

連載

SPECTにおける 画質劣化とその補正

II γ 線の吸収

法政大学工学部

尾川浩一

SPECTでは、体内を構成する原子と γ 線との相互作用（光電効果およびコンプトン散乱）に起因する「 γ 線の吸収」が投影データのカウント値を減少させ、濃度ひずみを発生させることについて、『I 総論』において述べた。光子の減弱は、光電効果による光子の消滅とコンプトン散乱による光子のみかけ上の消滅の和として表され、この係数のことを線源弱係数(μ) (linear attenuation coefficient)と呼び、単位を(1/cm)で表す。線源弱係数は γ 線のエネルギーと相互作用を起こす原子の原子番号と大きくかわり、人体を水等価物質と考えるとこの μ の値は、71keVの ^{201}Tl で0.19、140keVの $^{99\text{m}}\text{Tc}$ で0.15である。 γ 線の減弱はBeerの法則より表され、xcm厚の水を透過できる γ 線の割合は $\exp(-\mu x)$ となる。これより、

例えば5cm厚の水を透過して検出される $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の線の割合は $\exp(-0.15 \times 5)$ 、すなわち0.47となり、放出された線のうち47%のみが透過して検出できることになる。 ^{201}Tl の場合はさらにエネルギーが低いため、多くの光子が減弱を受け、わずか39%の光子しか検出されない。このことは、半径5cmの水の入った円筒の中心に仮に100の放射能をもった $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 線源を置き、それから投影データを観測して画像再構成を行った場合、画像上では47の値が得られることを意味する。頭部や体幹部ではさらに半径の大きな水の入った円柱をイメージすればよく、実際に再構成される値は、真の値の1/3 ~ 1/5程度になる。これを濃度ひずみの発生という。

本来計測されなければならない光子の一部が、「 γ 線の吸収」によって計数されないため、投影データは図1のように歪む。そして、このような投影データから画像再構成を行うと図2のように中央がくぼんだ画像が得られる。このような濃度歪みをどのようにしてもとに戻すかが、吸収補正の問題ということになる。

吸収補正の方法

吸収補正には体内の吸収係数分布を一樣として補正するものと、不均一吸収体を取り扱うものとに大別できる。しかしながら、ここでは次に示す理由により不均一吸収体を対象とした吸収補正法のみについて言及する。図3には吸収の影響を受けた投

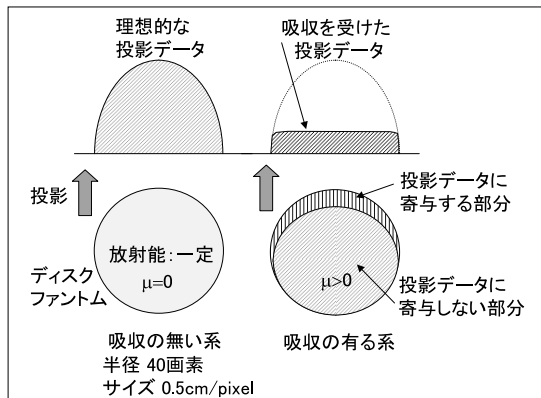


図1 理想的な投影データと吸収の影響を受けた投影データ

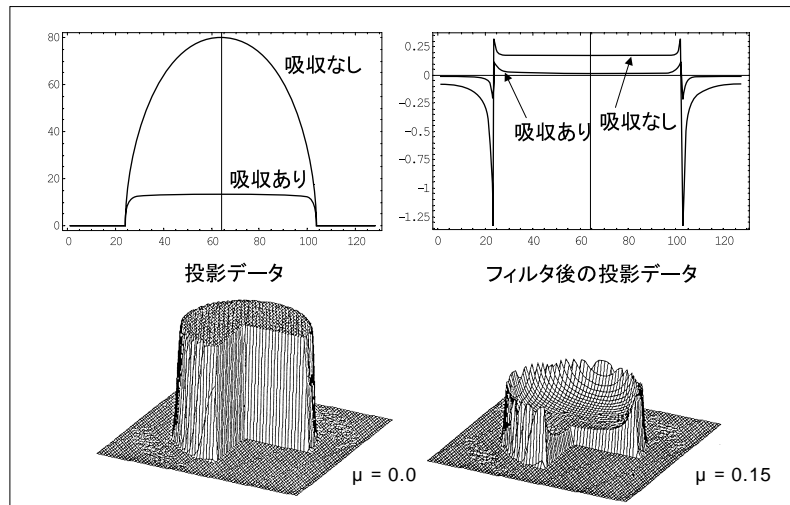


図2 フィルタ後の投影データと再構成画像

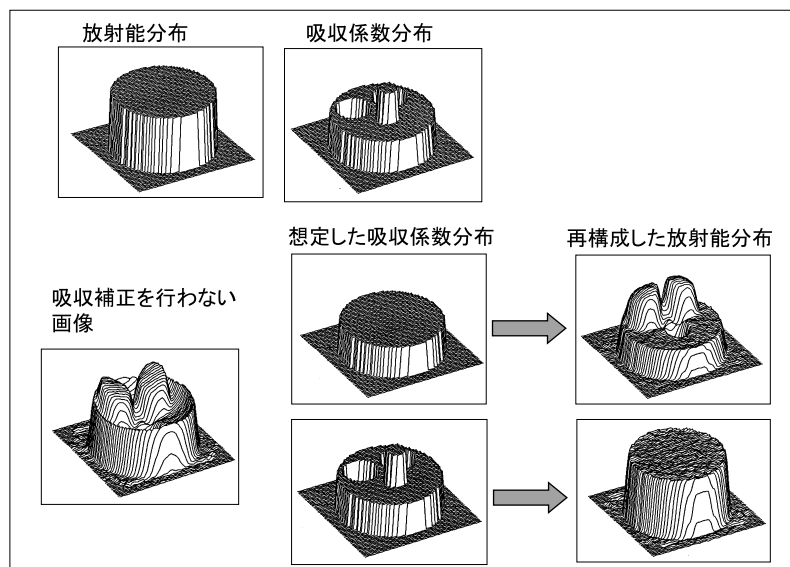


図3 吸収係数分布の必要性

影データから画像を再構成する際に、吸収補正を行わなかったもの、実際の吸収分布とは異なる分布を想定して補正を行ったもの、実際の吸収係数分布を用いて補正を行ったものの3つの再構成画像を示している。この図から、吸収補正には正確な吸収係数分布が必須であることが明らかにわかる。

吸収補正の方法として現在最も用いられている方法は、Chang法^{1,2)}である。この方法は、あら

かじめ補正係数行列を作成しておき、吸収の影響を受けた測定投影データから再構成された画像(劣化画像)に掛け合わせることで補正を行うというものである。補正係数行列の作成方法は図4に示したように、あらかじめ被検体の外輪郭形状を測定しておき、この領域内に強度1の線源を仮想的におく。図4で、ある位置に置かれた線源から輪郭までの距離(l_1 、 l_2 、 l_3)は線源の位置と投影方向によって変化する。一方、強度1の線源から

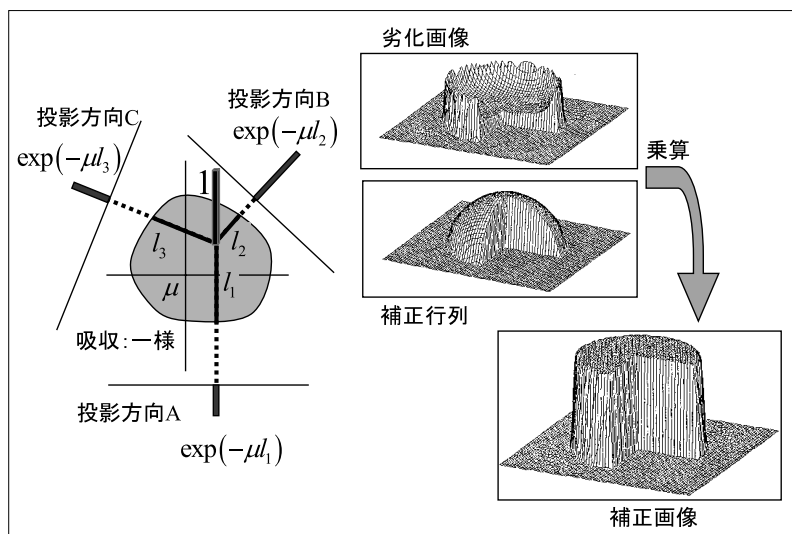


図4 補正係数行列の考え方

出て投影方向Aの検出器で計測される線は、Beerの定理により

$$1 \cdot \exp(-\mu l_1)$$

で表されることになる。ここで μ は吸収係数である。いま投影方向がN方向あるとすると、理想的にはそれぞれの投影データの値は1となり、それらの値を単純に逆投影すればその点での値は和Nになるはずである。しかし吸収の影響があるために、各々の投影データの値は1とはなり得ないので、その和としての値は

$$\sum_{i=1}^N 1 \cdot \exp(-\mu l_i)$$

となる。ということは、この値がNになるような係数をその地点に与え、補正すればよいことになる。このようにして、補正係数行列における補正值

$$\frac{N}{\sum_{i=1}^N 1 \cdot \exp(-\mu l_i)}$$

が決定する。

上記は被検体中のある1点に強度が存在する場合であるが、この位置をさまざまに動かすことによって、被検体のすべての位置での補正係数が求まることになる。そして、補正はこの補正係数行

列を図4のように劣化画像に画素ごとに乗算することにより達成される。この方法は簡単であるが、1回乗算しただけでは精度がよくないために、図5のような反復補正のループを用いて補正が行われている。図5で実線の矢印はChangの方法による1回だけの補正を示し、逐次近似的に補正するためには、図中に示した破線の矢印の部分を加える。すなわち、補正係数行列Cを乗じた後の初回の補正画像 $f^{(0)}$ に対して吸収を考慮した投影計算を行い、計算投影データ p_c を作成する(初回では $C \cdot f_e = 0$ となっていることに注意されたい)。この計算投影データと実測投影データ p_m の差が画像再構成され、それが誤差画像 f_e になる。もしも、補正画像が正確に再構成されているなら、それに対して吸収の影響を考慮した計算投影データは、実測投影データと一致するはずであるから、誤差画像は0となるはずである。誤差画像が0でなければ、この画像に補正係数行列を乗算したものを Cf_e に前回までの補正画像 $f^{(n)}$ を加えることによって、新しい補正画像 $f^{(n+1)}$ が生成される。このようにして $p_m - p_c$ がある基準を満たすまで逐次的に補正を続ける。Changの論文では均一吸収体に対しての補正係数行列を用いた結果を示しているのみであり、われわれのグループはこれを不均一吸収体に適用し、その効果をシミュレーションと実験結果から考察し論文として報告し

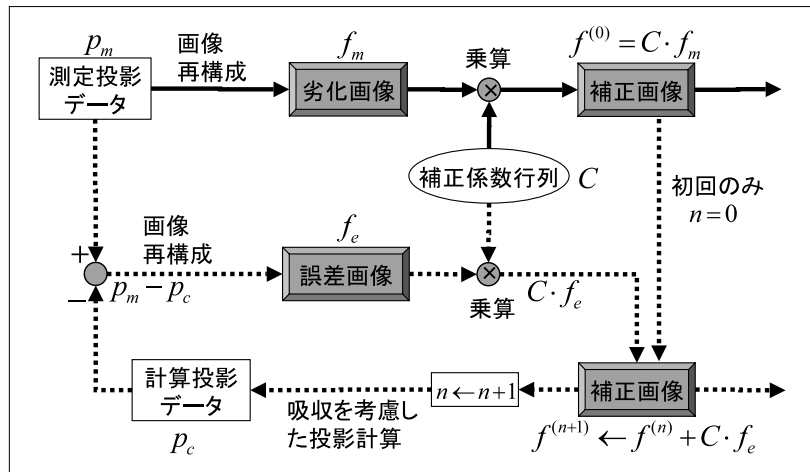


図5 逐次的なChang補正法

た³⁾。しかしながら、均一吸収体から不均一吸収体への手法の拡張は自然であり、均一・不均一を問わず補正係数行列を用いた方法は、現在、Changの方法と総称されている。

次に多く用いられている方法は、統計的枠組みによる画像再構成に補正項を組み込んだものであり、Maximum Likelihood-Expectation Maximization : ML-EM (最尤推定 - 期待値最大化) 法やMaximum a posteriori-Expectation Maximization : MAP-EM (最大事後確率推定 - 期待値最大化) 法がその対象となる画像再構成法である。ML-EM法やMAP-EM法は1990年代にブームとなって研究された画像再構成法であり、吸収や散乱などの物理現象をモデル化し画像再構成の式の中に直接組み込んで補正を行うことができ、その柔軟さから補正に用いられている。具体的に、どのように補正を行うかを簡単に示す。

次式はML-EM法による画素 j の値を推定する式を示している。ここで n は反復回数を示し、 Y_i はピン番号 i の測定データ、 c_{ij} は画素 j から放出された光子がピン i で検出される確率(図6の斜線部)、 I_i はピン i と重なる画素の集合、 J_j は画素 j と重なるピンの集合である。

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n}{\sum_{i \in J_j} c_{ij}} \sum_{i \in J_j} \frac{c_{ij} Y_i}{\sum_{k \in I_i} c_{ik} \lambda_k^n}$$

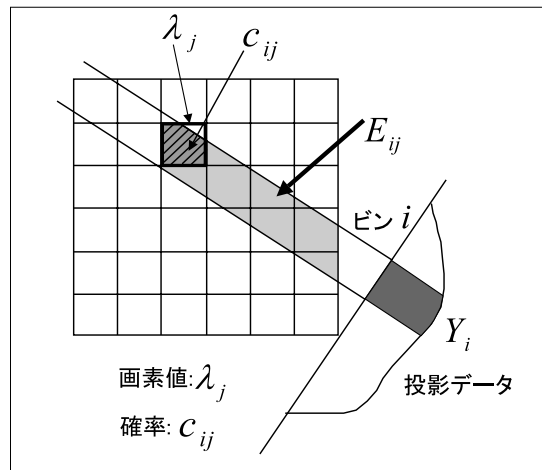


図6 統計的画像再構成法における吸収補正の考え方

吸収の影響を考慮しない場合には上式を用いて、反復を重ねることによって正確な画素値 j が求まる。この式で、吸収補正を行うためには次のような変形を行う。

$$\lambda_k^n \Rightarrow \lambda_k^n \exp \left(- \sum_{e \in E_{ij}} c_{ij} \mu_e \right)$$

すなわち μ_k^n の代わりに、その画素から放出された光子が検出器にたどり着くまでに吸収されるとい現象を考慮して、指数関数の項を付加するのである。この項では図6中の E_{ij} の吸収係数の積

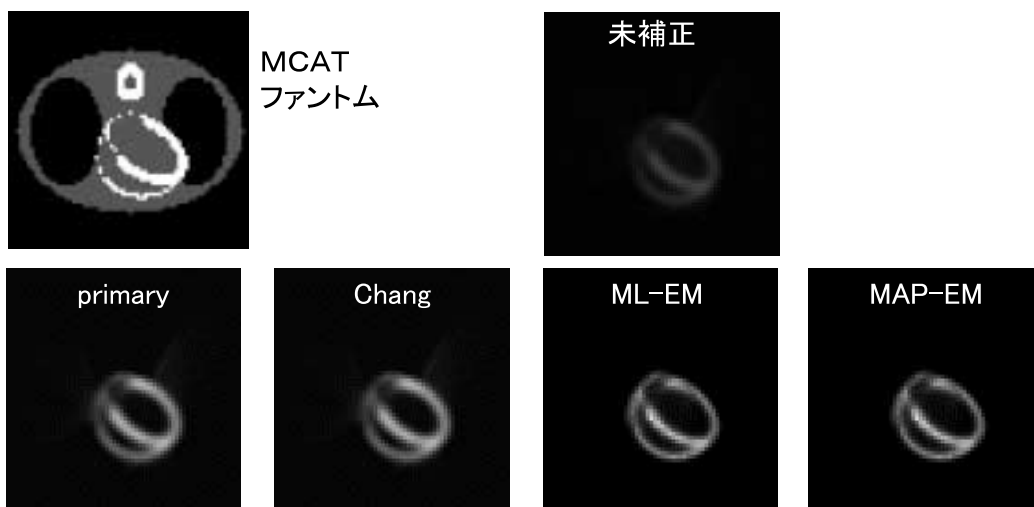


図7 吸収係数分布が既知の場合の吸収補正画像の比較

分値が上式の指数関数の()内に入り、Beerの公式が適用されている。吸収係数 μ の値の分布が既知であれば、ある地点からの吸収係数の積分値(この部分を、NattererはDivergent transform⁴⁾と呼んでおり、後述の解析的な吸収補正法では重要となる)が計算でき、上式を使った吸収補正が実現できる。

最も新しい動きとして、2001年にNatterer⁵⁾、Kunyanski⁶⁾らは個々に、不均一吸収体に対する正確な解析的吸収補正法を提案している。解析的に吸収補正を行う研究は1980年のTretiakの論文⁷⁾から始まり1995年のMetz、Panの論文⁸⁾により、均一吸収体に対する補正法の体系化が行われた(すなわち解析的に解いた)。これに対し、不均一吸収体に対する解析的補正法は、その問題の複雑さから有効な方法が見い出されていなかったが、Novikov逆変換式を解くことによって補正が可能となった。このNovikov逆変換式は吸収が0の場合、Radon逆変換の式と一致する。逆変換の導出過程が複雑であり、また巧妙なため、一言でいうのは困難であるが、あえていうならば、測定投影データを修正した投影データを作成し、それに前述の吸収係数のDivergent transformを乗算する。次に、これに対して投影軸方向で微分を行い、その値を逆投影することで原画像の放射能分布を求めるといったものである。この修正投影デー

タは、吸収係数分布のRadon変換とそのRadon変換値に対してのHilbert変換などによって構成されている。論文では400投影(360度)、 129×129 の画像を用いて正しく吸収補正が行えることを示している。興味のある人は読んでみることを薦める。この方法は発表されたばかりでもあり、臨床の評価にはしばらく時間が必要である。

図7には、正確な吸収係数分布を用いて画像再構成した心臓の断面(MCATファントム)を示す。このシミュレーションは心筋部から光子を発生させ、モンテカルロ計算によって得られた投影データから画像再構成を行っているが、正解となるプライマリ光子画像と、前述した逐次近似的Chang法(反復計算2回後、 3×3 スムージング)やML-EM法(反復30回)、MAP-EM法(反復30回、Gibbs prior使用)などの結果がよく一致しているのがわかる。このように吸収係数分布さえ正確に測定することができれば手法の違いはあっても正確なSPECT画像を得ることができる。

吸収係数分布をどうやって得るか

前述のように、定量的なSPECT画像を得るためには、正確な吸収係数の分布が必要である。この吸収係数分布の取り扱い、実際に何らかの方法で吸収係数の分布を測定するものと測定を行わ

ないでセグメンテーションなどによって簡便に得るという方法に大別される。後者の方法は、透過型CTを行わないで、例えばSPECTの投影データから吸収係数分布まで再構成し、肺、心臓、骨部などの吸収係数の大きく異なる部分の外形を得るという方法や散乱線などのデータから形状情報などを得て平均的な吸収係数値を設定する、あるいはMRI画像やCT画像から臓器輪郭を得て吸収係数値を設定するなどの方法である。これらの方法は既存のSPECT装置そのものを用いて実現でき、コストもかからないというメリットがあるが、吸収係数値が正確でない、セグメンテーションによって得られた形状が不正確、位置ずれが発生する可能性があるなどの問題があり一般的な方法とはなっていない。これに対して、前者の透過型CTの施行により吸収係数を得る方法は、手間もコストもかかるが正確であるためこちらのほうの研究や臨床への応用が主流となっている。線の吸収係数分布を得るためのCTは、線を用いたCTとX線を用いたCTとに大別されるが、両者ともに一長一短がある。線を用いたCTを行う場合には、外部線源としての線源が必要になる。臨床での使用において可能性のある核種(線エネルギー、半減期)は、Am-241(59keV、432.2y)、Gd-153(97、103keV、241.6d)、Au-195(99、130keV、183.0d)、Co-57(122、137keV、271.8d)、Ba-133(356keV、10.52y)などの密封小線源である。半減期はランニングコストとかわかり、線エネルギーは検査対象となる核種との絡みで選択されることになる。このようにして透過型線投影データを得る場合でも、混入する散乱線の除去に注意を払わねばならない。混入した

散乱線は、吸収係数分布を過小評価することにつながるからである。この散乱線の量はファンビームコリメータなどを使用する場合には、比較的少ないが平行多孔型コリメータを使用する場合は多いので、散乱線を低減させるための仕組み、または散乱線補正が不可欠となる。また、透過データの収集時間に関しては以下のことがわかっている。すなわち、透過型CTにおけるデータ収集時間が短く、十分な信号対雑音比の投影データが得られなくても、このような吸収係数分布の再構成画像を平滑化すれば、SPECT画像にはさほど大きな影響を与えない。これに対し、X線CTを用いて吸収係数分布をCT画像として再構成し、この値を線の吸収係数値に変換して補正に用いる方法は、X線CTとSPECTが一体となった装置が必要であり、初期コストならびにランニングコスト(管球)が高くつくが、全体としてみた操作性はよく、放射線技師の被曝も低減できるので、将来はこのタイプが増えていくと思われる。

まとめ

今回は線の吸収補正の問題に関し、吸収によってどのように投影データが変化し、画像が劣化するか、吸収係数分布がなぜ必要かなどをわかりやすく説明した。そして、吸収補正の方法のうち、吸収係数分布を用いるものに関して、代表的なChang法とML-EM法による補正を述べ、新しい流れとなってきた解析的補正法について述べた。さらに、吸収係数分布を得るための方法としての線透過型CTとX線CTについて簡単に記した。

文献

- 1) Chang LT : A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci 25 : 638-643, 1978
- 2) Chang LT : Attenuation and incomplete projection in SPECT. IEEE Trans Nucl Sci 26 : 2780-2789, 1979
- 3) 諸角 建、中島真人、尾川浩一ほか : Single Photon Emission CTのための減衰補正法. 電子通信学会論文誌 J-66-D(10) : 1130-1136, 1983
- 4) Natterer F : The Mathematics of Computerized Tomography, Wiley, New York, 1986
- 5) Natterer F : Inversion of the attenuated Radon transform. Inverse Problems 17 : 113-119, 2001
- 6) Kunyansky LA : A new SPECT reconstruction algorithm based on the Novikov's explicit inversion formula. Inverse Problems 17 : 293-306, 2001
- 7) Tretiak OJ et al : The exponential Radon transform. SIAM J Appl Math 39 : 341-354, 1980
- 8) Metz CE et al : A unified analysis of exact methods of inverting the 2D exponential Radon transform with implications for noise control in SPECT. IEEE Trans on Medical Imaging 14 : 643-658, 1995