survival benefit associated with revascularization compared with medical therapy in patients with no prior coronary artery disease undergoing stress myocardial perfusion single photon emission computed tomography. *Circulation.* 2003;107:2900-7.
27. Hachamovitch R, Rozanski A, Shaw LJ, Stone GW, Thomson LE, Friedman JD, et al. Impact of ischaemia and scar on the therapeutic benefit derived from myocardial revascularization vs. medical therapy among patients undergoing stress-rest myocardial perfusion scintigraphy. *Eur Heart J.* 2011;32:1012-24.
28. Moroi M, Yamashina A, Tsukamoto K, Nishimura T, Investigators JA. Coronary revascularization does not decrease cardiac events in patients with stable ischemic heart disease but might do in those who showed moderate to severe ischemia. *Int J Cardiol.* 2012;158:246-52.
29. Matsumoto N, Sato Y, Yoda S, Nakano Y, Kunimasa T, Matsuo S, et al. Prognostic value of non-obstructive CT low-dense coronary artery plaques detected by multislice computed tomography. *Circ J.* 2007;71:1898-903.
30. Matsuo S, Nakajima K, Okuda K, Kinuya S. The relationship between stress-induced myocardial ischemia and coronary artery atherosclerosis measured by hybrid SPECT/CT camera. *Ann Nucl Med.* 2011;25:650-6.

技術的補足

IQ・SPECT による撮像について

本章では、IQ・SPECT を用いた myocardial perfusion imaging (MPI) 撮像手技に関してまとめる。一般的な手順に関してはすでに Siemens Healthineers より配布されている “IQ・SPECT Hints and Tips” という出版物を参照していただくことにし、この稿では、Hints and Tips に対して補完的な説明を追加する。

被検者のポジショニングについて

仰臥位での撮像

IQ・SPECT の仰臥位撮像で、被検者の位置合わせをするにあたっては、被検者を寝台に仰向けで寝かせ、IQ・SPECT 用のアームレストを使用して腕を挙上させて行われるが、この際、被検者の腕が寝台の端より外に出ないことを確認する必要がある。図 15 左のように、腕は破線よりも内側となるようにポジショニングを行う。もし被検者の腕が寝台の外側にある場合は、検出器が十分に近づけず、ポジショニングに失敗する可能性があるため注意が必要である。



図 15 IQ・SPECT 収集時における被検者の上腕の位置。破線で示すように、被検者の腕はベッドの内側に収まるようにし(左)、肘などが寝台の外にはみ出さないよう(右)に注意する。

IQ・SPECT では心臓を中心とした軌道で撮像されるため、心臓のセンタリングが正しく行う必要がある旨は、本書の他の章で説明されている。仰臥位での心臓のセンタリングでは、回転半径最大の位置で検出器と心臓の位置合わせが行われるため、まず、装

表 3 被検者の体重、投与量別 推奨撮像条件

被検者体重	114kg 以下	
	投与量 ^{99m}Tc 10mCi 以上	^{99m}Tc 10mCi 以下 あるいは ^{201}Tl
Time per view	9 sec	14 sec
Number of views	17	17
被検者体重	114kg 以上	
	投与量 ^{99m}Tc 10mCi 以上	^{99m}Tc 10mCi 以下 あるいは ^{201}Tl
Time per view	14 sec	19 sec
Number of views	17	17

置の Patient Positioning Monitor (PPM) 上で persistence を 99% にし、画像が可視化できる状態を確認する。続いて PPM で被検者の心臓が確認できる位置まで寝台を移動させ、PPM の Offset Zoom/CT FOV タブ上で心臓の中心に十字の中心が重なるように、画像下のボタンを使って十字を動かし、センタリングを行う。

伏臥位での撮像

伏臥位での撮像の場合、被検者を寝台にうつぶせで寝かせ、腕は被検者の頭上で組むようにする。この際、被検者の顔から胸部にかけては薄手のタオルなどを敷き、さらに脛から踝にかけては枕状のクッションを挟み込むことにより、下肢が曲がって腰背部の張りが緩和され、被検者の苦痛が和らぐようである。仰臥位の時と同様、被検者の肘などがベッドからはみ出さないように、ポジショニングには十分注意することは大切である。伏臥位にて心電図同期撮像を行う場合は、電極を被検者の背部に装着する等の工夫をすることで収集が可能である。

伏臥位撮像をするにあたり、撮像開始角度である -121 度でセンタリングを行おうとすると、検出器 1 が寝台に近接しているというエラーが発生し、PPM の中央に心臓をもたらすことができなくなる。したがって、初めに検出器を移動させる際、検出器 1 を -130 から -140 度に位置させ、その位置で PPM 上の心臓のセンタリングを行う。仰臥位の時と同様、PPM 上で persistence を 99% にして、PPM 上で被検者の心臓が確認できる位置まで寝台を移動させ、PPM の Offset Zoom/CT FOV タブ上で心臓の中心に十字の中心が重なるように設定する。撮像開始時には、検出器は自動的に正しい Start angle に移動するので、既定の条件で撮像することができる。

IQ・SPECT の推奨収集パラメータ

通常の核医学装置の場合、設置当初にファントム実験を行って、各施設が臨床で最も読影しやすい画像が得られるような撮像、再構成条件を決定している。IQ・SPECT のような特殊な撮像および再構成を組み込んだソリューションでは、原則として、製造元で最適化された条件を踏襲することが推奨される。被検者の体重、投与量別の推奨撮像条件を表 3 に示す。

IQ・SPECT 検査の品質評価

IQ・SPECT の開発段階での画質の検討では、様々な収集条件でファントム実験を実施し、臨床読影医が読影可能であると判断した画像が満たしている条件を見つける検討が行われた。結果として、projection データの18view 目、心臓の LAO view において、側壁のROIにおけるピクセルあたりのカウントが9以上必要であることが分かった。そこで、撮像直後の有効な画質管理法として、側壁におけるROIで、ピクセルあたりのカウントが確保できているか確認する方法が推奨されている。

側壁ROIにおけるピクセルあたりのカウント数の確認方法を次に記す。

1. 検査直後、projection データをsyngo Viewing タブにロードし、その18view 目を選択する。
2. Tools のドロップダウンメニューから、円形あるいはフリーハンド ROI を選択する (図2)。
3. 側壁に ROI をおき、それによって得られるROI 内の画像統計値が1ピクセルあたり9カウント以上あることを確認する。

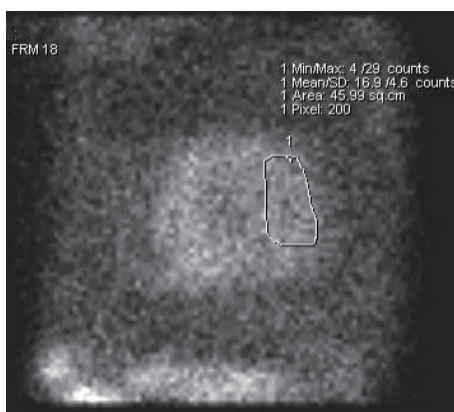


図16 Projection データにおける側壁ROIの統計情報の確認例

IQ・SPECT の推奨再構成パラメータ

収集条件と同様、再構成条件についても、原則として表4に示す条件を踏襲することが推奨されるが、施設ごとの投与量、撮像時間などを考慮し、Iteration と Subset を決定することが重要である。この際、低投与量撮像である場合は、Subset を多く設定するとノイズの発生を誘発するため、できるだけ低値で設定することが望ましい。また、読影時の必要性に応じて適切なスムージングを行うことも必要である。

表4 IQ・SPECT の推奨再構成パラメータ

核種	^{99m} Tc	
Preset	SC-Tc99m-NMG	
心電同期の有無	同期	非同期
Iterations	12	10
Subsets	1	3
Gaussian filter	10mm	10mm
Scatter Correction	Apply	Apply
核種	²⁰¹ Tl	
Preset	SC-Tl201-70-NMG	
心電同期の有無	同期	非同期
Iterations	12	10
Subsets	1	3
Gaussian filter	10mm	10mm
Scatter Correction	Not apply	Not apply

再構成画像の品質管理

心臓を視野の中心に来るように撮像条件を設定することは重要であることは上述したが、センタリングの問題による画像のひずみが発生していないかどうか、再構成画像を再度確認する。展開画像において円周に沿った形で弧状の集積低下がみられ、水平断面像で心尖側壁あるいは心尖中隔の外側の形状が平たくなっているような場合、センタリングの問題によるアーチファクトであると考えられる。このような場合は、再撮像を行うことが推奨される。

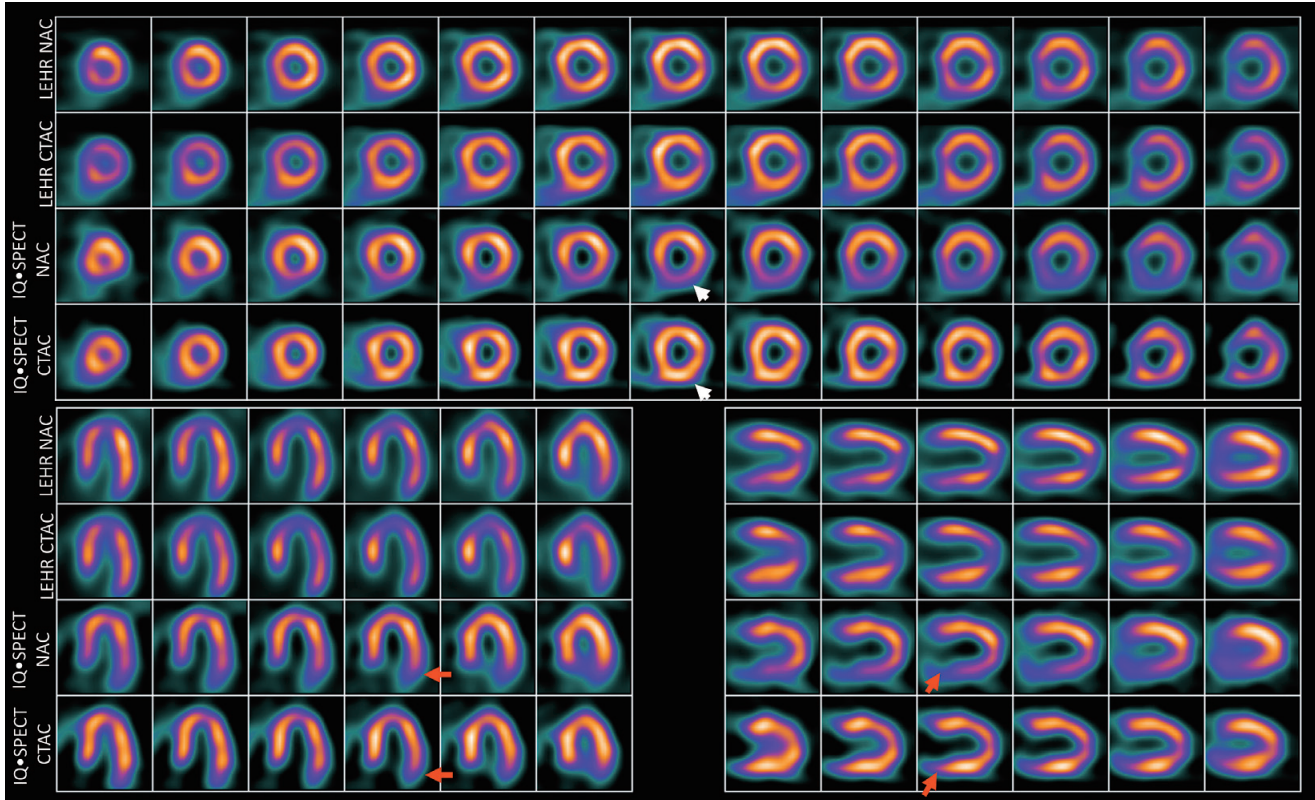
まとめ

この章では、IQ・SPECT によるMPI の撮像手技において、今日まで得られた技術側の工夫点をまとめた。Attenuation correction に対応していない装置の場合、仰臥位でのIQ・SPECT 撮像では、減弱に起因する下壁の評価が困難な場合が多いため、伏臥位の体位で撮像することが回避策として考えられる。伏臥位の撮像は被検者の不快感が伴うとの懸念から、実施をためらう施設もあるが、撮像時間が短いことと、上述のような工夫をすることによって、被検者の不快感による検査中断を避けることができている。収集、再構成の条件は、推奨されている条件をもとに各施設での調整を行い、適切な画質が確保できる条件を決定する。

Supplementary Case Review

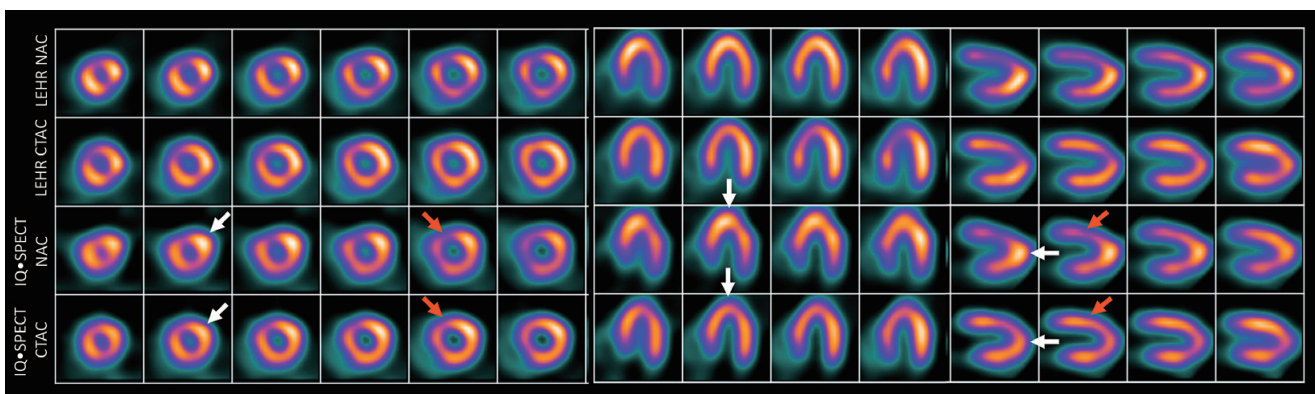
本章では、海外からの症例を用いてIQ・SPECTの臨床例を示す。これらの症例では、IQ・SPECTの画像の特性が顕著にみられ、実際の読影において注意すべきところである。

正常例における減弱の影響



図S.1 正常男性の^{99m}Tc-MIBI負荷MPIにてLEHRとIQ・SPECTで撮像し、さらに減弱補正の適応有無で比較した症例。IQ・SPECTでは、下壁(白矢印)の減弱の程度が高く、これが減弱補正によって補正されている。長軸垂直断層と長軸水平断層の表示で、減弱補正を実施しない場合、心基部での減弱が見られるが(赤矢印)、減弱補正によって取り込みが改善されている。心基部下側壁ならびに下壁における過剰な減弱効果は、IQ・SPECTでよく見受けられるが、減弱補正によって効果的に補正される。(Courtesy of University of Michigan, Ann Arbor MI USA.)

正常例における不均一な減弱に起因する hot apex の例



図S.2a 48歳の女性患者に対して行なわれた、LEHRとIQ・SPECTを用いた^{99m}Tc-MIBI負荷・安静時MPIの比較。IQ・SPECT画像では、hot apexの影響(白矢印)が顕著にみられ、さらに前壁にかけての不均一な減弱の影響のため、短軸像で心筋の形状のひずみがみられる。LEHR画像においても、程度は少ないが同様の傾向を示している。減弱補正を行うことによって、前壁減弱(赤矢印)は、適切に補正されている。IQ・SPECT画像ではhot apexの現象が強調されているが、減弱補正後は、正常化されている。減弱補正なしのIQ・SPECT画像におけるhot apexと心尖部肥厚とさらに併発する前壁中隔、あるいは側壁での減弱効果について、画像の解釈の際には十分に注意し、できれば減弱補正データと比較することが望ましい。(Courtesy of University of Michigan, Ann Arbor MI USA.)

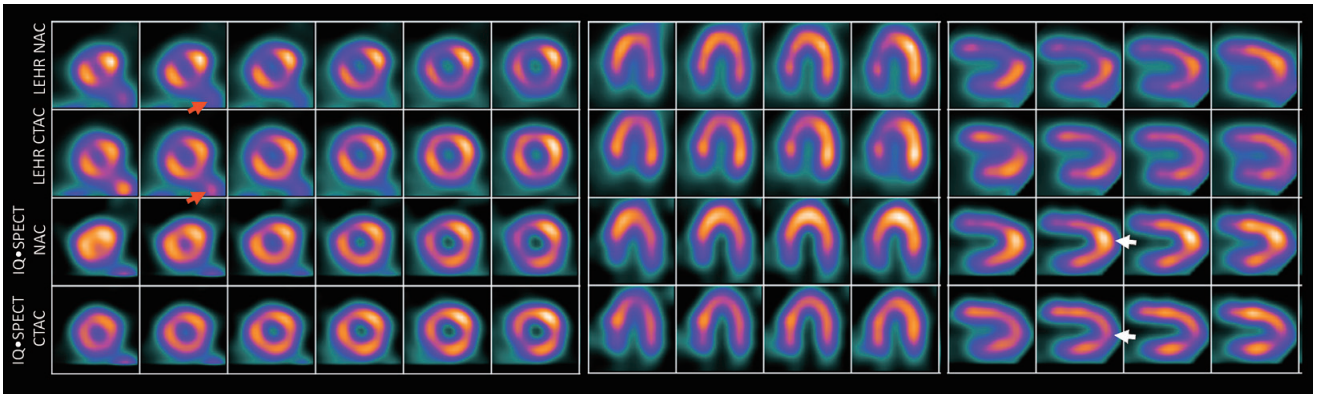


図 S.2b 図 S.2a と同一の被検者で、安静時の撮像。先ほど同様、hot apex と、減弱補正によるその改善がみられる（白矢印）。下側壁に隣接する腸管内の集積がみられるが、これが減弱補正によって、さらに強調されている（赤矢印）。この場合、心外集積の減弱補正後の上昇は LEHR 画像と IQ・SPECT 画像で同様の傾向がみられるが、LEHR 画像でより顕著である。心外集積と、それによる下壁あるいは下側壁への集積への影響は、解釈時十分に注意する必要があり、projection data を参照するなど、腸の取り込みの程度を判断し、それによる下壁への寄与を推定することが対策として考えられる。（Courtesy of University of Michigan, Ann Arbor MI USA.）

Prone 撮像の活用

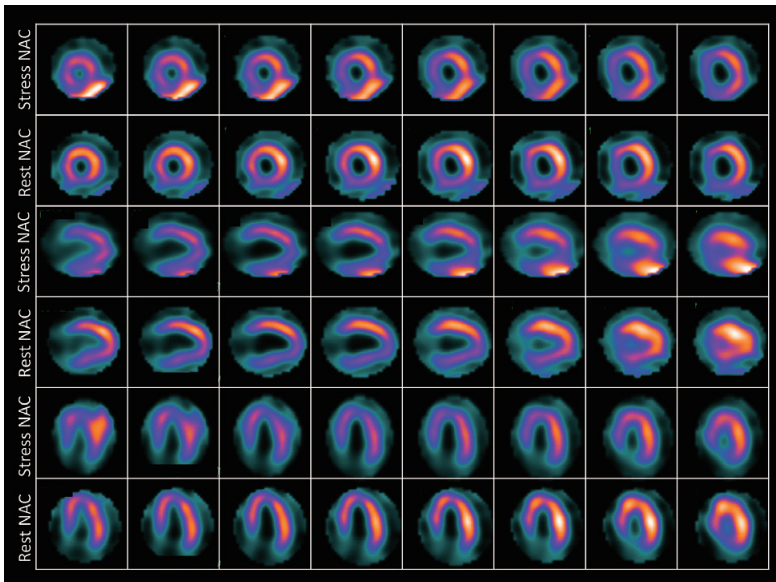


図 S.3a 長年の糖尿病の既往歴を持つ 82 歳の男性で、典型的な狭心症と呼吸困難が見られた症例。減弱補正なしの負荷と安静時の画像を比較すると、負荷時の検査では、ドパミン負荷による肝臓や胃からの放射能が非常に高く、下壁の取り込みの解釈が困難である。安静時の検査では、減弱効果に関連していることによると思われるわずかな下壁の取り込みの減少が見られるが、負荷時の下壁の取り込みの明確な評価なしでは、取り込みを特徴づけることは困難。（Courtesy of l'Hôpital de la Cité-de-la-Santé, Laval, Canada）

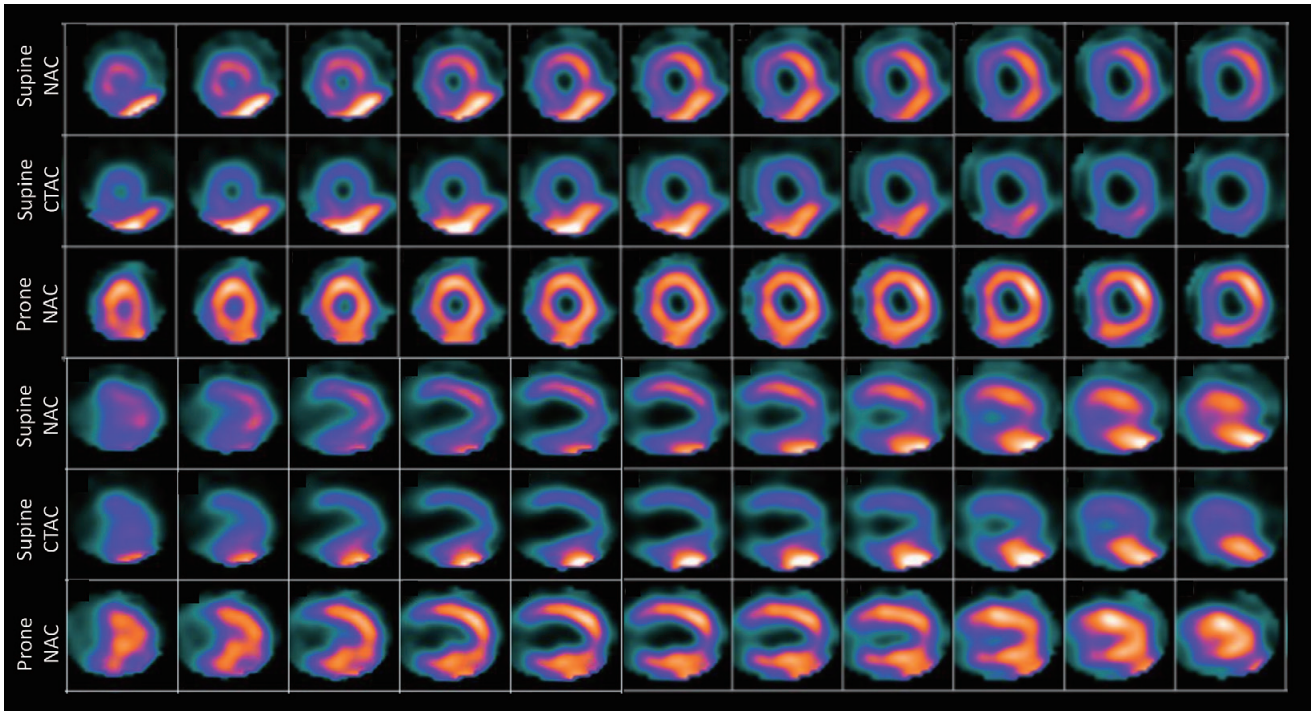


図 S.3b 図 S.3a の被検者で、仰臥位撮像後すぐに、IQ・SPECT 撮像を伏臥位で行った。短軸と垂直長軸で仰臥位の減弱補正の有無、さらに減弱補正なしの伏臥位画像を表示する。図 S.3a で示したように、仰臥位の画像は、心外集積による影響が下壁に重なっているため、下壁の解釈が困難になっている。減弱補正後の仰臥位の画像では、横隔膜下の取り込みのさらなる強調、前壁、中隔での集積低下がみられる。しかし、伏臥位の画像では減弱補正なしであっても、心筋全体に均一な分布を示し、下壁が正常な分布を示していることが観察できる。このように、特に下壁の減弱が肝臓、消化器官の取り込みによる干渉で、解釈が困難となる場合は、伏臥位画像が有用であると考えられる。(Courtesy of l'Hôpital de la Cité-de-la-Santé, Laval, Canada)

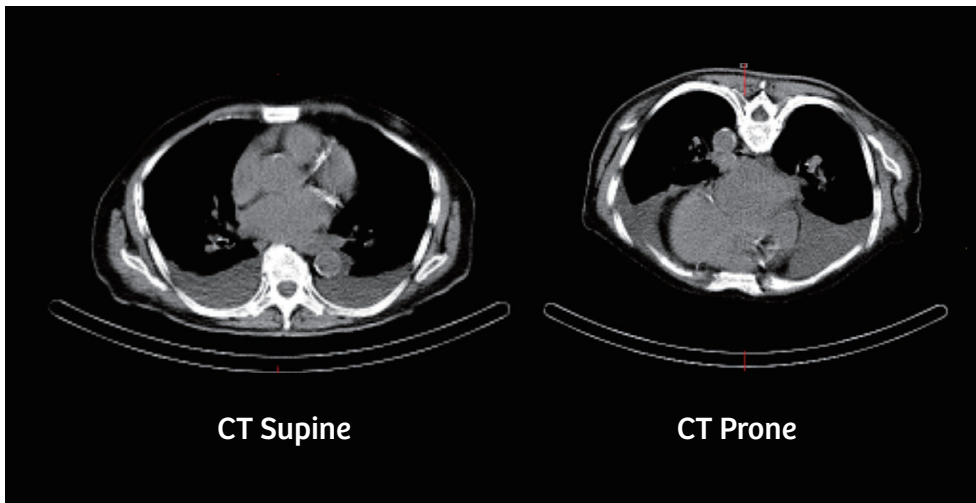


図 S.3c 仰臥位と伏臥位の CT 像を比較すると、撮像体位によってかなりの量の胸水が移動している。伏臥位 CT 画像ではさらに、伏臥位ではさらに心室がより胸壁側に移動し、肝臓や胃の干渉が減少する仕組みが分かる。(Courtesy of l'Hôpital de la Cité-de-la-Santé, Laval, Canada)

製造販売業者
シーメンスヘルスケア株式会社
〒141-8644
東京都品川区大崎 1-11-1
ゲートシティ大崎ウエストタワー

本カタログに関するお問い合わせは、
下記電話番号までお願いいたします。
TEL 0120-041-387

仕様は予告なく変更する場合がありますのでご了承下さい。なお、本カタログにはオプションが含まれています。詳しくは担当営業におたずねください。

S-662(1805XXX3K)