

核医学における心筋血流評価法の検討

— Polar map 表示法について —

高根侑美¹, 佐藤 彩², 藤原怜子³, 三品昌仁⁴,
小田桐逸人⁵, 南部武幸⁵, 児玉裕康⁵, 阿部養悦⁵,
梁川 功⁵, 石橋忠司⁶, 高井良尋⁶, 齋藤春夫⁶,
森 一生⁶, 田村 元⁶, 町田好男⁶, 千田浩一⁶,
小山内実⁶, 佐藤行彦⁶, 川住祐介⁶, 小倉隆英⁶,
仲田栄子⁶, 丸岡 伸⁶, 細貝良行⁶

¹東北大学大学院医学系研究科 画像診断技術学専攻

²聖路加国際病院 放射線科

³日立メディコ

⁴独立行政法人国立病院機構宮城病院 放射線科

⁵東北大学病院 診療技術部放射線部門

⁶東北大学大学院医学系研究科 保健学専攻放射線技術学コース

A Phantom Study of Comparison of Cardiac SPECT Analysis

— Really, is the Polar map view right? —

Yumi TAKANE¹, Aya SATO², Reiko FUJIWARA³, Masami MISHINA⁴,
Hayato ODAGIRI⁵, Takcyuki NANBU⁵, Hiroyasu KODAMA⁵, Youetsu ABE⁵,
Isao YANAGAWA⁵, Tadashi ISHIBASHI⁶, Yoshihiro TAKAI⁶, Haruo SAITOU⁶,
Issei MORI⁶, Gen TAMURA⁶, Yoshio MACHIDA⁶, Kouichi CHIDA⁶,
Minoru OSANAI⁶, Yukihiro SATO⁶, Yusuke KAWASUMI⁶, Takahide OGURA⁶,
Eiko NAKATA⁶, Shin MARUOKA⁶ and Yoshiyuki HOSOKAI⁶

¹Course of Diagnostic Image Processing, Tohoku University Graduate School of Medicine

²Department of Radiology, St. Luke's International Hospital

³HITACHI Medical Corporation

⁴Department of Medical Imaging, Miyagi National Hospital, National Hospital Organization

⁵Department of Radiology, Tohoku University Hospital

⁶Course of Radiological Technology, Tohoku University Graduate School of Medicine

Key words: Polar map, Cardiac SPECT, Attenuation Correction, Scatter Correction, Bull's eye

Polar map analysis which uses cardiac analysis is very useful because the state of the blood stream of entire cardiac muscle can be observed. However, it is said that various problems occur

in comparing same myocardial data, because visualization and the color scale, etc. are the different between SPECT devices.

In this study, we scanned a myocardial Phantom with four different SPECT devices and examined Polar map visualization, analytical software and data collection method on each device.

As the results to have used same myocardial data, the visualization of Polar map and the color scale were totally different in each device, the visualization results of analyzing software were different, too.

The visualization difference is eased by using common analyzing software when using several SPECT devices. Although it has taken more inspection time, the 360 degree data collection method is suitable for more precise analysis. It is important to implement attenuation and scatter correction to appease the correcting count decrease at 180 degree data collection.

背 景

昨今、施設間あるいは施設内での画像情報の共有化が求められ、画像の標準化および定量性の向上が課題となっている。

心筋 SPECT における定量評価において最も一般的であるのが極座標 (Polar map) 表示である¹⁾。Polar map は、SPECT 画像の短軸面断層像 (short axis) を、心尖部を中心に心基部を外側にして同心円状に極座標表示したものであり、一枚のカラー画像で心筋全体の集積低下の程度と広がりを観察できるため、診断に有用であるとされている²⁾。しかし、Polar map のセグメント分割やカラー表示は装置によって異なるため、同じ症例においても血流欠損部の描出に違いが生じ、読影結果に影響を及ぼす可能性が示唆され注意を要するものと考えられている³⁾。また、全く同じ検査でも収集角度・再構成条件・処理の方法などによって得られる値が変動するため²⁾、その変動が読影結果に及ぼす影響も否定できない。

その解決策として、各装置の short axis データを DICOM 化し、Windows 上で稼動する解析ソフト (心筋血流検査表示ソフト) を用いて評価する方法がある。そのソフトを用いることで、Polar map のセグメント分割やカラー表示を装置間で統一することはできるが、心筋の抽出原理が異なるなど、ソフト間にも違いがあるため、解析結果が異なってしまうかもしれない。

収集角度には 180 度収集 (反回転) と 360 度取

集 (1 回転) があるが、臨床では撮影時間の短縮による患者負担の軽減を考慮して、180 度収集が主に行われている。しかし、180 度収集は対向するデータがないために理論的に不完全再構成となる。また、反対側の投影データを計算処理に用いないため深さ方向の計数値が周辺部に比較して低くなり、360 度収集に比べて回転中心方向へ画像がひずむという問題があり、未だに多くの議論が残っている²⁾。また、元々 SPECT 画像とは被写体の体内から放出される γ 線を 360 度方向からの投影データから画像再構成を行い断層像として得られるものであり、その投影データは体内での散乱と吸収の影響を大きく受ける。その結果、投影データは核種のエネルギーにも依存するが、計数値において散乱により 30~40% 増加し、吸収により 25~50% 減少する。このため、正確な SPECT 画像を得るためには、吸収補正や散乱補正を行わなければならない²⁾。そこで、エネルギーウィンドウ幅 (EWW) を設定することで散乱補正を行い、CT 装置を利用して吸収補正を行う X 線 CT 搭載型 SPECT 装置を使って吸収・散乱補正の効果を検討することは、定量性の向上を図るうえで有意であると考えられる。

そこで今回は、メーカーが指定する Polar map と、解析ソフトを用いて作成した Polar map の表示法の違いによって、心筋 SPECT 画像がどのような影響を受けるのかを検討する。さらに、収集角度の違いや吸収・散乱補正の有無による画像への影響も検討していく。

目 的

心臓ファントムを4台のSPECT装置で撮影する。各装置でPolar mapを作成し、その違いを装置間で比較する。また、2種類の解析ソフトを用いてPolar mapを作成し、装置間あるいはソフト間の違いを比較する。さらに、収集角度や吸収・散乱補正の有無によるPolar mapへの影響を検討する。

使用機器

■使用機器/処理装置(社名)

- ・ MultiSPECT3/ICON (SIEMENS 旭メディック株式会社製)
 - ・ e.cam/ICON (SIEMENS 旭メディック株式会社製)
 - ・ PRISM-IRIX/Odyssey (株式会社島津製作所製)
 - ・ Millennium VG HawkEye/eNTEGRA (GE 横河メディカルシステム株式会社製)
- 以下順不同で装置A~Dとした。装置A, Bは3検出器, 装置C, Dは2検出器である。

■解析ソフト

- ・ Cardio Bull (富士フィルム RI ファーマー株式会社製)
 - ・ Heart Score View (日本メジフィックス株式会社製)
- 以下順不同でソフトA, Bとした。

ソフトA, Bともに17セグメントモデルを採用し、セグメント番号を1~17番とした(Fig. 1)。セグメント番号は、Polar Map上で心基部寄り(一番外側)のスライス面におけるAnterior(スライス面内の一番上)を1番, そこを中心として反時計回りに2~6番, 中央部(外側から二番目)のスライス面におけるAnteriorを7番, そこを中心として反時計回りに8~12番, 心尖部寄り(外側から三番目)のスライス面におけるAnteriorを13番, そこを中心として反時計回りに14~16番, 心尖部(中央)を17番とした。

■心臓ファントム

心臓ファントムは、RH-2型/株式会社京都科学

製を使用した。材質はアクリルであり、肺と脊柱には等価物質が充填されている。右室, 心プール, 縦隔部には蒸留水を封入した。左室心筋部の1時方向心尖部寄り, 7時方向心基部寄りの2カ所に欠損部を作成し, 37 MBqの^{99m}Tc溶液を注入した。心臓ファントムの各容量は, 左室心筋内腔175 ml, 心プール133 ml, 右室170 ml, 欠損の大きさは, 直径3.0 cm(5.26 cm³), 直径2.0 cm(2.67 cm³)である。

方 法

■収集条件

3検出器の装置では360度収集を行い, 30 sec/ flame, 64×64マトリックス, サンプリング角度4°, 倍率1.5倍, エネルギーウインドウ15%とする。

2検出器の装置では, 360度収集と180度収集を行う。360度収集の場合は, 2検出器を対向に配置し, 30 sec/flame, 64×64マトリックス, サンプリング角度4°, 倍率1.5倍, エネルギーウインドウ15%とする。180度収集の場合は, 2検出器を直交に配置し, 20 sec/flame, 64×64マトリックス, サンプリング角度3°, 倍率1.5倍, エネルギーウインドウ15%とする。

■再構成条件

装置Aはフィルタ補正逆投影法(filtered back projection: FBP法)で再構成し, Order: 8, Cut off値: 0.3とした。また, 再構成フィルタはButterworth filterを用いた。装置BもFBP法で再構成し, Order: 8, Cut off値: 0.3とした。また, 再構成フィルタはButterworth filterを用いた。装置CもFBP法で再構成し, Order: 8, Cut off値: 0.2とした。また, 再構成フィルタはButterworth filterを用いた。ここで, OrderとCut off値は, 3台の装置で撮影したSPECT画像が視覚的に等しく見えるような値を設定し, 解析を行った。装置Dについては, FBP法とordered subsets-expectation maximization(OS-EM)法で再構成し, OS-EM法では吸収・散乱補正を行った。

■解析方法

最初に、収集した画像データの横断面像を用いて心臓の心軸を決定し、その心軸に垂直な横断面像(短軸断層像: short axis)を作成する。この作成した short axis 画像をもとに長軸面垂直断層像(vertical long axis)と長軸面水平断層像(horizontal long axis)を断面交換にて作成する。

次に、vertical long axis 画像をもとに解析範囲を設定、short axis 画像の中心と外接円を設定することで、同心円の中心から外側に向かい心尖部から心基部を重ねて表示することができる。

■実験手順

1) 各装置間での比較

人為的に欠損部を作成した心臓ファントムを、収集条件に示す条件で360度収集を行う。FBP処理した Short Axis データより作成した Polar Map を装置間で比較する。

2) 各解析ソフト間での比較

実験手順1)で撮影・処理した Short Axis データをDICOM化し、解析ソフト(ソフトA, B)を用いて Polar Map を作成する。作成した Polar Map と %uptake を解析ソフト間で比較する。

ここで、%uptake とは、画像上のカウントの最大値を100とした場合における、各セグメントのカウントの割合を表しているものとする。

3) 180度収集と360度収集の比較

装置C, Dでそれぞれ180度, 360度収集を行う。FBP処理した Short Axis データをDICOM化し、解析ソフトを用いて Polar Map を作成する。180度, 360度収集における Polar Map と %uptake を装置間で比較する。

4) 吸収・散乱補正の有無による比較

装置Dで180度, 360度収集を行う。OS-EM法で吸収・散乱補正処理をした Short Axis データと、OS-EM法で吸収・散乱補正処理をしなかった Short Axis データをDICOM化し、解析ソフトを用いて Polar Map を作成する。吸収・散乱補正の有無による Polar Map と %uptake を比較する。さらに、収集角度の違いによる散乱・吸収補正の効果についても検討する。

結 果

1) 各装置での比較

装置Aは24分割のレインボーカラー表示、装置Bは9分割のイエローカラー表示、装置Cは装置Aと同様の24分割レインボーカラー表示であり、装置Dは17分割のGEカラー表示である。異なった装置を使って撮影した場合でも、欠損部の位置の見え方に変化は見られない。しかし、装置によって上記のような表示方法に違いがあるため、心尖部(円形の中央)が表示されているものと、表示されていないものがあるなど、同じファントムを撮影していても、視覚的にかなり異なった印象を受ける(Fig. 2)。

2) 2種類の解析ソフトでの比較

装置間に大きな差は見られないが、解析ソフト間で比較すると、欠損部の位置の見え方が異なっている。ソフトBでは、ほぼ対向の位置に付けたはずの欠損部の位置情報を正確に反映していないことが分かる(Fig. 3, 4)。

また、グラフの形状は、装置間で大きな差は見られない。各セグメントで見ると、装置Dでは、セグメントの4番や10番などでソフトBの方が %uptake は高い傾向が見られる(Graph. 1, 2)。

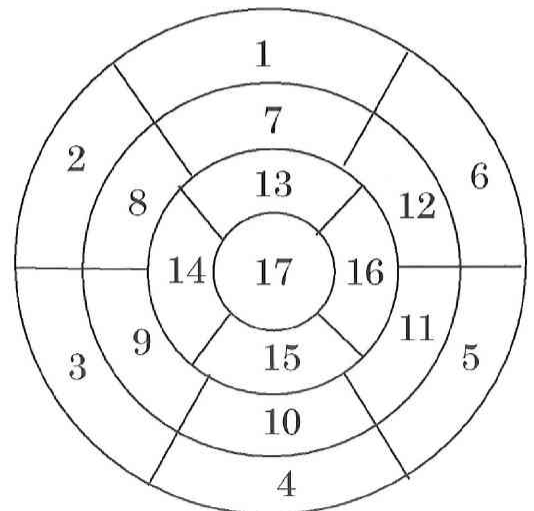


Fig. 1. ソフト1, 2の17セグメント分割モデル

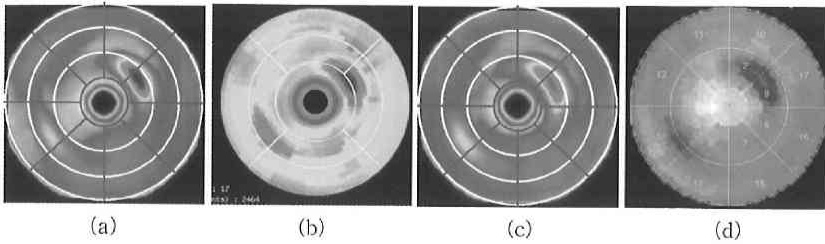


Fig. 2. 結果1。各装置で360度収集にて撮影を行い、FBP処理したShort Axis Dataから、各装置上で作成したPolar map。(a) 装置A (b) 装置B (c) 装置C (d) 装置D

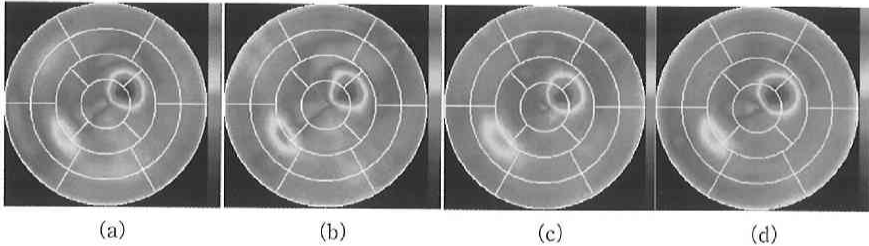
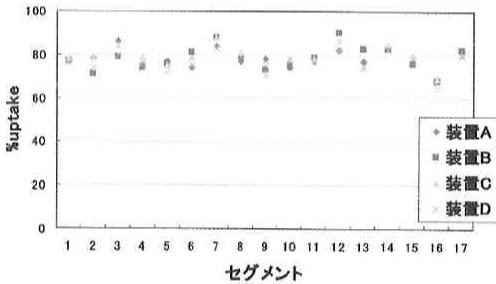
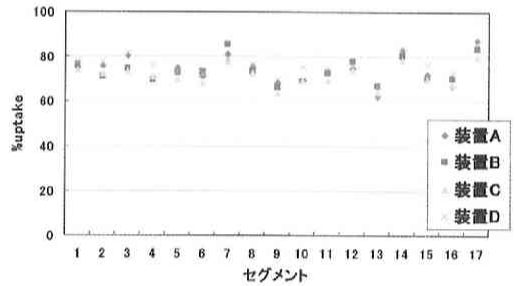


Fig. 3. 各装置で360度収集にて撮影を行い、FBP処理したShort Axis DataをDICOM化し、ソフトAで作成したPolar map。(a) 装置A (b) 装置B (c) 装置C (d) 装置D



Graph. 1. 各装置で360度収集にて撮影し、ソフトAで作成したPolar mapのセグメントと%uptake。縦軸が%uptake、横軸はセグメント番号である。



Graph. 2. 各装置で360度収集にて撮影し、ソフトBで作成したPolar mapのセグメントと%uptake。縦軸が%uptake、横軸はセグメント番号である。

なお、グラフの縦軸は%uptake、横軸はセグメント番号を表している。また、以下全てのグラフにおいて、同様に軸を設定している。

3) 180度収集と360度収集の比較

まず、180度収集、360度収集同士を比較した場合、装置間で大きな差は見られない。次に、収集角度の違いで比較してみると、180度収集では、心基部に当たるセグメントの1~6番のカウントが低下している。また、180度収集では、11時方向

にカウントの著しい低下(偽欠損)が現れると報告されている⁴⁾が、今回の実験でも11時方向にあたるセグメント2番にカウントの低下が見られる。360度収集は、180度収集と比較してカウントが全体的に均一であり、小さな欠損部の評価がしやすい(Fig. 5, 6)。

グラフを全体的に見ると、ソフトA、ソフトBともに180度収集に比べて360度収集の方が%uptakeは高く、安定している傾向にある。180

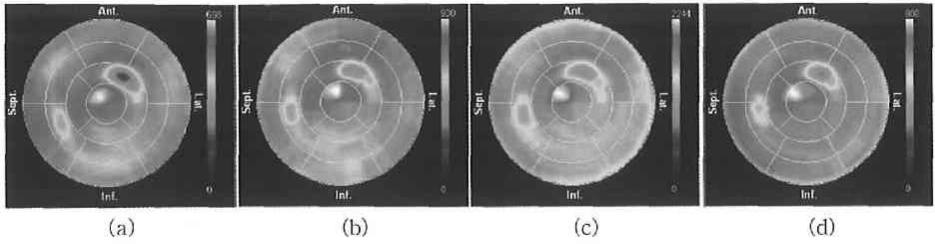


Fig. 4. 各装置で 360 度収集にて撮影を行い、FBP 処理した Short Axis Data を DICOM 化し、ソフト B で作成した Polar map。(a) 装置 A (b) 装置 B (c) 装置 C (d) 装置 D

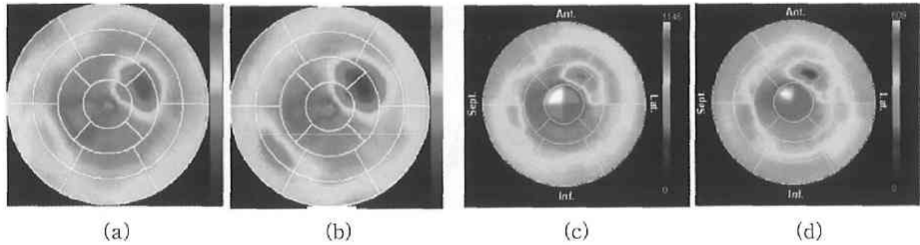
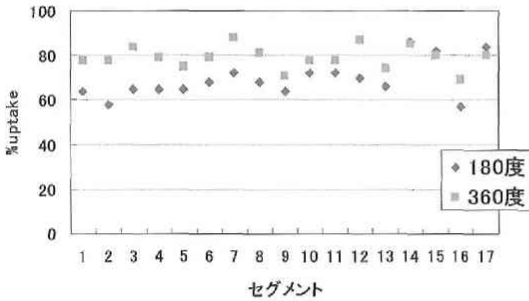
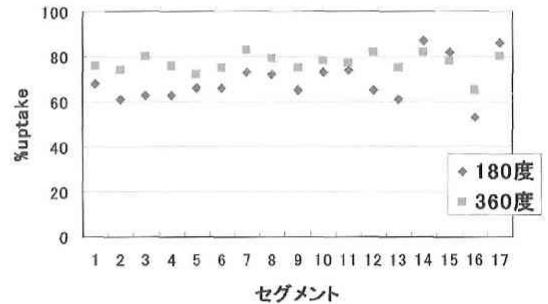


Fig. 5. 装置 C, D で 180 度収集にて撮影を行い、FBP 処理した Short Axis Data を DICOM 化し、ソフト A, B で作成した Polar map。

- (a) 装置 C で撮影し、ソフト A で作成した Polar map
- (b) 装置 D で撮影し、ソフト A で作成した Polar map
- (c) 装置 C で撮影し、ソフト B で作成した Polar map
- (d) 装置 D で撮影し、ソフト B で作成した Polar map



Graph 3. ソフト A 装置 C



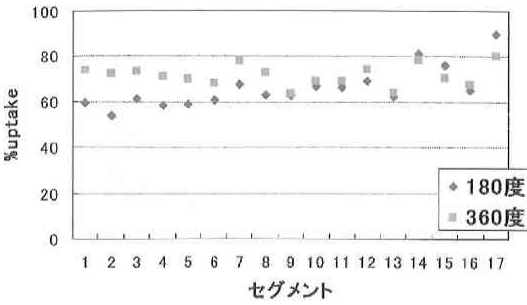
Graph 4. ソフト A 装置 D

度収集では、心基部に当たるセグメントの 1~6 番の %uptake が低いが、心尖部側にあたるセグメントの 14~17 番ではカウントが高い (Graph. 3, 4, 5, 6)。

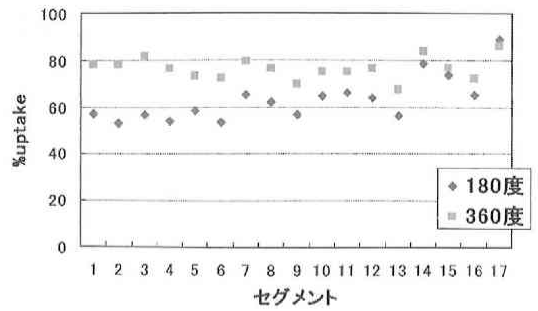
4) 吸収・散乱補正の有無による比較

180 度収集では、吸収・散乱補正をかける、補正をかけない場合に比べて全体的なカウント低下が見られる。特に、心基部に当たるセグメント 1~6

番のカウントが、他のセグメントに比べて著しく低下している。しかし、補正をすることで著しく低下していたセグメント 1~6 番のカウントが、欠損部以外の他のセグメントと同程度のカウントまで改善されていることが分かる。また、補正の有無によって欠損部の位置に大きな違いはみられないが、補正をかけた方が欠損部の大きさをより忠実に反映しており、小さい欠損部の評価もしやす



Graph. 5. ソフト B 装置 C



Graph. 6. ソフト B 装置 D

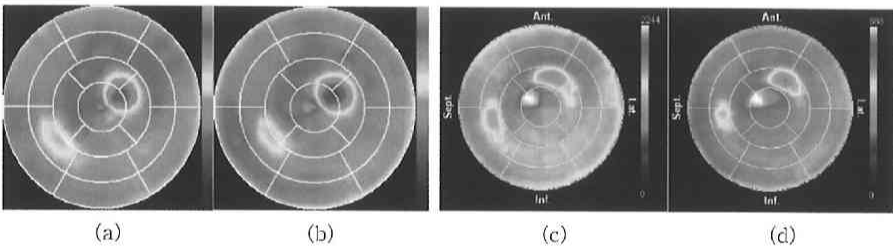


Fig. 6. 装置 C, D で 360 度収集にて撮影を行い、FBP 処理した Short Axis Data を DICOM 化し、ソフト A, B で作成した Polar map。

- (a) 装置 C で撮影し、ソフト A で作成した Polar map
- (b) 装置 D で撮影し、ソフト A で作成した Polar map
- (c) 装置 C で撮影し、ソフト B で作成した Polar map
- (d) 装置 D で撮影し、ソフト B で作成した Polar map

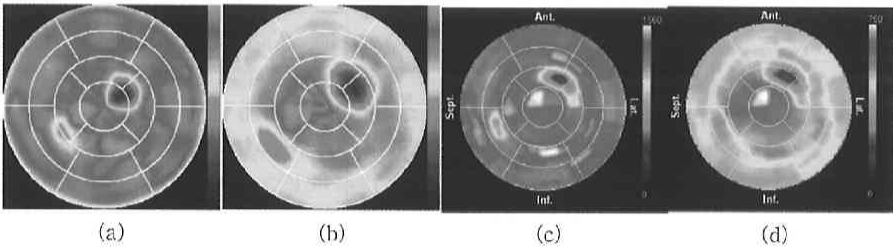


Fig. 7. 装置 D で 180 度収集にて撮影を行い、OS-EM 処理した Short Axis Data を DICOM 化し、ソフト A, B で作成した Polar map。

- (a) 装置 D で撮影し、吸収・散乱補正をかけて、ソフト A で作成した Polar map
- (b) 装置 D で撮影し、ソフト A で作成した Polar map
- (c) 装置 D で撮影し、吸収・散乱補正をかけて、ソフト B で作成した Polar map
- (d) 装置 D で撮影し、ソフト B で作成した Polar map

い。さらに、180 度収集では、11 時方向にあたるセグメント 2 番にカウントの低下（偽欠損）が見られることが報告されているが、補正をかけることでその影響も改善されている（Fig. 7）。

しかし、360 度収集では、補正の有無によるカウ

ントの高低や欠損部の見え方に大きな違いは見られない（Fig. 8）。

グラフを見ると、吸収・散乱補正をかけることで、全体的に %uptake が高くなるのが分かる。その影響は、360 度収集に比べて 180 度収集の方

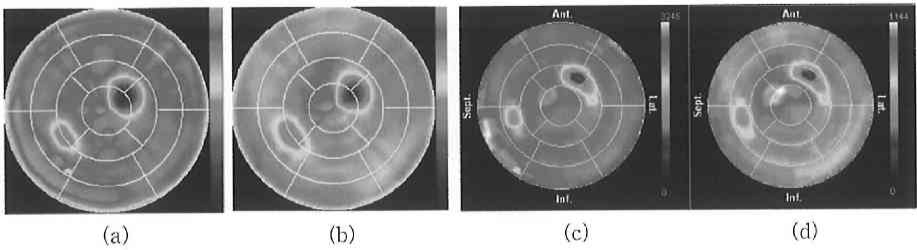
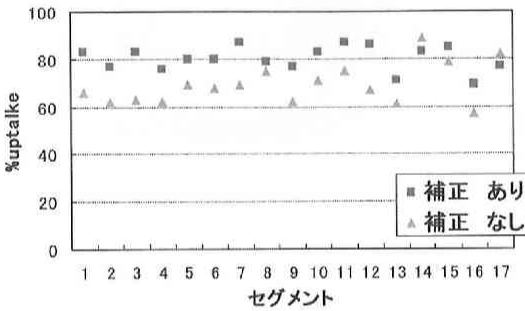
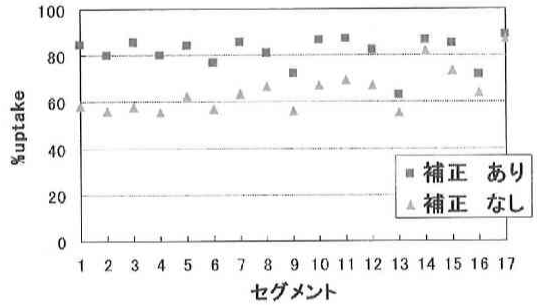


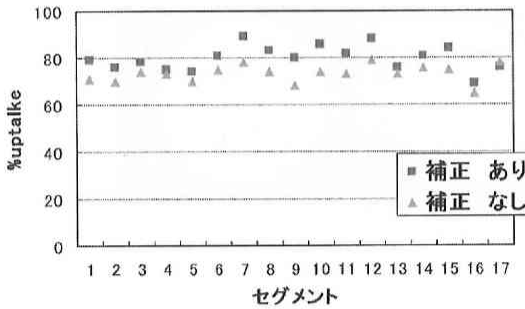
Fig. 8. 装置 D で 360 度収集にて撮影を行い、OS-EM 処理した Short Axis Data を DICOM 化し、ソフト A, B で作成した Polar map.
 (a) 装置 D で撮影し、吸収・散乱補正をかけて、ソフト A で作成した Polar map
 (b) 装置 D で撮影し、ソフト A で作成した Polar map
 (c) 装置 D で撮影し、吸収・散乱補正をかけて、ソフト B で作成した Polar map
 (d) 装置 D で撮影し、ソフト B で作成した Polar map



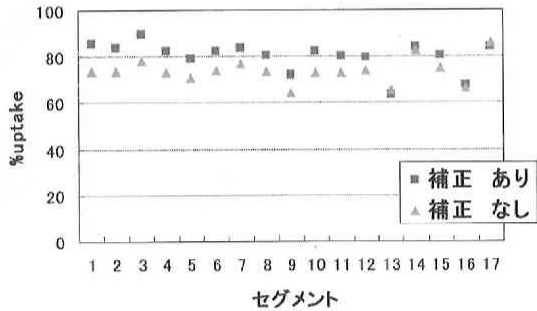
Graph. 7. ソフト A 180 度



Graph. 9. ソフト B 180 度



Graph. 8. ソフト A 360 度



Graph. 10. ソフト B 360 度

が顕著に現れており、360 度収集では補正の有無に関わらず、欠損部の %uptake はほぼ変化しない (Graph. 7, 8, 9, 10)。

考 察

今回、同じファントムを撮影し、同じデータを表示したが、表示系が違くと視覚的に大きく異なる

印象が得られた。

各装置上で Polar map を作成すると、装置によってセグメントの数や配置が異なるため、%uptake での比較は難しい。さらに、カラー表示が異なるため、たとえば、同一患者を異なる装置で follow-up する場合などにおいては、視覚的な比較は大変困難である。よって、複数の装置を用いて

撮影を行う場合は、共通の解析ソフトを使用することが望まれる。共通の解析ソフトを用いることで、セグメント分割やカラー表示などの表示系の違いは解消されるため、%uptake での比較や視覚的な比較が行いやすくなる。また、解析ソフト間を比較してみると、今回用いた2種類の解析ソフトは、セグメントの数や配置を同一にし、同じデータを解析したのにも関わらず、欠損部の位置や見え方に違いが生じた。解析ソフトを用いることで、表示系の違いが解消されても、複数の解析ソフトを用いると、読影結果が異なってしまう可能性があるため、臨床において診断目的で使用する場合には、同一の解析ソフトを用いて評価を行う必要がある。ソフト間の違いについては、再構成や解析処理などのアルゴリズムに着目し、今後検討すべき課題である。

次に、収集条件の違いについて見てみると、180度収集と360度収集では、どの装置、どの解析ソフトでも、Polar mapが大きく異なってしまう、視覚的に評価することは難しい。特に、180度収集では、Polar map表示と%uptakeのグラフの双方で心基部側にカウントの低下が顕著に見られる。今回用いた心臓ファントムは、心尖部側がより腹側に位置しているため検出器に近い状態であり、反対に、心基部側は体幹部中心に近く、検出器から離れている。360度収集では、対向するデータが必ず存在するため、被写体-検出器間の距離の違いによるガンマ線の吸収差はある程度緩和されるが、収集時間の短縮を目的とした180度収集では、効率を考慮して心臓がある体側左側の収集のみを行う。したがって、被写体-検出器間の距離が離れた位置にある心基部側のカウントが、体内での吸収により低下するのだと考えられる。180度収集特有の11時方向のカウント低下が、今回の実験でも見られたが、原因は未だ不明である⁵⁾。

さらに、吸収・散乱補正をかけることで、収集角度の時と同様、Polar mapが視覚的に大きく異なって見える。180度収集において顕著であった心基部側のカウント低下は、体内での吸収・散乱の影響が緩和されるため、360度収集で改善される。加えて、180度収集時に出現していた11時方

向のカウント低下も緩和されるなど、欠損部をより正確に反映させており、視覚的評価も行いやすくなる。

今回使用したSPECT装置はX線CT搭載型であるため、SPECT画像と同一スライス面のCT値で補正が可能であり、180度収集、360度収集のいずれの場合も高精度に補正されると言われている。したがって、検出器を心臓側から回転するために吸収の影響で低下する180度収集のカウントが正しく補正されて、その効果が顕著に見受けられたのだと考えられる。

今回の研究において、180度収集は撮像時間を360度収集より短く設定したが、吸収・散乱補正をかけることでカウント低下が緩和され、Polar mapにおいても360度収集と同程度の画像を取得することができ、検査所要時間の短縮による患者負担の軽減が期待できると考える。

また、今回私たちが用いた核種は^{99m}Tcのみであるため、¹²³Iや²⁰¹Tlなど異なる核種での検討や、実際に臨床で適用されている核種の使用量、検査時間、収集条件等でも今後検討する余地はある。

文 献

- 1) 柳沢正道: 心筋 SPECT における定量化と標準化, 日本放射線技術学会雑誌, 60, 666-675, 2004
- 2) 大西英雄, 松本典典, 増田一孝: 放射線技術学シリーズ核医学検査技術学, オーム社, 東京, 2002, p 124-125, p 137-152
- 3) 木村 徹, 安井和人, 岡野浩樹, 安永国弘: 心筋画像の臨床診断におけるカラー表示の違いによる影響, 日本放射線技術学会雑誌, 59, 1041, 2003
- 4) 中出貴英, 都留正人, 上田 治, 和氣誠司, 高橋龍兒, 紀田 利: 心筋 SPECT における 180 度収集と 360 度収集の比較: 心筋ファントムによる基礎的検討, 日本放射線技術学会雑誌, 48, 209, 1992
- 5) 柳沢正道, 丸 繁勤: 心筋 Gated SPECT における OSEM 法の検討-再構成条件の最適化-, 日本放射線技術学会雑誌, 57, 1240-1247, 2001
- 6) 中田智明, 市川和弘, 大堀克己, 他: 統計的な画像再構成法の臨床応用への可能性 2. OSEM 法の心筋 SPECT への応用, 日本放射線技術学会雑誌付録, 60, 16-19, 2000
- 7) 西村重敏, 小林秀樹: 心臓核医学コンプリートマ

- ニユアル, 東京, メジカルセンス, p84-85, 2004
- 8) 鎌田伸也, 金田耕治, 工藤和也, 田村博文, 清水康司, 那波知子: 角度可変型 2 検出器ガンマカメラを用いた心筋 SPECT 収集角度の検討, 日本放射線技術学会東北部会雑誌, **12**, 74-77, 2003
- 9) 小田桐逸人, 阿部養悦, 細貝良行, 桑子愛美, 高山俊太, 佐々木正寿, 佐藤多智雄, 福田 寛: CT 搭載型 SPECT 装置の基礎的検討, 日本放射線技術学会東北部会雑誌, **13**, 167-169, 2004
- 10) 鈴木理恵, 大橋沙弥佳, 嶋田直美, 鈴木亜希, 田村有子, 高山俊太, 塚原智子, 小田桐逸人, 細貝良行, 阿部養悦, 佐藤多智雄, 丸岡 伸: X 線 CT 搭載型 SPECT 装置における吸収補正および散乱補正の検討, 日本放射線技術学会東北部会雑誌, **14**, 86-89, 2005
- 11) 中村幸夫: トランスミッションスキャンによる吸収補正法について, 核医学技, **14**, 244-247, 1994
- 12) 大野 覚, 尾川浩一: 心筋 SPECT における最適投影データを用いた画像再構成, 法政大学計算科学センター研究報告, **115**, 35-39, 2002
- 13) 木口雅夫, 谷口金吾, 穂山雄次, 古川隆志, 玖島利男: SPECT 画像における収集ステップ角度による影響について—FBP 法と OS-EM 法の比較—, 日本放射線技術学会雑誌, **60**, 1009-1017, 2004
- 14) 西尾 剛, 遠藤健一, 田邊芳雄, 谷野文彦: 心筋 SPECT に対する OS EM 法の適用—心臓肝臓ファントムを用いたアーチファクト軽減効果の検討—, 日本放射線技術学会雑誌, **58**, 1061-1065, 2002
- 15) Germano, G., Kavanagh, P.B., Su, H.T., *et al.*: Automatic reorientation of three-dimensional, transaxial myocardial perfusion SPECT images, *J. Nucl. Med.*, **36**, 1107-1114, 1995
- 16) Hudson, H.M., Larkin, R.S.: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data, *IEEE Trans. Med. Image MI*, **13**, 601-609, 1994
- 17) LaCroix, K.J., Tsui, B.M.W., Hasegawa, B.H.: A Comparison of 180 deg. and 360 deg. Acquisition for attenuation-compensated thallium-201 SPECT images, *J. Nucl. Med.*, **39**, 562-574, 1998