



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	フィルタ補正逆投影法・逐次近似法について
Author(s)	久保, 直樹
Citation	START, 48, 13-15
Issue Date	2012-07-31
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/50168
Type	journal article
File Information	START48_13-15.pdf



「画像再構成を考える」

ー フィルタ補正逆投影法・逐次近似法について ー

北海道大学アイソトープ総合センター・大学院医学研究科
准教授 久保直樹

はじめに

我々に期待されていることに①画像診断における読影の補助を行う②放射線検査等に関する説明・相談を行うがある。

放射線検査に関する相談に対してはリスクを過小評価せず、またベネフィットも過大評価せず真実を判断できる目を今までどおりに持ち続ける専門家集団でなければならない。

画像診断における読影の補助に対しては、読影へ影響を与える画像特性を理解する必要がある。そして再構成について考えることで再構成アルゴリズムを使いこなし画像を読み解くことも可能となる。再構成（断層像を計算すること）の方法の違いで画質は変わってくる。再構成は大きく分けて 2 種類あり、それらはフィルタ補正逆投影法および逐次近似法である。

フィルタ補正逆投影法

投影データでは深さ方向の位置は分からない。断層像を再構成するために次の方法が考えられる。まず投影データを再構成すべき画像全体に書き込む。つまり検出器に対して、手前にも奥にも同じように分布していたとする。これだけでは断層像にはならない。次に別の角度の投影データを同じように画像全体に書き込む。そして、その書き込みを全ての投影データで行う。これが単純逆投影法である。しかしこの単純逆投影法では被写体が存在しなかったところにも値が残ってしまう。そのため極端にぼやけた断層像となる。そのため逆投影する前に投影データのエッジを強調する。エッジを強調しておくことで単純逆投影法のぼやけを相殺し、ぼやけていない断層像を得ることができる。このエッジ強調をフィルタで行う。単純逆投影法によるぼやけは分かっているので、それを相殺するフィルタも計算できる。投影データへフィルタ関数を施すには、フーリエ変換して周波数空間上で行う方法、実空間においてコンボリューション（たたみ込み）で行う方法がある。特にコンボリューションで行う方法は重畳積分逆投影法（コンボリューションバックプロジェクション）と呼ばれることがある。以上がフィルタ補正逆投影法である。

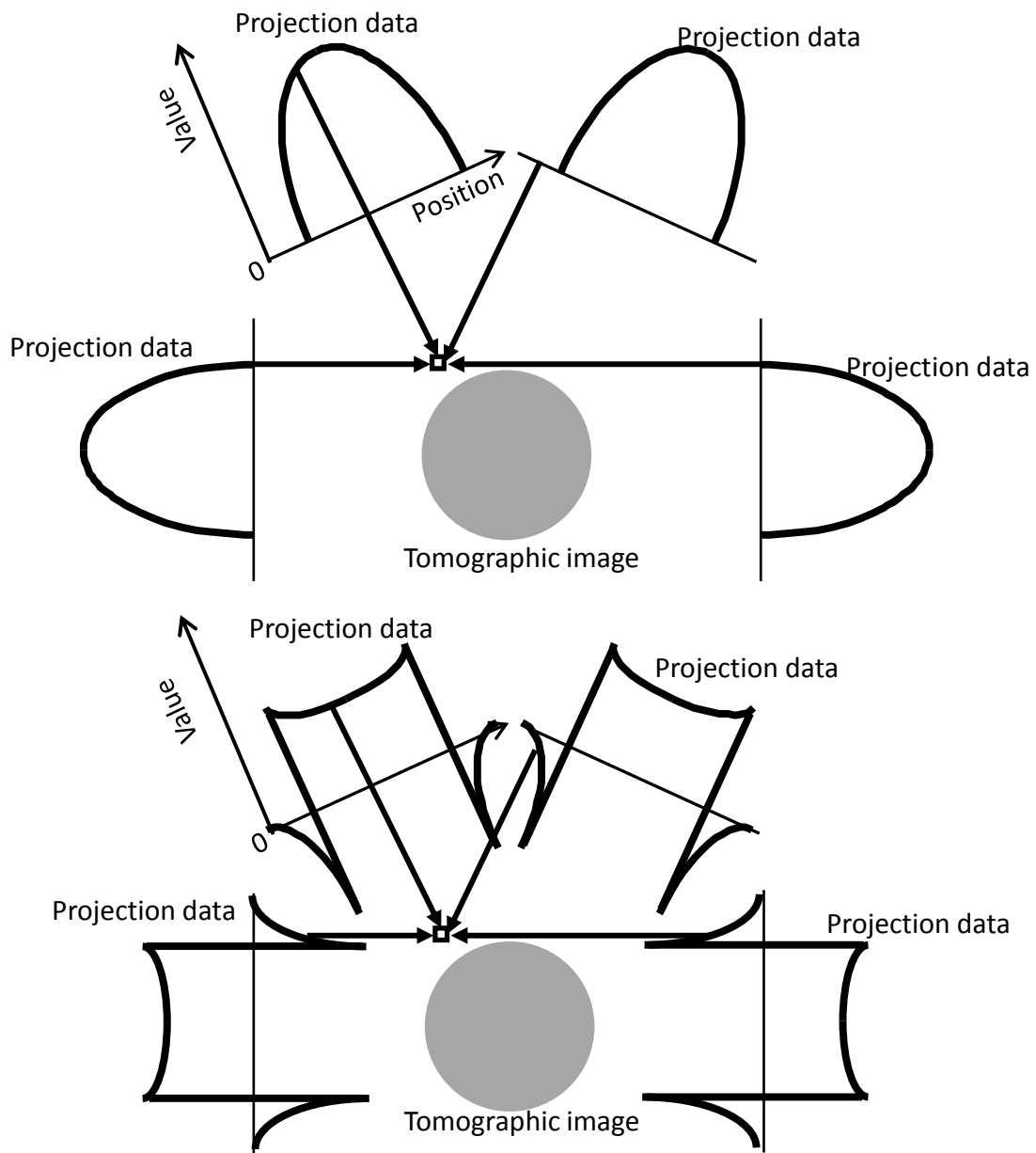


図 1 単純逆投影法（上段）およびフィルタ補正逆投影法（下段）

例として被写体が円の場合を考える．この投影データは図 1 上段のような半楕円体の分布となる．これらを逆投影すると被写体がない場所でも投影データの値が足し合わさり、値が残ることになる．この投影データをフィルタ関数で補正すると図 1 下段のように負の値を持つことになる．これらを逆投影すると被写体がない場所では正の値と負の値が相殺されることになる．

このフィルタ補正逆投影法では、サンプリング角度が有限の大きさである等の理由のため逆投影の影響が残ってしまい放射状アーチファクトが発生する場合もある。

逐次近似法

まず断層像を仮定する。そして検出器の検出確率を基に、各方向に投影を行う (**forward projection**)。この投影データと収集された実測投影データが一致した場合、この断層像の仮定は正しいといえる。一方、仮定分布の **forward projection** の結果が実測投影データより小さい場合、断層像の画素値を持ち上げていく。逆に **forward projection** の結果が実測投影データより大きい場合は断層像の画素値を小さくする。このように収集された投影データと等しくなるように仮定した断層像を変更する。そして **forward projection** を行い、再度修正をおこなう。このような再構成法を逐次近似法という。この繰り返し回数(**iteration**)は経験的に決められることが多い。

投影データから仮定した断層像を修正する方法は様々研究されてきた。最近是最尤推定期待値最大化法 (**maximum likelihood expectation maximization : ML-EM**) が普及している。これは放射線のカウントがポアソン分布に従い変動することを考慮した上で、最もらしい断層像を推定するものである。

この手法は係数をかけることで断層像を修正するので、最初の仮定断層像のピクセル値を 0 から始めることはできない。適当な一様分布から出発することが多い。そのため繰り返し回数が少ないと、画像内の最大値と最小値の差があまり出ない、つまりコントラストの低い画像となってしまう。

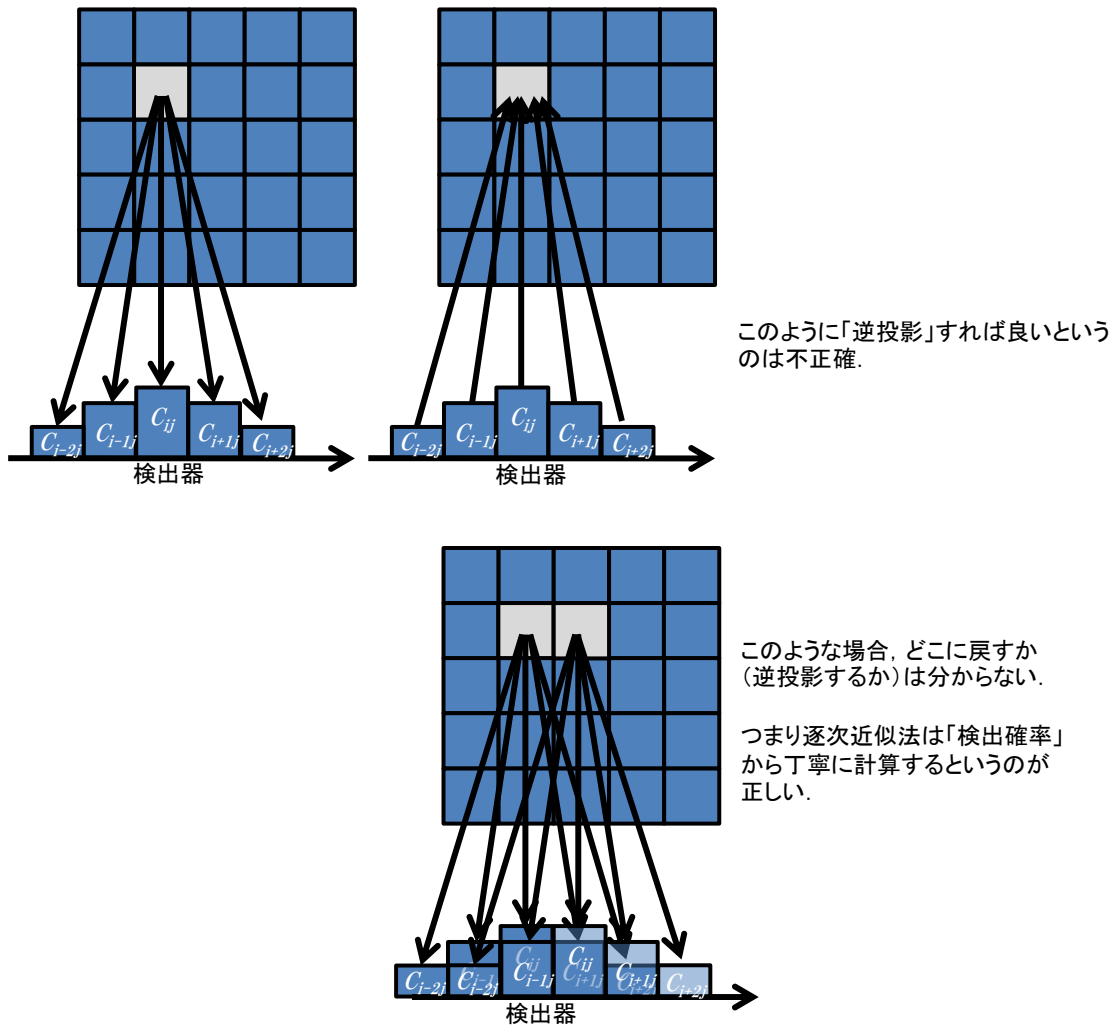


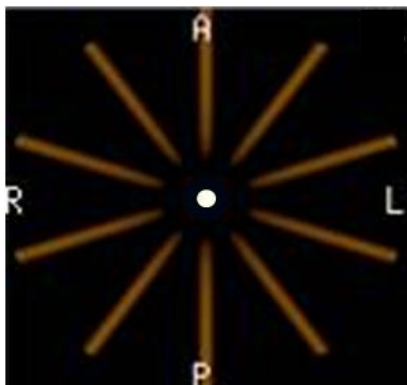
図 2 ぼやけを補正する逐次近似法における分かりやすいが正確ではない説明. 画素がふたつ並んでいるので逆投影する方向が分からなくなる例 (右下)

逐次近似法の利点のひとつに、検出器の検出確率を適切に設定することで空間分解能劣化（ぼやけ）に対する補正を組み込めることが挙げられる。ただし、このぼやけの補正に対する分かりやすいが正確ではない説明として図 2 を示す。点のぼやけは図 2 左上のように示すことができる。このことから図 2 右上のように逆投影すれば良いとするのは不正確である。なぜならば逆投影する画素は 1 箇所とは限っていないからである。図 2 右下のような画素がふたつ並んでいる場合、どこに戻すか・逆投影するかは分からない。つまり逐次近似法は検出確率から丁寧に計算するというのが真実に近い解釈となる。

画質の違い

フィルタ補正逆投影法は、その原理から放射状（逆投影による流れるような）アーチファクトが発生する。一方、逐次近似法はそのようなアーチファクトが起こりにくい（図3）。

フィルタ補正逆投影法



逐次近似法

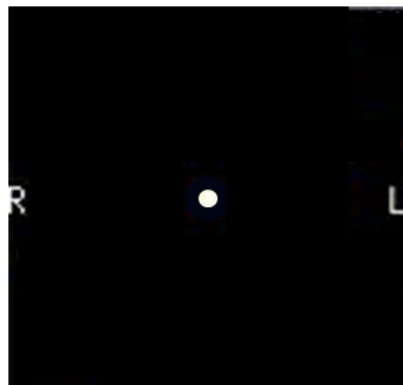


図3 放射状アーチファクトの表れ方の相違

また逐次近似法は画素値のばらつきを少なくなることができる。このことで、フィルタ補正逆投影法よりも低コントラスト分解能の向上が期待される（図4）。

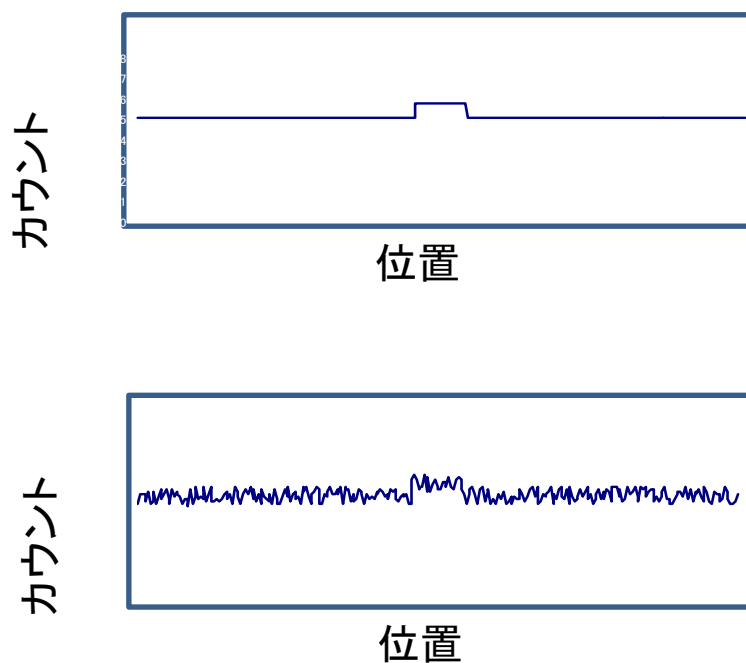


図4 統計ノイズにより低コントラスト部位が識別しづらくなる模式図。統計ノイズがない場合（上段）と統計ノイズが含まれる場合（下段）

撮影に関して注意しなければならないのは統計ノイズ（画素値のばらつき）が激しくて信号が完全に埋もれている（掻き乱されている）場合どのような再構成をしても現れないことである。この場合は無駄な検査・無駄な被ばくとなってしまう。ゆえに撮影条件は本当に大切である。

最後に

体が「こわい」「あずましくない」「いずい」（以上北海道の方言）、激痛がある、あるいはそのままにしておくで激痛を起こす可能性がある、亡くなってしまう等のことに対し、科学的に対処することで患者さんを絶望させないのが医療である。

その医療をおこなうためには、被ばくのリスクと患者さんのベネフィットのバランスが重要である。CT スキャン累積 50 mGy の被ばくで白血病のリスクが 3 倍になる可能性があるとする論文が 2012 年の *The Lancet* で既に公表されている。ゆえに画像および放射線のわかる専門家が担わなければならない、このことで患者さんへのリスクの低減が可能となると考えられる。

参考文献

1. 久保直樹. 第 5 編核医学画像第 3 章画像再構成, 987-997. 医用画像ハンドブック (石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志 監修), オーム社, 東京, 2010.
2. 久保直樹. 核医学測定装置, 59-121. 診療放射線技師スリム・ベーシック 6 核医学 (久保直樹, 鹿野直人, 畠山六郎, 長町茂樹, 西井龍一, 佐藤始広 著), メジカルビュー社, 東京, 2010.
3. Pearce MS et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *The Lancet*, Early Online Publication, 7 June, doi:10.1016/S0140-6736(12)60815-0, 2012.