

放射線治療用動体追跡システムのマーカートラッキング技術

㈱島津製作所 医用機器事業部 技術部
佐野 孝之



【はじめに】

放射線治療では、腫瘍に対して正確に放射線を照射することが重要であり、より高精度な放射線治療が望まれている。高精度化の手法の1つとして、肺がんや肝臓がんなど呼吸により動く腫瘍に対して正確に放射線を集中し、正常な組織に放射線を照射しないようにする動体追跡治療が実施されている。

当社は、あらかじめ腫瘍近傍に埋め込んだマーカーを4式の内、2式のX線透視装置で捉え、マーカーが所定の位置にある間だけ照射信号を治療装置に送信することで、腫瘍にのみ放射線を集中させる動体追跡装置 SyncTraX(図1)を北海道大学と共同開発した¹⁾⁻³⁾。本稿では、マーカー位置を特定するために用いているマーカートラッキングに関する技術について解説する。



図1 SyncTraX(FX4 version)の4式のX線管とFPD
中央のガントリとベッドは放射線治療装置

【マーカートラッキングの処理フロー】

マーカートラッキングは、テンプレートマッチング法を用いて、以下のフローで実施される。

(治療ビーム照射前)

1. テンプレート画像の登録

(治療ビーム照射時)

2. 透視画像収集およびトラッキング用画像処理
3. テンプレートマッチング法によるマーカー位置検出
4. マーカーの3次元位置導出

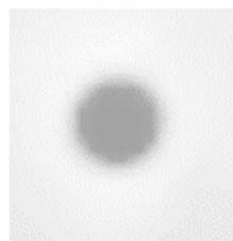
以下に各処理について説明する。

【テンプレート画像の登録】

マーカーが写っている透視画像上でマーカーを中心とした矩形領域を切り出してテンプレート画像とする。球形マーカーのテンプレート画像例を示す(図2)。4式のX線管と検出器の組み合わせのうち、マーカートラッキングに使用する2式それぞれのテンプレート画像を登録する。



a)オリンパス製金マーカー



b)球形マーカーのテンプレート画像例

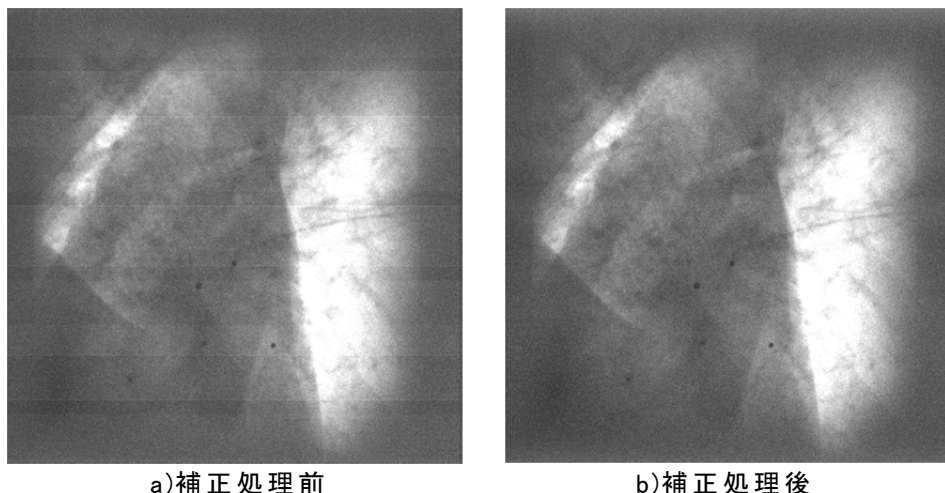
図2 球形マーカーの実物例とテンプレート画像

【透視画像収集およびトラッキング用画像処理】

透視を実施し、収集した透視画像に対してテンプレートマッチングを行う前処理として、透視画像に画像処理を施す。

1. 治療ビームによる散乱線の補正処理

放射線治療装置の治療ビーム照射により被検者からの散乱線の影響を受ける。この影響により画像全体のコントラストが落ちるとともに、検出器がFPDの場合、各画素の読み出しのタイミングによって混入する散乱線量が異なるため、出力される透視画像にはアーチファクトとして、不等間隔に輝度ムラが発生する。アーチファクトが画像上下対照的に発生するのは、FPDの読み出しが画素行中央から上下方向に行われるためである。輝度ムラがある場合、テンプレートマッチングの性能が低下するため、散乱線の影響を補正する処理を施す。補正処理としては、初めに、アーチファクトに対して並行方向に画素値平均を取り、画素列毎の平均画素値を計算する。計算した平均画素値のプロファイルに対して近似値を計算する。計算した近似値と平均画素値との差分値を、各列の画素値から減算する。これより、平均画素値プロファイル形状は近似曲線と等しくなるため、画像の散乱線成分が取り除かれる。散乱線補正処理前後の画像を示す(図3)。



a)補正処理前

b)補正処理後

図3 散乱線補正処理前と処理後画像

補正処理により帯状の輝度ムラが消失している

2. ノイズ低減処理

マーカーの追跡性能を向上するためにはコントラストを損なうことなく、ノイズ低減処理を行うことが有用である。本装置では、エッジ保存型平滑化フィルタの一種であるBilateral Filterを採用している。Bilateral Filterは注目画素周辺における空間的かつ輝度的正規分布を計算し、その分布に従い重み付けを行うことで、注目・参照画素間の距離と、それらの輝度値差も考慮した平滑化を行うものである。Bilateral Filterを適用することにより、マーカーと背景画像との境界エッジを保存しながら、ノイズ低減処理が可能となる。

また、当社にて開発した動体追尾型ノイズ低減処理である Block Matching Recursive filter 処理 (BMR) を施した。BMRは、フレーム間でブロックマッチングを行い、最もマッチングしたブロックで位置を補正した上で、時間積分処理を行うことで、ノイズを低減し、時間積分処理による残像発生を抑制する。BMRにより、マーカーのコントラストを損なうことなく、時間積分処理によるノイズ低減を行うことで動体追跡性能を向上させた。

【テンプレートマッチング法によるマーカー位置検出】

透視画像上でマーカー位置を自動検出するためにテンプレートマッチング法を用いる。治療中に収集した透視画像をサーチして、テンプレートと最も一致する位置をマーカーの位置と認識する。実際には、30fps もしくは 15fps で収集する透視画像ごとにリアルタイムでテンプレートマッチング処理を行うため、サーチするエリアを1つ前の透視画像上でマーカーの存在した位置を中心とし、一定の領域に限定して処理を実施する(図4)。どの領域が最も一致しているかは、スコア値(式1で示す“r”を2乗した値)を算出し、その値が最大となる領域をマーカー位置とする。

$$r = \frac{\sum\{(I-I_{av}) \times (M-M_{av})\}}{\sqrt{\sum(I-I_{av})^2} \times \sqrt{\sum(M-M_{av})^2}} \quad (\text{式 1})$$

I : 透視画像の各座標での画素値

I_{av} : 透視画像の平均画素値

M : テンプレート画像の各座標での画素値

M_{av} : テンプレート画像の平均画素値

Σ : 2次元座標として、(i,j)=(1,1)から(N,N)までの値で計算する。Nはテンプレート画像のマトリクスサイズ(N x N)を示す。

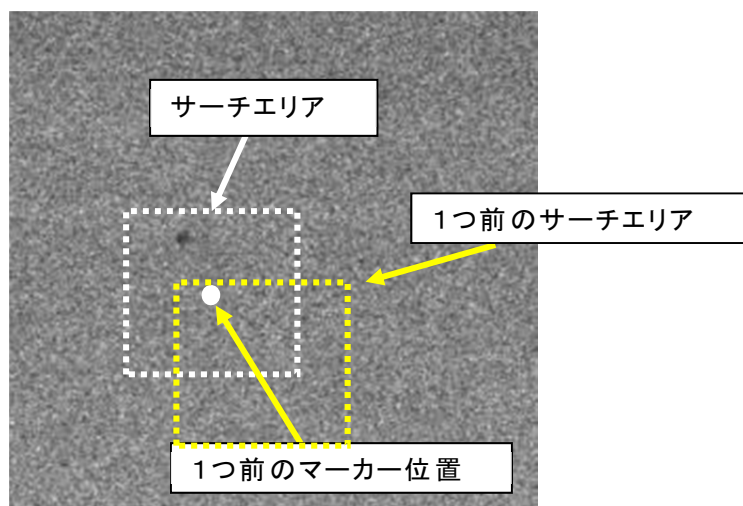


図4 テンプレートマッチング法のサーチエリア

【マーカーの3次元位置導出】

テンプレートマッチング法により算出された2方向のマーカー位置より3次元位置を計算する。任意の3次元位置 $P_{3D}(p1, p2, p3)$ に対して2次元画像上の位置をそれぞれ $Pa(pa1, pa2)$, $Pb(pb1, pb2)$ とするとき、3次元位置への変換式 ($F_{2D \rightarrow 3D}$) が一意に存在する(式2)。

$$F_{2D \rightarrow 3D}(pa1, pa2, pb1, pb2) = (p1, p2, p3) \quad (\text{式 2})$$

実際にはX線管および検出器 (FPD) が設計通りの位置に設置されているとは限らないため、位置座標が既知のファントムを用いてキャリブレーションを行い、設計値からの補正值を含めて、変換式 $F_{2D \rightarrow 3D}$ を求める。本変換式より、3次元位置座標を導出する(図5)。a、bは設計上の位置、a'、b'は実際の位置を示す。

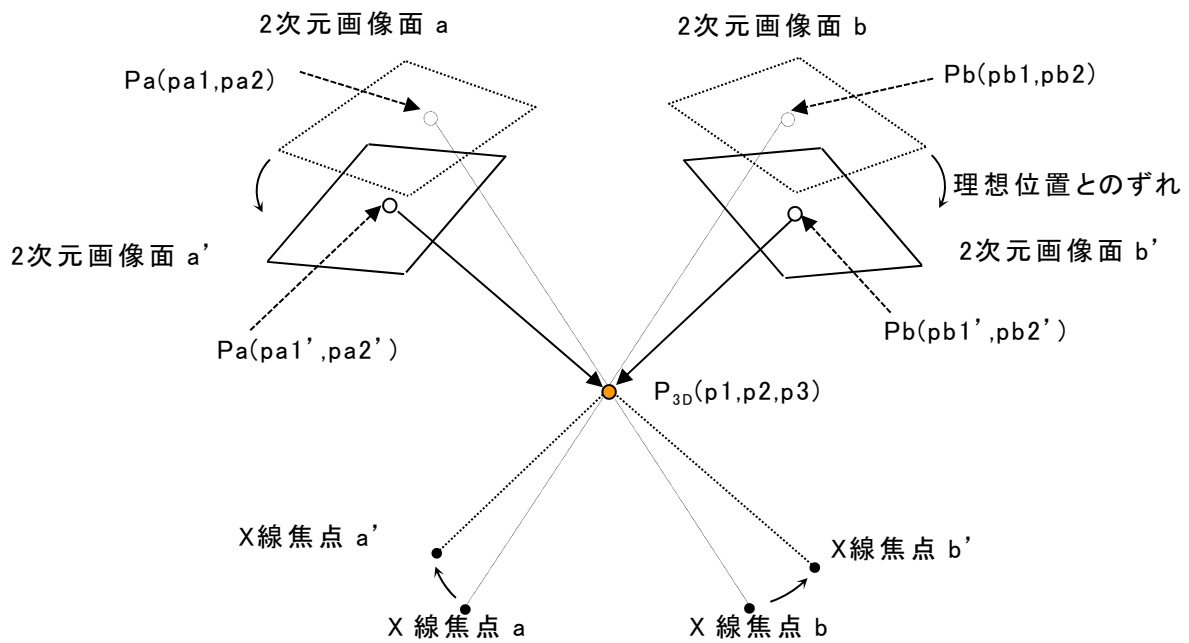


図5 3次元位置の導出

上記処理にて治療中に算出された一連のマーカー位置は記録され、マーカーの3次元の動きを表示することが可能である(図6)。最大移動距離を算出することも可能であり、呼吸性移動対策加算の判断材料とすることができる。

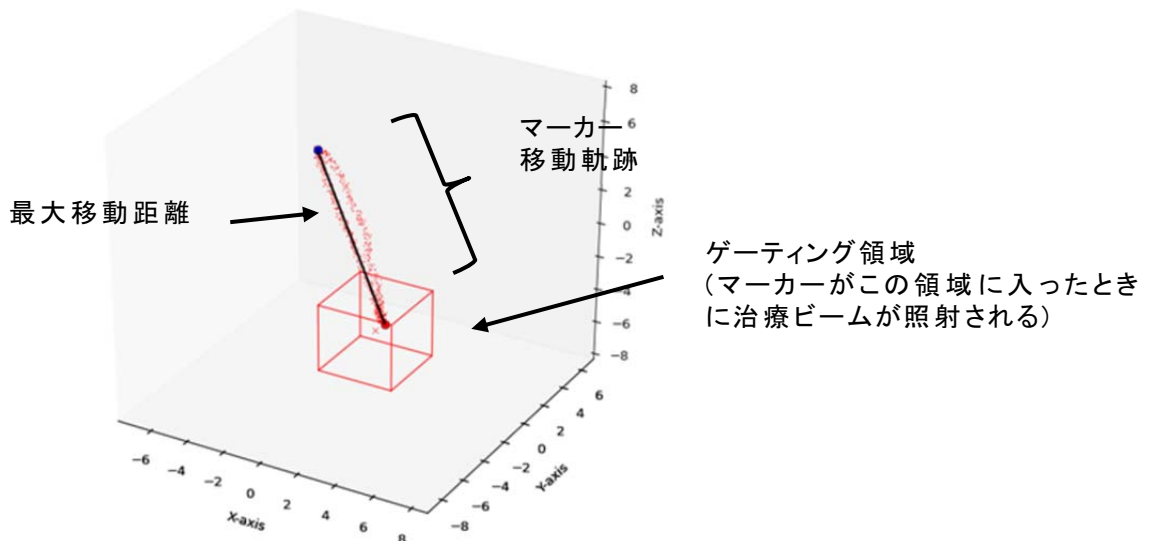


図6 マーカー軌跡3D表示