〔第45回総会シンポジウム 一脳神経核医学検査の技術的問題点一〕

4. SPECT 画像の標準化

三 塩 宏 二

埼玉県立がんセンター放射線部

KOUJI MISHIO

Department of Radiology, Saitama Cancer Center

Key words: Single photon emission computed tomography, Image processing, Image comparison, Quality control

STANDARDIZATION OF SPECT IMAGING

Summary

Though the use of instruments for SPECT imaging is prevailing, the SPECT images from the several instruments appears many difference in quality respectively.

For the purpose of studying the cause of different image quality between several instruments, SPECT images of the same phantom were acquired and processed using 6 instruments in 5 institutes to compare.

Up to now the quality of SPECT images was fundamentally dependent on the hardware, but factors of software, such as reconstruction algorithms and determinations of several parameters seemed to have more important effect upon the image quality.

The adoption of appropriate processing method after minimizing the imaging deterioration due to the hardware would make the difference of image quality minimum, and could make the standardization of SPECT imaging possible.

1. はじめに

現在, SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 装置は新しい医薬品やハードウェア, ソフトウェアの開発により広く普及しているが, 各 SPECT 装置で作成された画像は, シンチカメラ自体の差, また同一機種であっても各固体の差, さらに画像再構成アルゴリズムを中心とするソフトウェアによる違い, 表示系の違いなどによりさまざまである。

このような, 各施設・装置間での画像の違いがどのような原因で生じているのかを検討するために, 色々な SPECT 用ファントムを用いて, 私の所属する埼玉県核医学技術研究会のメンバの協力を得て, 埼玉県内 5 施設

6 機種の装置でデータ収集・処理を行い, 画像比較・検討を行った。

これらの比較結果を元にして, 本報告の目的である「SPECT 画像の標準化」はいかに行うべきであるかについて若干の検討を行ったので報告する。

2. 方 法

2.1 使用装置・ファントム

Fig. 1 は, 今回使用した各施設の SPECT 装置・データ収集・処理システムのブロックダイアグラムである。ファントムはビクトリーン社製 SPECT ファントム (以下ファントム A と略す), 京都科学標本社製頭部 SPECT ファントム (以下ファントム B と略す), および細羽¹⁾, 篠

〔第45回総会シンポジウム〕 4. SPECT 画像の標準化 (三塩)

原²⁾らの開発した頭部 ECT 数値ファントム (以下ファントム C と略す) を用いた。

ファントム A および B には ^{99m}Tc 水溶液を注入して用いた。

2.2 データ収集条件, 画像処理・表示方法

ファントム A および B におけるデータ収集条件は以下のとおりである。

- ・マトリックスサイズ: 64×64
- ・投影数: $60 \sim 64$ VIEWS/360度
- ・全収集カウント: $200 \sim 300$ K カウント
- ・回転半径: 25 cm

コリメータは, 低エネルギー汎用コリメータ (以下 GPC と略す) と高分解能コリメータ (以下 HRC と略す) の両方を用いた。

次に, 画像処理・表示方法についてであるが, その前に, 本報告における画像処理方法の特徴について簡単に説明する。本方法の最大の特徴は, 画像処理・表示系による違いを最小限に抑えるために, 各装置で得られた画像データを磁気テープを介して DEC 社の VAX-11/730 をホストコンピュータとする汎用画像処理システム³⁾に入力し表示することである (Fig. 1)。以下このシステムのことを VAX システムと略す。

Fig. 1 Used SPECT systems and image processing system.

第 1 の方法 (以下方法①と略す) は, 各装置で収集した生データを用いて, VAX システムで下記の処理条件で画像再構成・表示するものである。

処理条件

- ・前処理: 9 点スムージング
- ・吸収補正法: ソレンソン法⁴⁾
- ・スライス厚: 2 ピクセル
- ・再構成法: 重畳積分法
- ・再構成フィルタ: Shepp & Logan⁵⁾

これによりソフトウェアの違いを取りのぞいた各ハードウェア自体の特性を得ることができる。

第 2 の方法 (以下方法②と略す) は, 各装置のコンピュータシステムで画像再構成して, VAX システムで表

示する。ただし, 処理条件は方法①と同じにする。これにより各システム間における処理方法の違いがどの程度あるのかを見ることができる。

第 3 の方法 (以下方法③と略す) は, 各装置のシステムで独自の処理条件で再構成して VAX システムで表示を行うもので, これによりハード・ソフトウェアのトータルな特性の比較が行える。

この 3 方法を用いれば, 各装置間の画像の違いをシンチカメラ本体, コリメータなどのハードウェアによるものか, あるいは処理方法などのソフトウェアによるものか, 各々独立して, 或いは統合して客観的に評価できる。

3. 比較結果および検討

3.1 均一性の結果

Fig. 2 は SPECT 画像に大きな影響を与える均一性を見るために収集した各装置毎のフラッドイメージとそのスライス方向のプロフィールカーブである (図中の A ~ F は各装置毎に与えた記号, 以下装置名はこの記号を用いる)。装置 A, F は全体的な均一性が悪く, 装置 B, C, D, E は良好である。また, プロフィールカーブからスライス方向の均一性を見ると装置 F を除けばほぼ良好である。

Fig. 2 SPECT images of a flood phantom acquired by each SPECT system and profile curves.

Fig. 3 Relative non-uniformity of SPECT images and a flood phantom.

Fig. 4 Maximum and minimum values of CV (coefficient of variation) of counts on the slice direction (39 pixels/slice).

Fig. 3 はフラッドイメージと SPECT 画像の80%エリアの相対的不均一度⁶⁾をグラフにしたもので、装置Aのようにフラッドイメージの全体的な均一性が悪くてもスライス方向の均一性が良ければ、SPECT 画像の均一性は良くなることを示している。装置C, D, Eはフラッドイメージ、SPECT 画像ともに4%以下で良好である。Fig. 4 はフラッドイメージのスライス方向の均一性を変動係数 (CV) で示したものである。中心部のスライス方向39ピクセルの変動係数を39スライスに渡り計算し、その変動係数の最大値と最小値をグラフにした。どの装置でも変動係数の最小値と最大値は1%程度のひらきがあり、この1%の違いは SPECT 画像上ではさらに増幅される。Fig. 5 はその1%の違いをファントムCを用いてシュミレーションした画像である。これらは、ファントムCの生 (投影) データを各装置のフラッドイメージで補正し、新たな生データを作成し、この生データから SPECT 画像を作成したものである。この中で、変動係数の最大値と最小値を示すスライスの SPECT 画像を選び表示した。Fig. 5 上2段は変動係数が最大の画像、下2段が最小の画像である。各画像とも、中央の基底核領域の

Fig. 5 Computer simulated SPECT images influenced by uniformity along the slice direction. Images of maximum CV (upper 5 images) and images of minimum CV (lower 5 images).

現われ方に違いが見られる。このように、スライス間で画像に違いが生じるため、フラッドイメージの全体的な均一性だけでなくスライス方向の均一性やスライス間で、どの程度均一性が違うかを十分に把握しておく必要があると思われる。このことは、再現性が必要とされるときに問題となると考える。

3.2 ファントムAにおける結果

3.2.1 処理方法①の結果 (HRC, GPC 使用時)

Fig. 6 は方法①で作成した画像である。これらの内、装置A, B, FのコリメータはHRC、装置C, D, EはGPCを使用しており、これは、最初のデータ収集条件を肝シンチグラムに設定したためである。HRCに統一した時のデータは後で示す。Fig. 6 左上6画像はコールドスポットファントム像で、6装置ともに大きい方から4番目、直径11.4 mmまで判別できるが、装置Aでは中心のコールドスポットが識別しにくく、装置Fでは辺縁が不均一である。これは、カメラ自体の均一性が悪いためである。Fig. 6 左下の6画像はDerenzo ファントム像で、装置A, E, Fが良好である。Fig. 6 右上の6画像はリニアリ

〔第45回総会シンポジウム〕 4. SPECT 画像の標準化 (三塩)

Fig. 6 Several phantom images processed by the method ①.

High resolution collimators were used in A, B and F systems. General purpose collimators were used in C, D and E systems.

ティーファントム像で、装置A, C, Dは中心に歪みが生じている。Fig. 6右下の6画像は、ホットスポットファントム像で、装置Dは中心の11.4 mmのホットスポット像にボケが生じている。この装置Dの各ファントム像中心部の歪みやボケはコリメータの影響であることが確認されている。また、各装置間で画像の大きさが違うのは、ピクセルサイズすなわち有効視野が違うためである。

3.2.2 処理方法②の結果 (HRC, GPC の使用時)

Fig. 7 は方法②で作成した画像である。各装置間の画像の違いが明らかである。装置Cは回転中心のズレ補正がなされておらず画像が歪んでいる。装置Dは指定された処理条件が実行できないため、それに近い条件で行っているため、中心に同心円状のボケが生じている。処理条件としては非常にオーソドックスな物を指定したが、それに対応するソフトウェアが完備されていなかったためである。SPECTの画像処理方法は日進月歩であり、それに対応するアップデートサービスの必要性を強く感じる。また前処理フィルタ⁷⁾(2次元フィルタ)に関しては、同じアルゴリズム(数式)であっても、装置によっては各種パラメータの指定方法に相当な違いがあり、今後各パラメータの単位や指定方法の統一化が望まれる。

3.2.3 処理方法③の結果 (HRC, GPC 使用時)

Fig. 8 は方法③で作成した画像である。方法①のときに比べて分解能や画質が改善されている装置(E)や逆に劣化している装置(C, D)もあり、さまざまである。各装置における画像処理条件の再検討の必要性を感じる。

3.2.4 高分解能コリメータに統一した時の処理方法①の結果

Fig. 7 Several phantom images processed by the method ②.

High resolution collimators were used in A, B and F systems. General purpose collimators were used in C, D and E systems.

Fig. 8 Several phantom images processed by the method ③.

High resolution collimators were used in A, B and F systems. General purpose collimators were used in C, D and E systems.

Fig. 9 Several phantom images processed by the method ①.

High resolution collimators were used in all systems.

Fig. 9 はコリメータを高分解能コリメータに統一して方法①で作成した画像である。一部、均一性の悪い装置(A, F)もあるが、各装置間での画像差はあまりなく、特に同じピクセルサイズやハードウェアによる各種補正機構を持つ装置C, D, Eは画像差があまり認められない。また装置Dでは、GPC 使用時に見られていた中心部のボケや歪みがない。すなわち装置DではGPC 使用時には中心部に画質劣化が生じることが判明した。

3.2.5 高分解能コリメータに統一したときの処理方法③の結果

Fig. 10 は方法③で作成した画像である。Fig. 9 の方法①のときと違い画像差の少なかった装置C, D, Eでは画質改善の方向であると思われるが画像差が大きくなっている。このように、処理条件を統一して画像再構成を行うと、ほぼ同じ画像が作成されるが、逆に各施設・装置毎の処理条件で再構成すると異なった画像が得られることが明らかになったと思われる。

3.3 ファントムBにおける結果

前述のファントムAにおけるデータで各装置ごとの特徴が把握できたが、これが臨床ではどのような形で現われているのかをシュミレーションする意味でファントムB(頭部用 SPECT ファントム)を用いてデータ収集し、画像再構成を行った。コリメータは各装置 HRC である。Fig. 11 左半分の5画像は方法①で再構成した画像で、装置A, Bは装置C, D, Eに比べ画像にボケが生じている。Fig. 11 右半分は方法③で再構成した画像で、装置A, Bのボケは改善されているが、装置C, Dは基底核領域がやや強調され、装置Eではボケが生じている。このように臨床問題がないと思われるレベルで各装置間の差が小さくはなっているが、処理条件が変化するだけで画質が改善、或いは劣化することもあり、ソフトウェアによる影響が考えられる。

3.4 ファントムCにおける結果

Fig. 12 左半分の4画像はファントムCを用いて方法③で再構成した画像であり、Fig. 12 右半分の4画像は、装置Cで得られた ^{99m}Tc -HMPAO(hexamethylpropyleneamine oxime)による脳血流データを各装置で方法③で画像再構成したものである。ファントムCにおける処理条件は ^{123}I -IMP(N-isopropyl-p- ^{123}I -Iodoamphetamine)使用時の物を指定した。

前述の頭部ファントム(ファントムB)を用いたときと違い画像が大きく異なっている。特にハードウェア上ほとんど差のないと思われる装置C, D, Eでは画像差が明らかである。このような画像処理方法の違いによる

Fig. 10 Several phantom images processed by the method ③. High resolution collimators were used in all systems.

Fig. 11 SPECT images of a brain phantom acquired by each SPECT systems. Left 5 images were processed by the method ①. Right 5 images were processed by the method ③.

Fig. 12 SPECT images of a mathematical brain phantom (left 4 images) and SPECT images of HMPAO (right 4 images). Images were processed by the method ③.

画像差については大山⁹⁾らによりすでに報告されており、今回のわれわれの実験結果と一致する。また、アイソトープ協会医学・薬学会エフィカシー専門委員会による

〔第45回総会シンポジウム〕 4. SPECT 画像の標準化 (三塩)

報告⁹⁾でも、各施設・装置における画像処理のバラツキを指摘しており、今後何らかの方法で画像処理の統一化を計る必要がある。

4. ま と め

SPECT 画像の画質は、基本的にはシンチカメラ本体、コリメータなどのハードウェアに依存するが、最近の SPECT 装置では各ハードウェア間の性能に差がなくなりつつあり、画像再構成方法や各種処理条件の設定など、ソフトウェア的要因により、より強く影響を受けるようである。

このことを考えるならば、ハードウェア原因による画質劣化を十分に補正した上で、色々なパターンを持つ数値ファントム（デジタルファントム）を用いて画像処理方法のシュミレーションを行い、処理方法の最適化を行えば、現在見られるような施設間・装置間での画像差を最小限に抑えることが可能になり、SPECT 画像の標準化が行えると考えられる。

謝 辞

最後にこのシンポジウムに発表する機会を与えて下さった本学会山田勝彦会長、藤田透座長に感謝する。また、本研究のために頭部数値ファントムのデータを提供して頂いた島津製作所の細羽実氏、昭和大学藤が丘病院の篠原広行氏に感謝する。最後に本研究のために協力して頂いた埼玉県核医学技術研究会の下記の施設、ならびに会員（敬称略）に感謝する。

- 埼玉医科大学附属病院：関・伊勢谷
- 埼玉医科大学総合医療センター：小川・鈴木
- 防衛医科大学校病院：宍戸
- 独協医科大学越谷病院：夏井
- 埼玉県立がんセンター：渡辺・上原

文 献

- 1) 細羽 実, 和辻秀信, 外山比南子, 他: 解剖学的な器官形状をもつ ECT 数値ファントム (DO-ECT ファントム) の開発, 核医学, **24**, 1005-1008, (1988).
- 2) 篠原広行, 永島淳一, 片山道夫, 他: Dual Energy による脳血流 SPECT の吸収補正 一様吸収体を仮定した吸収補正法との比較, Med. Imag. Tech., **6**, 375-384, (1988).
- 3) 三塩宏二, 上原 晃, 渡辺義他, 他: 医用画像表示法の基礎的検討—Image Processor (IP8400) の医用画像処理への応用—, 映像情報, **8**, 812-816, (1985).
- 4) Sorenson JA: Quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole-body counting., Instrumentation in Nuclear Medicine, **2**, Academic Press, New York, 311-348, (1974).
- 5) Shepp LA and Logan BF: The fourier reconstruction of a head section, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-**21**, 21-43, (1974).
- 6) 日本アイソトープ協会, 核医学イメージング規格化専門委員会: Single Photon Emission Computed Tomography 装置の性能試験条件, Radioisotopes, **33**, 162-169, (1984).
- 7) 和辻秀信, 高橋重和, 細羽 実: 2次元フィルタを用いた SPECT の画質改善, 核医学, **20**, 1215-1217, (1983).
- 8) 大山永昭, 尾川浩一, 大木 繁, 他: SPECT 用像再生アルゴリズムの比較, Med. Imag. Tech., **4**, 319-325, (1986).
- 9) 森 豊, 川上憲司, 町田喜久雄, 他: 肝 SPECT の臨床的有效度に関する研究—とくに肝区域および慢性肝疾患の合併に関する検討—, Radioisotopes, **36**, 457-464, (1987).