臨床技術

論文受付
2008年 7 月30日論文受理
2009年 1 月13日Code Nos. 332
523, 533呼吸停止下における高速回転SPECT撮像法の検討
- 3 検出器・2 検出器型装置の比較 -大石誉奈・岩永秀幸・小池正紘・米沢鉄平・菅 一能¹⁾

国立大学法人山口大学医学部附属病院放射線部

1) 医療法人聖比留会セントヒル病院セムイがん検診・放射線治療サイト

緒 言

良好な核医学画像を得るためには収集カウント数を多くする必要があり、一般的に撮像時間は数分単位になる。核医学検査では、呼吸停止下による撮像方法を用いれば、体幹部領域、特に肺野領域では空間分解能を向上させた画像を得ることができる¹⁾。われわれは肺血流シンチにおいて検出器を高速で回転させて数回撮像し、そのprojection dataを加算して、再構成する高速回転SPECT撮像方法(high-speed rotation-multiplied projection撮像法: 以下HSRMP撮像法)を開発した^{2, 3)}。著者らは、これまで3 検出器装置で基

礎研究を行ってきた。しかし3 検出器装置は、汎用性や有効視野の点で2 検出器装置の方が有利な面がある。特に有効視野の問題点として肺尖部と下肺野の2 カ所に病変部がある場合は、1 回の撮像で全領域をカバーできないケースがある。これらのことから、今回は2 検出器装置を用いたHSRMP撮像法について検討した。

1. 使用機器および方法

1-1 使用機器および使用薬剤

ガンマカメラ装置は、3 検出器装置のGCA-9300A/

A Study of High Speed Rotation SPECT Acquisition Method with Breath-hold
-Comparison Between Dual-head System and Triple-head System-Yona Oishi, Hideyuki Iwanaga, Masahiro Koike, Teppei Yonezawa, and Kazuyoshi Suga¹⁾

Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital

1) St. Hill Hospital

Received July 30, 2008; Revision accepted January 13, 2009; Code Nos. 332, 523, 533

Summary

Background: Because lung perfusion Tc-99m MAA of SPECT is generally acquired under the non-breath-hold condition, SPECT image quality is degraded for respiratory lung motion. To solve this problem, a new acquisition mode would need to be developed. We suggest that the acquisition mode is the detector rotating at high speed during the deep breath-hold condition and 20 sec. This acquisition method is known as high-speed detector rotation-multiplied projection single photon emission computed tomography (HSRMP-SPECT). Detail is reconstructed from projection data added while projection data are acquired several times under deep breath-hold sets. Purpose: The HSRMP-SPECT technique has been developed under the triple-head system. However, the triple-head system is a small field of view. Thus a description of the entire lung area was impossible under the deep breath-hold condition. The HSRMP-SPECT technique seems needed to make the shift to dual-head system, because the generally dual-head system has a large field of view. We were compared triple-head system with dual-head system, and researched some parameter. Result: With lung perfusion HSRMP-SPECT using the dual-head system, description of the entire lung area possible. The triple-head system of 5 projection data sets and dual-head system of 6 projection data sets nearly equaled the total count, and also the coefficient of variation is nearly same. Therefore, we were able to make the triple-head system to the dual-head system the shift on HSRMP-SPECT.

Key words: breath-hold, SPECT, high-speed rotation, dual-head system, triple-head system

別刷資料請求先: 〒755-8505 山口県宇部市南小串1-1-1

山口大学医学部附属病院 放射線部 大石誉奈 宛

Fig. 1 This study used a chest phantom, CT, and SPECT of axial images.

- (a) Chest phantom.
 (b) Chest phantom CT image of the section. The lung area is filled with ^{99m}Tc -pertechnetate-185 MBq mixed water sets, and the mediastinum area is filled with water sets, the lung area including a capsule in water, and a small glass ball.
 (c) Three short axial images on SPECT, upper (1), middle (2), and lower (3) levels are the same (a) on lines, and the white line is a threshold of 35% of the maximum radioactivity of the lung area.

PI(東芝メディカルシステムズ社製), 2 検出器装置は, E.CAM(東芝メディカルシステムズ社製)である。GCA-9300A/PIの検出器の大きさは, 21cm(縦)×38cm(横), E.CAMの検出器の大きさは, 40cm(縦)×56.5cm(横)である。コリメータは両装置とも, 低エネルギーハイレゾリューション平行型(LEHR)を使用した。画像処理装置は, GMS-5500A/PI(東芝メディカルシステムズ社製)を用いた。使用したファントムは, 心臓肝臓ファントム(京都科学標本社製)である(Fig. 1a)。ファントムの肺野部分には, ^{99m}Tc -pertechnetate 185MBqを水5000mlに希釈したものを封入し, 縦隔部分には, 水を3500ml封入した²⁾(Fig. 1b)。被検者の呼吸状態を観察するモニタには, AZ-733(安西メディカル社製)を使用した。この装置は, 被検者の体表面の動きを感知して呼吸の振幅を波形として表すものである³⁾。CT画像とSPECT画像の融合画像作成には, Automatic Registration Tool Version2.0(以下ART: 東芝メディカルシステムズ社製)を用いた。このソフトウェアは線形変形法を用いており, 全自動, 手動, パラメータ手入力による位置合わせ方法があり, 微調整やモダリティ双方向の位置合わせが可能である¹⁾。CT装置は, SOMATOM PLUS4(シーメンス社

製)とVolume Zoom(シーメンス社製)を用いた。肺血流検査に使用した薬剤はテクネチウム大凝集人血清アルブミン(以下 ^{99m}Tc -MAA)185MBqを使用した。

1-2 撮像条件および画像処理条件

深吸気による息止め状態でSPECT収集を行った。GCA-9300A/PIの撮像条件は, マトリクスサイズは64×64で, 収集角度は4度(90方向)とした。収集時間は20秒の連続回転で, 3 検出器型であることから360度分のprojection dataはおおのこの検出器を120度回転させることになり, 1 投影方向あたりの撮像時間は, 0.66秒になる。この条件で16回撮像し, projection dataの加算を行った。一方E.CAMの撮像条件は, マトリクスサイズは64×64で, 収集角度は6度(60方向), 収集時間は20秒の連続回転である。2 検出器であることから360度分のprojection dataはおおのこの検出器を180度回転させる。したがって1 投影方向あたりの撮像時間は, 0.66秒の撮像時間となる。この撮像を16回行いprojection dataの加算を行った。3 検出器装置と2 検出器装置では同一撮像時間の収集効率が異なり, それぞれ90方向, 60方向となる。ここでは1 投影方向あたりの収集時間が0.66秒になるようにして比

較した。画像処理条件は、両者とも、画像再構成は、フィルタ補正逆投影(filtered back projection: FBP)法で、前処理フィルタに、butter worth filter 0.39cycles/cmを使用し、再構成フィルタは、ramp filterを用いた。

1-3 ファントム実験

1-3-1 加算回数とカウント平均値の検討

3 検出器装置と 2 検出器装置の両方でHSRMP法により撮像し、再構成を行った。Cut-offレベルを35%に設定した関心領域(region of interest: 以下ROI)により検出した。このcut-offレベルは経験的に肺野全体が囲まれ、孤立点や欠損部がないことから、採用している(Fig. 1c)。カウントはROIで囲まれた両側肺野の全スライスを加算し、トータルカウントとして求めた。また、加算回数を1回から16回まで変化させたときのトータルカウントも同様の手法で測定した。

1-3-2 加算回数と変動係数の検討

3 検出器装置と 2 検出器装置の両方でファントムに対してHSRMP撮像法による撮像を行い、画像再構成した。SPECT画像の評価として変動係数(coefficient of variation: 以下CV値)を用いた。ROIを設定したスライスは、SPECT画像のaxial画像の中央部とその上下の3スライスとした。ROIは、1スライス面において2カ所(右肺と左肺に相当する部分)、合計6カ所とし、それぞれのROI内のCV値を求めた(Fig. 1c)。ROI設定時のcut-offレベルは、1-3-1と同様に35%とした。また加算回数1回から16回まで変化させたときのaxial画像に対して同じROIで同様の測定を行い、CV値を求めた。得られたCV値の平均を一つのデータとした。この結果から3検出器型装置と2検出器型装置のCV値が収束し安定するときの加算回数を求めた。

1-4 臨床例の検討

1-4-1 有効視野の比較

評価対象は、2003年11月18日から2005年7月5日までに当院で肺血流シンチを施行した100例(男性54例、女性46例)、平均年齢63.3歳である。その内GCA-9300A/PIでの撮像は69例、E.CAMでの撮像は31例である。全被検者のCT画像を用いて肺尖部から下肺の横隔膜下縁まで距離を測定し肺野の長さを求めた。またGCA-9300A/PIとE.CAMで撮像したSPECT画像から全肺野が描出されているケースと肺野の一部が欠落したケースに分類した。

得られたprojection dataを再構成した後、coronal像を用いて比較検討を行った。

1-4-2 融合画像の比較

3 検出器装置と 2 検出器装置においてHSRMP撮像

Fig. 2 The relationship between the number of 20-sec projection data sets and total count of the lung structure of the phantom on two different systems. The graph shows the count on 5 additional projection data sets of the triple-head system is almost the same as 6 added projection data sets of the dual-head system.

法より得られたSPECT画像とCT画像をARTにより重ね合わせを行い、SPECT-CT融合画像を作成し、融合画像の比較検討を行った。

2. 結果

2-1 ファントム実験

2-1-1 加算回数とカウント平均値の検討

Fig. 2に検出器数の違いによる加算回数とカウント値の関係を示す。Projectionの加算回数が増加するにつれ、トータルカウントも比例的に増加している。トータルカウントを同じ加算回数で比べると、E.CAMよりGCA-9300A/PIの方が高く、GCA-9300A/PIの加算回数の5回と同じカウント値を得るのにE.CAMでは6回程度必要であった。

2-1-2 加算回数と変動係数(CV値)の検討

Fig. 3に検出器数の違いによるprojectionの加算回数とCV値の関係を示す。実線は2検出器装置、点線は3検出器装置で得られたCV値である。比較のため、安静呼吸を想定した8分間撮像時のCV値も示した。実線も点線もprojectionの加算回数が増加するとCV値が急激に低下し、5、6回を超えるとほぼプラトーとなり、安静呼吸を想定した8分間撮像時と同じ程度の値となった。

2-2 臨床例の検討

2-2-1 有効視野の比較

CT画像から得られた100症例の深吸気時の肺野の長さの平均は25.9cmであった。肺野の長さは21cm未満が10人、21cm以上40cm未満が90人であった。Fig. 4に3検出器装置と2検出器装置のSPECT像における肺野の描出結果を示す。3検出器装置で撮像

Fig. 3 The relationship between the number of 20-sec projection data sets and coefficient of variation (CV) of the lung structure of the phantom on two different systems.

The CV value of the lung structures on the SPECT image of the standing phantom is gradually decreased with the increasing number of projection data sets. The triple-head system of the average CV value of 0.30 ± 0.01 on the SPECT image reconstructed from 5 projection data sets. Dual-head system of the average CV value of 0.30 ± 0.02 on the SPECT image reconstructed from 6 projection data sets.

したのは69例で、その内、安静呼吸下で全肺野が描出されたのは48例(70%)、肺野の一部が欠落したものは21例(30%)であった(Fig. 4a)。深吸气停止下での全肺野描出例は13例(19%)、肺野の一部欠落は56例(81%)となった(Fig. 4b)。一方E.CAMで撮像した症例は31例で、安静呼吸下、深吸气停止下のいずれも全肺野が描出された(Fig. 4c, d)。

Fig. 5に両装置で安静呼吸下と深吸气停止下で撮像したcoronal画像を示す。aは3 検出器装置で撮像した安静呼吸時SPECT画像、bは深吸气停止下でのSPECT画像である。cは2 検出器装置で撮像した安静呼吸時SPECT画像、dは深吸气停止下でのSPECT画像である。a, c, dでは全肺野が描出されていたが、bは下肺野が一部欠落し、肺野全体の描出ができなかった。

2-2-2 融合画像の比較

SPECT画像とCT画像による融合画像をFig. 6に示す。aは3 検出器装置で撮像した深吸气停止下SPECT画像、bがa, cの融合画像であり、cはCT画像である。dは2 検出器装置で撮像した深吸气停止下SPECT画像、eはd, fの融合画像、fはCT画像である。3 検出器装置のcoronal画像をみると、視野が小さいため上肺および下肺の一部が欠落し、全肺の融合画像が描出できなかった。

両装置で撮像した同一症例をFig. 7に示す。aは上肺野、bは下肺野の2mmスライス厚のハイレゾリューションCT(HRCT)画像である。cは3 検出器装置で撮

Fig. 4 The graph shows effective field of view and the lung field of clinical cases on a different system.

The non breath-hold case could describe all of the lung field in 70% of cases, and the deep breath-hold case could describe all of the lung field in only 19% of cases with the triple-head system. However, the entire lung field was described in all of the cases with the dual-head system.

- (a) Non-breath-hold with triple-head system (GCA-9300A/PI).
- (b) Deep breath-hold with triple-head system (GCA-9300A/PI).
- (c) Non-breath-hold with dual-head system (E.CAM).
- (d) Deep breath-hold with dual-head system (E.CAM).

像したSPECT画像のcoronal画像、dは2 検出器装置で撮像したSPECT画像のcoronal画像である。このようなa, bの両画像に病変部が存在する症例は、cのSPECTを2回撮像する必要がある。一方、dでは全肺を1回で撮像でき、2 検出器が有用であった。

3. 考 察

HSRMP撮像法は、安静呼吸SPECT収集で得られた画像よりも描出能の優れた画像が得られる。また、深吸气時のSPECT画像が得られるので欠損部がより明瞭となり融合精度も向上した。しかし、3 検出器装置の欠点として深吸气時に肺野の一部が欠落する症例が増加した。本論文はその問題点を改善するため、汎用型の2 検出器装置でもHSRMP撮像が可能であるか検討した。

ここで3 検出器から2 検出器装置に移行する際の注意点は、検出器数の違いによるprojectionの加算回数とコリメータ有効視野の違いである。

Fig. 2からSPECTのトータルカウントについて比較してみると、3 検出器装置の方が2 検出器装置よりも検出器の数が多いため、同一加算回数のトータルカ

Fig. 5 Comparison of the two different systems under the breathing condition on SPECT images.

The entire lung field cannot be displayed in the breathing condition. The effective field of view with the triple-head system is less than that of the dual-head system. The entire lung field cannot be described because the effective field of view on the triple-head system is less than that on the dual-head system.

(a) (b) Triple-head system (GCA-9300A/PI) .

(c) (d) Dual-head system (E.CAM) .

(a) Reconstructed from non-breath-hold triple-head system.

(b) Reconstructed from deep breath-hold triple-head system.

(c) Reconstructed from non-breath-hold dual-head system.

(d) Reconstructed from deep breath-hold dual-head system.

a | b | c | d

Fig. 6 Comparison of triple-head SPECT images and dual-head on fusion images.

(a) (b) (c) were made by the triple-head system. (d) (e) (f) were made by the dual-head system. (b) The entire lung field cannot be described and the arrow point is lacking in the triple-head system. However, (e) describes the entire lung field with the dual-head system on fusion images.

a	d
b	e
c	f

Fig. 7 This clinical case has lesions in the upper and lower areas.

- (a) CT image of upper level including a lesion.
 (b) CT image of lower level including a lesion.
 (c) A deep breath-hold SPECT image obtained with triple-head system. This image lacks the upper and lower areas on SPECT.
 (d) A deep breath-hold SPECT image obtained the dual-head system. This image describes the entire lung area on SPECT.

ウントは3検出器が高くなった。実際に3検出器装置の加算回数5回と同じカウントを得るのに必要な加算回数は、2検出器では6回となる。同じように3検出器の加算回数が7回であれば2検出器では8回となる。検出器の数が3から2に減ったことで、相対感度が下がり、projectionの加算回数の増加が必要となる。3検出器に対し2検出器装置では1回の加算回数増加でHSRMP撮像法が可能と考えられる。

一方、検出器数の違いによるprojection加算回数とCV値の関係(Fig. 3)は、いずれの装置で撮像しても、projectionの加算回数が増えるにつれ、CV値は一定の値に向かって収束していた。その値は、3検出器装置では5回以上、2検出器装置では6回以上である。3検出器装置の5回に対して、2検出器装置では同じCV値に相当するのは6回であった。これらのCV値は、安静呼吸SPECTを想定した8分間SPECTのCV値とほぼ同じ値となった。また、3検出器装置に対して1回の加算回数の増加で2検出器でのHSRMP撮像法が可能となる点は、加算回数と収集カウント値の関係と同様の結果といえる。

SPECTの有効視野については、GCA-9300A/PIで、縦方向の有効視野が21cmであるのに対し、E.CAMは40cmである。実際にCT画像から得られた深吸気の肺野の長さの平均は25.9cmであり、GCA-9300A/PIでは深吸気時の撮像時には大半が肺野の一部が欠落することになる。Fig. 4の結果をみると、3検出器装置で

は安静呼吸時の撮像では肺野の一部欠落が30%であったのに対し、深吸気停止下では81%と増加した。これまで、3検出器装置による肺血流検査が可能であったのは、安静呼吸状態で撮像していたため、肺野が十分に広がらなかったことが考えられる。しかし、深吸気による息止め撮像では、肺野が大きく広がるため、肺野全体の描出が困難になったと思われるケースが増加することは当然だといえる。

実際に両装置で撮像したSPECT画像を比較してみる。Fig. 5a, c, dでは、肺野すべてが描出されているが、bでは、描出できていない。これはGCA-9300A/PIの有効視野が21cmしかないため、深吸気では視野が不足することを示している。しかしE.CAMでは、40cmの範囲まで撮像できるため、全症例に対し、肺野全体の描出が可能となった。一般撮影の胸部撮影でも半切サイズ(35×40cm)の使用が多いことからE.CAMでの撮像が有用といえる。著者らは、事前に検査依頼書の内容や過去画像(CT画像)を確認し、目的の部位が入るように注意して撮像していたが、E.CAMでは、特に病変部位を意識する必要がなくなり、検査手技の短縮が可能となった。

肺野全体の描出が可能になったことで、融合の精度も向上した。これはFig. 6aとcでは、有効視野が小さいため、深吸気SPECT画像における肺野の一部が欠落している。そのためにbのSPECT-CT融合画像をみると、上葉、下葉の情報がないため、重ね合わせ

の際に位置合わせの作業が困難な場合がある。一方、Fig. 6dとfのE.CAMの画像では、有効視野が大きいためHSRMP-SPECT検査でも肺野がすべて描出され、上葉や下葉などの情報欠落もない。このため融合画像作成の過程で、CT画像との位置合わせが容易となり、融合精度も向上している。このように目安となる位置情報が多く含まれることは、融合画像作成のうえでは、重要なことである。

また、Fig. 7では、aの上肺野とbの下肺野のCT画像のように上下2カ所に症状があった。この被検者のSPECT画像を3検出器、2検出器の両装置で比較してみると、2検出器では全範囲の描出ができていないが、3検出器では、下肺野の一部が描出できていない。そのため、このような場合、1回の範囲設定で全領域をカバーすることが困難なため、2回に分けて撮像を行う必要性が生じる。被検者は、2検出器装置であれば、6回の息止めで撮像が終了するが、3検出器装置では、5回×2の10回の息止めの撮像を行わなければならない。また、このようなケースでは、融合画像作成も2度行わなければならない。

以上のことから、3検出器から2検出器装置へ移行するには、マトリクスサイズやフィルタの値を同一

とした場合、加算回数を5回から6回に増やせば、十分な撮像範囲と3検出器装置と同等の画質が得られ、融合画像作成時にも作業の効率化を図ることができる。

本手法は装置の特別な改良などを必要としない撮像方法である。今回は汎用型の装置での研究結果から、多くの施設で同様のことが可能になると思われる。しかし、本論文は、 ^{99m}Tc における研究であるので他の核種を用いる場合は同じ加算回数とはならないため、新たな検討を行う必要がある。

4. 結 語

- 1) 3検出器装置で基礎開発した息止め撮像の技術は、加算回数を増加することで2検出器装置に移行することが可能となった。
- 2) 汎用型であるE.CAMでは有効視野が広いため、深吸気下撮像でも1回の撮像手技で肺野全体の描出が可能となった。
- 3) 肺野全体の描出が可能となったため、融合画像作成時に目安となる情報が多く得られ、作業の効率化が図れた。

参考文献

- 1) 菅 一能：肺画像。Innervision 2004；19(2)：26-29。
- 2) 岩永秀幸，大石誉奈，菅 一能。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ー。日放技学誌 2006；62(6)：848-854。
- 3) 大石誉奈，岩永秀幸，菅 一能，他。体幹部における呼吸停止下での3検出器型高速回転SPECT撮像法の開発－ ^{99m}Tc -MAAの臨床応用－。日放技学誌 2006；62(2)：281-288。
- 4) 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 2005；61(8)：1144-1150。
- 5) 柏木 徹。X線CTとSPECT画像のイメージフュージョンと吸収補正。映像情報(M) 2004；36(9)：1008-1013。
- 6) 放射線医療技術学叢書(19) SPECT画像技術の基礎。日本放射線技術学会，京都，2001：70-77。

図表の説明

- Fig. 1 ファントム画像とファントム実験時のROI設定位置
(a) SPECT心臓・肝臓ファントム
(b) ファントムのCT画像
(c) Cut-offレベル35%時のROIの大きさを示したSPECT画像
- Fig. 2 ファントム実験による検出器数の違いによる加算回数とカウント値の関係
- Fig. 3 ファントム実験による検出器数の違いによる加算回数と変動係数(CV値)の関係
- Fig. 4 コリメータ有効視野の違いによる症例の検討
(a) 安静呼吸SPECT症例(GCA-9300A/PI)
(b) 深吸气停止下SPECT症例(GCA-9300A/PI)
(c) 安静呼吸SPECT症例(E.CAM)
(d) 深吸气停止下SPECT症例(E.CAM)
- Fig. 5 コリメータ有効視野の比較
(a) 安静呼吸SPECT画像(GCA-9300A/PI)
(b) 深吸气停止下SPECT画像(GCA-9300A/PI)
(c) 安静呼吸SPECT画像(E.CAM)
(d) 深吸气停止下SPECT画像(E.CAM)
- Fig. 6 装置の比較(融合精度の向上と効率化)
(a) 深吸气停止下SPECT画像(GCA-9300A/PI)
(b) SPECT-CT画像：(a)と(c)の融合画像
(c) CT画像
(d) 深吸气停止下SPECT画像(E.CAM)
(e) SPECT-CT画像：(d)と(f)の融合画像
(f) CT画像
- Fig. 7 臨床画像の一例
(a) CT画像：上肺野
(b) CT画像：下肺野
(c) 深吸气停止下SPECT画像(GCA-9300A/PI)
(d) 深吸气停止下SPECT画像(E.CAM)