ノート

体幹部における 3 検出器型高速回転SPECT 撮像法の開発 - 肺血流シンチ・ファントムスタディ -

岩永秀幸・大石誉奈¹⁾・菅 一能

国立大学法人山口大学医学部附属病院放射線部
1) 国立大学法人山口大学医学部構造制御病態学講座

論文受付
2005年 9 月 2 日

論文受理
2006年 3 月 8 日

Code Nos. 332
523
533

緒 言

核医学検査では、検出器を短時間に高速回転させ single photon emission computed tomography(以下、SPECT)を撮像した報告は少ない。体幹部の肺血流や

肝シンチグラフィなどのSPECT撮像を、X線CTのように1回の息止めで撮像することができれば空間分解能が向上し、微細な病変の変化を捉えることができる可能性がある。しかし、現在の核医学検査装置のシス

Development of a New Method of High-speed Rotation Multiplied Projection Single Photon Emission Computed Tomography of the Triple-headed Type: Lung MAA SPECT Based on Phantom Study

Hideyuki Iwanaga, Yona Oishi,¹⁾ and Kazuyoshi Suga

Department of Radiology Yamaguchi University Hospital

1) Department of Radiopathology and Science Yamaguchi University

Received Sept. 2, 2005; Revision accepted March 8, 2006; Code Nos. 332, 523, 533

Summary

Purpose: A chest phantom study was conducted to evaluate the image quality of newly developed high-speed rotation multiplied projection-single photon emission computed tomography(HSRMP-SPECT)images. **Materials and Methods:** HSRMP-SPECT images of a chest phantom consisting of a simulated lung structure filled with 5000 ml of water containing 185 MBq Tc-99m-pertechnetate, and several small 11 mm simulated lung nodules of glass balls and one large 35 mm simulated lung nodule of a plastic sphere filled with water were obtained using a triple-headed SPECT system. During image acquisition, this phantom was regularly moving in the head-to-caudal direction with a range of 12 mm at a frequency of 15 cycles/min to simulate respiratory motion, and 360° projection data of this moving phantom was acquired with an image acquisition time of 20 sec, which was repeated 10 times. To eliminate the setting time between projection and acquisition of multiple temporal samples of data, each detector was continuously rotated in the clockwise direction for 20 sec around a 120-degree arc. On the perspective SPECT images reconstructed from various numbers of the 20-sec projection data, the perfusion heterogeneity of the simulated lungs and perfusion defect clarity of the simulated nodules were assessed by the coefficient of variation(CV) of pixel counts and the defect-to-lung radioactivity ratios, respectively. The results were compared with those on conventional SPECT images of the moving phantom obtained with a data acquisition time of 8 min, and SPECT images of the standing phantom obtained with the same data acquisition time. **Results:** The average CV value of 0.28 ± 0.01 on the SPECT image reconstructed from 5 projection data sets was not significantly different from that of 0.27 ± 0.01 on the SPECT image reconstructed from 10 projection data sets($p < 0.05$). The perfusion defect contrast of the simulated nodules obtained from 5 projection data was significantly higher than that on conventional SPECT images(0.50 vs. 0.73). **Conclusions:** The present phantom study indicated that HSRMP-SPECT could be a useful technique for quickly obtaining high-quality SPECT images of a moving subject, thereby improving perfusion defect clarity in comparison with the conventional technique. This technique may have potential utility for obtaining high-quality breath-hold SPECT images of the chest in clinical practice.

Key words: breath hold, high-speed rotation, projection, SPECT, MAA

別刷資料請求先: 〒755-8505 山口県宇部市南小串 1 丁目1-1
国立大学法人山口大学医学部附属病院 放射線部 岩永秀幸 宛

Fig. 1 Chest phantom.

The phantom has a 22 cm short axis, 32 cm long axis, 26 cm height, and 83 cm circumference. The volume of the simulated lung structure is 5000 ml, in which several small glass balls (diameter of 11 mm) and one large 35 mm plastic sphere filled with water are placed.

Fig. 2 The HSRMP-SPECT method with a triple-head detector.

SPECT image of the standing phantom. The HSRMP-SPECT method is 120 degrees per 20 sec per rotation for a triple-head type of detector. This scan repeats 10 times after reconstruction from 1-10 20-sec projection data sets.

テム感度では1回の短時間・高速回転SPECT撮像において、十分な放射能カウントのプロジェクションデータを得ることは困難である¹⁾。今回、数回のプロジェクションデータを加算することで、トータルの放射能カウントを向上させたプロジェクションデータを得る high-speed rotation multiplied projection SPECT (以下、HSRMP-SPECT) 法を考案した。

本研究の目的は、臨床における肺血流シンチグラフィ SPECT を想定したファントムを撮像し、画質および、関心領域 (以下、ROI) 内の変動係数 (以下、CV 値) による放射能の不均衡性、および血流欠損のカウント比を評価して、HSRMP-SPECT 撮像に最適なプロジェクションデータの加算回数の検討を行った。

1. 方法

1-1 使用ファントム

ファントムは、SPECT 心臓・肝臓ファントム (株式

会社京都科学社製) を用いた。このファントムの肺野部に、模擬病変として直径 11 mm のガラス玉を数カ所と直径 35 mm のプラスチックのカプセルに水を封入し、接着剤で固定した。次に、^{99m}Tc-Pertechnetate 約 185 MBq を水約 5000 ml に希釈、攪拌しファントムの肺野部分に封入した。また、縦隔部分には約 3500 ml の水を封入した (Fig. 1)。

1-2 HSRMP-SPECT 撮像方法の原理・使用機器

Fig. 2 に HSRMP-SPECT の撮像方法を示す。収集には平行型・低エネルギーハイレゾリューション (LEHR) コリメータを装着した 3 検出器型 SPECT 装置 (東芝メディカルシステムズ社製: GCA-9300A/PI) を用い、画像処理には、GMS-5500A/PI (東芝メディカルシステムズ社製) を使用した。

HSRMP-SPECT の収集原理から短時間に 360° の projection データを収集する必要があるため、1 view 当た

Fig. 3 ROI placement for measuring the coefficient of variation (CV) of the lung structure on SPECT image.

(a) Phantom CT image of the section including the small glass ball and large water capsule.

(b) On the SPECT image, the lung area is drawn at a threshold of 35% of the maximum radioactivity of the lung structure.

りのカウント効率を向上させる必要がある。このことから、今回本研究には近接が容易な3検出器型装置を使用した。

ファントムをHSRMP-SPECTと従来SPECT法で撮像を行った。HSRMP-SPECTは、ファントムを固定して連続回転モードで1回の撮像時間を20秒で各検出器を120°回転させ、4°ごとの90 projectionデータを収集した。この撮像を10回行い、1回から10回分のprojectionデータを加算し検討を行った。

一方の従来SPECT法は、連続回転モードで1回の撮像時間を2分で各検出器を120°回転させ、全撮像時間8分(4往復)で収集した。

HSRMP-SPECTも従来SPECT法もマトリックスサイズは64×64で、1画像のスライス厚は6.4mmである。このときのファントム-検出器間は、可能な限り近接し、すべての検出器が等距離になるようにして撮像した。

比較実験として、ファントムの移動量0mmで8分間撮像したSPECT像(以下、固定-8分)と、ファントムを体軸方向に移動量12mmを手動で、約4秒間隔で繰り返し動かして8分間撮像したSPECT像(以下、移動12mm-8分)を比較対象とした。この移動量12mmは、これまでに報告されている安静呼吸時の下肺の動きに相当する²⁾。

1-3 画像再構成

再構成関数はfiltered back projection (FBP) 法で行い、前処理にButterworthフィルタ(cut-off周波数: 0.39cycles/cm, order 8)、後処理にはRAMPフィルタ

を使用し、スライス厚6.4mmにて画像再構成を行った。今回は、散乱線補正および、吸収補正は行っていない。

1-4 画像評価方法

HSRMP-SPECTから得られたファントムのaxial画像から、中央部(直径35mmのプラスチックカプセルを含む)とその上下の3スライスを選択し1スライス2カ所(両側肺野部)、計6カ所のROIを設定し、このROI内のCV値($CV = S.D./mean$)を調べた。

ROIの設定は、cut-offレベルを35%に設定するとファントムの肺野領域を囲むことから、このしきい値を採用した。このとき、ROI内に孤立点や欠損部がないことを確認している。また、ROI内のCV値の計測はスライス厚6.4mmで行った。このときのファントムのCT画像とcut-offレベル35%のSPECT画像の1例をFig. 3に示す。

次に、模擬病変の欠損部と正常部のコントラストをカウント比で評価した。Fig. 4に示すように、ガラス玉による模擬病変部ROI(1)と正常部ROI(2)にROIを設定しカウント比を評価した。評価においてROIの再現性を向上するために、実験が終了するまでファントムを同じ位置に固定し、画像再構成も同一範囲にした。ROIの設定は、固定-8分の画像上にROIを設定して大きさと位置を装置に記憶させ、同じ位置を測定した。ただし、移動12mm-8分の画像はファントムを動かすため、可能な限り類似したスライスを選択し測定した。

Fig. 4 The ROI placement for measuring the count ratios of the perfusion defect of the simulated lung nodules and lung structure on a SPECT image.

- (a) ROI (1) is placed on the defect area of each simulated nodule, and ROI (2) for the lung structure is placed at the same lung section level. The defect-to-lung count ratios is calculated by using the mean radioactivity per pixel for each ROI.
- (b) CT image at the same level as in the SPECT image.

Fig. 5 Relationship between the number of 20-sec projection data sets and CV of the lung structure of the phantom.

The CV value of the lung structures on the SPECT image of the standing phantom is gradually decreased with increases in the number of projection data sets. The average CV value of 0.28 ± 0.01 on the SPECT image reconstructed from 5 projection data sets is not significantly different from that of 0.27 ± 0.01 on the SPECT image reconstructed from 10 projection data sets, and almost equal to the value of 0.27 ± 0.01 on the SPECT image of the standing phantom, acquired with an acquisition time of 8 min ($p < 0.05$).

2. 結果

Fig. 5より, この実験系ではcut-offレベル35%一定条件のROI内のCV値は, projectionデータの加算回数が増加するとCV値=0.28に収束する傾向がみられた. また, 固定-8分では, CV値が 0.27 ± 0.01 となり加算回数5回以上のprojectionデータと大差がなかった.

また, Fig. 6より模擬病変部と正常部のカウント比は, 固定-8分を基準とした場合, HSRMP-SPECTでは, projectionデータの加算回数が5回以上で, ほぼ

同等なカウント比が得られた. 一方, 移動12mm-8分は, 固定-8分に対してカウント比が約30%低下している結果となった. このときのSPECT画像をFig. 7に示す.

HSRMP-SPECT画像は, projectionデータの加算回数が増加すると画質が改善される結果となった. また, 模擬病変部のカウント比も, 移動12mm-8分より改善される結果となった.

Fig. 6 Relationship between the number of 20-sec projection data sets and the defect-to-lung count ratios.

The defect-to-lung count ratio of 0.50 on the SPECT image reconstructed from 5 20-sec projection data sets of the standing phantom is almost equal to the value of the 0.51 of the SPECT image of the standing phantom, and is significantly lower than the value of 0.73 on the conventional SPECT image of this moving phantom.

3. 考 察

従来、安静呼吸下で撮像してきた肺血流シンチグラフィSPECTでは、呼吸性移動による臓器の動きを含んだ画像であり、微細な病変の変化を描出できない可能性がある。しかし、臨床上息止めをして撮像することができれば、空間分解能が格段に向上した画像が得られ、微細な病変の変化を捉えることができるはずである。

Fig. 5からprojectionデータの加算回数とCV値の関係をみると、projectionデータの加算回数を5回以上行えば、CV値が一定の値に収束する結果となった。このことから、1回20secで撮像したprojectionデータを5回以上加算すれば、臨床応用が可能であることが示唆されたと考えられる。

Fig. 6より欠損部と正常部のカウント比は、固定-8分を基準とした場合、移動12mm-8分は、カウント比が約30%低下している。このことから、臨床において息止め撮像が、安静呼吸下撮像より、欠損部のカウント比は改善されることが示唆されたといえる。一方、1回20sec撮像のHSRMP-SPECTでは、projectionデータの加算回数が5回以上になると、固定-8分とほぼ同等なカウント比が得られた。

従来、肺血流シンチグラフィSPECTは、projectionデータの放射能カウントを向上するために時間をかけて安静呼吸下で撮像してきたが、以上の結果から、臨床において同一呼吸で息止めしたprojectionデータを撮像し加算・合成することで、同じ呼吸相の情報が選

択的に得られることになり、再構成後に生じるスライスに対し、相対的に信号強度が良くなると考えられる。したがって、トータルの放射能カウントが少ないprojectionデータでも十分有用な画像を得られる可能性があることが示唆されたと考えられる。

臨床では、一般的に20sec程度の息止め時間であれば、可能であるといえる。したがって、肺血流シンチグラフィを1回20sec程度の最大吸気状態で撮像したprojectionデータを5回以上加算したprojectionデータで再構成を行えば、臨床応用が可能であると考えられる。しかし、HSRMP-SPECTは被検者の息止めや吸気量が再現良くなされているかをモニターする必要がある^{3,4)}。将来的に検出器の感度が向上すれば、この加算回数を減らすことができると考える。

HSRMP-SPECT撮像の原理は、他のシンチグラフィやPET等のカウントの少ない検査にも利用できる可能性がある。また、フュージョン画像作成やCT値からの吸収補正精度向上に役立つ可能性もある。現在の感度では、この撮像方法には限界があると考えられるが、^{99m}Tc製剤では、検査目的に応じて十分応用が可能な撮像方法だと考える。

最後にFig. 8に従来SPECT法で撮像した肺血流シンチグラフィ(Fig. 8(a))と最大吸気時におけるHSRMP-SPECT撮像法を用いた肺血流シンチグラフィ(Fig. 8(b))の1例を示す。Fig. 8(b)を見ると最大吸気で撮像することで肺野が大きく広がり微細な病変部や肺血流

Fig. 7 Comparison of image quality of SPECT images.

- (a) SPECT image of the standing phantom, reconstructed from 1 20-sec projection data set.
- (b) SPECT image of the standing phantom, reconstructed from 5 20-sec projection data sets.
- (c) SPECT image of the standing phantom, reconstructed from 10 20-sec projection data sets.
- (d) Conventional SPECT image of the moving phantom, acquired with an acquisition time of 8 min. This phantom is regularly moving in the head-to-caudal direction with a range of 12 mm at frequency of 15 cycles/min.
- (e) SPECT image of the standing phantom, acquired with an acquisition time of 8 min. The small defect on the SPECT image of the standing phantom, reconstructed from 5 or 10 20-sec projection data sets, is obviously clearer than that on the conventional SPECT image of this moving phantom (arrows).

Fig. 8 Comparison of image quality of SPECT images on clinical lung MAA.

- (a) Conventional SPECT image of non-breath-hold, acquired with an acquisition time of 8 min.
- (b) SPECT image of breath-hold, reconstructed from 5 20-sec projection data sets. The small defect and lung structure on the SPECT image of the breath-hold, reconstructed from 5 20-sec projection data sets, is obviously clearer than that on the conventional SPECT image of the non-breath-hold.

の不均一性が明瞭に観察される。肺野のように、上葉・中葉・下葉と場所によって移動量が異なる臓器の場合、息止め撮像を行うことで場所に関係なくほぼ同一のカウント比の画像を得ることができることは、臨床的に有用であると考えられる。

今後は、HSRMP-SPECT撮像の臨床応用について検討を行いたいと考える。

4. 結 語

ファントムを用いて、肺血流シンチグラフィ検査に

おけるhigh speed rotation multiplied projection SPECTの可能性を検討した。

临床上、体幹部の撮像は息止めの再現性が問題となるが、同じ呼吸相のprojectionデータだけを数回加算してトータルの放射能カウントを改善すれば、息止めSPECTの臨床応用が可能だと考える。

本研究は、第32回日本放射線技術学会秋期学術大会、大阪(2004年)にて発表したものである。

参考文献

- 1) 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(19)，(2001)。
- 2) 喜多村圭，Seppenwoolde Y，鬼丸力也，他：腫瘍の三次元的動態の可視化と同期．映像情報(M)，34(14)，1330-1335，(2002)。
- 3) 菅 一能：肺画像．INNERVISION，19(2)，26-29，(2004)。
- 4) Boucher L, Rodrigue S, Lecomte R, et al.: Respiratory gating for 3-dimensionnal PET of the thorax: feasibility and initial results. J Nucl Med, 45(2) 214-219, (2004)

図表の説明

- Fig. 1 SPECT心臓・肝臓ファントムと模擬病変の位置関係
ファントムの肺野に相当する容量：約5000ml，縦隔部に相当する容量：約3500mlである．ファントム内に模擬病変：ガラス玉(直径11mm)を数カ所，カプセル(水を封入：直径35mm)1カ所，接着剤にて固定して作成した。
- Fig. 2 3検出器型・高速回転SPECTの原理
20秒間に各検出器を120°回転しファントムを撮像する．この撮像を10回行い，1回から10回のプロジェクションデータを各々加算後，再構成した。
- Fig. 3 変動係数(CV値)とROIの関係
(a)ファントム内の水を封入したカプセルとガラス玉の位置関係(CT画像)
(b)SPECT画像におけるcut-offレベル35%のROIの大きさ
- Fig. 4 模擬病変とカウント比
(a)模擬病変部(ROK(1))と正常部(ROK(2))の平均カウントの比を計算した。
(b)ファントム内の模擬病変と位置関係(CT画像)
- Fig. 5 プロジェクションデータの加算回数と変動係数(CV値)の関係
プロジェクションデータの加算回数が増加するとCV値が一定の値に収束する結果となった．そのCV値は，5回加算で 0.28 ± 0.01 ，10回加算で 0.27 ± 0.01 となり両者に大きな違いはなかった．また，固定-8分で撮像したCV値は 0.27 ± 0.01 であった。
- Fig. 6 プロジェクションデータの加算回数とカウント比の関係
HSRMP-SPECT撮像法の5回加算とファントムを8分間固定して撮像したカウント比は，0.50，0.51となり，ほぼ同等なカウント比であった．一方，ファントムを移動12mm-8分で撮像したカウント比は，0.73であった。
- Fig. 7 プロジェクションデータの加算回数におけるカウント比と画質の関係
(a)プロジェクションデータを1回加算した画像
(b)プロジェクションデータを5回加算した画像
(c)プロジェクションデータを10回加算した画像
(d)体軸方向に，移動12mm-8分で撮像の画像
(e)ファントムを固定-8分で撮像の画像
従来のSPECT撮像法で体軸方向に移動12mm-8分で撮像した模擬病変部(矢印部分)の見え方に対し，HSRMP-SPECT撮像法の5回加算または10回加算の方がより明瞭に観察される。
- Fig. 8 臨床における肺血流シンチグラフィの1例
(a)安静呼吸下で撮像した画像
(b)最大吸気時に撮像したプロジェクションデータを5回加算した画像
微小病変や肺の構造は，安静呼吸下より最大吸気時のHSRMP-SPECT画像の方が明瞭に観察される。