

—臨床応用—

 $^{201}\text{TlCl}$ 負荷心筋血流 SPECT 検査に関する一提案石原 克¹⁾ 中尾 浩司²⁾ 森田 泰弘¹⁾

1) 兵庫県立加古川医療センター 検査・放射線部

2) 兵庫県立姫路循環器病センター 検査・放射線部

**A Proposal for Stress Myocardial Perfusion Imaging
with Single-Photon Emission Computed Tomography
Using Thallium-201-Chloride**Masaru ISHIHARA¹⁾, Koji NAKAO²⁾, Yasuhiro MORITA¹⁾

1) Department of Radiology, Hyogo Prefectural Kakogawa Medical Center

2) Department of Radiology, Hyogo Brain and Heart Center at Himaji

(article received : Aug 12, 2020)

Key words : Thallium-201-chloride ($^{201}\text{TlCl}$), Single-photon emission computed tomography (SPECT), Administered dose, Cadmium-zinc-telluride SPECT (CZT SPECT), Anger type SPECT (A-SPECT)**1. 緒 言**

負荷心筋血流 single-photon emission computed tomography (SPECT) 検査は、左室心筋の虚血、生存能および瘢痕化を評価するために広く普及し施行されている¹⁻⁸⁾。本邦では、多くの施設で負荷心筋血流 SPECT 検査に thallium-201-chloride ($^{201}\text{TlCl}$) 製剤が使用されている。 $^{201}\text{TlCl}$ は、technetium-99m ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) 製剤と比較して血流直線性が良好である、心筋外集積が少ない、洗い出し現象が認められる、静脈注射が通常は1回で良いなどの利点を有している^{6,9,10)}。しかし、ガンマ線エネルギーが低い、attenuation やコンプトン散乱が多い、物理学的半減期が $^{99\text{m}}\text{Tc}$ よりも長く投与量を少なくする必要があるなどにより、鮮明な画像が得られにくいことが知られている¹¹⁾。そのため、収集時間の延長やスムージングフィルタ処理の値の工夫などが通常行われている。さらに、近年では3検出器型 SPECT 装置や心臓専用コリメータの使用、off-peak window による収集、maximum likelihood expectation maximization (MLEM) や ordered-subset expectation maximization (OSEM) による画

像再構成に減弱補正、散乱線補正、空間分解能補正を組み込むなどの方法が行われている¹²⁻¹⁷⁾。

従来型ガンマカメラ (Anger type SPECT [以下、A-SPECT]) 使用時の収集心筋カウントは、SPECT の left anterior oblique (LAO) 45度プロジェクションデータにて心筋部に region of interest (ROI) を設置し、100 カウント/ピクセル (counts/pixel) 以上収集することが望ましいとされている。また、収集時間は体動の影響を考慮し、15から20分程度になるように設定する必要がある¹⁸⁾。そのため、放射性医薬品の投与量は収集心筋カウントと収集時間を考慮して決定する必要がある。近年、本邦でも普及している心臓専用半導体検出器型ガンマカメラ (cadmium-zinc-telluride SPECT [以下、CZT SPECT]) に関しても必要な収集心筋カウントを検討した報告があり、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では 1.0 million counts, $^{201}\text{TlCl}$ では 1.2 million counts 以上収集することが望ましいとされている^{19,20)}。A-SPECT は、入射したガンマ線をタリウム活性化ヨウ化ナトリウム (NaI [Tl]) シンチレータで光子に変換し、光電子増倍管にて電気信号へ変換している。一方、CZT SPECT は入射したガンマ線を半導体結晶で直接電気信号に変換しているた

め、A-SPECT と比較して高感度の撮像が可能となり、投与量や収集時間を低減できるとされている²¹⁻²⁴⁾。

今回われわれは、CZT SPECT と A-SPECT を同一日に連続で撮像した被検者を対象として、²⁰¹TlCl 負荷心筋血流 SPECT 検査における適切な投与量を CZT SPECT と A-SPECT それぞれで検討し、両装置の比較を行った。得られた結果から、²⁰¹TlCl 負荷心筋血流 SPECT 検査に関する一提案を行う。

2. 方 法

2-1. 使用機器

CZT SPECT は D-SPECT cardiac scanner (Spectrum Dynamics 社製) を使用し、タングステン製パラレルホール型コリメータを装着した。A-SPECT は BrightView (Philips Medical Systems 社製) を使用し、心臓専用高分解能型コリメータを装着した。

2-2. 対象および検査プロトコル

本検討の対象は、左室心筋の虚血の検出、生存能評価および心機能評価を目的として、2015年1月から2月の期間に1回静脈注射の負荷先行1日法にて²⁰¹TlCl 負荷心筋血流 SPECT 検査を施行した52例である。被検者の内訳は、男性31例、女性21例、年齢は 73.6 ± 9.7 歳 (40~90歳)、body mass index (BMI) は 21.9 ± 2.7 kg/m² (16.0 ~ 28.4 kg/m²) である。被検者の疾患の内訳は、狭心症30例、胸部または腹部大動脈瘤の手術前13例、冠動脈血行再建術後3例、心不全4例、拡張型心筋症1例、不整脈1例であり、後期像 (以下、安静像) で広範な血流欠損を有する陳旧性心筋梗塞症例と冠動脈バイパス術の既往症例は除外した。

なお、CZT SPECT と A-SPECT の比較は、当該施設の倫理委員会の承認を得て行った (受付番号: 23 [2015年])。

イメージングプロトコルを **Fig. 1** に示す。負荷方法は、自転車エルゴメータによる運動負荷が12例、アデノシンによる薬物負荷が40例である。負荷は、日本心臓核医学会より公表されている「心臓核医学検査リスクマネジメント 負荷心筋シンチグラフィに関する安全指針 WG 報告」^{25, 26)} を参照して行った。エルゴメータによる運動負荷は1分ごとの直線的漸増負荷法で行い、運動負荷開始前、負荷中、負荷後は血圧と12誘導心電図を測定し記録した。本検討では全ての被検者で年齢別予想最大心拍数の85%以上 ($[220 - \text{年齢}] \times 0.85$) が達成され、²⁰¹TlCl の投与後1分間運動を継続して負荷を終了した。アデノシンによる薬物負荷は120 µg/kg/min でシリンジポンプにより6分間持続静脈内投与し、アデノシン投与前、投与中、投与後は血圧と12誘導心電図を測定し記録した。²⁰¹TlCl の投与は、アデノシン投与開始3分後にルート途中の三方活栓を操作して行った。²⁰¹TlCl は、運動負荷とアデノシン負荷ともにシリンジ製剤の111 または 148 MBq を使用し、実投与量を2日後検定日の製剤で1.6倍、3日後検定日の製剤で2.0倍に換算した (実投与量は 200.4 ± 30.2 MBq, 177.6~296.0 MBq)。負荷像は²⁰¹TlCl の投与5から10分後に、安静像は²⁰¹TlCl の投与3 から4時間後に撮像を開始し、全て CZT SPECT, A-SPECT の順に撮像を行った。

CZT SPECT の撮像体位は全ての被検者で半座位とし、負荷時と安静時ともに5分収集とした。心電図同期による撮像で R-R 分割数は16とし、エネルギーウインドウは $71 \text{ keV} \pm 15\%$ 、マ

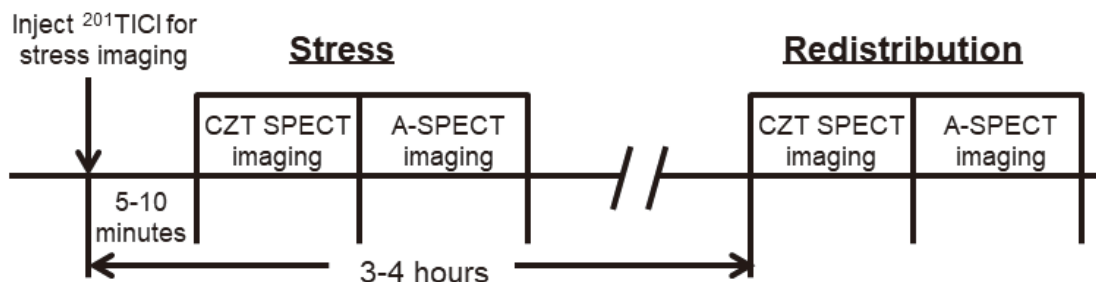


Fig. 1 ²⁰¹TlCl 負荷心筋血流 SPECT 検査のイメージングプロトコル

トリクスサイズは $16 \times 64 (1024) / \text{カラム}$ (ピクセルサイズ: 2.46 mm) とした。減弱補正と散乱線補正は行わなかった。画像再構成は 3D-OSEM で iteration は 7 (3 and 4), subset は 32 とし, iterative smoothing filter とホットスポット抑制のための nonlinear post-filter を使用した。画像再構成後のピクセルサイズは 4.92 mm とした^{27, 28)}。画像再構成後, data quality control (QC) 画面に表示される心電図非同期左室心筋カウントを記録した。**Fig. 2** は画像再構成時の左室心筋範囲の設定画像で, 手動で設定した楕円形 volume of interest (VOI) 内のカウントが画像再構成後に data QC

画面に表示されることとなる。

A-SPECT の撮像体位は全ての被検者で仰臥位とし, 負荷時と安静時で同じ収集時間となるように設定した。心電図同期による撮像で R-R 分割数は 16 とし, エネルギーウインドウは $72 \text{ keV} \pm 10\%$ および $165 \text{ keV} \pm 10\%$, マトリクスサイズは 64×64 (ピクセルサイズ: 6.39 mm) とした。検出器を 90 度に配列した 180 度収集で, 収集角度は 6 度, 拡大率は 1.46 倍, 収集時間は 40~50 秒 / ステップ, 自動関心領域追従型ロビングマスク制御による最近接軌道収集¹³⁾ とした。減弱補正と散乱線補正は行わなかった。画像再構成は OSEM で iteration と subset はそれぞれ 6 とし, 後処理フィルタは butterworth フィルタ (オーダー: 8, カットオフ周波数: $0.34 \sim 0.36 \text{ cycles/cm}$) を使用した。画像再構成後のピクセルサイズは 3.20 mm とした。撮像終了後, 解析装置の Extended Brilliance Workspace Nuclear Medicine version 1.5 (Philips Medical Systems 社製) 上で, 心電図非同期左室心筋 SPECT 画像の LAO 45 度プロジェクションデータにて左室心筋部に楕円形 ROI を手動で設置し, 1 ピクセルあたりの平均カウントを測定し記録した (**Fig. 3**)。

2-3. 評価方法

左室心筋カウントの解析は, CZT SPECT と A-SPECT とともにカウントの低い安静像を対象とした。

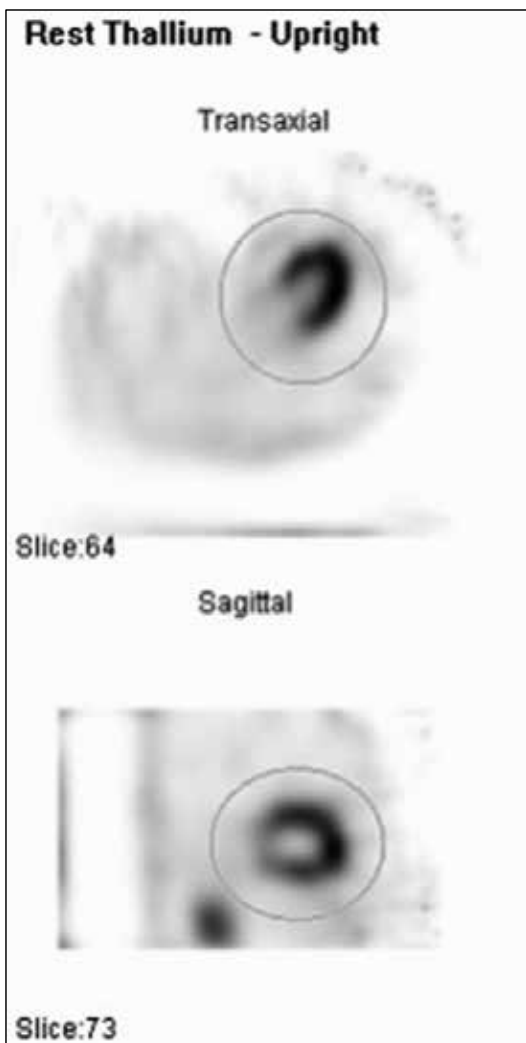


Fig. 2 CZT SPECT の画像再構成画面 (左室心筋範囲の設定画像)

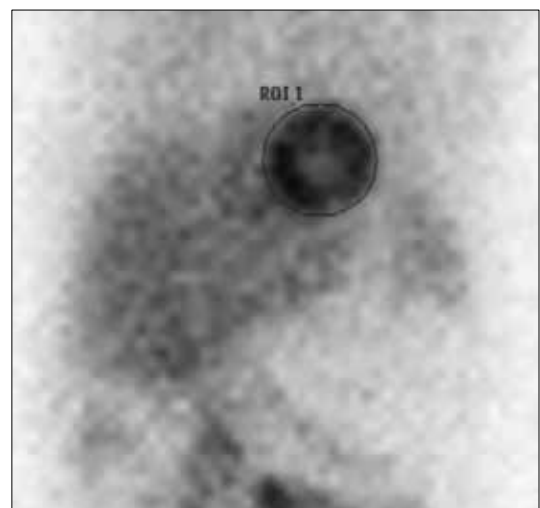


Fig. 3 A-SPECT の左室心筋カウント解析画面 (LAO 45 度プロジェクション画像)

2-3-1. CZT SPECT と A-SPECT における必要収集時間の設定

CZT SPECT と A-SPECT それぞれで, 被検者の ROI (または VOI) 内の単位放射線量あたりの計数率 (CR) を式 (1) にて算出した。

$$CR = C_p / T_p / N_p \text{ [cpm/MBq]} \cdots \cdots \cdots (1)$$

C_p : 被検者の収集心筋カウント [counts]

T_p : 実際の収集時間 [分]

N_p : 被検者へ投与された実投与量 [MBq]

つぎに, 放射線量別 (シリンジ製剤の 74, 111 MBq) の想定する収集時間 (以下, 必要収集時間 [T_i]) を式 (2) にて算出した。

$$T_i = C_i / N_0 / CR \text{ [分]} \cdots \cdots \cdots (2)$$

C_i : 必要収集時間あたりの目標心筋カウント (以下, 必要収集心筋カウント [CZT SPECT: 1.2 million, A-SPECT: 100]) [counts]

N_0 : シリンジ製剤の放射線量

CR: 被検者の ROI (または VOI) 内の単位放射線量あたりの計数率 [cpm/MBq]

2-3-2. CZT SPECT と A-SPECT における必要投与量の比較

設定した全ての必要収集時間を対象として, 必要収集時間あたりの必要収集心筋カウントを得るために必要な投与量 (以下, 必要投与量 [N_i]) を式 (3) にて算出した。

$$N_i = C_i / T_i / CR \text{ [MBq]} \cdots \cdots \cdots (3)$$

C_i : 必要収集心筋カウント [counts]

T_i : 必要収集時間 [分]

CR: 被検者の ROI (または VOI) 内の単位放射線量あたりの計数率 [cpm/MBq]

得られた必要投与量は, 必要収集時間ごとに CZT SPECT と A-SPECT で比較した。

2-3-3. 負荷方法の違いによる必要投与量の比較

CZT SPECT と A-SPECT それぞれの設定した必要収集時間を対象として, 負荷方法別の必要投与量を式 (3) にて算出し比較した。

2-3-4. アデノシン負荷における BMI と必要投与量の関係

CZT SPECT と A-SPECT それぞれの設定した必要収集時間を対象として, アデノシン負荷における BMI と式 (3) で得られた必要投与量の関係を解析した。

2-4. 統計解析

統計解析ソフトウェアは, Bell Curve for Excel version 3.1 (株式会社社会情報サービス) を使用した。連続変数は平均 ± 標準偏差または中央値 (第一四分位数 - 第三四分位数) で表示し, 各値の正規性の検定は Shapiro-Wilk 検定を使用した。各必要収集時間における 2 群間の比較は Bonferroni 補正した Welch の t 検定を使用し, アデノシン負荷における BMI と必要投与量の関係は回帰分析とピアソンの相関係数 (r) を算出した。 $p < 0.05$ を統計的に有意と判断した。

3. 結 果

安静像での左室心筋カウントは, CZT SPECT と A-SPECT とともに正規性を認めず (CZT SPECT: $p < 0.01$, A-SPECT: $p < 0.01$), CZT SPECT の中央値は 2.0 million counts (1.7-2.3 million counts), A-SPECT の中央値は 99.9 counts/pixel (82.7-117.2 counts/pixel) であった。

3-1. CZT SPECT と A-SPECT における必要収集時間の設定

式 (2) にて算出した必要収集時間は, CZT SPECT と A-SPECT とともに正規性を認めた (CZT SPECT: $p = 0.55$, A-SPECT: $p = 0.10$)。CZT SPECT は放射線量 74 MBq で 8.4 ± 2.1 分, 111 MBq で 5.6 ± 1.4 分であった。A-SPECT は放射線量 74 MBq で 28.0 ± 8.3 分, 111 MBq で 18.7 ± 5.5 分であった。必要収集時間の設定は, CZT SPECT の 74 MBq で 9 分, 111 MBq で 6 分とし, A-SPECT の 74 MBq で 28 分, 111 MBq で 19 分とした。

3-2. CZT SPECT と A-SPECT における必要投与量の比較

式 (3) にて算出した必要投与量は, CZT SPECT と A-SPECT とともに正規性を認めた (CZT SPECT: $p = 0.55$, A-SPECT: $p = 0.10$)。CZT SPECT は必要収集時間 6 分で 103.8 ± 26.4 MBq, 9 分で 69.2 ± 17.6 MBq, 19 分で 32.8 ± 8.3 MBq, 28 分で 22.2 ± 5.7 MBq であった。A-SPECT は必要収集時間 6 分で 345.5 ± 102.0 MBq, 9 分で 230.3 ± 68.0 MBq, 必要収集時間 19 分で 109.1 ± 32.2 MBq, 28 分で 74.0 ± 21.9 MBq であった。CZT SPECT の必要投与量は A-SPECT の必要投

与量よりも全ての必要収集時間で有意に低値を示し（全て $p < 0.01$ ），CZT SPECT は A-SPECT の $1/3.3$ であった（Fig. 4）。

3-3. 負荷方法の違いによる必要投与量の比較

式(3)にて算出した負荷方法別の必要投与量は，CZT SPECT と A-SPECT とともに正規性を認めた（CZT SPECT の運動負荷： $p = 0.34$ ，CZT SPECT のアデノシン負荷： $p = 0.53$ ；A-SPECT の運動負荷： $p = 0.56$ ，A-SPECT のアデノシン負荷： $p = 0.94$ ）。必要投与量は，CZT SPECT の必要収集時間 6 分では運動負荷で 133.5 ± 20.3 MBq，アデノ

シン負荷で 94.9 ± 21.1 MBq であり，必要収集時間 9 分では運動負荷で 89.0 ± 13.5 MBq，アデノシン負荷で 63.3 ± 14.0 MBq であった。A-SPECT の必要収集時間 19 分では運動負荷で 151.4 ± 23.8 MBq，アデノシン負荷で 96.4 ± 21.9 MBq であり，必要収集時間 28 分では運動負荷で 102.7 ± 16.2 MBq，アデノシン負荷で 65.4 ± 14.9 MBq であった。CZT SPECT と A-SPECT とともに，アデノシン負荷の必要投与量は運動負荷の必要投与量よりも全ての必要収集時間で有意に低値を示した（全て $p < 0.01$ ）（Fig. 5）。

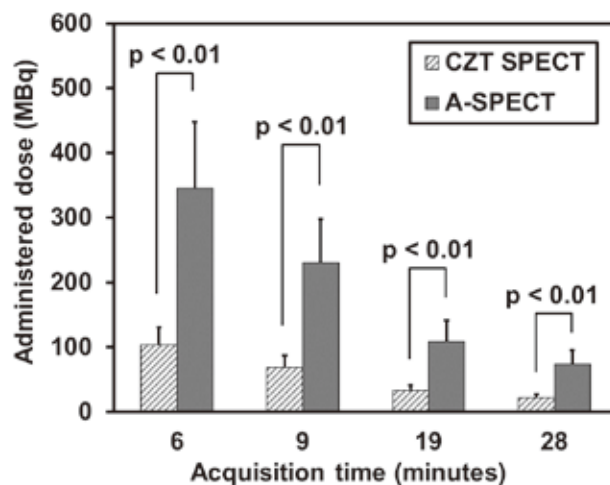


Fig. 4 必要収集時間ごとの CZT SPECT と A-SPECT における必要投与量の比較

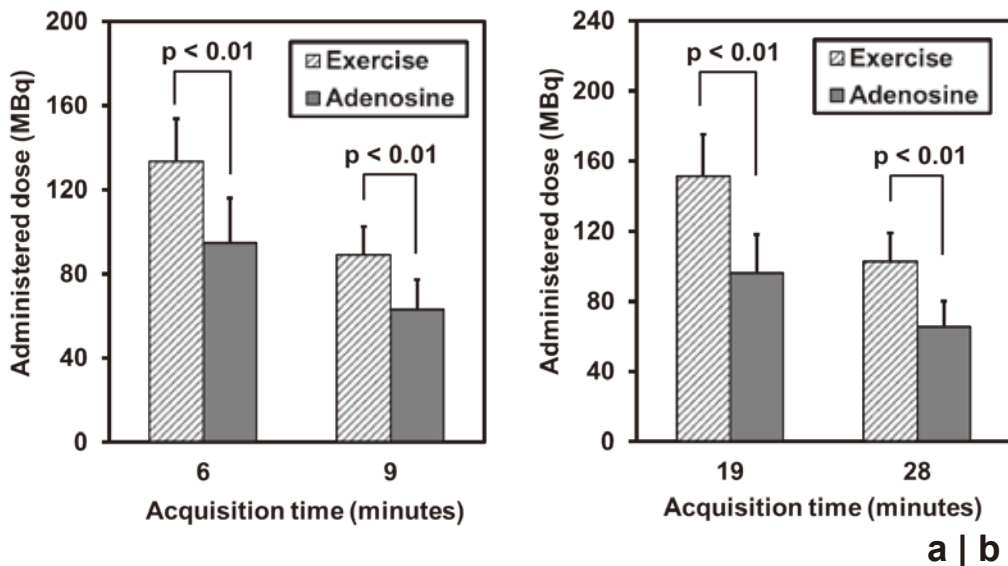


Fig. 5 必要収集時間ごとの負荷方法の違いによる必要投与量の比較 (a) CZT SPECT, (b) A-SPECT

3-4. アデノシン負荷における BMI と必要投与量の関係

アデノシン負荷における BMI と必要投与量の回帰式と相関係数は, CZT SPECT の必要収集時間 6 分では $y = 5.10x - 16.24$, $r = 0.67$, 必要収集時間 9 分では $y = 3.40x - 10.83$, $r = 0.67$ であった (Fig. 6)。A-SPECT の必要収集時間 19 分では $y = 4.77x - 7.62$, $r = 0.60$, 必要収集時間 28 分では $y = 3.24x - 5.17$, $r = 0.60$ であった (Fig. 7)。CZT SPECT と A-SPECT とともに, 全ての必要収集時間で有意な正の相関を示した (全て $p < 0.01$)。

4. 考 察

今回われわれは, ²⁰¹TlCl 負荷心筋血流 SPECT 検査における適切な投与量を CZT SPECT と

A-SPECT それぞれで検討し, 両装置の比較を行った。その結果, 撮像時間が同一であった場合, CZT SPECT は A-SPECT の約 1/3 に投与量を低減できる可能性が示唆された。なお, 本検討における A-SPECT に関しては, 心臓専用高分解能型コリメータと自動近接軌道収集を使用したのみで, 収集条件と画像再構成条件に関しては特記する工夫を行わなかった。また, 今回の検討では解析対象を安静像とした。これは, 左室心筋の虚血や生存能の評価を行うためには, 安静像も十分な収集心筋カウントが必要である^{29, 30)}ことを考慮したためである。

²⁰¹TlCl のシリンジ製剤には 74, 111, 148 MBq があり, 実効線量による被ばく線量はそれぞれ 10.36, 15.54, 20.72 mSv となる³¹⁾。²⁰¹TlCl 使用

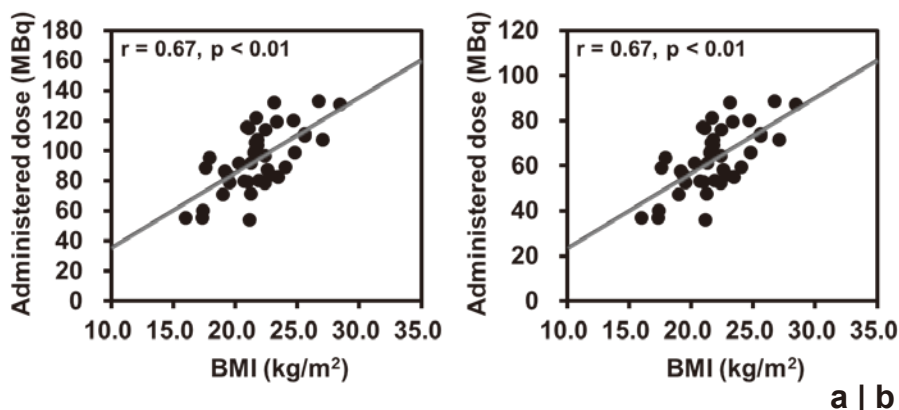


Fig. 6 アデノシン負荷における BMI と必要投与量の散布図
(a) 必要収集時間 6 分の CZT SPECT, (b) 必要収集時間 9 分の CZT SPECT

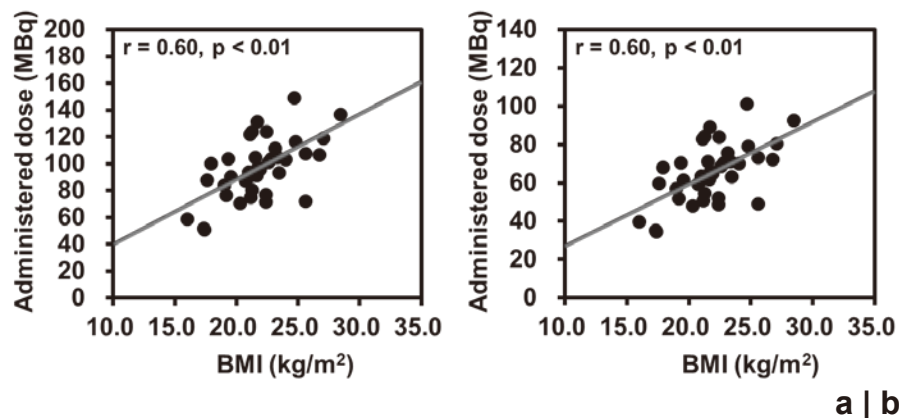


Fig. 7 アデノシン負荷における BMI と必要投与量の散布図
(a) 必要収集時間 19 分の A-SPECT, (b) 必要収集時間 28 分の A-SPECT

時の被ばく線量を 20 mSv/ 検査以下とするには、投与量は 142 MBq 以下にする必要がある。さらに、 $^{201}\text{TlCl}$ の投与量は本邦の診断参考レベル (2020年版) で 120 MBq (成人の投与量) とされており³²⁾、シリンジ製剤では 74 か 111 MBq を使用するのが望ましい。なお、20 mSv は成人に対する 1 年平均の職業被ばくの線量限度値であり、20 mSv を超える被ばく線量となる場合には被検者への十分なインフォームドコンセントが必要であるとされている³³⁾。

今回の検討において、74 MBq を投与量とする場合の必要収集時間は、CZT SPECT と A-SPECT とともにアデノシン負荷を基本とし、CZT SPECT で 9 分程度、A-SPECT で 28 分程度であった。また、111 MBq を投与量とする場合の必要収集時間は、CZT SPECT の運動負荷で 9 分程度、アデノシン負荷で 6 分程度、A-SPECT の運動負荷で 28 分程度、アデノシン負荷で 19 分程度であった。アデノシン負荷の方が運動負荷よりも投与量や収集時間を低減できるのは、負荷による心筋血流の増加率が異なるためである³⁴⁾。運動耐容能や日常生活での負荷量を考慮すると運動負荷による検査が望ましい場合もあるが、アデノシン負荷を選択することによって被検者の放射線被ばくを低減できると考える。ただし、 $^{201}\text{TlCl}$ の投与量は被検者の体格も考慮に入れて調節するのが望ましい^{20, 23, 24)}。今回の検討において、アデノシン負荷で 74 MBq を投与量とする場合、必要収集心筋カウントを得るための BMI は、CZT SPECT の 9 分収集では 25.0 kg/m^2 以下、A-SPECT の 25 分収集では 24.4 kg/m^2 以下となった。これらの BMI を超える被検者では、 $^{201}\text{TlCl}$ の投与量を増加する、もしくは収集時間を延長する必要があると考える。また、アデノシン負荷で 111 MBq を投与量とする場合、必要収集心筋カウントを得るための BMI は、CZT SPECT の 6 分収集および A-SPECT の 19 分収集において 24.9 kg/m^2 以下であった。BMI が 25.0 kg/m^2 以上の被検者では、放射性医薬品を $^{99\text{m}}\text{Tc}$ に変更する、もしくは収集時間を延長する必要があると考える。

米国内臓核医学会で被ばく線量に関して推奨された 9 mSv/ 検査以下という目標は³⁵⁾、 $^{201}\text{TlCl}$ 使用時では投与量を 64 MBq 以下にする必要が

ある。今回の検討において、64 MBq を投与量とする場合、必要収集心筋カウントを得るための BMI はアデノシン負荷を基本とし、CZT SPECT の 9 分収集では 22.0 kg/m^2 以下、A-SPECT の 28 分収集では 21.4 kg/m^2 以下となった。これらの BMI を超える被検者では、収集時間を延長する必要があると考える。なお、投与量を 64 MBq 以下にする場合、シリンジ製剤では投与量の調節が煩雑となるためバイアル製剤の供給利用が適していると考ええる。投与量の低減を行うにあたり、今後はバイアル製剤の使用が増えてくると推察する。また、被検者への投与量低減は、被検者に接近する機会の多い医療従事者の被ばく線量低減にもつながるため、積極的に投与量を低減していく必要があると考える。

本検討は、いくつかの limitation を有する。1 つ目は、画像再構成後の画質や心電図同期データの解析精度を検討対象としなかったことである。さらに、心外集積の影響も考慮に入れなかったため、今後はこれらを加味した検討も必要であると考ええる。2 つ目は、CZT SPECT と A-SPECT を連続で撮像した際、全て CZT SPECT の撮像を先に行ったことである。これは、CZT SPECT の収集時間を 5 分と固定したため、A-SPECT の撮像を先に行うよりも両装置の撮像開始時間の間隔が短くできると考えたためである。3 つめは、単施設での検討であったため、CZT SPECT と A-SPECT とともに 1 種類のガンマカメラしか使用しなかったことである。今後は、多施設で多種類のガンマカメラを使用した検討も必要であると考ええる。4 つ目は、 $^{201}\text{TlCl}$ の実投与量を投与直前にドーズキャリブレーションなどで測定しなかったことである。手技の煩雑さやオペレータの放射線被ばく低減を考慮して計算による投与量としたため、今回の検討の実投与量には 3 % 未満の誤差が含まれていると考える。

5. 結 論

$^{201}\text{TlCl}$ 負荷心筋血流 SPECT 検査の投与量は、適切な収集条件と画像再構成条件設定のもとで、負荷方法と被検者の体格を考慮に入れて決定することを提案する。CZT SPECT などの高感度装置は体格の大きな被検者への対応も可能である

が, 収集心筋カウントが不足しないように留意したうえで投与量を低減する必要がある。本検討で使用した収集条件と画像再構成条件において A-SPECT を使用する場合, 喘息や小児などのアデノシン負荷が困難な被検者を除き, BMI が 25.0 kg/m² 未満を対象として 111 MBq を超えない投与量, 20分程度の収集時間, アデノシン負荷による検査施行を推奨する。

謝 辞

稿を終えるにあたり, 本研究にご協力いただいた兵庫県立姫路循環器病センター核医学検査室の皆様へ深謝するとともに, 金沢大学医薬保健研究域保健学系医療科学領域量子医療技術学講座の小野口昌久教授と澁谷孝行助教にこの場を借りてお礼申し上げます。

引用文献

- Maddahi J, Garcia EV, Berman DS, et al. Improved noninvasive assessment of coronary artery disease by quantitative analysis of regional stress myocardial distribution and washout of thallium-201. *Circulation* 1981; **64**(5): 924-935
- Jones AG, Abrams MJ, Davison A, et al. Biological studies of a new class of technetium complexes: the hexakis (alkylisonitrile) technetium (I) cations. *Int J Nucl Med Biol* 1984; **11**(3-4): 225-234
- Narra RK, Nunn AD, Kuczyński BL, et al. A neutral technetium-99m complex for myocardial imaging. *J Nucl Med* 1989; **30**(11): 1830-1837
- Mannting F, Morgan-Mannting MG. Gated SPECT with technetium-99m-sestamibi for assessment of myocardial perfusion abnormalities. *J Nucl Med* 1993; **34**(4): 601-608
- Iskandrian AE, Germano G, VanDecker W, et al. Validation of left ventricular volume measurements by gated SPECT 99mTc-labeled sestamibi imaging. *J Nucl Cardiol* 1998; **5**(6): 574-578
- Chen CC, Huang WS, Hung GU, et al. Left-ventricular dyssynchrony evaluated by Tl-201 gated SPECT myocardial perfusion imaging: a comparison with Tc-99m sestamibi. *Nucl Med Commun* 2013; **34**(3): 229-232
- Hori Y, Yoda S, Nakanishi K, et al. Myocardial ischemic reduction evidenced by gated myocardial perfusion imaging after treatment results in good prognosis in patients with coronary artery disease. *J Cardiol* 2015; **65**(4): 278-284
- Shiraishi S, Sakamoto F, Tsuda N, et al. Prediction of left main or 3-vessel disease using myocardial perfusion reserve on dynamic thallium-201 single-photon emission computed tomography with a semiconductor gamma camera. *Circ J* 2015; **79**(3): 623-631
- Hanif B, Bashir A. Myocardial viability. Assessment and clinical relevance. *Pakistan Heart J* 2005; **38**(3-4): 57-64
- Yamada M, Chikamori T, Doi Y, et al. Negative washout rate of myocardial thallium-201--a specific marker for high grade coronary artery narrowing. *Jpn Circ J* 1992; **56**(10): 975-982
- 西村恒彦. ²⁰¹Tl 心筋 planar/SPECT. 心筋 SPECT の新しい展開. 南江堂, 1994: 6-18
- 高橋海翔, 竹内孝至, 細貝良行, 他. ²⁰¹Tl 心筋血流 SPECT における多焦点ファンビームコリメータを使用した心電図同期位相分割画像の検討. *日放技学誌* 2017; **73**(4): 282-292
- 佐々木貴裕. フラットパネル CT 搭載 SPECT の循環器領域へのアプローチ. *日本放射線技術学会核医学科分会誌* 2012; **65**: 48-53
- 村上智紀, 古嶋昭博, 高木昭浩, 他. Tl-201 イメージングにおける on-peak window 画像と off-peak window 画像の同時収集法の考案. *核医学技術* 2007; **27**(3): 201-209
- 吉塚伸行, 古嶋昭博, 村上智紀, 他. Tl-201 イメージングにおける on-peak window 画像と off-peak window 設定を評価するためのマルチエネルギーウィンドウ・オーバーラップ同時収集法に関する基礎的検討. *核医学技術* 2009; **29**(1): 1-8
- 宇戸棚之, 青山 毅, 葛西立史. オフピークウィンドウ設定によるタリウムイメージング実施のための複数装置を用いた検討. *核医学技術* 2018; **38**(2): 207-213
- 富口静二. SPECT/CT 時代の新しい 3 次元画像再構成法 (Astonish). *MEDIX* 2008; **48**: 25-30
- 増田安彦, 長木昭男, 川瀬安寿, 他. 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント. *核医学技術* 2008; **28**(1): 13-66
- Nakazato R, Berman DS, Hayes SW, et al. Myocardial perfusion imaging with a solid-state camera: Simulation of a very low dose imaging protocol. *J Nucl Med* 2013; **54**(3): 373-379
- Ishihara M, Taniguchi Y, Onoguchi M, et al. Optimal thallium-201 dose in cadmium-zinc-telluride SPECT myocardial perfusion imaging. *J Nucl Cardiol* 2018; **25**(3): 947-954
- 村瀬研也, 西村圭弘, 小野 敦. 医用画像診断機器の最新動向. *日本画像学会誌* 2013; **52**(3):

- 195-204
- 22) Nichols KJ, Tosh AV, Palestro CJ. Prospects for advancing nuclear cardiology by means of new detector designs. *J Nucl Cardiol* 2009 ; **16**(5) : 691-696
- 23) Songy B, Lussato D, Guernou M, et al. Comparison of Myocardial Perfusion Imaging Using Thallium-201 Between a New Cadmium-Zinc-Telluride Cardiac Camera and a Conventional SPECT Camera. *Clin Nucl Med* 2011 ; **36**(9) : 776-780
- 24) Songy B, Guernou M, Lussato D, et al. Low-dose thallium-201 protocol with a cadmium-zinc-telluride cardiac camera. *Nucl Med Commun* 2012 ; **33**(5) : 464-469
- 25) 中田智明, 渡辺重行, 松尾仁司, 他. 心臓核医学検査リスクマネージメント負荷心筋シンチグラフィに関する安全指針 WG 報告. 日本心臓核医学会ニュースレター「心臓核医学」2008 ; **9**(3) : 6-10
- 26) 中田智明, 渡辺重行, 松尾仁司, 他. 心臓核医学検査リスクマネージメント負荷心筋シンチグラフィに関する安全指針 WG 報告 (2013年4月改定). 日本心臓核医学会誌 2014 ; **16**(1) : 34-40
- 27) Erlandsson K, Kacperski K, van Gramberg D, et al. Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol* 2009 ; **54**(9) : 2635-2649
- 28) Gambhir SS, Berman DS, Ziffer J, et al. A novel high-sensitivity rapid-acquisition single-photon cardiac imaging camera. *J Nucl Med* 2009 ; **50**(4) : 635-643
- 29) McLaughlin AF. Thallium scanning. *Aust Prescr* 1994 ; **17** : 57-61
- 30) Thornhill RE, Prato FS, Wisenberg G. The assessment of myocardial viability: a review of current diagnostic imaging approaches. *J Cardiovasc Magn Reson* 2002 ; **4**(3) : 381-410
- 31) 片渕哲朗, 工藤 崇, 鈴木康裕, 他. 心臓核医学検査に伴う医療被ばくの最適化に関する WG 報告. 心臓核医学 2019 ; **21**(1) : 28-31
- 32) 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME). 日本の診断参考レベル (2020年版). http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf
- 33) Einstein AJ, Berman DS, Min JK, et al. Patient-centered imaging: shared decision making for cardiac imaging procedures with exposure to ionizing radiation. *J Am Coll Cardiol* 2014 ; **63**(15) : 1480-1489
- 34) Iskandrian AS, Verani MS, Heo J. Pharmacologic stress testing: mechanism of action, hemodynamic responses, and results in detection of coronary artery disease. *J Nucl Cardiol* 1994 ; **1**(1) : 94-111
- 35) Cerqueira MD, Allman KC, Ficaro EP, et al. Recommendations for reducing radiation exposure in myocardial perfusion imaging. *J Nucl Cardiol* 2010 ; **17**(4) : 709-718