

—原 著— (カラー論文)

深吸気停止 SPECT (BrST) を用いた X線 CT による減弱補正の検討

林 万寿夫¹⁾ 熊井 由昌¹⁾ 出口 千尋¹⁾
小森 剛¹⁾ 漠那 憲聖¹⁾ 楢林 勇¹⁾

¹⁾大阪医科大学附属病院放射線科

堀内 承治²⁾

杉林 慶一³⁾

²⁾大阪市立北市民病院放射線科

³⁾関西医科大学附属病院放射線部

木南 眞治⁴⁾

河合 崇史⁵⁾

⁴⁾淀川キリスト教病院放射線科

⁵⁾大阪市立十三市民病院放射線科

Attenuation Correction by X-ray CT Using Deep Breath-Hold SPECT (BrST) Method

Masuo HAYASHI¹⁾, Yoshimasa KUMAI¹⁾, Chihiro DEGUCHI¹⁾,
Tsuyoshi KOMORI¹⁾, Kensei KANNA¹⁾ and Isamu NARABAYASHI¹⁾

¹⁾Department of Radiology, Osaka Medical College Hospital

Syoji HORIUCHI²⁾

Keiichi SUGIBAYASHI³⁾

²⁾Department of Radiology, Osaka City Kita Hospital

³⁾Department of Radiology,

Shinji KINAMI⁴⁾

Kansai Medical University Hospital

⁴⁾Department of Radiology,

Takashi KAWAI⁵⁾

Yodogawa Christian Hospital

⁵⁾Department of Radiology, Osaka City Juso Hospital

(article received : Mar 6, 2006 ; revision accepted : Jun 21, 2006)

Summary

Recently, the development of DICOM networks and software has made possible SPECT attenuation correction using X-ray CT, mainly of the head. However, for thoracic and abdominal imaging, X-ray CT data is acquired with patients performing deep breath-hold, whereas for SPECT image acquisition patients breathe normally. Accurate attenuation correction has been difficult to attain because motion of organs in the diaphragm region due to respiration causes positional discrepancy between the attenuation map obtained by X-ray CT and the SPECT images. We developed a deep breath-hold SPECT (BrST) method and examined the utility of the method in attenuation correction by X-ray CT in the thoracic and abdominal regions of the body.

Methods: We built a device to simulate respiratory movement and used it in combination with a heart and liver phantom to evaluate the impact of breathing motion on the attenuation correction of myocardial SPECT imaging. The free breathing (FB) method and BrST method were compared in myocardial perfusion scintigraphy and liver scintigraphy in a clinical setting.

Results: The SPECT count distribution was observed to be homogeneous in the phantom myocardium without breathing motion, while distribution became heterogeneous with breathing motion. In clinical myocardial SPECT imaging, the FB method produced artifacts similar to those of

the phantom breathing motion. In clinical myocardial SPECT imaging using the standard NR method similar artifacts were observed as in the simulated NR phantom. However, using the BrST method both the image homogeneity of healthy myocardium and the image contrast in the infarcted region improved. In clinical liver SPECT, underconection occurred in the upper lobe by the FB method. However, accurate attenuation correction was possible by the BrST method, and contrast was also improved. The BrST method, in which SPECT data are acquired with patients performing deep breath-hold as in X-ray CT scanning, was shown to be useful for attenuation correction using X-ray CT.

Key words: Breath-hold SPECT (BrST) method, Attenuation correction, Torso imaging, Respiratory motion, X ray-CT

要 旨

近年, DICOM ネットワークと重ね合わせソフトの発達により, X 線 CT を用いた SPECT 減弱補正が可能となってきた. 体幹部領域では, X 線 CT は深吸気停止で撮影を行っているが, SPECT では自由に呼吸をした状態でデータ収集を行っている. このことにより, X 線 CT 画像を用いた減弱マップと SPECT 画像の位置ズレが生じ, 正確な減弱補正を行うことが困難であった. 我々が開発した, 深吸気停止でデータを収集する breath-hold SPECT (deep breath-hold SPECT: BrST 法) を用い, 体幹部領域の X 線 CT による減弱補正法における BrST 法の有用性の検討を行った.

方法: ファントムを用い, 呼吸による動きが心筋および肝 SPECT の減弱補正に与える影響を評価した. さらに, 臨床例において自由呼吸 (free breathing: FB 法) と BrST 法の比較を行った.

結果: ファントム実験において, 呼吸移動のない状態では正確な減弱補正が可能であったが, 呼吸移動ありでは不均一な減弱補正となった. 臨床例においても, FB 法は CT と SPECT の位置決め画像にミスマッチが生じ, 再構成画像にモーションアーチファクトやアンダーコレクションが生じた. しかし, BrST 法は正確な減弱補正が可能となり, コントラストも向上した. このことにより, X 線 CT を用いた減弱補正を行う場合, X 線 CT と同様の深吸気停止で収集する BrST 法は有用であることが示された.

1. 緒 言

近年, DICOM ネットワークと重ね合わせソ

フトの発達により, 主に頭部において X 線 CT 画像を用いた不均一減弱マップを作成することにより精度の高い SPECT 減弱補正が可能となり実用化されてきた^{1,2)}. 体幹部領域では, 肺の空気と縦郭, 腹部などの実質臓器および脊椎などの骨組織により複雑な減弱係数分布をしている. この複雑な減弱係数分布を補正する方法として, 近年, X 線 CT 画像を用いた方法や種々の補正方法が開発されている³⁻⁵⁾. しかし, 体幹部領域の SPECT 収集においては収集時間の長さから通常自由呼吸で収集が行われてきたため, 複雑な減弱係数分布に加え, 呼吸運動に伴う横隔膜の移動によるモーションアーチファクトが発生する. 一方, X 線 CT は通常深吸気停止で撮影を行っているため, 自由呼吸の SPECT 画像と重ね合わせた場合, X 線 CT 画像を用いた減弱マップと SPECT 画像の位置ズレが生じ, 正確な減弱補正を行うことが出来ない可能性が生じてくる^{6,7)}.

我々は, Step and shoot mode にて深吸気停止と通常呼吸を交互にデータ収集を行い, 深吸気停止のみのデータを抽出し SPECT 画像を作成する breath-hold SPECT (deep breath-hold SPECT: BrST 法) を開発し臨床に応用してきた⁷⁻⁹⁾. 今回, 体幹部領域の X 線 CT による減弱補正法における BrST 法の有用性の検討を行った.

2. 方 法

2-1. 使用機器

SPECT 装置は 2 検出器型の e-cam duet (東芝社製), コリメータは LEHR (システム分解能 8.4 mm) を使用した. データ処理装置は GMS-5500A/PI (東芝社製) を使用した.

Fusion ソフトは Automatic Registration Tool

(ART) を使用した¹⁰⁾。CT 装置は Aquillion (東芝社製), X-Vigor (東芝社製) を使用した。ファントムは心臓肝臓ファントム (京都科学 HL 型) および肝臓腎臓ファントム (京都科学 LKS 型) を使用した。

2-2. 散乱減弱補正法

DICOM サーバーより Retrieve した CT 画像を ART 法を用い, 散乱線除去を行わない SPECT 画像と位置合わせの後減弱マップ化する。次に, TEW 法¹¹⁾により散乱線を除去したプロジェクションデータを用い FBP 法にて再構成後, 減弱マップ化した CT 画像を用い Chang 法の後補正により減弱補正を行う (TEW+X ray CT 法)¹⁾。

X線 CT 画像と位置合わせの手法は, ART を用いたランドマーク法により行った。重ね合わせのランドマークとして, 心筋, 肝臓, 体輪郭を用いた。

2-3. 検討項目

検討 1) ファントムによる評価

^{99m}Tc 標識製剤を対象に, 心臓肝臓ファントムおよび肝臓腎臓ファントムと自作呼吸移動装置を用い, ファントムを動かさない深吸気停止 (BrST 法) を想定した場合と, 自分の呼吸に合わせてファントムを上下方向に 2.5 cm 移動しながら収集を行う通常呼吸 (free breathing: FB 法) を想定した場合の比較を行った。

心臓肝臓ファントム実験では, 肝臓に RI が存

在しない場合と, 存在した場合を短軸断層像とブルズアイマップで評価した。肝臓腎臓ファントムでは前額面断層像で評価した。

ファントム実験に使用する自作呼吸移動装置 (木製) は, ファントムと架台を手動にて任意の距離を上下に移動することにより腹部の呼吸運動を擬似的に再現できる (Fig. 1)。

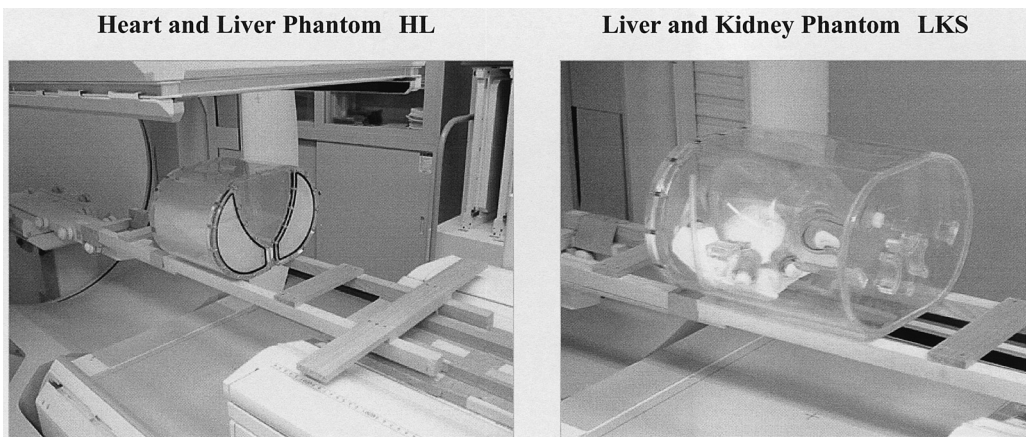
検討 2) 臨床データによる評価

臨床例において心筋血流シンチグラフィおよび肝シンチグラフィで BrST 法と FB 法の比較を行った^{7~9)}。

検討を行った検査は, ^{99m}Tc-MIBI を用いた心筋血流シンチグラフィ 7 例 (男性 6 名, 女性 1 名, 平均年齢 68.7 歳), ^{99m}Tc-フチン酸を用いた肝シンチグラフィ 1 例 (女性 1 名, 年齢 18 歳), および, ^{99m}Tc-GSA を用いた肝受容体シンチグラフィ 12 例 (男性 8 名, 女性 4 名, 平均年齢 53.9 歳) でファントムによる評価と同様の評価を行った。

さらに, 心筋血流シンチグラフィと肝受容体シンチグラフィで呼吸運動によるミスマッチの頻度について BrST 法と FB 法の比較を行った。

心筋血流シンチグラフィは, ^{99m}Tc-MIBI 投与後 60 分より BrST 法にて SPECT 収集を行った。肝シンチグラフィは, ^{99m}Tc-フチン酸投与後 10 分より BrST 法にて SPECT 収集を行った。肝受容体シンチグラフィは, ^{99m}Tc-GSA 投与後 40 分より BrST 法にて SPECT 収集を行った。

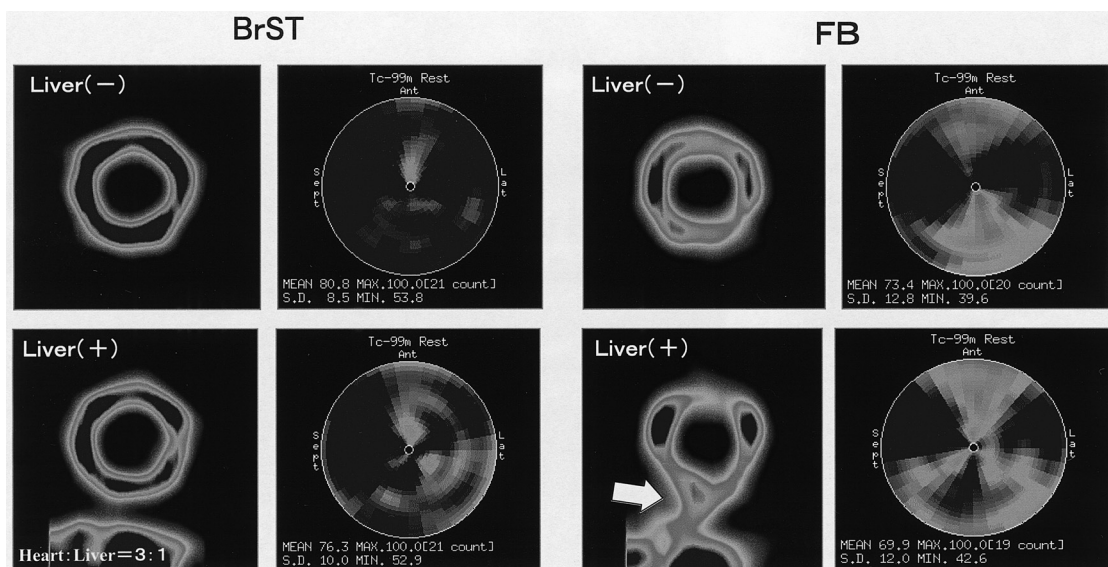


The heart and liver phantom (HL model, Kyoto), the liver and kidney phantom (LKS model, Kyoto) and the custom-built device used to simulate respiratory movement are shown.

Fig. 1 Phantom.

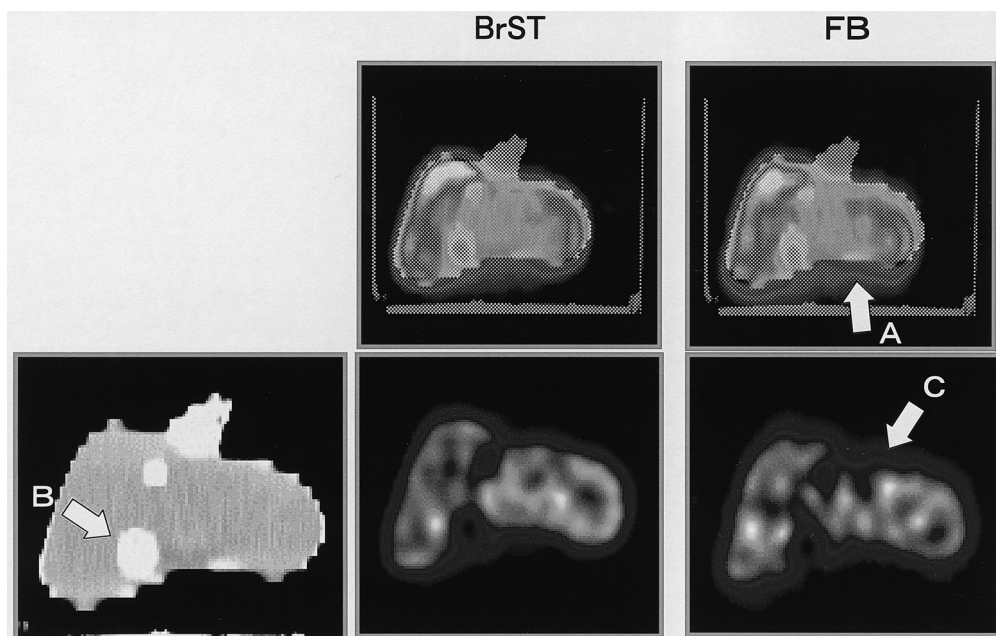
被験者には、十分な説明と同意の上、数回の呼吸停止練習を行った後 BrST 法にて収集を施行し

た。呼吸停止の合図は、被験者のそばで技師が口頭にて行った。



The upper figure shows the liver without radioisotope (RI) and the lower shows the liver with radioisotope. In the BrST method, irrespective of the presence or the absence of RI in the liver, the spatial count distribution count was homogeneous in both Short Axial and Bull's Eye map images. In the FB method, a decrease in the counts in the anterior and inferior walls of the myocardium was observed when there was no RI present in the liver. With RI in the liver, an spatial overlap was observed between the myocardium and the liver as indicated by the arrow.

Fig. 2 Short Axial and Bull's Eye map in the heart and liver phantom study.



In the liver and kidney phantom experiment, the respiratory movement (FB) study resulted in a spatially inhomogeneous count in the diaphragm region with translated cold spot as compared to the deep breath-hold (BrST) method.

Fig. 3 Liver and kidney phantom study.

BrST 法の収集条件は、ファントム実験、臨床ともにマトリクスサイズ128×128、1方向15秒収集で行った⁷⁻⁹⁾。

SPECT の再構成処理は、ファントム実験、臨床とも散乱減弱補正を行い、再構成法は FBP 法を用い、前処理フィルターは Butterworth、心筋血流シンチグラフィは、次数8遮断周波数 0.50 cycles/cm、肝シンチグラフィは、次数8遮断周波数 0.44 cycles/cm、肝受容体シンチグラフィは、次数8遮断周波数 0.41 cycles/cm で行った。

3. 結 果

検討1) ファントムによる評価

心臓肝臓ファントム実験の結果を Fig. 2 に示す。BrST 法では、肝臓の RI 集積の有無に関わらず短軸断層像、ブルズアイマップとも均一な分布を示した。FB 法では、肝臓に RI 集積が無い場合、前壁と下壁にカウント低下部位が認められた。また、肝臓に RI 集積が有る場合は矢印に示す部分に、心筋と肝臓が重なる部分が生じた。

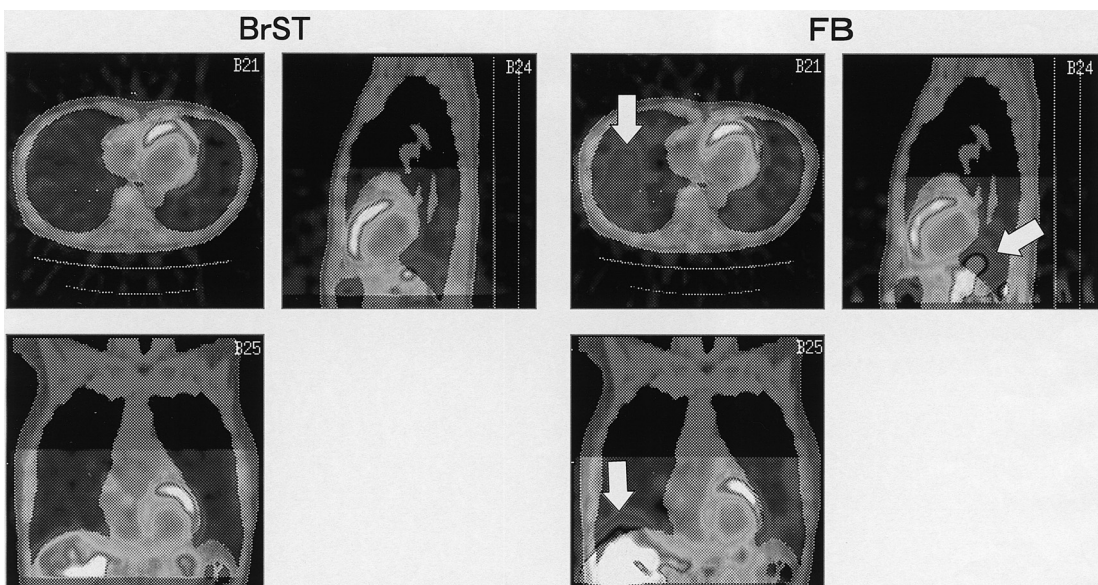
肝臓腎臓ファントム実験の結果を Fig. 3 に示す。上段に示す CT と SPECT の位置決め画像で

は、BrST 法は CT と SPECT が一致したが FB 法では矢印 A に示す肝臓下部にミスマッチが生じた。矢印 B に示すファントム内のコールドスポットは減弱補正後の SPECT 画像では、BrST 法に比し FB 法は変形が認められ小さく描出された。

さらに、FB 法は、矢印 C に示す横隔膜部分および肝内のカウントが不均一となった。

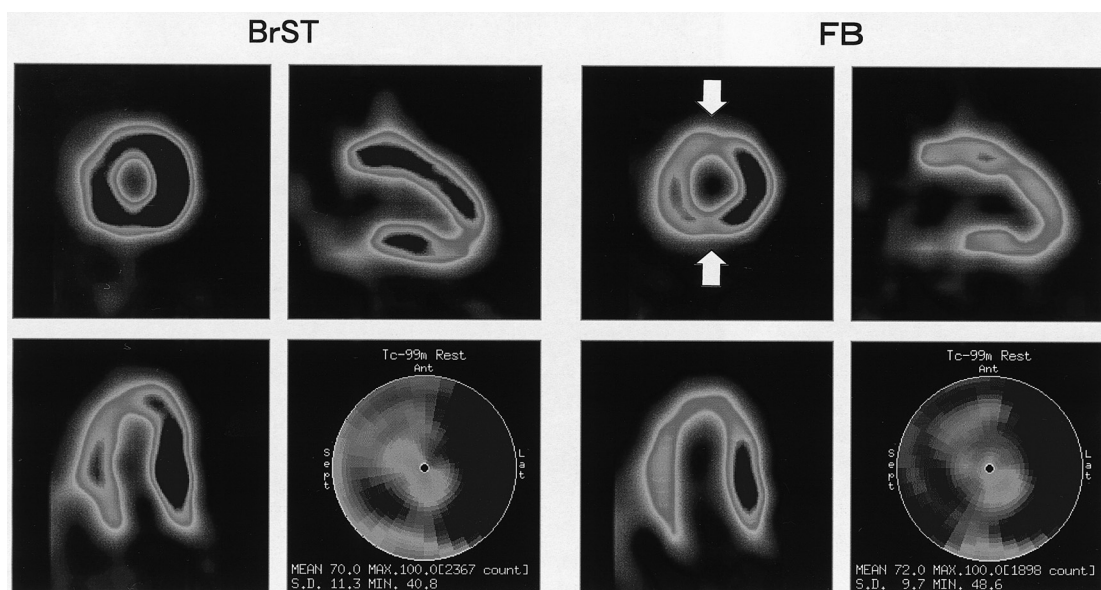
検討2) 臨床データによる評価

臨床例における心筋血流 SPECT の位置決め画像の結果を Fig. 4 に示す。心筋をランドマークに位置決めを行った場合、BrST 法では、心筋以外の部位でも CT と SPECT の位置決め画像は一致したが、FB 法は、CT と SPECT の位置決め画像で矢印に示す部位と体輪郭にミスマッチが生じた。心筋血流 SPECT の臨床例を Fig. 5, 6 に示す。Fig. 5 は心尖部の血流低下を示している症例である。FB 法では前壁と下壁に低下部位が認められ、欠損部位が広範囲に認められた。しかし、BrST 法では正常部位のカウントの均一性および梗塞部位と正常部位のコントラストが向上し、心尖部のみに欠損が認められた。Fig. 6 は下壁から側壁にかけて欠損を示している症例であ



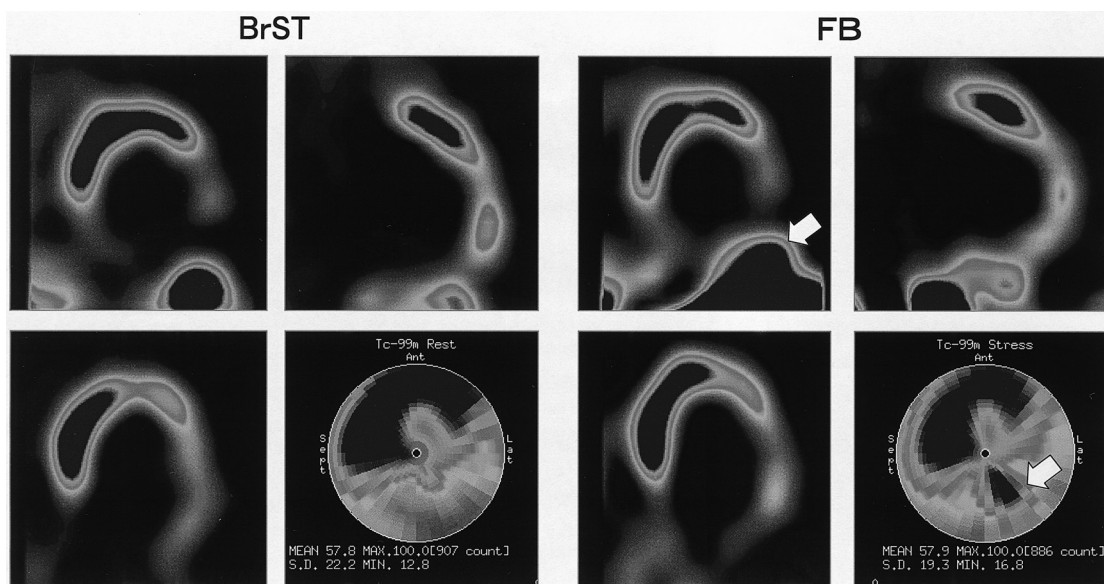
The myocardium was used as a landmark for SPECT and CT image co-registration. In the BrST method, the SPECT image was found to be accurately co-registered with the X-ray CT image in the regions outside the landmark myocardium. On the other hand, in the FB method, spatial mismatches were observed as indicated by the arrow between the SPECT and the X-ray CT images.

Fig. 4 A clinical example of SPECT and CT image fusion using myocardial scintigraphy data as a landmark.



The case exhibits lowered blood flow in the apex of the myocardium. In the FB method, a reduced count was observed in the anterior and inferior walls of the myocardium as predicted by the phantom study.

Fig. 5 A clinical example of myocardial blood flow scintigraphy when there is no radioactivity in the liver.



The case exhibits a count deficit ranging from the inferior wall to the lateral wall of the myocardium. In the FB method, a high level of radioactivity was recognized in the region indicated by the arrow arising from the overlap between the inferior wall of the myocardium and part of the liver.

Fig. 6 A clinical example of myocardial blood flow scintigraphy with radioactivity in the liver.

る。FB 法では、下壁と他臓器の一部が重なることにより矢印に示す部位にアクティビティが高い部分が生じた。しかし、BrST 法では認められな

かった。心筋血流 SPECT で CT と SPECT の位置決め画像のミスマッチは、7 例中、BrST 法では 1 例も認められなかったが、FB 法では 5 例に

Table 1 Spatial mismatches between the CT attenuation map and the SPECT image in myocardial perfusion scintigraphy

	BrST method	FB method	BH vs FB Bull's eye
Mis-matches	0/7 Cases (0%)	5/7 Cases (72%)	6/7 Cases (86%)

The percentage of spatial mismatches between the CT attenuation map and the SPECT image was 0% in the BrST method and 72% in the FB method. In the Bull's Eye map image, the percentage of mismatches between the BrST method and the FB method was 86%.

生じた。BrST 法と FB 法のブルズアイマップのミスマッチは 6 例に生じた (Table 1)。

肝 SPECT の臨床例を Fig. 7 に示す。プロジェクションデータにおいて BrST 法と FB 法では肝臓の形状が異なり、FB 法は CT と SPECT の位置決め画像で肝臓の一部が肺野に重なることが確認された。この部位が矢印に示すように減弱補正後の SPECT 画像にアンダーコレクションを生じた。しかし、BrST 法では、CT と SPECT の位置決め画像はよく一致しており肝臓と肺野の重なりは見られずアンダーコレクションは生じなかつ

た。また、肝臓内のコントラストも向上した。CT と SPECT の位置決め画像のミスマッチおよび肝臓の一部が肺野内に重なることにより生じるアンダーコレクションの頻度は、肝受容体シンチグラフィ 12 例で、BrST 法では 1 例も認められなかったが、FB 法では 9 例に生じた (Table 2)。

4. 考 察

従来、核医学で行われている減弱補正法は、SPECT と同様にトランスミッション CT も呼吸を行った状態で収集を行っていた。このことにより、両方の収集とも呼吸によるモーションアーチファクトの影響を同じように受けるため、目立った影響は確認できなかった。一方、CT 画像を用いた減弱補正法は、主に PET/CT で行われてきたが、これまでのシングルスライス CT で減弱補正を行った場合、減弱マップに使用する CT 画像上に再現性の無い呼吸運動によりマッシュルームエフェクト等が発生し、誤った補正画像が作成される¹²⁾。しかし、最近の MDCT を搭載した PET/CT は、その性能の向上により任意フェー

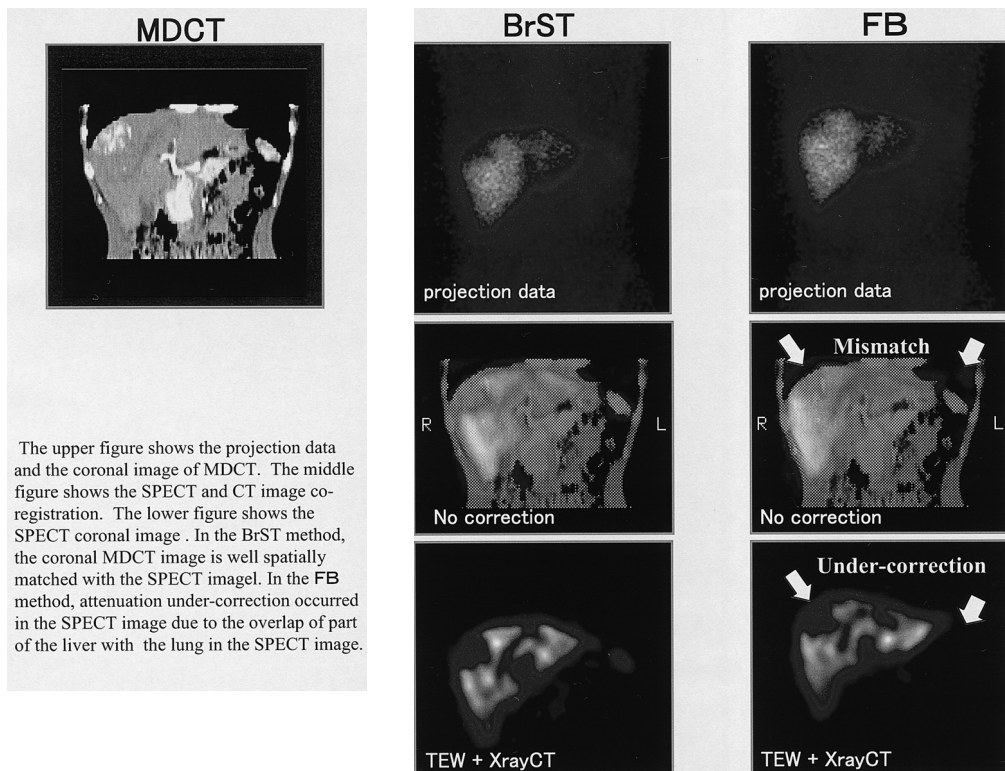


Fig. 7 A clinical example of hepatic colloid scintigraphy.

Table 2 Spatial mismatches between the CT attenuation map and the SPECT image in hepatic receptor scintigraphy

	BrST method	FB method
Mismatches	0/12 Cases (0%)	9/12 Cases (75%)

The percentage of spatial mismatches between the CT attenuation map and the SPECT image and attenuation under-correction caused by the overlap between the liver and the lung field was 0% in the BrST method and 75% in the FB method.

ズの呼吸状態の CT 減弱マップを作成することができる。SPECT の場合、本邦では別の部屋で撮影した CT 画像を DICOM ネットワークを用い核医学処理装置に転送し CT 画像と SPECT 画像の位置決めを行い、CT 画像を減弱マップ化している。この場合、ほとんどの CT 画像は深吸気停止で撮影を行っている。我々が開発した BrST 法は⁷⁻⁹⁾、深吸気停止状態で SPECT 収集を行っているため TEW+X ray CT 法を用いる場合、CT 画像と一致した SPECT 画像が得られることが期待でき、今回の検討を行った。

CT 画像を減弱マップとして使用する場合 SPECT 画像と正確な位置決めが必要となる。FB 法は、心筋血流 SPECT において Fig. 4 に示す心筋をランドマークで位置決めを行うと、肝臓部分や横隔膜付近の肺野部分で、SPECT の通常呼吸状態と CT の深吸気停止状態の横隔膜の形状の違いによりミスマッチが生じる。また、CT の体輪郭も若干右にシフトする。このことにより、正確な減弱マップが得られない可能性がある。肝 SPECT においても、Fig. 3 の上段の CT と SPECT の位置決め画像が示すように、CT 画像に比し SPECT 画像はモーションアーチファクトの影響により若干上下方向に大きく描出される。また、Fig. 7 の中段の CT と SPECT の位置決め画像が示すように、肝臓の上縁の一部や脾臓が肺野内に入るミスマッチが認められる。このことにより、肝臓の一部が肺 (空気) の線減弱係数で補正されてしまうため、結果的に TEW+X ray CT 法で補正を行った場合、その部分がアンダーコレクションとなると考えられる。一方、BrST法では、Fig. 2, 3 のファントム実験が示すように正確な RI 分布が得られた。臨床においても、Fig. 4, 7 および Table 1, 2 が示すように CT と

SPECT の位置決め画像はよく一致し、正確な減弱補正マップが得られることが期待された。

呼吸を行った状態で収集する場合と深吸気停止で収集する場合、生理的に生じる臓器の形状の違いと動きの有無による違いが SPECT 画像に生じる。FB 法では、心筋血流 SPECT において Fig. 2 に示すように肝臓に RI が無い場合、前壁部分と下壁部分に RI 集積低下部位が生じる。これは、ファントムを上下動させたことによるモーションアーチファクトであり、臨床においても Fig. 5 に示すように同様のアーチファクトを確認できた。また、Fig. 2, 6 に示すように、心筋に接する肝臓または他臓器に RI 集積がある場合、心筋と多臓器のオーバーラップによるアーチファクトが生じる。これは、呼吸運動による臓器の変形とモーションアーチファクトの影響によるものと考えられる。一方、BrST 法では、Fig. 2 のファントム実験が示すように肝臓の RI 集積の有無に関わらずブルズアイマップはほぼ均一であり、正確な散乱減弱補正が期待される。Fig. 5, 6 の臨床例においても、他のモダリティ等による臨床データとはほぼ一致した欠損等の結果を示しており、深吸気停止どうして補正を行ったため臓器の位置関係が一致していると考えられた。これらにより、Table 1 に示す BrST 法と FB 法のブルズアイマップのミスマッチは CT 画像と SPECT 画像の正確な位置あわせ、呼吸の位相の違いによる臓器の変形、呼吸移動によるモーションアーチファクトが原因であることが考えられる。

以上より、体幹部領域の呼吸補正には TEW+X ray CT 法による BrST 法は有用と考えられる。ただし、本ファントム実験では、厳密に呼吸運動を再現していないが、臨床結果においても同様の結果を示していることから頭足方向の呼吸運動は再現できていると思われる。

なお本法は PET-CT にも応用可能であることが示唆される。

5. 結 論

1) BrST 法は、SPECT 画像と減弱補正用 CT 画像との位置決めにおいて正確な位置決めが可能となった。このことにより、正確な減弱補正が期待できる。

2) 呼吸による臓器の動きにより, FB 法は, 心筋血流 SPECT では心筋と他臓器のオーバーラップによるアーチファクトが生じた. また, 肝 SPECT では, 肝臓の上縁部分にアンダーコレクションが生じた. BrST 法は, FB 法で生じたような現象は生じずコントラストも向上した.

3) X線 CT を用いた減弱補正を行う場合, X線 CT と同様の深吸气停止で収集を行う BrST 法は有用であることが示された. BrST 法は PET/CT 装置の減弱補正にも有用であると思われる.

本論文の要旨は, 第24回日本核医学技術学会総会学術大会 (千葉), 第61回日本放射線技術学会総会学術大会 (横浜), 第52回米国核医学会議 (トロント) にて発表した.

本研究は, 日本放射線技術学会近畿部会の平成17年度班研究助成を受けた.

謝 辞

本論文の作成にあたりご協力いただいた, 東芝メディカルシステムズ株式会社の二沢佳史氏, 本村信篤氏, 久保田雅博氏, 日本メジフィックス株式会社の高山正弘氏, 川野栄治氏に感謝します.

引用文献

- 1) 林 万寿夫, 檜 林 勇: Automatic Registration Tool (ART) の使用経験—X-ray CT を用いた減弱補正を中心として—. 東芝メディカルレビュー, **86**: 45-49, 2002
- 2) Masuo H, Jun D, Keita U, et al: Comparison of methods of attenuation and scatter correction in brain perfusion SPECT. J Nucl med Technol, **33**:

224-229, 2005

- 3) 橋本 順, 三宮敏和, 小笠原克彦, 他: 散乱, 吸収補正による心筋 SPECT の定量化. 核医学, **33**(9): 1015-1019, 1996
- 4) 村川圭三, 片渕哲朗, 西村圭弘, 他: 心筋 SPECT における外部線源を用いた減弱補正の有用性. 日本放射線技術学会雑誌, **62**(1): 70-77, 2006
- 5) 前田壽登, 白川 誠, 長谷部 哲, 他: 心筋 SPECT における減弱補正 (散乱・フォトピークデータからの減弱係数マップ作成および減弱補正). 東芝メディカルレビュー, **90**: 1-5, 2003
- 6) Waheeda S, Osama M: PET/CT imaging artifacts. J Nucl med Technol, **33**: 156-161, 2005
- 7) 出口千尋, 林 万寿夫, 堀内承治, 他: 体幹部領域における深呼吸時停止 SPECT 法の有用性に関する研究—他のモダリティとの重ね合せ—. 核医学技術, **25**: 169-176, 2005
- 8) 河合崇史, 堀内承治, 林 万寿夫, 他: 体幹部領域における深呼吸時停止 SPECT 法の有用性に関する研究—分解能向上に関する検討—. 日本放射線技術学会雑誌, **61**(8): 1144-1150, 2005
- 9) Tsuyoshi K, Isamu N, Masuo H, 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
- 10) Babak AA, Michael B, Hidechiro I, et al: A Fully Automatic multimodality Image Registration Algorithm. Journal of Computer Assisted Tomography, **19**(4): 615-623, 1995
- 11) Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, et al: Compton Scatter Compensation Using the Triple-Energy Window method for Single- and Dual-Isotope SPECT. J Nucl med, **34**(12): 2216-2221, 1993
- 12) Thomas B, Gerald A, Stefan M, et al: Acquisition Protocol Considerations for Combined PET/CT Imaging. J Nucl med, **45**: 25S-35S, 2004