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 — 一分解能の向上に関する検討 —

河合崇史・堀内承治・林万寿夫¹⁾・杉林慶一²⁾・二沢佳史³⁾
本村信篤³⁾・出口千尋¹⁾・芦田健次¹⁾・高山正弘⁴⁾
重 忠行⁴⁾・福西康修⁵⁾・寺川彰一⁶⁾

論文受付
2005年2月9日

論文受理
2005年5月24日

Code Nos. 112
332

大阪市立十三市民病院放射線科
1)大阪医科大学附属病院放射線科
2)関西医科大学附属病院放射線科
3)東芝メディカルシステムズ株式会社

4)日本メジフィジックス株式会社
5)大阪市立総合医療センター中央放射線部
6)大阪市立住吉市民病院放射線科

緒 言

従来、体幹部のように呼吸運動の影響を受ける部位については、CT・MRIでは深吸気状態で撮影している。それに対してSPECT撮像は収集時間が10～30分と長時間に及ぶため、呼吸を行った状態で検査を行っており、呼吸による横隔膜の動きに連動した体内臓器の運動は位置分解能の劣化の原因にもなっている^{1～5)}。

今までにも呼吸による体動の影響を除去するために、呼吸位相に同期したデータ収集を行うといった方

法が提案されているが^{6～9)}、呼吸同期データ収集は、一つの位相時間内での平均の動きを撮影することになり、CT・MRIのような呼吸を停止した状態とを比較すれば、呼吸による体動の影響は無視できず、また深吸気状態とは明らかに臓器の位置情報に違いがある。

今回、われわれはSPECT収集時に深吸気停止状態でプロジェクションデータを収集する方法、breath hold SPECT法(以下、BrST法)を開発し、深吸気停止SPECT法の有用性を検討した。

Effectiveness of Deep Breath-hold SPECT in Torso Area: Examination Concerning Improvement of Resolution

TAKASHI KAWAI, SHOJI HORIUCHI, MASUO HAYASHI,¹⁾ KEIICHI SUGIBAYASHI,²⁾
YOSHIFUMI NISAWA,³⁾ NOBUTOKU MOTOMURA,³⁾ CHIHIRO DEGUCHI,¹⁾
KENJI ASHIDA,¹⁾ MASAHIRO TAKAYAMA,⁴⁾ TADAYUKI SHIGE,⁴⁾
YASUNOBU FUKUNISHI,⁵⁾ and SHOICHI TERAOKA⁶⁾

Department of Radiology, Osaka City Juso Hospital

1)Department of Radiology, Osaka Medical College Hospital

2)Department of Radiology, Kansai Medical University Hospital

3)Toshiba Medical Systems Corporation

4)Nihon Medi-Physics

5)Central Radiology Department, Osaka City General Hospital

6)Department of Radiology, Osaka City Sumiyoshi Hospital

Received Feb. 9, 2005; Revision accepted May 24, 2005; Code Nos. 112, 332

Summary

Because SPECT images are acquired under normal respiration, the respiratory motion induces artifacts and decreases resolution. In this study we developed a novel method of acquiring SPECT data during deep inhalation breath-hold (BrST) and assessed its efficacy in reducing motion artifacts and improving resolution. Reproducibility studies found that variations in SPECT image homogeneity were reduced using the BrST method to within a clinically non-problematic range. An experiment using a custom-built respiration phantom showed almost complete elimination of motion artifacts and significant improvement in resolution using the BrST method. Clinical assessment confirmed a significant reduction in motion artifacts along with the improvement in resolution. The BrST method enabled visualization of lesions that previously had been impossible to detect by standard acquisition under normal respiration. The BrST method is expected to both significantly reduce motion artifacts and improve resolution.

Key words: BrST (Breath hold SPECT), Deep breath-hold, Spatial resolution, Torso imaging, Respiratory motion

別刷資料請求先：〒532-0034 大阪市淀川区野中北2-12-27
大阪市立十三市民病院 放射線科 河合崇史 宛

1. 方法

1-1 使用機器

SPECT装置は二検出器型のE.CAM plus(東芝メディカルシステムズ製), データ処理装置はGMS-5500A/PI(東芝メディカルシステムズ製)を使用した. FusionソフトはAutomatic Registration Tool(以下, ART: 東芝メディカルシステムズ製)を使用した. CT装置はAquilion/M8(東芝メディカルシステムズ製)を使用した.

1-2 BrST法

われわれが開発した手法は, ある時相では深吸気停止にてデータ収集し, 次の時相では自由呼吸下でデータ収集を行い, これを繰り返しながらSPECT撮像する方法である. 具体的には, Step And Shootモード収集にて, 奇数Stepを深吸気停止, 偶数Stepを自由呼吸の状態にてStepごとに交互にデータ収集を行う. 1方向当たりの収集時間は, 被検者の1回呼吸停止時間を考慮し10~15秒とする. ここで, 深吸気停止時相のデータのみを取り出して画像を再構成することで, 呼吸停止下でのSPECT画像を得ることができる(Fig. 1).

処理方法は, 収集したプロジェクションデータを, 奇数Stepと偶数Stepのファイルに分離し, ヘッダー情報等の書き換え後, それぞれに再構成を行うことにより深吸気停止時(BrST法)と自由呼吸状態, free breathing(以下, FB法)のSPECT画像を作成する.

1-3 検討項目

1-3-1 深吸気の再現性の確認

BrST法では30回の深吸気停止を行っている. 深吸

気停止の再現性を確認するため, ダイナミックCTの造影検査を受けた患者218名を対象に第1相と第2相の腹腔臓器(肝臓)の位置のズレを観測した.

方法はスライス厚5mmで撮影したダイナミックCTの第1相と第2相の位置のズレを, 描出された肝臓の形状で判断し5mm間隔で測定した.

1-3-2 ファントムによる評価

呼吸運動によるSPECT画像の位置分解能の影響を評価するために, 自作楕円アクリルファントムでの評価を行った.

自作アクリルファントムとポイントソースを取り付けた風船による動態ファントムに, 擬似呼吸運動をさせながらBrST法によりSPECT撮像を行い, 呼吸運動で発生するアーチファクトを確認した(Fig. 2).

なお, 擬似呼吸運動の方法は,

- ① 奇数Stepはアンビューで風船内に空気を送り込み15秒間停止する.
- ② 次に, 偶数Stepで操作者の呼吸に合わせ, アンビューで風船内の空気の給排気を15秒間行う.
- ③ ①と②を交互に30回繰り返しSPECT撮像を行った.

再構成処理は, 前処理フィルタにButterworthオーダー8, 遮断周波数0.20サイクル/ピクセル(1ピクセルは3.9mm)を用い, 再構成法はfiltered back projection(FBP)法を用い, 再構成フィルタにramachandranを使用した.

1-3-3 臨床データによる評価

肺腫瘍²⁰¹Tlシンチグラフィを施行した臨床例において, BrST法とFB法におけるSPECT画像の分解能を比

Fig. 1 Illustration of the breath-hold SPECT (BrST) method.

The breath-hold and free-breathing data are acquired in alternate views, and the breath-hold views are extracted after acquisition.

Fig. 2 (a) The respiration phantom consists of an acrylic shell and balloon with ambu bag attachment.
(b) SPECT data are acquired under simulated respiration to evaluate the artifacts caused by respiratory motion.

較した。更に、X線CT画像との重ね合わせを行い、両者の精度について比較検討した。X線CT画像と重ね合わせる手法は、DICOMネットワークによりX線CT画像を核医学画像処理装置に取り込み、ARTを用いたランドマーク法により行った¹⁰⁾。

2. 結果

2-1 1-3-1の結果(深吸気の再現性の確認)

Tableに深吸気の再現性の結果を示す。

患者の呼吸停止位置のズレは、10mm以下が93.4%、15mm以下で96.7%であった。

2-2 1-3-2の結果(ファントムによる評価)

ファントムによる評価をFig. 3とFig. 4に示す。

FB法では、矢印の示す部分に呼吸移動によるアーチファクトが発生した。しかし、BrST法ではアーチファクトを確認することはできなかった。

動きのないときのカウントを100%とすると、呼吸運動のストロークを1cmとしたとき、そのカウントは80%となり、ストロークを2cmとしたときには50%、3cmでは30%まで減少し、アーチファクトのためプロファイルカーブは二峰性となった。

2-3 1-3-3の結果(臨床データによる評価)

Fig. 5に右下肺野に肺癌を有する腫瘍²⁰¹Tlシンチグラフィの症例を示す。

X線CT画像が示しているように、腫瘍部位は1カ所であるが、FB法ではTIの集積部位は2カ所観察された。それに対してBrST法ではX線CT画像の腫瘍部位に一致したTIの集積部位の存在が観察された。

Fig. 6にFB法とBrST法での肺腫瘍²⁰¹Tlシンチグラフィのプロファイルカーブを示す。X線CT画像の矢印の位置(A)に腫瘍が認められ、SPECT画像のFB法とBrST法にもTI集積部位(B・C)が認められる。BrST法

Table Reproducibility of deep inspiration.

Gaps less than 10 mm and less than 15 mm in the breath-hold position accounted for 93.4% and 96.7% in all patients, respectively.

Amount of motion	Number of patients	Ratio
No gap	43	20.0%
0-5 mm	106	46.7%
5-10 mm	55	26.7%
10-15 mm	10	3.3%
15-20 mm	2	1.6%
20-25 mm	2	1.6%

のプロファイルカーブはピークが全体的にbottom方向にシフトし、TI集積部位でのカウントがFB法に比して高値を示した。また、TI集積部位(B・C)と肺野(D)とのカウント比は、FB法(B/D)で1.97、BrST法(C/D)で2.99となり、深吸気停止をすることによりコントラストは向上した。

Fig. 7に肺腫瘍²⁰¹TlシンチグラフィとX線CT画像とを重ね合わせた症例を示す。X線CT上に矢印に示す結節性病変が認められる。BrST法では、結節性病変部に一致したTIの集積が認められたが、FB法では病変部のTIの集積は肝臓と重なり描出不能であった。

3. 考察

SPECT画像におけるピクセルサイズd(mm)はマトリクス数で有効視野を割ったものとなる。例えば有効視野が500mmでマトリクスサイズ128の場合、

$$d = 500 / 128$$

となるのでピクセルサイズは3.9mmとなる¹¹⁾。

次に、コリメータの種類によるシステム分解能(Rs: mm)とSPECT分解能(Rp: mm)は、高感度型(HS)ではRs: 10.4~12.6, Rp: 11.6~14.1, 汎用型(GP)ではRs: 8.5~10.8, Rp: 9.5~12.1, 高分解能型

Fig. 3 Results of phantom evaluation.

(a) Arrangement of balloon and point sources.

(b) With free-breathing (FB) data, respiratory motion artifacts are observed (arrow).

(c) With breath-hold SPECT (BrST) data, no artifacts are seen.

a | b | c

Fig. 4 Phantom evaluation showed that the counts decreased as motion increased (1-3 cm) in comparison with the breath-hold (0 cm). At 3 cm, the counts became 1/3 those of the breath-hold, and the profile curve became dual-peaked.

Fig. 5 Results of lung TI scintigraphy.

MDCT revealed only one tumor site, whereas the FB method indicated two tumor sites. The BrST method showed TI accumulation at a site that matched the tumor site detected by MDCT.

Fig. 6 Comparison of TI scintigraphy profile curves.

The profile curve obtained with the BrST method shifted toward the bottom as compared with that for the FB method. The contrast ratios of points B and C of the tumor to point D of the lung field were 1.97 for the FB method and 2.99 for the BrST method. The contrast was improved by deep inspiratory hold.

Fig. 7 Fusion of TI scintigraphy with CT data. CT images (bottom row) show a nodular lesion (arrows).

(a) With the FB method, the lesion could not be detected owing to overlap with the liver.

(b) With the BrST method, the lesion was visible.

a | b

(HR)ではRs: 6.7~8.9, Rp: 7.5~9.9, ファンビーム(FB)ではRs: 6.7~8.9, Rp: 7.5~9.9となる¹²⁾。

上記の場合、高感度型のコリメータ使用の場合は3~4ピクセル、高分解能型・ファンビーム使用の場合は2~3ピクセルもの分解不可能な幅を持っていることになる。

したがって、今回検討した深吸気の再現性は、93.4%が10mm以下であり、再構成画像においては3ピクセル以内、15mm以下では再構成画像上では4ピクセル以内となり、BrST法で考えられる息止めのズレは臨床で使用するSPECT画像において影響のない範囲であると考えられる。

臨床におけるアーチファクトには装置や再構成アルゴリズムなどの基本的な原因以外に、患者の体動、さまざまな生理現象による臓器の動き、RI分布の変化などの原因が相互に関連して複雑なアーチファクトを生じている。呼吸下での体幹部SPECT撮像においては呼吸運動によるアーチファクトによって擬似集積や擬似欠損を含んでいると考えられる。しかし、実際に臨床のSPECT画像において呼吸に起因するアーチファクトを判別することは難しい。

Fig. 3で示すファントム実験で、FB・BrST両法のプロジェクションデータには動きがあるものの、再構成画像においてはFB法にアーチファクトの発生が認められ、BrST法では認められない。これは前述したとおり、SPECT画像ではBrST法での呼吸停止のズレを分解できていないことを示していると考えられる。

Fig. 4に示すプロファイルカーブでは、動きの距離が大きくなるほどカウントは低下し、ピーク幅も広がっている。また、3cm動くと二峰性のカーブとなっていることから、自由呼吸の場合モーションアーチファクトの発生に加え、コントラストの低下も起こっていると考えられる。以上のことからBrST法により呼吸運動に起因するアーチファクトを除去できると考えられる。

肺の安静時の呼吸は、横隔膜と外肋間筋の収縮によって無意識に行われる。深吸気の場合は、胸鎖骨筋、斜角筋などの補助呼吸筋も使用されるため、胸郭およ

び臓器の変形が安静時の吸気よりも更に大きくなると考えられる。

Fig. 5が示すとおり、FB法では腫瘍部位が2カ所あるように観察されており、明らかな腫瘍部位のミスマッチを生じている。これは呼吸運動に起因するモーションアーチファクトと考えられる。それに対してBrST法ではCT画像の腫瘍部位に一致したTIの集積があり、明らかに深吸気での息止めによって呼吸運動のモーションアーチファクトが除去できていると考えられる。

Fig. 6で示したFB法とBrST法でのプロファイルカーブの比較では、BrST法のbottom方向へのシフトは深吸気停止時の肺の広がりによるものと考えられる。腫瘍と肺野のカウント比はFB法(B/D)で1.97、BrST法(C/D)で2.99となりBrST法の収集でコントラストの向上も期待された。

Fig. 7で示した画像で病変はBrST法でのみ描出可能であったが、これはBrST法で深吸気停止を行うことにより横隔膜が下がり、自由呼吸時には肝臓に重なってしまう病巣が肺野内に出現するためであると思われる。

4. 結 語

深吸気停止下でSPECTを撮像するBrST法を開発し、その有用性を呼吸の再現性、自作呼吸ファントム、臨床画像により検討した。本法を用いることにより、従来の通常呼吸時収集によるモーションアーチファクトを含んだSPECT画像を改善することが可能となり、分解能の向上も期待された。

また、現在のBrST法を改良することによりstatic収集やPETに应用可能であると考ええる。

本論文は、第23回核医学技術学会総会(金沢)および日本放射線技術学会第60回総会学術大会(横浜)で発表したものをまとめたものである。

BrST法は、施設職域等の枠を取り払った団体(団体名: Etomo会)で研究開発された。

参考文献

- 1) Kawaharada Y, Itou A, and Matsubara K: Effect of the respiratory movements on the intensity of FDG accumulation in PET inspection image. *Kaku Igaku*, 39(4), 493-500, (2002).
- 2) Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, et al.: Clinically significant inaccurate localization of lesions with PET/CT: frequency in 300 patients. *J Nucl Med*, 44(2), 240-243, (2003).
- 3) Pitman AG, Kalff V, Van Every B, et al.: Effect of mechanically simulated diaphragmatic respiratory motion on myocardial SPECT processed with and without attenuation correction. *J Nucl Med*, 43(9), 1259-1267, (2002).
- 4) Nehmeh SA, Erdi YE, Ling CC, et al.: Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer. *J Nucl Med*, 43(7), 876-881, (2002).
- 5) Gritters LS, Francis IR, Zasadny KR, et al.: Initial assessment of positron emission tomography using 2-fluorine-18-fluoro-2-deoxy-D-glucose in the imaging of malignant melanoma. *J Nucl Med*, 34(9), 1420-1427, (1993).
- 6) 依田一重, 梅田徳男, 長谷川智之: 超音波を用いた呼吸性移動補正についてー心臓核医学への応用に向けたX線TV装置を用いた基礎検討ー. *日放技学誌*, 59(11), 1399-1406, (2003).
- 7) Suga K, Yasuhiko K, Zaki M, et al.: Assessment of regional lung functional impairment with co-registered respiratory-gated ventilation/perfusion SPECT-CT images; initial experiences. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 31(2), 240-249, (2004).
- 8) Boucher L, Rodrigus S, Lecomte R, et al.: Respiratory gating for 3-dimensional PET of the thorax: feasibility and initial results. *J Nucl Med*, 45(2), 214-219, (2002).
- 9) Nehmeh SA, Erdi YE, Rosenzweig KE, et al.: Reduction of respiratory motion artifacts in PET imaging of lung cancer by respiratory correlated dynamic PET: methodology and comparison with respiratory gated PET. *J Nucl Med*, 44(10), 1644-1648, (2003).
- 10) Ardekani BA, Braun M, Hutton BF, et al.: A fully automatic multimodality image registration algorithm. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 19(4), 615-623, (1995).
- 11) 日本放射線技術学会監修, 大西秀雄, 松本政典, 増田一孝 共編: 放射線技術学シリーズ 核医学検査技術学. p.122, オーム社, 東京, (2002).
- 12) 日本放射線技術学会編: SPECT画像技術の基礎. 放射線医療技術学叢書. pp.70-80, (2001).

図表の説明

- Fig. 1 **BrST法の概要**
呼吸停止と呼吸実施を交互にくりかえし, 収集後に呼吸停止のデータだけを抽出する.
- Fig. 2 **自作呼吸ファントム**
(a) 自作呼吸ファントムの概観
(b) 自作アクリルファントムと風船による動態ファントムに, 擬似呼吸運動をさせながらSPECT収集を行い呼吸運動で発生するアーチファクトを確認する.
- Fig. 3 **自作呼吸ファントムによる結果 1**
(a) 風船と線源の配置
(b) FB法では, 矢印の示す部分に呼吸移動によるアーチファクトが発生した.
(c) BrST法ではアーチファクトを確認することはできなかった.
- Fig. 4 **自作呼吸ファントムによる結果 2**
呼吸停止時に比し, 呼吸移動の距離が増すほどカウント値は低値を示した. 3cmの呼吸移動を行った場合, カウント値は約1/3となり二峰性のプロファイルカーブを示した.
- Fig. 5 **肺腫瘍²⁰¹Tlシンチグラフィによる結果**
MDCTが示しているように, 腫瘍部位は1カ所であるがFB法ではTlの集積部位は2カ所にあるように観察された. BrST法では, MDCTの腫瘍部位に一致してTlの集積部位が存在した.
- Fig. 6 **肺腫瘍²⁰¹Tlシンチグラフィのプロファイルカーブの比較**
BrST法のプロファイルカーブはbottom方向にシフトした. カウント比はFB法(B/D)で1.97, BrST法(C/D)では2.99となった.
- Fig. 7 **肺腫瘍²⁰¹TlシンチグラフィによるCTとのfusion**
(a) MDCT上に矢印に示す結節性病変が認められる.
(b) FB法では肝臓と重なり描出不能であったが, BrST法では描出された.
- Table **深吸気の再現性**
10mm以下の呼吸停止位置のズレは93.4%, 15mm以下のズレでは96.7%であった.