

—臨床応用—

深吸气停止収集法 (BrST) の心筋血流 SPECT への応用

木南 眞治¹⁾ 熊井 由昌²⁾林 万寿夫²⁾ 堀内 承治³⁾¹⁾淀川キリスト教病院 放射線課²⁾大阪医科大学附属病院 中央放射線部³⁾大阪市立総合医療センター 中央放射線部

Application of the Deep Breath-hold acquisition method (BrST) to myocardial perfusion SPECT

Shinji KINAMI¹⁾, Yoshiaki KUMAI²⁾,
Masuo HAYASHI²⁾, Syoji HORIUCHI³⁾¹⁾Department of Radiology Yodogawa Christian Hospital²⁾Department of Clinical Radiology Osaka Medical College Hospital³⁾Central Radiology Department Osaka City General Hospital

(article received : ● ●, 2014)

Key Words : myocardial perfusion scintigraphy, SPECT, BrST, breath hold, artifact

1 緒言

Single Photon Emission Computed Tomography (以下 : SPECT) を用いた安静心筋血流シンチグラフィ (以下 : 心筋血流 SPECT) において, 心筋の拍動に関しては Gated SPECT 法が開発され一般的に使用されている。一方, 呼吸による横隔膜や腹部臓器の移動 (以下 : 呼吸運動) に関しては, 収集時間が10~30分と長時間に及ぶため, 通常は安静呼吸状態で収集されているのが現状である。しかし心臓は, 横隔膜を挟んで肝臓などの腹部臓器に接しているため, 呼吸運動がモーションアーチファクトの原因となる場合がある¹⁾。また, 心筋血流 SPECT の再構成時の左心室に対する肝臓からの影響として, 肝内胆管の高集積によるストリークアーチファクトや肝臓による減弱のためアンダーシュートなどを生じさせる場合がある¹⁾。以上のような理由から, 呼吸を制御した状態での撮像の必要性が考えられた。呼吸を深吸气で停止した状態で SPECT の撮像を可能にした Deep Breath hold SPECT 法 (以下 : BrST 法) は,

腫瘍核医学領域や呼吸器核医学領域において横隔膜近傍での有用性が報告されている²⁻⁴⁾。今回, 我々は心筋血流 SPECT において BrST 法により画像が改善するかを, 通常呼吸状態で収集した方法 (Free Breathing 以下 : FB 法) と BrST 法により臨床例で比較し有用性について検討を行った。

2 方法

2-1 使用機器

ガンマカメラは e.cam duet (東芝メディカルシステムズ社製), データ処理装置は GMS-5500A/PI (東芝メディカルシステムズ社製) である。

2-2 対象

対象は, 2003年1月より2006年8月までの間に行った虚血性心疾患 (67例), 労作性狭心症 (5例) および陳旧性心筋梗塞などその他 (9例) で ²⁰¹TiCl₃ による安静心筋血流 SPECT を依頼された患者81名中, BrST 法を施行し得た70名 (男 : 女 = 47名 : 23名), 平均年齢64.4歳 (男 : 女 = 66.2歳 : 61.0歳) である。除外した11症例中, 後

述する息止め練習時に BrST 法不可能と判断した症例は 6 例, BrST 法施行中に中止した症例は 5 例であった。撮像はすべての患者に対して, 収集中いつでも BrST 法での収集を中止し通常方法での検査を行えること, および BrST 法に同意しなかった場合や途中で通常方法に変更した場合でも診療上の対応等に影響がないことを十分に説明し同意を得て実施した。なお本研究は, 実施当時の倫理規程に従って行った。また個人情報保護に関して, 画像出力時には個人情報が含まれないように配慮した。

2-3 検査方法

撮像は $^{201}\text{TlCl}$ 111 MBq を静脈投与後15分から開始した。収集開始までの時間を利用して, 対象患者に対して 3 ~ 6 回の息止め練習を行った。撮像時の収集条件は, LEHR コリメータを装着した 2 検出器対向で, 収集モードは step and shoot による 360 度収集, 収集角度は 3 度 step, 1 方向あたりの収集時間は 15 秒/step, 拡大率 1.23 倍, マトリックスサイズ 128 (1 pixel = 3.9 mm), エネルギーウィンドウは $70 \text{ keV} \pm 10\%$ であり, 減弱補正および散乱補正は行わなかった。奇数番目のステップを深吸気停止, 偶数番目のステップを通常呼吸で収集を行い, 全 120 フレームの画像のうち奇数フレームを BrST 法, 偶数フレームを FB 法の画像とした²⁻⁴⁾。収集時, 検査担当者は患者のベッドサイドにて決められた手順で息止めの指示を行った。1 検査あたりの収集時間は, カメラの移動時間を含め約 20 分であった。収集後, 処理

装置にて, 深吸気停止相と通常呼吸相のプロジェクションデータの分離を行った³⁾。各プロジェクションデータに対して, 前処理フィルタに Butterworth filter (遮断周波数: 0.42 cycles/cm , 次数: 8), 再構成フィルタに ramp filter を用いて FBP 法 (filtered back projection method) により再構成を行った。なお, 今回の検討に用いた収集条件でのプロジェクションデータにおける心筋に対する左前斜位 45 度からのカウントは, 対象 70 症例で 1 ピクセルあたり平均 20.44 ± 5.23 カウントであった。

2-4 検討項目

2-4-1 変化量比較

変化量の測定方法は, 再構成を行った横断像より Maximum Intensity Projection (以下: MIP) 画像を作成し, 前面方向の MIP 画像を用いて, BrST 法と FB 法それぞれの心筋と肝臓の高さを次の方法で測定した。画面に表示された FB 法, BrST 法それぞれの画面上の MIP 画像の下辺より, 心臓下端への距離 (以下: H), 肝臓上端への距離 (以下: L) (Fig. 1) とした。なお, 同一患者において FB 法および BrST 法は, 一連の収集で行われるため, 両方法において MIP 画像の視野の下辺は変化しない。計測された L から H を差分し心肝差分量 (以下: L-H) を求めた。更に, FB 法および BrST 法での L-H (以下: FB (L-H) および BrST (L-H)) を差分して心肝差分変化量 (mm) = FB (L-H) - BrST (L-H) を求めた。なお, 移動量の評価においては SPECT の分解能を考慮

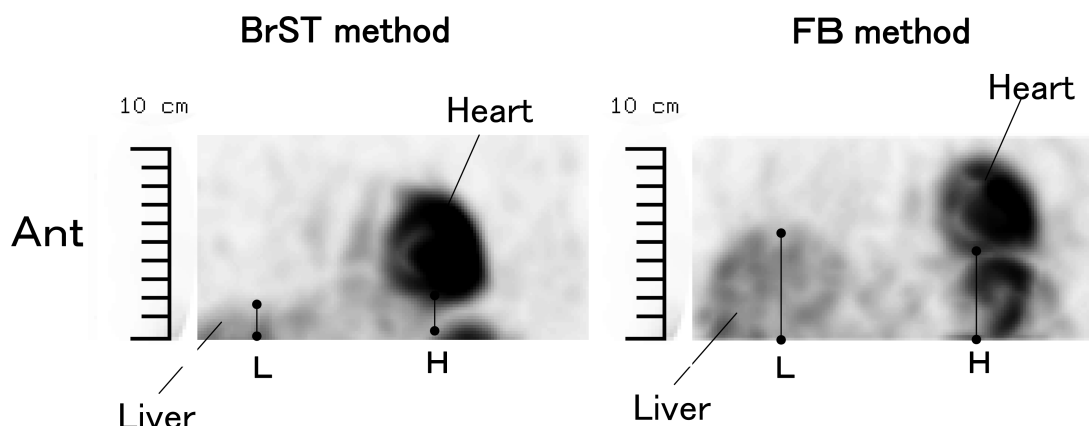


Fig. 1 MIP 画像での測定法

画像の下端から肝臓上部までの距離を (L) と心筋下端までの距離を (H) と定義する。

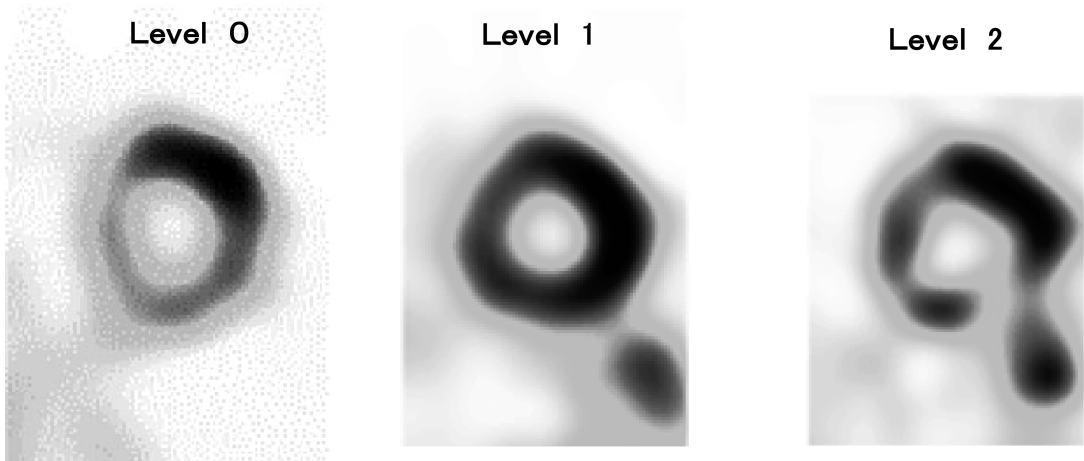


Fig. 2 症例における Level 分類法

SA 再構成画像視野内に、他臓器の集積が存在しない場合を Level 0、他臓器の集積が心筋周辺にある場合を Level 1、他臓器が心筋と明らかに近接している場合を Level 2とした。

して 5 mm 間隔とした。FB(L-H) と BrST(L-H) に対して両側の対応のある paired-t test を用い、 $P < 0.01$ を統計的有意差ありとして、有意差検定を行った。

2-4-2 心筋と他臓器の近接の程度の比較

SPECT 再構成画像の short axis (以下: SA) 画像を用い、同一症例の FB 法および BrST 法の画像をモニター上に並べて表示し、心基部から心尖部へスクロールさせながら近接の程度を視覚的に分類した。判断基準は SA 再構成画像視野内に、他臓器の集積が存在しない場合を Level 0、他臓器の集積が心筋周辺に存在する場合を Level 1、他臓器が心筋と明らかに近接している場合を

Level 2 とした (Fig. 2)。

3 結果

3-1 変化量比較

FB(L-H) および BrST(L-H) それぞれの計測値 (平均値 $\pm$ 標準偏差) のヒストグラムを Fig. 3 に示す。縦軸は頻度、横軸は心肝差分量を表す。FB 法で 30.4 ± 16.3 mm, BrST 法で 14.9 ± 14.1 mm を示し、両群間には統計学的な有意差 ($P < 0.01$) が認められた。心肝差分変化量の結果を Fig. 4 に示す。縦軸は頻度、横軸は心肝差分変化量を表す。心肝差分変化量の平均値と標準偏差が 15.5 ± 11.4 mm (中央値 15.0 mm) で、ヒストグ

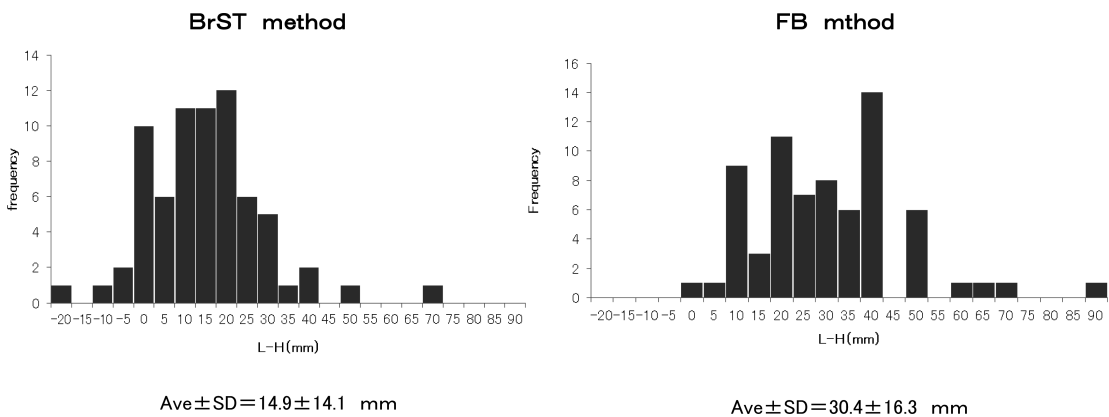


Fig. 3 BrST 法と FB 法における L-H の分布
BrST 法 (14.9 ± 14.1 mm) と FB 法 (30.4 ± 16.3 mm) であった。

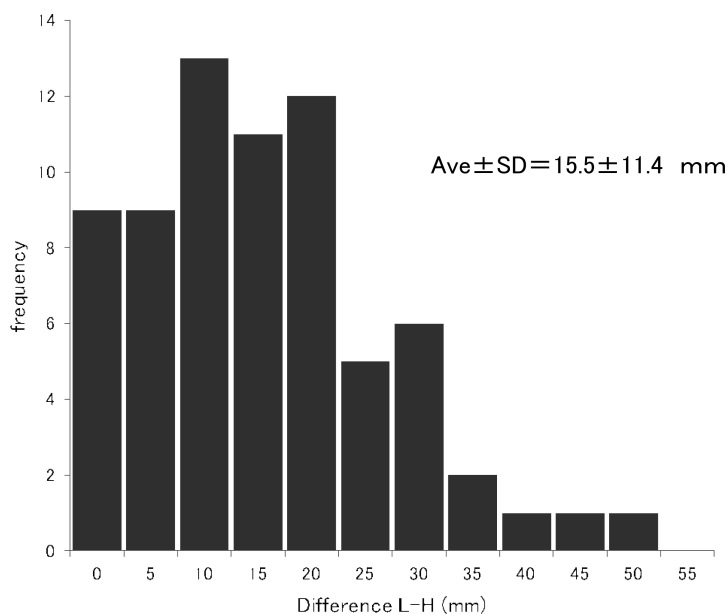


Fig. 4 心肝差分変化量の頻度
BrST 法と FB 法の心肝差分変化量は, 15.5 ± 11.4 mm であった。

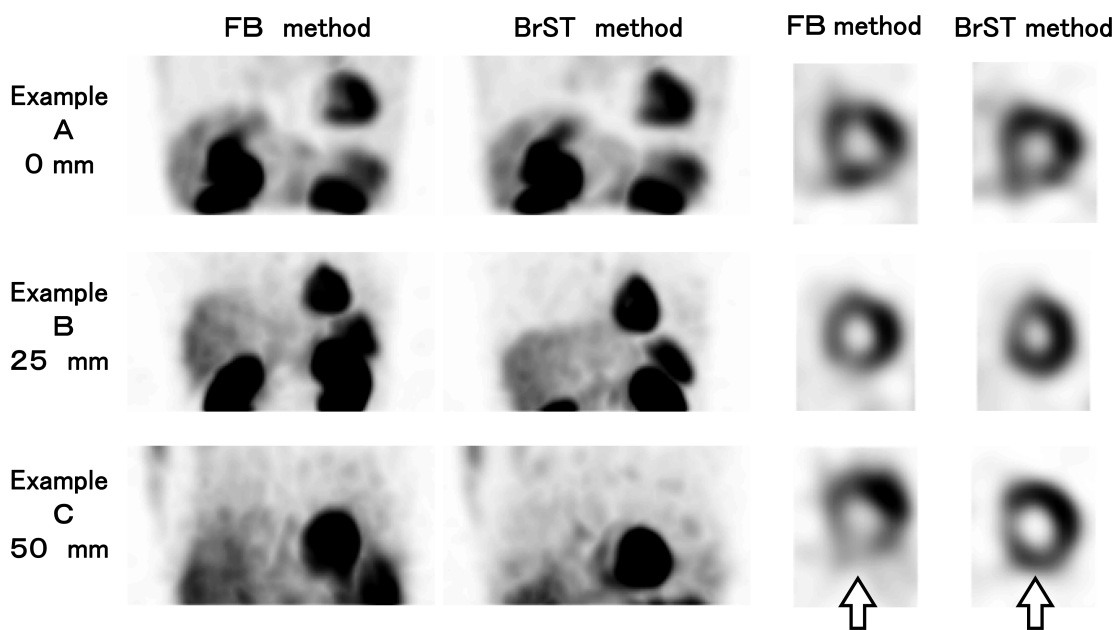


Fig. 5 心肝差分変化量 0, 25, 50 mm における臨床例
心肝差分変化量が 0 mm, 25 mm, 50 mm の症例を示す。心肝差分変化量が大きくなるほど, FB 法の心臓と肝臓のオーバーラップが多くなる。その結果 50 mm では, 矢印で示すように, FB 法で不明瞭であった部分が BrST 法では明瞭となった。

ラム上 30 mm 以下に 92.9% が分布している。

Fig. 5 に心肝差分変化量が 0 mm, 25 mm, 50 mm の症例を示す。心肝差分変化量が大い

50 mm の症例の SA 像では, 矢印に示す部分に FB 法で下壁の集積低下が BrST 法に比べ顕著に認められた。

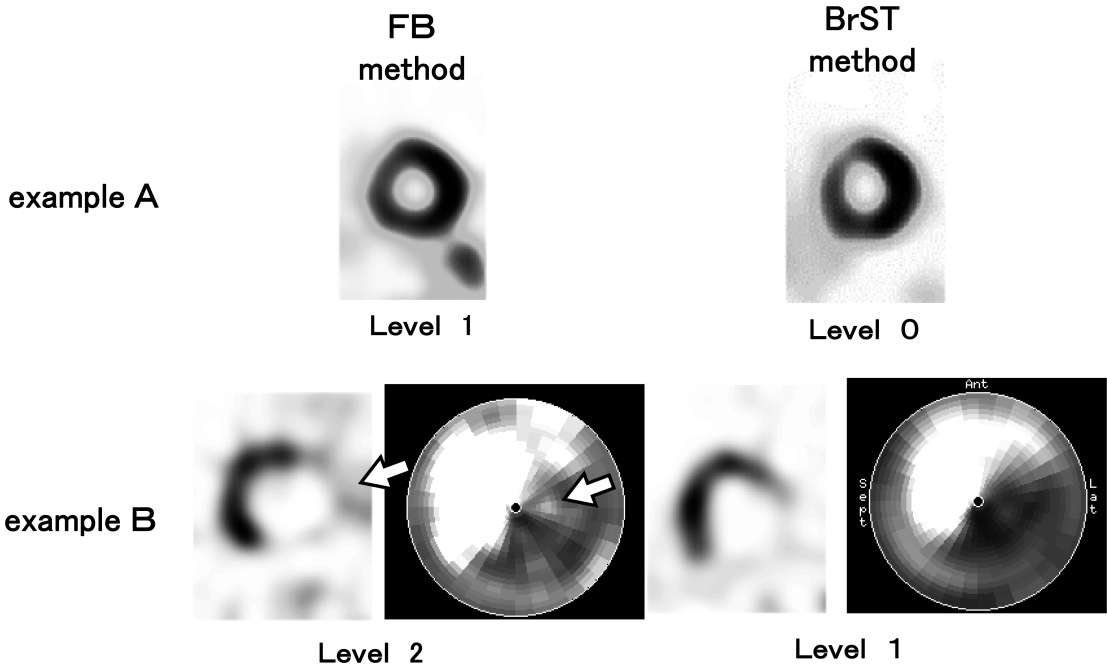


Fig. 6 臨床例

症例A, BともBrST法はFB法と比較して他臓器との近接が改善されている。症例Bのpolar mapでは, FB法で白矢印に示す他臓器と考えられる集積がBrST法では低下している。またFB法のSA像で認められた側下壁の不明瞭な集積低下が, BrST法では明瞭になった。

Table 1 FB法とBrST法におけるLevel分類頻度
FB法で21.4%がLevel 2であったが, BrST法ではLevel 2が0%になり, Level 0が80%になった。

Level		0	1	2
FB method	number of cases	26	29	15
	percentage (%)	37.1	41.4	21.4
BrST method	number of cases	56	14	0
	percentage (%)	80.0	20.0	0

3-2 心筋と他臓器の近接の程度の比較

Fig. 6に臨床例における同一スライス上のSA像において上段に症例A, 下段に症例Bの心筋画像を示す。症例Bでは, 他臓器との近接の程度を認めやすいようにpolar mapも合わせて示す。症例AはFB法でLevel 1, BrST法でLevel 0であった。症例BではFB法でLevel 2, BrST法でLevel 1であった。2例ともBrST法はFB法と比較して, 他臓器との近接の程度が改善されている。症例Bのpolar mapでは, FB法で白矢印に示す他臓器と考えられる集積が認められるが, BrST法では認められなかった。また側壁や下壁の集積低下がFB法では不明瞭であるが, BrST法では明

瞭になった。

70症例についてBrST法とFB法の各々の視覚によるLevel分類を**Table 1**に示す。臨床結果の視覚的評価においてFB法では, Level 0が26例(37.1%), Level 1が29例(41.4%), Level 2が15例(21.4%)であった。一方BrST法ではLevel 0が56例(80.0%), Level 1が14例(20.0%), Level 2が0例(0%)であった。

4 考察

肺野は, 呼吸運動において約1~4 cmの内部位置移動がある。その移動は三次元的に複雑な動きを示すが, 頭尾方向に最大で, 下肺野ほど大き

いと報告されている⁵⁾。これは、下肺野と接する心臓においても、同様に呼吸の影響を受けることが予想され、安静心筋 SPECT 収集はこのような呼吸運動を含んだ画像となる。今回この影響が BrST 法により改善するかどうかを、心肝差分変化量および心筋と他臓器の近接の程度の比較にて評価を行った。

Fig. 3 に示す L-H は、肝臓上端と心筋下端の距離を表わし、値が大きいほど心筋下端が肝臓上端より下方に存在するオーバーラップが多くなることを意味する。BrST 法は FB 法に比べて、半分程度の L-H になっている。心肝差分変化量を示す **Fig. 4** では 10~20 mm にピークがあり、30 mm 以下に 65 例 (92.9%) が存在している。L-H が大きい場合、プロジェクションデータにおいて心筋と肝臓が重なって観察されるオーバーラップの割合が多くなる。その結果、**Fig. 5** に示す症例 C のように心肝差分変化量が 50 mm と大きい場合、FB 法の SA 画像のように心筋下壁の集積が不明瞭だったものが、BrST 法では矢印で示すように明瞭になっている。これは FB 法では L-H が大きいので、心筋と肝臓のオーバーラップが多く、再構成時における肝臓による減弱の影響^{1,6)}が関係していると考えられる。逆に BrST 法では L-H が小さくなることから、オーバーラップの割合が少なくなる。その結果、減弱の影響の改善を期待できると考えられる。

また、^{99m}Tc 製剤を使用し、肝内胆管の高集積が存在した場合でも、FB 法と比較して BrST 法では、L-H が小さくなることから、SPECT 撮像時のプロジェクション画像での心筋と高集積の近接が回避でき、ストリークアーチファクトによる画質の低下の改善が期待できる。

次に、心筋と他臓器の近接の程度の比較について考察する。**Fig. 6** に示す example B の FB 法は、心筋欠損部分近傍に周囲臓器と考えられる集積があるために Level 2 であった。これは呼吸移動により周辺臓器との近接が生じ欠損部のカウントが上昇する。このため、SA 画像上ではオーバーシュートの影響⁶⁾が認められ、側壁や下壁の集積低下部位の描出が不明瞭であったと考えられる。また、polar map 上でも同様の現象が認められる。しかし、BrST 法では polar map 上の多臓

器からの近接が生じないので、SA 画像でのオーバーシュートの影響⁶⁾が認められなくなっており、側壁や下壁の集積低下部位も明瞭に描出されている。これらに加えこの現象は、呼吸による心筋の移動により心筋カウントが分散されるモーションアーチファクトの影響が考えられる。よって BrST 法では、呼吸によるモーションアーチファクトの低減にも有用ではないかと考えられる。

また、**Table 1** に示す通り FB 法において、6 割以上の症例で心筋集積と心筋の周囲臓器との近接が認められたが、BrST 法では 2 割程度しか認められなかった。さらに FB 法で 2 割以上に認められた心筋と心筋の周囲臓器が近接している状態の Level 2 が、BrST 法では全く認められなくなった。これは深呼吸で停止しているため、呼吸による横隔膜の下降に伴い周囲臓器の下降が生じ心筋との分離によるものと考えられる。このことより、臨床上問題となる周辺他臓器からの影響を低減する可能性を示唆された。

今回の検討では、²⁰¹Tl を用いて行ったが、^{99m}Tc 製剤による心筋血流 SPECT では、²⁰¹Tl より肝臓集積が高く腸管への排泄を行うため、より他臓器からの影響を受ける可能性があり⁷⁻¹¹⁾、これらを解決する手法として BrST 法は有用であると考えられる。

5 結語

- 1) BrST 法により、プロジェクションデータ上で心筋と肝臓のオーバーラップが少なくなり、肝臓からの減弱の影響を低減及びストリークアーチファクトの回避が可能となる。
- 2) BrST 法により、心筋と他臓器との近接が改善し、モーションアーチファクトの抑制によりボケの影響を低減できる。
- 3) 以上より BrST 法は、アーチファクトの低減に効果的であり心筋血流 SPECT に有用であることが示された。

謝 辞

本論文の作成にあたりご協力いただいた、日本メジフィジックス社の仁井田秀治氏、高山正弘氏に感謝いたします。

引用文献

- 1) 日本核医学技術学会編：核医学技術総論：207-209, 山代印刷株式会社出版部, 2008
- 2) 河合崇史, 堀内承治, 林万寿夫, 他：体幹部領域における深吸気時停止 SPECT 法の有用性に関する研究—分解能の向上に関する検討—, 日放技学誌, **61**(8)：1144-1150, 2005
- 3) 出口千尋, 林万寿夫, 芦田健二, 他：体幹部領域における深吸気時停止 SPECT 法の有用性に関する研究, 核医学技術, **25**：169-176, 2005
- 4) Komori T, Narabayashi I, Hayashi M, et al: Evaluation of breath-hold 201Tl SPECT in the differential diagnosis of solitary pulmonary nodules. *Annals of Nuclear medicine*, **19**(4)：277-281, 2005
- 5) Onishi H, Kuriyama K, omyama T, et al: CT evaluation of patient deep inspiration self-breath-holding: how precisely of respiratory monitoring devices? *Med Phy*, **30**(6)：1183-1187, 2003
- 6) Germano G, Chua T, Kiat H, et al: A quantitative phantom analysis of artifacts due to hepatic activity in technetium-99m myocardial SPECT perfusion studies. *J Nucl Med*, **35**(2)：356-359, 1994
- 7) 今井嘉門, 浅川喜祐, 星野寛倫, 他：MIBI 心筋シンチのアーチファクトの原因に関して, 核医学, **32**：307-310, 1995
- 8) 大西英雄, 増田一孝, 高田政彦, 他： ^{99m}Tc 標識心筋血流製剤を用いた心筋 SPECT 画像への肝臓からの影響, 核医学, **35**：375-383, 1998
- 9) 高木昭浩, 岡田和弘, 浦田譲治, 他： ^{99m}Tc 心筋血流製剤を用いた SPECT 撮像における肝の高集積が心筋に及ぼす影響の軽減；マスク処理法の有用性と問題点, 核医学, **36**：459-465, 1999
- 10) 西尾剛, 遠藤健一, 田邊芳雄, 他：心筋 SPECT に対する OS-EM 法の適用—心臓肝臓ファントムを用いたアーチファクト軽減効果の検討—, 日本放射線技術学会雑誌, **58**：1061-1065, 2002
- 11) 若林康治, 諸澄邦彦, 柴崎匡樹, 他：アデノシン負荷 ^{99m}Tc -tetrofosmin 心筋 SPECT の周辺臓器集積から推測する至適撮像開始時間の検討, 日本放射線技術学会雑誌, **64**：57-64, 2007