

参考文献

- 1) Lange K and Carson RE: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J Comput Assis Tomogr. 8, 306-316, (1984)
- 2) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging, MI-13, 601-609, (1994).
- 3) King MA, Tsui BMW, and Pan TS: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. J Nucl Cardiol, 2, 513-524, (1995).
- 4) King MA, Tsui BM, Pan TS, et al.: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 2. Attenuation compensation algorithms. J Nucl Cardiol, 3, 55-64, (1996).
- 5) Tan P, Bailey DL, Meikle SR, et al.: A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. J Nucl Med, 34, 1752-1760, (1993).
- 6) Larsson S, Kimiaei S, and Ribbe T: Simultaneous SPECT and CT with shutter controlled radionuclide source and parallel collimator geometry, presented at IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, (1993).
- 7) Celler A and Sitek A: Transmission SPECT scans using multiple collimated line sources, presented at 1995 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, San Francisco, (1995).
- 8) Celler A, Sitek A, and Harrop R: Reconstruction of multiple line source attenuation maps. IEEE Trans Nucl Sci, 44, 1503-1508, (1997).
- 9) Celler A, Sitek A, Stoub E, et al.: Multiple line source array for SPECT transmission scans: Simulation, phantom and patient studies. J Nucl Med, 39, 2183-2189, (1998).
- 10) Iida H, Shoji Y, Sugawara S, et al.: Design and experimental validation of a quantitative myocardial ^{201}Tl SPECT system. IEEE Trans Med Imaging, 1999 (in press).
- 11) Freedma NMT, Bacharach SLH, Carson RE, et al.: Effect of smoothing during transmission processing on quantitative cardiac PET scans. J Nucl Med, 37, 690-694, (1996).
- 12) Meikle SR, Hutton BF, and Bailey DL, et al.: A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT. J Nucl Med, 35, 360-367, (1994).
- 13) Narita Y, Eberl S, Iida H, et al.: Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. Physics in Medicine and Biology, 41, 2481-2496, (1996).
- 14) Narita Y, Iida H, Eberl S, et al.: Monte Carlo evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for ^{201}Tl cardiac SPECT. IEEE Trans Nucl Sci, 44, 2465-2472, (1997).
- 15) Iida H and Eberl S: Quantitative assessment of regional myocardial blood flow with thallium-201 and SPECT. J Nucl Cardiol, 5, 313-331, (1998).
- 16) Lau CH, Eberl S, Feng D, et al.: Optimized acquisition time and image sampling for dynamic SPECT of Tl-201 . IEEE Trans Med Imaging, 17, 334-343, (1998).
- 17) Iida H, Narita Y, Kado H, et al.: Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. J Nucl Med, 39, 181-189, (1998).
- 18) Ficaro EP, Fessler JA, Shreve PD, et al.: Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography. Diagnostic accuracy of attenuation-corrected $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi single-photon emission computed tomography. Circulation, 93, 463-473, (1996)

3. 吸収散乱補正法の Tl-201 心筋シンチにおける臨床応用

富口 静二
熊本大学附属病院

1. はじめに

STECT像の画質を劣化させるおもな要因としては、体内での吸収(減弱)、散乱線、低空間分解能による部分容積効果が挙げられる。このような要因は画質の劣化とともに、再構成像にアーチファクトの原因にもなっており、なかでも吸収は最も重要な要因である¹⁻³⁾。したがって、吸収補正の目的は吸収によるアーチファクトを改善し、診断能を向上させることである。

吸収補正の方法としては、さまざまなものがあるが、胸郭の場合、空気から骨までさまざまな減弱係数をもった組織が不均等に分布しており、また個体差も大きいので、その補正のためにはtransmission computed tomography (TCT)を施行し、個人およびスライスごとの減弱補正係数マップを作る必要がある

(Fig.1)。吸収補正はこのようにTCTを通常のSPECT検査に加えることで可能となった¹⁻¹⁰⁾。

2. 吸収補正の正常例における有用性

^{201}Tl や $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 心筋血流製剤によるSPECTの場合、男性では下壁の集積が、横隔膜の吸収で低下し、女性ではさらに前壁の集積が乳房による吸収のため低下することが知られている¹⁻³⁾。このような影響は、ガンマ線エネルギーの低い ^{201}Tl 心筋SPECTの方により強く現れ、虚血正心疾患の診断においては特異性(specificity)を低下させる要因となる。

正常の ^{201}Tl の心筋分布は前側壁が最も集積が高く、後下壁から中隔部の集積が低い分布を示す。正常男性8例および女性9例で作成した ^{201}Tl 心筋SPECTの

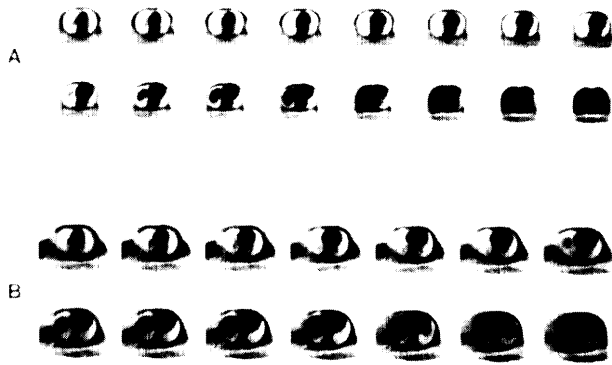


Fig. 1 トランスミッション像.

CTほどの分角率はないが、骨、軟部、空気と減弱係数の違いを評価するには十分な画質である。

bull's eye表示による局所集積率をFig.2に示す。男性と女性で吸収の影響を比較すると、下後壁での吸収の影響が男性の方に強く、集積が女性に比べ低い。

負荷 ^{99m}Tc -MIBI SPECTを用いた検討では、下後壁に加え側壁でも男性の方が集積率は低く、局所集積は下壁では平均値で女性84%に対し男性では75%、後壁では女性72%に対し男性65%、前側壁では女性90%に対し男性83%、後側壁では女性84%に対し男性77%と報告されている¹⁰⁾。

^{201}Ti や ^{99m}Tc 心筋血流製剤によるSPECTにおいては、吸収補正によりこのような性差は消失し、吸収補正後の標準bull's eye mapは性別に関係なく使用することができる。

3. 吸収補正の冠動脈病変診断能における有用性

負荷 ^{201}Ti 心筋SPECTおよび ^{99m}Tc -MIBI心筋SPECTにおける冠動脈病変診断能につき、標準bull's eye mapにより検討した結果をTableに示す。これはいずれも3検出器型ガンマカメラで、 ^{99m}Tc TCT線源を使用しfan-beam collimatorを使用し同時収集で撮像した結果である。冠動脈の有意な狭窄は ^{201}Ti 心筋SPECTでは75%以上とし、 ^{99m}Tc -MIBI心筋SPECTでは70%以上とした場合である。 ^{99m}Tc -MIBI心筋SPECTの結果では吸収補正により全体の診断能は向上している。特に ^{201}Ti 心筋SPECTでは下壁のspecificityが向上している(Fig.3)。また、 ^{99m}Tc -MIBI心筋SPECTの結果ではspecificityのみではなく、吸収補正によりspecificityの向上も得られている。これは吸収補正像では、心筋全体のトレーサ分布が均一で、正常例での局所集積の変動が小さいためである¹⁰⁾。しかし、 ^{201}Ti 心筋SPECTの

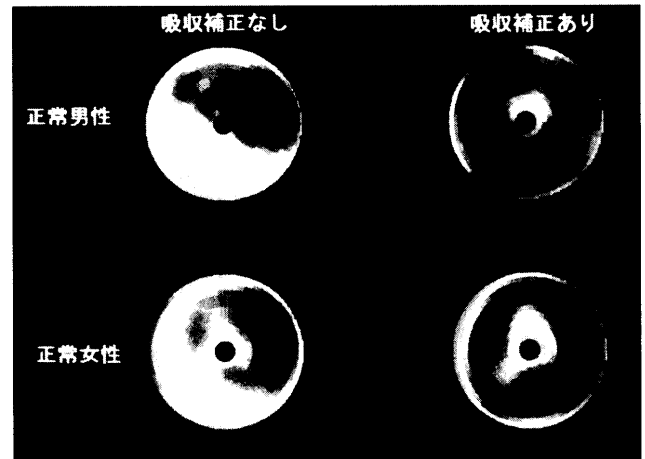


Fig. 2 標準bull's eye map.

女性および男性の正常例より作成した標準bull's eye mapである。呼吸補正前では、前側壁の集積が最も高く、下後壁等の深部の集積が低く、特に男性の方が女性より顕著である。呼吸補正により、このような性差はなくなり、分布は均一となる。しかし、前壁心尖部で集積が相対的に低くなる。

Table 罹患冠動脈病変の診断能。

	Sensitivity		Specificity		Accuracy	
	補正なし	補正あり	補正なし	補正あり	補正なし	補正あり
TI-201						
All vessels	80	86	79	82	80	83
LAD	84	89	88	65	79	72
RCA	70	82	73	96	72	92
LCX	83	83	80	80	81	81
Tc-99m MIBI*						
All vessels	72	86	72	71	72	80
LAD	80	87	71	71	76	79
RCA	57	86	67	71	61	80
LCX	79	93	61	71	70	81

*Ficaro EP, et al. Circulation 1996; 93: 463-473

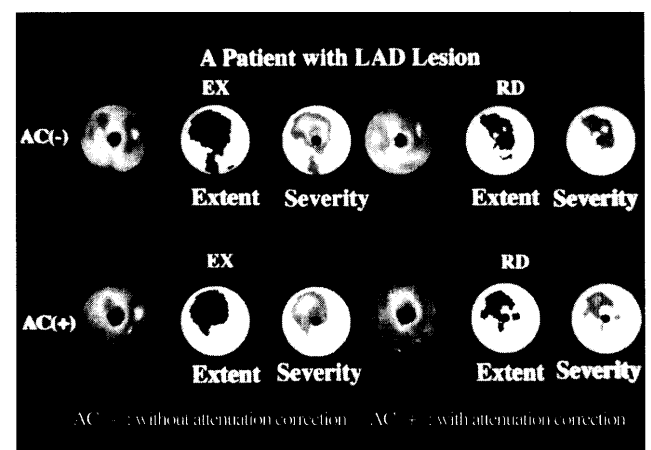


Fig. 3 前壁梗塞例.

負荷時のbull's eye map上吸収補正していないものでは、前壁に加え、下壁にも血流低下を認めるが、吸収補正により下壁の血流低下は消失している。

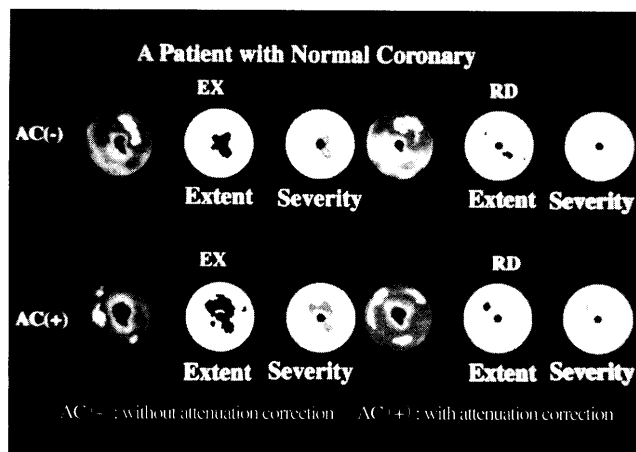


Fig. 4 正常例。
吸収補正により前壁に血流低下部位が出現している。

結果では、前壁のspecificityが低い問題点がある (Fig.4)。これには、周囲組織よりの散乱線や空間分解能の低いことが影響している。また、 ^{201}Tl のガンマ線エネルギーが低いことが ^{201}Tl の方に影響して強く現れ、 $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ の結果と異なった一因と思われる。

4. 吸収散乱補正の冠動脈病年診断能における有用性

SPECTの画質を向上させ、また定量性を向上させるためには、正確な減弱補正係数を求める必要がある。このためには、吸収補正に加え散乱線補正も必要となる。散乱線補正を加えた吸収補正の臨床的有用性を検討する目的で、多施設共同研究が施行された。参加施設は半田市民病院放射線科、日本医科大学放射線科、慶応大学放射線科、群馬大学放射線科、三重大学放射線科、熊本大学放射線科である。

対象は、冠動脈に有意な狭窄を認めない正常26例および冠動脈病変を認める虚血性心疾患38例である。TCTを施行するにあたって全例より文書によりinformed consentを得た。

TCTは $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を線源として、線源形状は3検出器型SPECT装置では線線源、2検出器型SPECT装置ではsheet line sourceを使用した。また、散乱線補正はtriple energy window (TEW)法およびこれに準ずるものとした。

冠動脈病変診断能に関しては、RCA領域ではsensitivityおよびspecificityともに改善し(吸収補正なし；sensitivity 71%，specificity 79%，吸収補正あり；sensitivity 79%，specificity 85%)。LCX領域ではsensitivityの改善を認めた(吸収補正なし；sensitivity 60%，specificity 95%，吸収補正あり；sensitivity 76%，specificity 95%)。LAD領域でもsensitivityの改善を認めた(吸収補正なし；sensitivity 76%，specificity 91%，吸収補正あり；sensitivity 79%，specificity 77%)。散乱線補正を加えることにより、LAD領域の

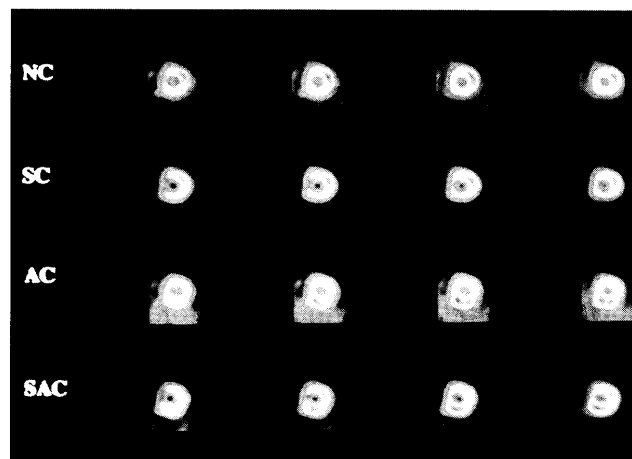


Fig. 5 中隔虚血例。
 ^{201}Tl 心筋SPECT負荷時の短軸断像である。中隔部に血流低下を認めるが、散乱線補正のみ(SC)では病変部のコントラストは向上するが、下後壁の吸収の影響も強調される。吸収補正のみ(AC)では、下後壁の集積低下は補正されるが、病変部のコントラストは低下しており、本例では下後壁はむしろ過補正となっている。吸収補正に散乱補正を加えることにより、過補正は改善され、病変部のコントラストも向上している(SAC)。

specificityの低下は、吸収補正のみの結果に比べ軽減している (Fig.5)。このように従来診断能の低かった領域で診断能の改善が認められ、臨床的にも吸収散乱補正は有用と思われた。

5. 問題点

周囲より散乱線の影響により下後壁の集積が増加し、吸収補正のみでは過補正の傾向が出現し、相対的に前壁の集積が低下することがある。これが前壁のspecificityが低下する一因となる。また、散乱線は病変部と正常部のコントラストを低下させ、病変検出率を低下させる。さらに、散乱線の影響により減弱補正係数は理論値より小さな値で検出され、正確な減弱補正係数の算出が難しい。したがって、正確な減弱補正係数の算出には散乱線補正を加えた吸収補正が必要である。

散乱線補正法についてはTEW法以外の方法を臨床で使用するのは難しく、TEW法の有用性は示されているものの、どのような散乱線補正をどのような方法で行うかについては今後の検討が必要である。

吸収補正により前壁のspecificityが低下する原因としては、散乱線の影響以外に部分容積効果がその一因として挙げられる。肝や消化管内のトレーサがガンマカメラの空間分解能が悪いため、心筋の分布と区別できないことが関与している。この問題を改善する方法としては、散乱線補正はもちろんのこと、最終的には空間分解能を改善するような処理も加える必要がある。

6. 今後の展望

現在, 吸収補正は ^{201}Tl や $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤等の心筋血流製剤のSPECTに応用されている. 最近では負荷時と安静時で ^{201}Tl と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤の2核種をそれぞれに使用し, 心筋血流量を評価する方法が提唱されている. この際, ^{201}Tl と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ はエネルギーが違うので, 吸収の影響も異なる. このような場合に吸収散乱補正はエネルギーの違いによるトレーサの心筋内分布を補正できるので, これらを比較読影する際には有用と考えられる. また, 心筋gated SPECTに応用することにより, より正確な

血流分布の異常と心機能の異常が評価できるようになる. 吸収補正における部分容認効果を改善する目的でもgated SPECTとの併用は有用と思われる. ただし, データ収集時間を考慮すると2検出器型L型ガンマカメラや3検出器型ガンマカメラが必要となる. さらに今後さまざまな技術的問題が解決されれば, 吸収散乱補正により正確なSPECT値の定量が可能となり, SPECTも定量評価法としてPETと肩を並べる時代が来ると期待される.

参考文献

- 1) Eisner RL, Tamas MJ, Cloninger K, et al.: Normal SPECT thallium-201 bull's-eye display: Gender differences. J Nucl Med, 29, 1901-1909, (1988).
- 2) Manglos SH, Thomas FD, Gagne GM, et al.: Phantom study of breast tissue attenuation in myocardial imaging. J Nucl Med, 34, 992-996, (1993).
- 3) King MA, Tsui BMW, and Pan TS: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and method of estimating attenuation maps. J Nucl Cardiol, 2, 513-524, (1995).
- 4) Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, et al.: Correction of nonuniform attenuation in cardiac SPECT imaging. J Nucl Med, 30, 497-507, (1989).
- 5) 富口静二, 大山洋一, 吉良朋広, 他: ^{201}Tl 心筋シンチグラフィにおけるトランスミッション線源に $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を用いたトランスミッションおよびエミッション同時収集法の有用性. 核医学, 33, 1027-1035, (1996).
- 6) Ficaro EP, Fessler JA, Ackermann RJ, et al.: Simultaneous transmission-emission Thallium-201 cardiac SPECT: Effect of attenuation correction on myocardial tracer distribution. J Nucl Med, 36, 921-931, (1995).
- 7) Chang W, Loncaric S, Huang G, et al.: Asymmetric fan transmission CT on SPECT systems. Phy Med Biol, 40, 913-928, (1995).
- 8) Tan P, Bailey DL, Meikle SR, et al.: A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. J Nucl Med, 34, 1752-1760, (1994).
- 9) Ichihara T, Motomura N, Ogawa K, et al.: Evaluation of SPECT quantification of simultaneous emission and transmission imaging of the brain using a multidetector SPECT system with the TEW scatter compensation method and fan-beam collimation. Eur J Nucl Med, 23, 1292-1299, (1996).
- 10) Ficaro EP, Fessler JA, Sherve PD, et al.: Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography: Diagnostic accuracy of attenuation-corrected $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi single-photon emission computed tomography. Circulation, 93, 463-473, (1996).

4. 脳SPECT定量測定における散乱・吸収補正の現状と将来

高橋正昭
中村記念病院

1. はじめに

これまで脳SPECTにおけるSPECT値の取り扱いにはLateral index等の相対比としておもに評価され, SPECT値そのものが問われることはあまりなかった. しかしながら, 最近, SPECTによる脳血流量定量測定が臨床応用されるにつれ, 局所における脳血流量がいくらかのかが問題となってきている. この脳血流量は, SPECT値をcross calibrationすることで脳内放射能濃度に変換することで求められる. この脳内放射能濃度の分解能に影響を与える因子として, 単光子の散乱・吸収があり, triple energy window (TEW)¹⁾に代表される散乱線補正法が臨床現場に普及されたのを契

機に吸収補正法²⁾の在り方が問われ始めている. このシンポジウムでは, 被写体内の線吸収係数 μ を一定とするChangの吸収補正法³⁾とTc-99mを外部線源とする γ 線transmission computed tomography (TCT)⁴⁾によって測定された線吸収係数画像(μ -map)をcorrection matrixとするChangの逐次近似法(iteration method)を用いたファントム実験および臨床応用について比較検討した.

2. 方法

2-1 TCT

Fig.1に示すように東芝3検出器型GCA9300A/HGの