

SPECT/CT の基礎と臨床

熊本大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻
富口 静二

はじめに

SPECT 像は、機能画像で解剖学的情報に乏しい。CT を装備することにより、解剖学的情報が得られ、融合画像により SPECT の診断精度が向上した。また、分子生物学の進歩を背景に、動物用 SPECT も開発され、現在動物から人体まで SPECT/CT が可能となっている¹⁾。本稿では、SPECT/CT に関わる基礎的、臨床的事項について概説する。

融合画像の作成

融合画像の作成は、ソフトウェア法と一体型 SPECT/CT 装置を用いたハードウェア法に大別される。ソフトウェア法では、基本的には参照および対象画像の類似性を利用し、剛体また非剛体変形を行い、類似性が最大となる（最適化）ところで完了する（図 1）^{2,3)}。この、類似性（図 2）、変形モデル（図 3）、最適化（図 4）が融合画像作成の 3 要素である。類似性に関しては、幾何学的な情報に変わり、2 画像の相互情報量（MI）が使用されている（図 5-6）。変形は通常、剛体モデルで行われる。ハードウェア法では、同一体位で撮像するため、被写体が動かなければ、正確な位置合わせが可能である。しかし、呼吸によるずれが生じる場合には、非剛体モデルによる変形が必要となる。なお、SPECT と CT の位置ずれの少ない撮像は、安静自由呼吸あるいは安静呼吸時での息止めによる CT 撮像であった⁴⁾。

専用装置

専用装置には、同一ガントリガンマカメラと CT を装備したタイプ（Hawkeye : GE）と SPECT 装置と CT 装置を前後に組み合わせたタイプ（Symbia : Siemens, Precedence : Philips）がある（図 7）。このような装置では、CT 像は融合画像のみではなく、画像補正にも利用されている。再構成に利用されるようになった

ML-EM 法や OSEM 法では、低カウント領域での信号/雑音比 (S/N) がよく、FBP 法で生じる高集積部でのストリークアーチファクトがない。また、測定系で起こる減弱や散乱などの物理現象を織り込んでおくことでこれらの補正ができる。SPECT では、減弱補正、散乱線補正、コリメータによるぼけの補正 (開口径補正) ができる⁵⁾ (図 8)。減弱補正には CT が利用されている。CT を利用する利点として、短時間でノイズの少ない減弱補正係数マップが得られることである。散乱線補正については、従来 double energy window (DEW) や triple energy window (TEW) 法といったマルチウィンドウ法が主流であったが、SPECT/CT や PET/CT 装置では、SPECT 像あるいは PET 像と CT 像を用いモンテカルロシミュレーションにより散乱線成分を求め、逐次近似法により補正する方法が用いられるようになった⁶⁾。SPECT では essential source scatter estimation (ESSE) 法などが用いられている⁶⁾。減弱補正の効果は、心筋 SPECT で認められ、冠動脈病変検出における特異度を向上させる⁷⁾。また、開口径補正や散乱線補正を加えることにより、部分容積効果の軽減やコントラストの向上が得られるので、感度の向上も期待される。

融合画像の有用性

1) 虚血性心疾患

虚血性心疾患においては、intermediate risk の症例に screening として負荷心筋 SPECT が施行されている。しかし、急性冠症候群となるような不安定プラークによる軽度の狭窄性病変を検出することは難しい。一方、64 列の MSCT が臨床に導入され、screening に利用されるようになった。この場合には、石灰化の強い冠動脈ではその狭窄の程度を評価するのが難しく、有意な虚血を引き起こすかは負荷心筋 SPECT で評価する必要がある。SPECT/CT により、coronary CTA と負荷心筋 SPECT の両方で虚血性心疾患の評価が可能となり、お互いの欠点を補うことができる。3D-coronary CTA と心筋 SPECT の融合画像を作成すると、冠動脈病変とその支配領域に起こる虚血の関係が明瞭となる (図 9)。現在の SPECT/CT に装備されている CT は、最高でも 16 列の MSCT のため、coronary CTA の画質が、64 列の MSCT に比べ劣る。このために、CT のワークステーションに心筋 SPECT 像を転送し、64 列の coronary CTA 像とソフトウェアによる融合画像作成が行われている (図 10)⁸⁻⁹⁾。

補正用に撮像された CT にも肺病変が検出されるので、必ず CT も読影しておくことも重要である¹⁰⁾。

2) 腫瘍シンチ

腫瘍シンチにおける有用性には以下の 3 点が挙げられる¹¹⁾。

①異常集積の病変が確認できること（場所がわかる。小さい病変の場合には、正確な位置は、CTとSPECTを並べて読影しても難しい。融合画像により正確な部位が判定できる。骨シンチでは、骨破壊の状態が判定できるため、転移と良性の集積の鑑別は容易となる（図11）¹²⁾。

②CT上の異常が機能的に病的かどうか判定できる。治療効果を判定する上で、CT上はサイズに変化がない場合がある。このような場合の残存腫瘍の有無などに役にたつ（図12）。

③生理的集積と病的集積の鑑別ができる。特に、生理的集積と病的集積の鑑別が難しい⁶⁷Gaシンチで有用である。肺門リンパ節や消化管への集積を鑑別する際に有用である（図13）。偽陽性例を減少させるので、診断能が向上する。

腫瘍シンチにおいても、CTによる減弱・散乱線補正は画質を向上させ、また定量性も向上する。従って、定量評価によるさらなる診断能の向上も期待できると思われる¹³⁾。

SPECTはPETに比べ感度が悪く、小病変の診断にはSPECT/CTよりPET/CTが有利である。しかし、¹⁸F-FDGの集積は非特異的で、集積を認めない腫瘍も存在する。SPECT/CTでは、さまざまな核種が利用できる利点があり、CTを装備することで、従来より診断能が向上する。SPECT/CTは、¹⁸F-FDG PET/CTで評価が難しい腫瘍などの評価において有用性が期待される。また、PETの導入されていない施設では、PET/CTと近い診断能が得られるので、臨床ではPET/CT装置の代わりとして充分機能する装置と思われる。

おわりに

SPECT/CTによる融合画像による診断は、今後装置の導入やソフトウェアの進歩によりスタンダードな評価法となる可能性がある。この際、重要なのは、核医学医には従来のSPECT診断に加えCT診断も熟知する必要性が生じることである。今後もmultimodalityによるさまざまな融合画像が臨床に導入され核医学診断の臨床的意義も再認識されることを期待する。

参考文献

- 1) Chatzizoiannou AF. Instrumentation for molecular imaging in preclinical research. Micro-PET and Micro-SPECT. Proc Am Thorac Soc 2 : 533-536, 2005.
- 2) Hutton BF. Et al. Image registration : an essential tool for nuclear medicine. Eur J Nucl Med 29 : 559-577, 2002.

-
- 3) Crum WR. et al. Non-rigid image registration : theory and practice. *BJR* **77** : S140-153, 2004.
 - 4) Utsunomiya D. et al. Object-specific attenuation correction at SPECT/CT in thorax : optimization of respiratory protocol for image registration. *Radiology* **237** : 662-9, 2005.
 - 5) Xiao J. et al. Evaluation of 3D Monte Carlo-Based Scatter Correction for 99mTc Cardiac Perfusion SPECT *J Nucl Med* **47** : 1662-1669, 2006.
 - 6) Zaidi H, et al. Scatter modelling and compensation in emission tomography. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **31** : 761-82, 2004.
 - 7) Utsunomiya D. et al. Initial experience with X-ray CT based attenuation correction in myocardial perfusion SPECT imaging using a combined SPECT/CT system. *Ann Nucl Med.* **19** : 485-9, 2005.
 - 8) Gaemperli O. et al. Validation of a new cardiac image fusion software for three-dimensional integration of myocardial perfusion SPECT and stand-alone 64-slice CT angiography. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* **34** : 1097-106, 2007.
 - 9) Gaemperli O. et al. Cardiac image fusion from stand-alone SPECT and CT : clinical experience. *J Nucl Med* **48** : 696-703, 2007.
 - 10) Goetze S. et al. Clinically significant abnormal findings on the “nondiagnostic” CT portion of low-amperage-CT attenuation-corrected myocardial perfusion SPECT/CT studies. *J Nucl Med* **47** : 1312-8, 2006.
 - 11) Schillaci O. et al. Is SPECT/CT with a hybrid camera useful to improve scintigraphic imaging interpretation? *Nucl Med Commun* **25** : 705-10, 2004.
 - 12) Utsunomiya D. et al. Added value of SPECT/CT fusion in assessing suspected bone metastasis : comparison with scintigraphy alone and nonfused scintigraphy and CT. *Radiology* **238** : 264-71, 2006.
 - 13) Shiraiishi S. et al. Quantitative analysis and effect of attenuation correction on lymph node staging of non-small cell lung cancer on SPECT and CT. *AJR Am J Roentgenol.* **186** : 1450-7, 2006.

画像位置合わせ法

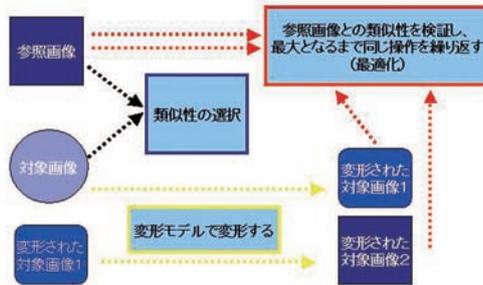


図1 画像位置合わせ法

参照画像と対象画像を位置合わせする際には、両画像の類似性を選択し、対象画像に移動、回転、変形（非剛体）などを加える。変形した対象画像と参照画像の類似性を比較し、類似性が最大になるまで、繰り返し変形を行う（最適化）。類似性が最大るとき両者の位置合わせが完了する。

Similarity measurement

- A) geometry-based
 - 1) Point-based registration (external marker, anatomical marker)
 - 2) Edge- and Surface-based registration
 - a) thoracic surface
 - b) heart surface
- B) voxel-based(intensity-based)
 - 1) Sum of squared differences
 - 2) Intensity difference and correlation methods
 - a) Intramodality
 - b) Intermodality
 - 3) Mutual information
- C) hybrid algorithm combining intensity-based and geometry-based

図2 画像の類似性

参照画像と対象画像の類似性としては、大きく幾何学的情報（外部マーカや内部マーカ）とボクセル情報を利用する方法がある。相互情報量（mutual information）がよく用いられている。

Transformation models

- Transformation modelを利用する目的は、
 - 1) 2画像の類似性を改善する。
 - 2) 情報のない部分を補間するために利用する。
 - Rigid: 3方向の移動および3方向の回転
 - Non-rigid
 - Affine
 - Spline-based(thin-plate, B-spline)
 - Elastic model
 - Viscous fluid model
 - Finite element(FE) model
 - Optical flow

図3 変形モデル

通常は、剛体モデルとして画像位置合わせは行われる。しかし、非剛体モデルを用い変形が必要な場合もある。この際には、さまざまな物理モデルが利用されている。

Optimization

- Registering point sets
 - Iterative closest point (ICP) algorithm
- A set of parameters to maximize (or minimize) a function
 - Downhill simplex method
 - Powell's method
 - Steepest gradient descent method(最急降下法)
 - Conjugate gradient method(共役傾斜法)
- Fluid and elastic transformation
 - Cost function

Probability Distribution of Image

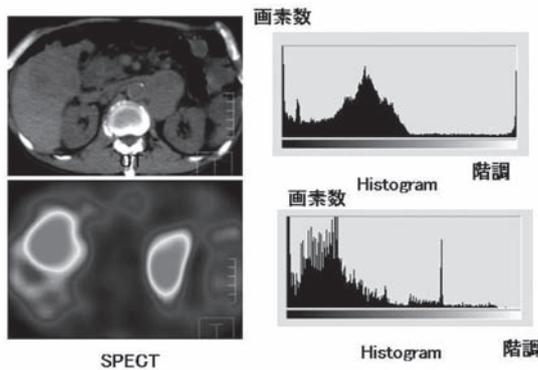


図4 最適化アルゴリズム

最適化に用いられている代表的なアルゴリズムである。

図5 画素情報

上段左に⁶⁷Ga SPECT 像で、下段左は同じ断面の CT 像である。図右には、それぞれの階調の画素数を示したヒストグラムである。これは、ある画素がどの階調にあるかを示す確率分布と考えることができる。

Mutual information(相互情報量)

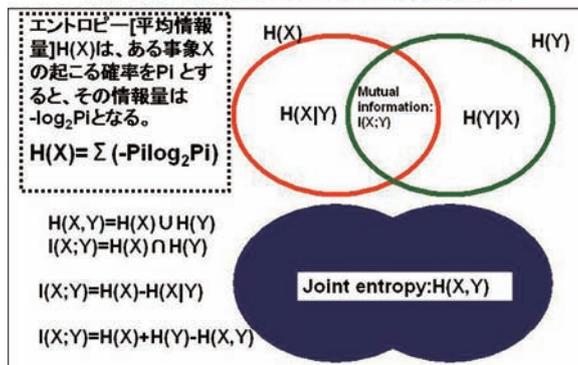


図6 相互情報量

確率分布は情報量として処理できる。それぞれの画像の平均情報量 $H(X)$ と $H(Y)$ を仮定すると、図のように相互情報量 (MI) は、 $H(X)$ および $H(Y)$ の重なった部分になる。回転、移動、変形などを施行しこの MI が最大となった時に位置合わせが完了する。

SPECT/CT



図7 最新の SPECT/CT 装置

SPECT/CT 装置は、同一ガントりに SPECT および CT 部を装備したタイプ（左）、と SPECT と CT 部を並列に組み合わせたタイプ（中央、右）。前者では CT 性能は劣るが、被曝線量は低い。後者では、通常の CT 検査が可能であるが、価格的には高価である。

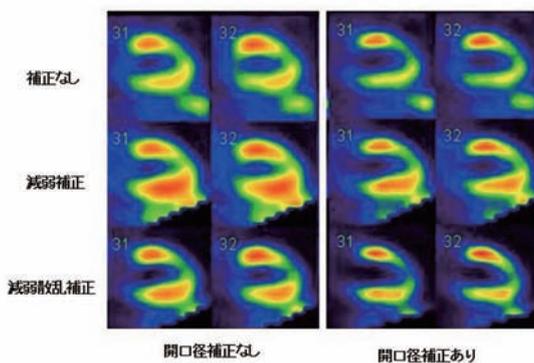


図8 画像補正

CT で減弱および散乱線補正が可能である。また、コリメータによる距離に依存したぼけも補正（空間分解能補正）できる。図は、それぞれの処理で補正した結果である。減弱補正では、画像の均一性が向上し、下壁の集積低下が補正されている。しかし、虚血部のコントラストはやや低下し、周囲臓器カウントの影響で、下壁は過補正気味である。散乱線補正を加えることで、コントラストや過補正はやや改善している。空間分解能補正を加えることで、虚血部のコントラストおよび過補正はさらに改善されている。

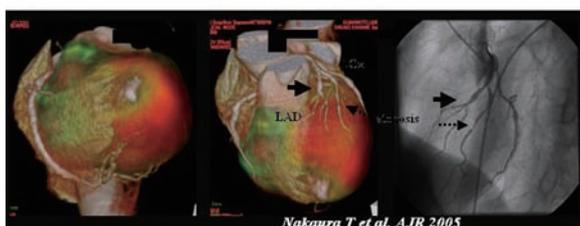


図9 心筋 SPECT と冠動脈 CTA 像の 3D 融合画像

LAD および D1 に閉塞および狭窄を認めるが、虚血の領域は LAD の閉塞によるものであることが明瞭に分かる。D1 の狭窄による虚血は本例では存在しない。しかし、このような融合画像は、LAD, LCX, RCA 本幹による虚血以外に、分枝領域の虚血の評価にも有用である。

80y.o. Male OMI, AP

SPECT

: ischemia in LAD and RCA(?) territories

Fusion image

: ischemia in LAD territory

CAG

: total occlusion of left anterior descending coronary artery (LAD)
stenosis of diagonal branch

Registration method for fused image of myocardial perfusion SPECT and coronary CTA images

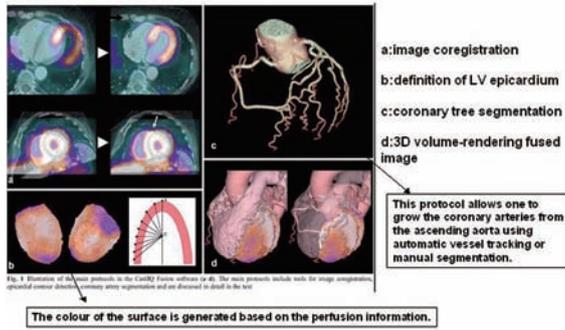


図 10 64 MSCT の冠動脈 CTA と心筋 SPECT の融合画像

SPECT/CT 装置に 64 MSCT を装備するのはコスト的に難しい。現在、臨床に導入されている 64 MSCT と別装置で撮像された心筋 SPECT をソフトウェア法で融合させる方法が提案されている。

骨シンチの集積は転移？

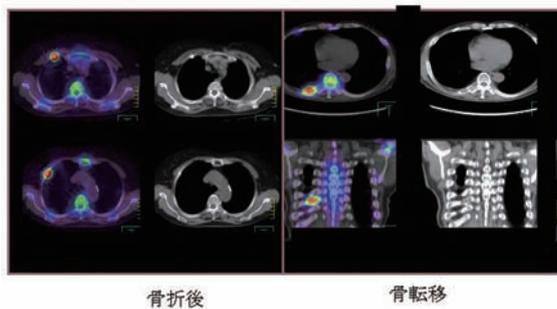


図 11 骨シンチの融合画像

左は骨折後の化骨部への集積で、右は骨破壊部への集積である。右は、骨転移と診断できる。

CTで描出された異常の活動性が分かる

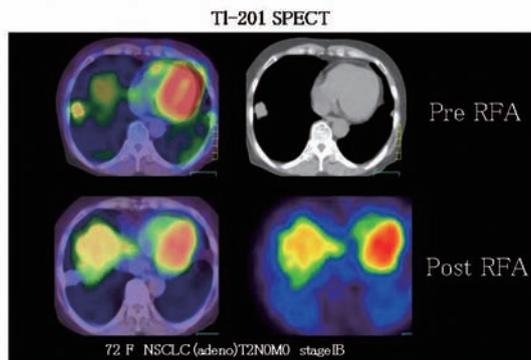


図 12 ²⁰¹Tl SPECT の融合画像

上段は、RFA 治療前、下段は RFA 治療後である。RFA 治療後に腫瘍の縮小は認められないが、²⁰¹Tl の集積は認めず、残存病変はない。

生理的集積か病的集積かが分かる

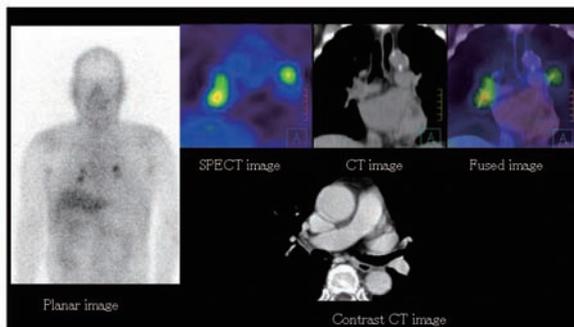


図 13 ^{67}Ga SPECT の融合画像

^{67}Ga シンチで、両側対称性に肺門リンパ節への集積を認める。集積のパターンから生理的集積の可能性が高い。融合画像により、肺門リンパ節腫大も認められず、生理的集積と確診できる。