

連載 (最終回)

SPECTにおける 画質劣化とその補正

VII データ収集角と 臓器の動き

法政大学工学部

尾川浩一

はじめに

臓器が動くことによってSPECTの投影データにずれが生じ、再構成画像を劣化させることについて、『総論』において述べた。ここでは、心筋SPECTの話題を中心に収集角度範囲と臓器の動きが再構成画像に与える影響について述べる。また、今回が連載の最終回となるので、今までの総括も行う。

収集角度範囲の問題

以前より心筋SPECTデータをどの範囲で収集すべきか、すなわち180度が360度か、という議論がなされてきた。この議論に関して、両者の長

所、短所を整理してみると以下ようになる。まず、180度データ収集は、データ収集時間が360度の場合の半分ですむ、カウント値が大きい方向だけのデータ収集となるためS/Nのよいデータから画像再構成ができ、左室については高コントラスト分解能、高空間分解能が実現する、

再構成画像上で心基部付近のカウントが前壁に比較して非常に小さくなり、濃度歪みやアーチファクトが大きい、という点があげられる。一方、360度収集は、データ収集時間が180度収集の倍かかる、心臓から遠い位置での投影データのカウントは低いですがデータ収集時間が2倍かかる分、全体のカウントが多くなり統計雑音が減り安定した画像となる、すべての角度のデータから画像再構成されるので、180度収集の場合に比較して歪みの少ない再構成画像が得られ、心基部も比較的よく映像化できる、などがあげられる。これらの～は～と相反するものとなっているが検討の余地はある。まず、とだが、これはどうしようもない事柄で、360度収集のまま時間短縮を図るには検出器の数を増やすか、後述のように投影データ数をさらに減らすかするしかない。

とに関しては、吸収補正の問題とも絡むが、もし正確な吸収補正マップが得られるならば180度収集で十分であり、歪みのない高画質の画像を得ることができる。ただし、この場合、吸収補正を行うためのデータを得る必要があり、トータルの検査時間が減るかどうかは疑問である。たしかに、360度範囲の心筋の投影データを収集してみると、体表面から心筋が最も遠くなる角度範囲では、心筋からの光子がほとんど収集されていないのも事実である。使用核種に関しては、 ^{201}Tl と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では光電ピークエネルギーが異なるため、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の光子の方がすべての方向で検出される確率は高いが、いずれにせよカウントはかなり低い。

とは主に線の吸収の影響によるが、360度収集データは吸収の影響で全体的に再構成画像の画素値が低くなるものの、ほとんど同一のコントラストで映像化できる。したがって、この場合は、読影をする側の医師が、「心基部がやや値が低いのが正常」というバイアスをかけて読影すれば、吸収補正を行わなくても定性診断は可能である。もちろん、この場合、再構成値は補正されていないので、定量的な評価や解析を行うことは危険で

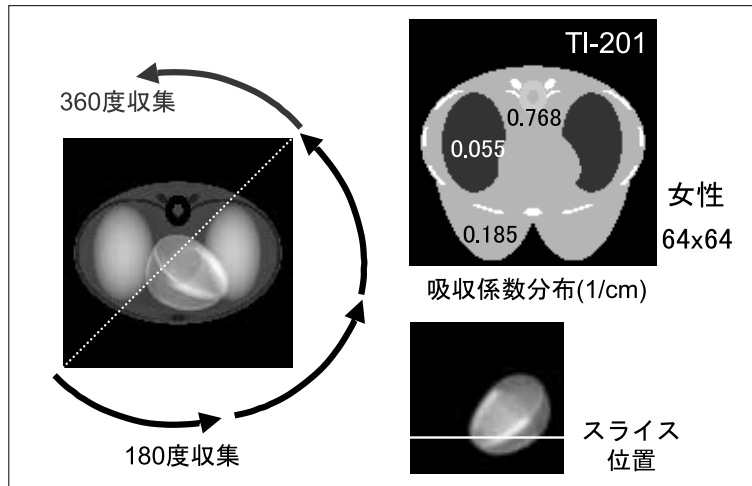


図1 MCATファントムを用いた収集角度範囲のシミュレーション

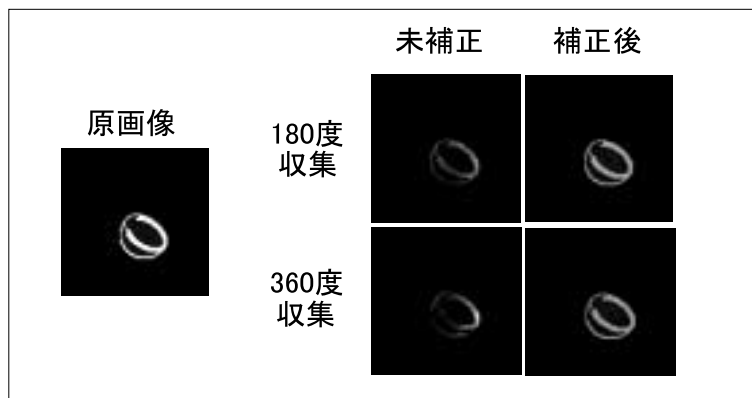


図2 収集角度範囲と再構成画像

ある。これに対し、180度収集では歪みが大きくなるため、吸収補正は必然的に不可欠なものとなる。これらのことを、ざっくりとまとめると、(a)吸収補正を行う場合は、180度データ収集も360度データ収集も結果はほとんど変わらないので、収集時間が短い180度収集を推奨、(b)吸収補正を行えない場合は、360度データ収集が好ましいが、この場合、定性的な診断にとどめる、(c)吸収補正も360度収集も行えない場合は、180度収集を行うことになるが、この場合は、画像の濃度歪みやアーチファクトが大きいので読影には最大限、注意を払う、ということになる。図1は収集角度範囲を評価するために行ったシミュレーションの概要を示している。使用したファントムは

MCATファントム¹⁾であり、吸収の大きな場合を想定するため女性の三次元数値ファントムを用いた。データ収集範囲を左図に、上部には²⁰¹Tlに対して設定した吸収係数を示した。下図には心筋のスライス位置を示した。このファントムから180度範囲の投影データと360度範囲の投影データを収集し、そのデータから再構成した画像を図2に示す。左の画像が対象となる断面であり、右に吸収補正のない再構成画像と正確な吸収補正を行った再構成画像を示す。この図から、吸収補正を行わない場合の画像(ただし、再構成値が低すぎて見にくいのでレベルを上げて見やすくしている)の典型的な特徴と吸収補正を実施すれば180度収集データで十分であることがわかる。ここで、吸

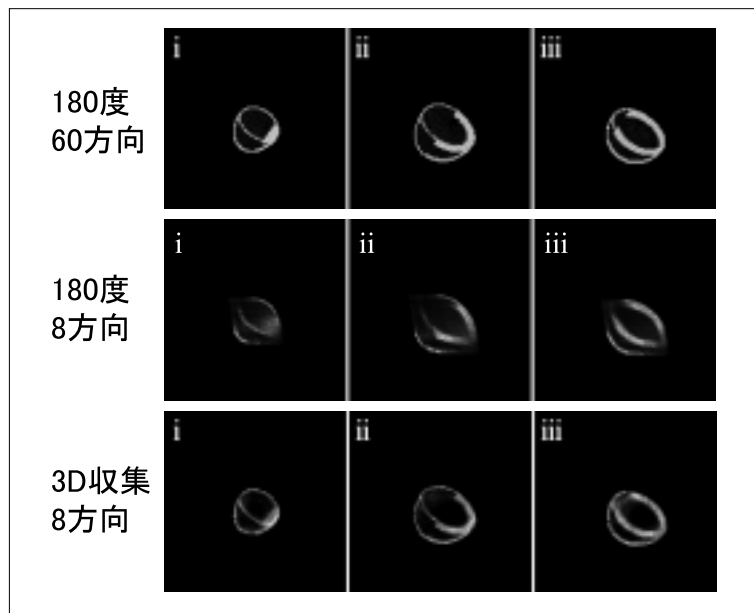


図3 最適な投影データの選択による投影データ数の削減

収補正はOS-EM法に組み込んで行っている。

また、S/Nのよいデータを用いるという考え方を発展させると、吸収補正さえ行えばさらに少ない数の投影データから、良質の再構成画像を得ることも期待できる。われわれはそのようなデータ収集方法を提案しており、データ収集方向を8方向にしてS/Nのよい投影データを選択し、60方向(180度データ収集)の再構成画像と同等の画質の再構成画像を得ることに成功している²⁾。図3は、図1のファントムの投影データから再構成した画像(3つのスライス位置)で、上段が180度の範囲の60投影データから再構成した画像、中段はその中の8方向の投影データから再構成した画像、下段は三次元的に収集された8方向の投影データから再構成したもの(提案する方法)である。図からわかるように、投影データをうまく選択すれば、投影方向が8方向でも60方向の再構成画像と遜色のない画質が得られている。

対象臓器の動き

心筋のような常時動いている臓器の場合、再構成画像の空間分解能が低下し、同時にコントラス

ト分解能の低下が起きる。ファントム実験では、散乱補正、吸収補正などを行うと正確な集積が映像化できるが、実際の患者のデータに対して同じような処理を行っても心基部や下壁部で低集積部や高集積部が発生し、診断の妨げになることが時々ある。この問題は、いくつかの側面から考える必要がある。ひとつは心筋そのものの動きによって、投影データ間で矛盾が生ずることによる影響である。この場合、画像がぼけるのと同時に、低集積部と高集積部の両方が画像再構成の断面内で発生する。よって、短軸画像のみを見てもこの現象に気がつかず、特定の場所の低集積部と高集積部のみに目がいってしまう可能性がある。これらのアーチファクトの発生原因として、心筋の近傍の肝臓が高集積となる場合が考えられる。このような集積パターンをとるとき、画像再構成法としてフィルタ付き逆投影法を用い、かつ投影方向数が比較的少ない場合、アーチファクトが発生する。図4のように、高集積部があるとフィルタ後の投影データには大きな負の値が高集積部の両側に与えられるので、これを逆投影すると心筋下壁部などを低集積部にする可能性がある。この場合でも、画像再構成法としてML-EMやOS-EM

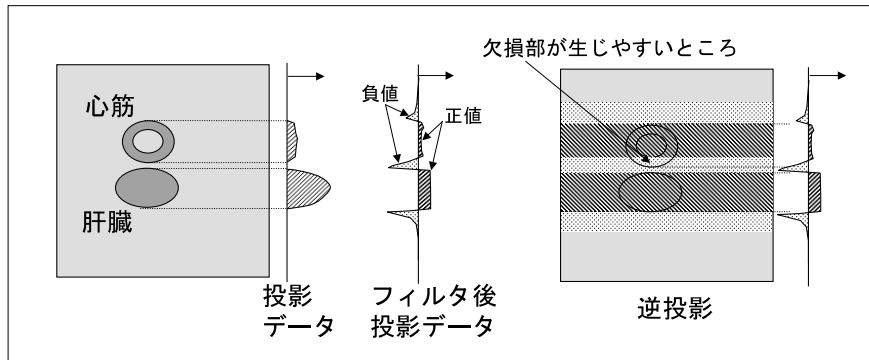


図4 アーチファクトの発生の原理

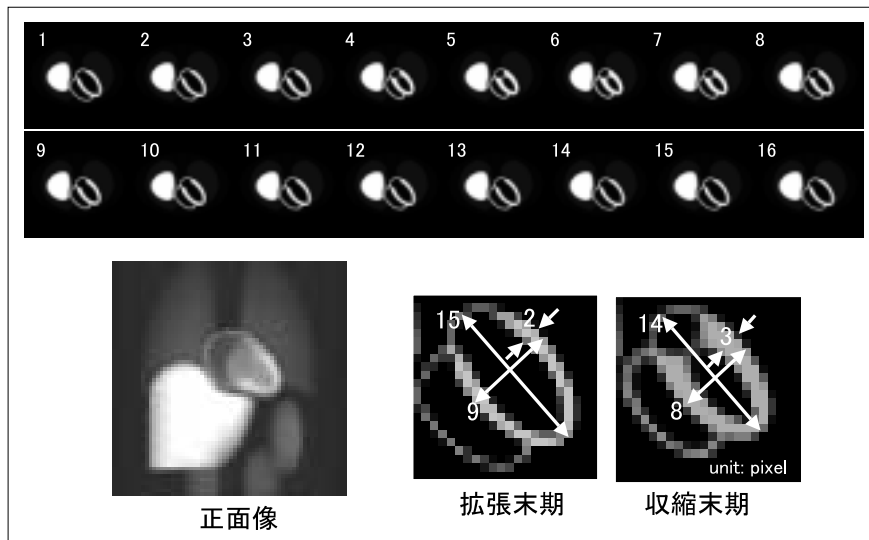
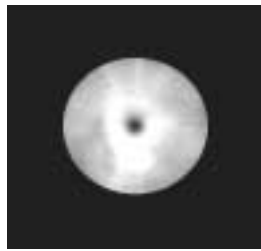


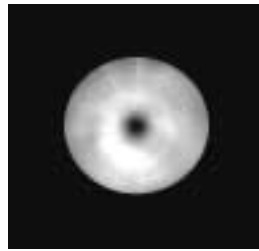
図5 DMCATファントム

などの方法を用いれば、負値の発生がなくなるのでこの問題は生じない。また、肝臓が高集積になったときに、散乱線補正を行わなければ、肝臓に近い下壁部で高集積部が発生することになる。さらに、吸収補正を行わない場合には、当然、心基部や下壁部の体表から遠い領域で低集積部が発生することとなる。また、不適切な吸収係数分布を用いた場合には、吸収係数の分布に応じて低集積部と高集積部が発生することになる。これらの問題を回避するためには心電同期型のSPECTデータ収集と適切な散乱、吸収補正などが必要となる。この他、心臓の動きと同様、呼吸による肝臓の動きの影響もある。図5は動く心筋をシミ

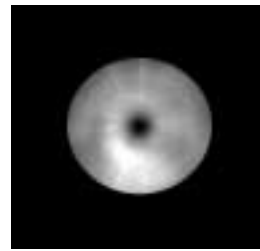
ュレーションするために開発したDMCATファントム³⁾を示している。このファントムでは、心筋の収縮 - 拡張を16位相で表現している。中央に半円形に見えるのが肝臓である。DMCATファントムでは肝臓が固定されたままだが、呼吸による肝臓の動きが与える影響を調べるため、肝臓を1周期あたり3画素上下に動かす、このようにして作成された16個の三次元的なファントムから光子を発生させてモンテカルロ法によって投影データを作成した。この投影データからの再構成画像(吸収、散乱補正後)の左室のポーラーマップを図6に示す。心筋、肝臓ともに静止している場合に比較して、心筋や肝臓に動きがあるとポーラー



心臓静、肝臓静



心臓動、肝臓静



心臓動、肝臓動

図6 心筋と肝臓の動きによる心筋の集積むらの発生

マップ上に集積のむらが発生していることがわかる。このように、心筋イメージングでは心臓自体の動きとともに、周辺臓器の動きによるアーチファクトが発生するので、呼吸同期なども必要になる。

総括

核医学、特にSPECT技術は、一般の病院の中で用いられている検査のなかで、画像の生成に関して最も深い知識と熟練を要するものではないだろうか。さまざまな検査装置が誰でも容易に扱えるようになり(これ自体は大変結構なことであるが)診療放射線技師も医師も誰もが、仮に物理学や画像工学にほとんど知識がなくても簡単に診断画像を得ることができるようになったが、核医学では多くの問題をすべて解決するには至っていない。これは、核医学に携わる研究者がさぼっているためではなく、それほど奥が深いものだからである。実際、Angerがガンマカメラを開発してからの半世紀の間、そのデータ収集機構(線

蛍光 光電子増幅 検出)だけは元のままであるが、さまざまな吸収補正法、散乱補正法、開口補正法、統計変動の補正法、動きの補正法、画像再構成アルゴリズムなどが提案され、着実にSPECT画像の定量化が進んでいる。とはいうものの、臨床のデータ収集、処理装置にはこのようなすべての研究成果を実装し、自動的に行えるものは、いまだなく、これらの補正はユーザである診療放射線技師や医師に委ねられている。だからこそ、SPECTについての知識が要求されるのである。逆に、診療放射線技師に知識がないと医師に良質の診断画像を提供することもできず、また、医師も誤った診断を行ってしまう可能性がある。私が、『映像情報 Medical』誌の紙面をかりて論じてきたことの目的は、まさにこの点にある。最後に核医学診断やSPECT/PET診断の重要性がさらに認められていくことを祈って、この最終回を終えたい。なお、この7回の連載記事の内容についてのコメント、批判はogawa@k.hosei.ac.jpまでお寄せください。

<文献>

- 1) Tsui BMW et al : Evaluation of cardiac cone beam single photon emission computed tomography using performance experiments and receiver operating characteristic analysis. Invest Radiol 28 : 1101-1112, 1993
- 2) Ohno S & Ogawa K : Selection of optimum projection angles in three dimensional myocardial

- SPECT. Conference Record of IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, CD-ROM, 2001
- 3) Pretorius PH et al : A mathematical model of motion of the heart for use in generating source and attenuation maps for simulating emission imaging. Medical Physics 26 : 2323-2332, 1999