

# 歯科 X 線写真のための位相限定相関法を用いた高精度位置合せ アルゴリズム

伊藤 康一<sup>†a)</sup>      二階堂 旭<sup>†</sup>      青木 孝文<sup>†</sup>      小菅 栄子<sup>††</sup>  
川股 亮太<sup>††</sup>      鹿島 勇<sup>††</sup>

A High-Accuracy Image Registration Algorithm Using Phase-Only Correlation for  
Dental Radiographs

Koichi ITO<sup>†a)</sup>, Akira NIKAIDO<sup>†</sup>, Takafumi AOKI<sup>†</sup>, Eiko KOSUGE<sup>††</sup>,  
Ryota KAWAMATA<sup>††</sup>, and Isamu KASHIMA<sup>††</sup>

あらまし 歯科 X 線写真は、歯を治療する際の方針を立てるため、また大規模な災害における犠牲者の身元を確認するために用いられている。歯科 X 線写真は、複雑で狭い口腔内にフィルムを入れて撮影するため、同じ人の同じ口腔内領域を撮影したとしても非線形なひずみが生じてしまう。正確な治療や身元確認のためには、X 線写真の高精度な位置合せが重要となる。本論文では、位相限定相関法 (Phase-Only Correlation : POC) を用いた高精度な位置合せアルゴリズムを提案する。画像を二次元離散フーリエ変換して得られる位相情報は、画像の位置合せと照合に極めて有効である。歯科 X 線写真を用いた性能評価実験を通して、提案アルゴリズムがひずんだ歯科 X 線写真にも有効であることを示す。

キーワード 位置合せ, 歯科 X 線写真, 位相限定相関法, thin-plate spline

## 1. ま え が き

歯科 X 線写真は、骨の内部構造の小さな変化を発見するため、病気の進行具合を調べるため、治療の方針を立てるため、あるいは身元を確認するためなどに使われている [1]。このような目的で使用する場合、数週間前あるいは数年前に撮影した X 線写真と現在撮影した X 線写真とを正確に比較する必要がある [2]。歯科治療においてコンピュータ支援診断 (Computer-Aided Diagnosis : CAD) を実現するためには、歯科 X 線写真の高精度な位置合せが重要となる。

口内法 X 線写真は、(i) X 線を照射する歯の後ろに小さなフィルム (imaging plate) を置き、指で抑え、(ii) 顔の近くに X 線照射器を配置し、(iii) フィルムに

X 線を照射することで撮影される (図 1 (a))。理想的な口内法 X 線写真を撮影するためには、歯に対して平行に、かつ照射される X 線に対して垂直にフィルムを配置する必要がある。フィルムと X 線照射器は撮影のたびに撮影者が手動で配置するため、同じ人の同じ口腔内領域を撮影したとしても、X 線写真の間には、平行移動、回転、拡大縮小、ひずみなどの幾何的な変形が生じてしまう。例えば、図 1 (i) ~ (iii) のように、照射される X 線の角度が違うだけでも、撮影された歯の長さに違いが生じてしまう。そのため、正確な診断や身元確認のためには、平行移動、回転、拡大縮小を合わせるだけでなく、ひずみも補正することができる高精度な位置合せ手法が必要となる。

これまでに、歯科 X 線写真間に生じた射影ひずみを補正することができる画像マッチングベースの位置合せアルゴリズムが提案されている [3]。ひずみを補正するために、まず登録画像における基準点を適切に決め、次にそれらの基準点に対応する入力画像上の対応点を求める。そして、それらの対応関係から射影変形のパラメータを求め、登録画像と入力画像の位置を合

<sup>†</sup> 東北大学大学院情報科学研究科, 仙台市  
Graduate School of Information Sciences, Tohoku University, Sendai-shi, 980-8579 Japan

<sup>††</sup> 神奈川歯科大学顎顔面診断科学講座, 横須賀市  
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Kanagawa Dental College, Yokosuka-shi, 238-8580 Japan

a) E-mail: ito@aoki.ecei.tohoku.ac.jp

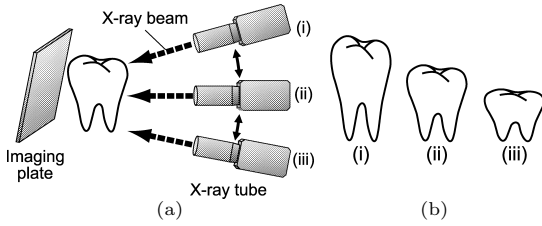


図 1 歯科 X 線写真の撮影 (a) と X 線の角度の違いにより生じるひずみ (b)

Fig. 1 Perspective projection between dental radiographs. (a) An intraoral X-ray examination, and (b) radiographs taken from the same tooth at different positions.

わせる．完全に自動で位置合せをするアルゴリズムが望ましいが，基準点並びに対応点の選択を手で行うことが前提となっている．ひずみ補正においても，X 線の入射角とフィルムの角度の違いから生じる線形的なひずみしか考慮していないため，フィルムを指で抑えたときに生じる非線形的なひずみには対応することができない．そのほかに，歯や治療痕の輪郭を用いて位置合せをするアルゴリズムが提案されている [4]～[6]．これらアルゴリズムは，それぞれの歯の輪郭を抽出し，歯を 1 本ずつ照合する．特徴を利用することで柔軟な位置合せが可能であるが，歯科 X 線写真はノイズやぼけが原因で不鮮明に撮影されることがあるため，正確に輪郭を抽出できない場合が多い．

これに対して，本論文では，位相限定相関法 (Phase-Only Correlation : POC) を用いた高精度な位置合せアルゴリズムを提案する．位相限定相関法とは，画像を二次元離散フーリエ変換して得られる位相情報を利用して画像を高精度にマッチングする手法である．これまでに，コンピュータビジョンのためのサブピクセル位置合せ処理において [7]～[10]，またバイオメトリックス認証のための類似度評価において [11]～[15]，位相限定相関法の有効性が確認されている．本論文で提案する位置合せアルゴリズムは，(i) まず，位相限定相関法を用いて画像間の拡大縮小，回転，平行移動を補正し，(ii) 次に，サブピクセル対応点探索を用いて画像間の対応点を求め，変形パラメータを推定することでひずみを補正し，歯科 X 線写真を位置合せする．提案アルゴリズムは，画像を入力するだけで自動で位置を合わせることができる．また，非線形なひずみを補正するために，TPS (Thin-Plate Spline) モデル [16] を利用する．治療前後の歯科 X 線写真を用いた性能評価実験を通して，提案アルゴリズムを用いる

ことでひずんだ歯科 X 線写真でも高精度に位置合せできることを示す．

## 2. 位相限定相関法

本論文で用いる位相限定相関法 (Phase-Only Correlation : POC) の定義と，位相限定相関法を用いた高精度画像マッチングについて述べる．

### 2.1 位相限定相関関数

大きさ  $N_1 \times N_2$  画素の画像を  $f(n_1, n_2)$  と  $g(n_1, n_2)$  とする．ただし，定式化の便宜上，離散空間のインデックスを  $n_1 = -M_1, \dots, M_1$  ( $M_1 > 0$ ) 及び  $n_2 = -M_2, \dots, M_2$  ( $M_2 > 0$ ) とし，画像の大きさを  $N_1 = 2M_1 + 1$  画素及び  $N_2 = 2M_2 + 1$  画素とする．なお，ここでは説明を簡単にするために離散空間のインデックスを正負対称にとり，二次元画像信号の大きさ  $N_1$  と  $N_2$  を奇数にしているが，これは必須ではない．通常よく用いられるように非負のインデックスを用い， $N_1$  と  $N_2$  を任意の正の整数に設定するように一般化することが可能である．

画像  $f(n_1, n_2)$  と  $g(n_1, n_2)$  の二次元離散フーリエ変換 (二次元 DFT) をそれぞれ  $F(k_1, k_2)$  及び  $G(k_1, k_2)$  として次式で与える．

$$\begin{aligned} F(k_1, k_2) &= \sum_{n_1, n_2} f(n_1, n_2) W_{N_1}^{k_1 n_1} W_{N_2}^{k_2 n_2} \\ &= A_F(k_1, k_2) e^{j\theta_F(k_1, k_2)} \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} G(k_1, k_2) &= \sum_{n_1, n_2} g(n_1, n_2) W_{N_1}^{k_1 n_1} W_{N_2}^{k_2 n_2} \\ &= A_G(k_1, k_2) e^{j\theta_G(k_1, k_2)} \end{aligned} \quad (2)$$

ただし， $W_{N_1} = e^{-j\frac{2\pi}{N_1}}$ ， $W_{N_2} = e^{-j\frac{2\pi}{N_2}}$  であり， $\sum_{n_1, n_2}$  は  $\sum_{n_1=-M_1}^{M_1} \sum_{n_2=-M_2}^{M_2}$  を意味する．ここで， $A_F(k_1, k_2)$  及び  $A_G(k_1, k_2)$  はそれぞれの画像の振幅成分， $\theta_F(k_1, k_2)$  及び  $\theta_G(k_1, k_2)$  はそれぞれの画像の位相成分である．一般性を失うことなく離散周波数のインデックスを  $k_1 = -M_1, \dots, M_1$ ， $k_2 = -M_2, \dots, M_2$  とすることができる． $F(k_1, k_2)$  と  $G(k_1, k_2)$  の正規化相互パワースペクトル  $R_{FG}(k_1, k_2)$  を次のように定義する．

$$\begin{aligned} R_{FG}(k_1, k_2) &= \frac{F(k_1, k_2) \overline{G(k_1, k_2)}}{|F(k_1, k_2) \overline{G(k_1, k_2)}|} \\ &= e^{j\theta(k_1, k_2)} \end{aligned} \quad (3)$$

ここで， $\overline{G(k_1, k_2)}$  は  $G(k_1, k_2)$  の複素共役である．ま

た、 $\theta(k_1, k_2)$  は、 $\theta_F(k_1, k_2) - \theta_G(k_1, k_2)$  で与えられる。POC 関数  $r_{fg}(n_1, n_2)$  は、 $R_{FG}(k_1, k_2)$  の二次元逆離散フーリエ変換（二次元 IDFT）として、次のように表される。

$$r_{fg}(n_1, n_2) = \frac{1}{N_1 N_2} \sum_{k_1, k_2} R_{FG}(k_1, k_2) \times W_{N_1}^{-k_1 n_1} W_{N_2}^{-k_2 n_2} \quad (4)$$

ここで、 $\sum_{k_1, k_2}$  は  $\sum_{k_1=-M_1}^{M_1} \sum_{k_2=-M_2}^{M_2}$  を意味する。類似した 2 枚の画像間の POC 関数  $r_{fg}(n_1, n_2)$  は鋭いピークを示す。一方、異なる 2 枚の画像間では、全くピークが現れない。POC 関数のピークの高さは、画像間の類似度を調べる指標となる。この特長以外にも、POC 関数は、画像間の位置ずれ（平行移動）や明るさの変化、加算ノイズに対してロバストである [11]。

## 2.2 位相限定相関法を用いた高精度画像マッチング

以下では、本論文で提案する位置合せアルゴリズムで重要となる位相限定相関法を用いた高精度画像マッチングの概要について述べる。

### (A) サブピクセルレベルの平行移動量推定

位相限定相関法を用いて高精度に平行移動量を推定するためには、(i) 離散データで得られた POC 関数への相関ピークモデルのフィッティング、(ii) 画像端での信号の不連続性を解消するための窓関数の適用、(iii) エイリアシングやノイズの影響を抑制するためのスペクトル重み付けが重要となる [8]。これらの高精度化手法を用いることで、 $100 \times 100$  画素の場合に RMS (Root Mean Square) 誤差が 0.01 画素で平行移動量を推定することが可能である。

### (B) 帯域制限位相限定相関関数による類似度評価

信頼性の低い高周波成分の影響を排除しつつ、画像の識別性能を向上させるために、帯域制限位相限定相関 (Band-Limited Phase-Only Correlation: BLPOC) 関数が提案されている [11]。BLPOC 関数は、 $R_{FG}(k_1, k_2)$  の二次元 IDFT のサイズ自体を画像テクスチャの有効帯域に制限することで相関ピークのエネルギーを集中させ、画像の識別性能を向上させる。BLPOC 関数は、次式で定義される。

$$r_{fg}^{K_1 K_2}(n_1, n_2) = \frac{1}{L_1 L_2} \sum_{l_1, l_2} R_{FG}(l_1, l_2) \times W_{L_1}^{-l_1 n_1} W_{L_2}^{-l_2 n_2} \quad (5)$$

ここで、 $\sum_{l_1, l_2}$  は  $\sum_{l_1=-K_1}^{K_1} \sum_{l_2=-K_2}^{K_2}$  を表し、 $K_1$  と  $K_2$  ( $0 < K_1 \leq M_1, 0 < K_2 \leq M_2$ ) は二次元 IDFT

の有効帯域を表し、 $L_1 = 2K_1 + 1$  及び  $L_2 = 2K_2 + 1$  である。BLPOC 関数は、低画質な画像の照合が可能であり、生体テクスチャ画像の照合に有効である。また、BLPOC 関数は、2D IDFT のサイズが POC 関数よりも小さくなるため計算量が少なくなるにもかかわらず、平行移動量の推定精度がほとんど変わらないことが確認されている。そこで、本論文では、平行移動量推定においても BLPOC 関数を用いる。

### (C) 相似変換パラメータの推定

二つの画像の幾何学的な変形が相似変換の関係にある場合は、画像を局所的なブロックに分解することなく、高精度に変換パラメータ（平行移動量、回転角度、拡大縮小率）を推定することができる [8], [17]。一般に、画像マッチングを利用して回転角度を求める場合、回転中心を基準として極座標変換し、画像の回転を平行移動に置き換える。しかし、平行移動も含まれている画像の回転中心を求めることは困難である。そこで、画像をフーリエ変換して得られる振幅スペクトルがよく利用されている。振幅スペクトルは、画像の平行移動にかかわらず、常に画像の拡大縮小と回転の中心が原点となる。振幅スペクトルを原点中心に極座標変換することで、回転角度を平行移動量に置き換えることができる。ここでは、回転角度と同時に拡大縮小率も求めるために、極座標変換ではなく、対数極座標変換を用いる。対数極座標変換された振幅スペクトルに対し、(A) で述べた平行移動量推定手法を適用する。精度評価実験により、 $256 \times 256$  画素の画像において、回転角度は RMS 誤差が 0.03 度、拡大縮小率は RMS 誤差が 0.02% の高精度な計測が可能であることを確認している。

### (D) サブピクセル対応点探索

(A) で述べた平行移動量推定手法を局所的な画像ブロックのマッチングに適用し、画像ピラミッドによる粗密探索と組み合わせることにより、二つの画像の対応点をサブピクセル精度で検出することができる [9], [10]。精度評価実験により、 $32 \times 32$  画素の画像ブロックに対して、0.05 画素の精度で対応点間の移動量を求めることが可能であることを確認している。本論文では、歯科 X 線写真間のひずみを補正するために本手法を用いる。本手法の詳細については、文献 [9], [10] を参考にされたい。

### 3. 歯科 X 線写真のための位置合せアルゴリズム

本論文で提案する歯科 X 線写真の位置合せアルゴリズムについて述べる。

同一人物の同じ口腔内領域を撮影した X 線写真を比べると、撮影ごとに装置の配置や設定が異なるため、歯の位置や長さが異なる場合がある。これに対し、本論文では、まず X 線写真間の全体的な変形（拡大縮小・回転・平行移動）を合わせ、次にひずみを補正することで、大きく変形している X 線写真に対しても高精度に位置を合わせることが可能なアルゴリズムを提案する。全体の変形を補正するために 2.2 (C) の位相限定相関法を用いた相似変換パラメータの推定を利用し、ひずみを補正するために 2.2 (D) のサブピクセル対応点探索を利用する。

提案アルゴリズムは、(i) 前処理、(ii) 拡大縮小・回転・平行移動の補正、(iii) ひずみ補正、(iv) 共通領域の抽出、(v) 照合スコアの算出の 5 ステップで構成される。なお、ステップ (iv) 及び (v) は、位置合せした画像の定量的な評価のための処理であり、位置合せをするだけあれば省略してもかまわない。図 2 に提案アルゴリズムのフロー、図 3 に位置合せの様子を示す。以下では、各ステップについて説明する。

#### (i) 前処理

歯科 X 線写真は、撮影時に混入するノイズにより不鮮明になる場合が多いので、正確に位置合せをするために画像を強調する必要がある。提案アルゴリズムでは、Local Area Contrast Enhancement (LACE) [18] と

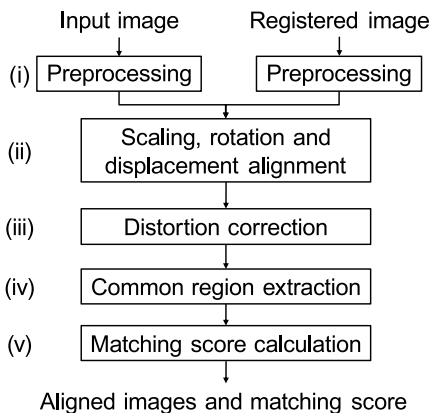


図 2 提案アルゴリズムのフロー

Fig. 2 Flow diagram of the proposed algorithm.

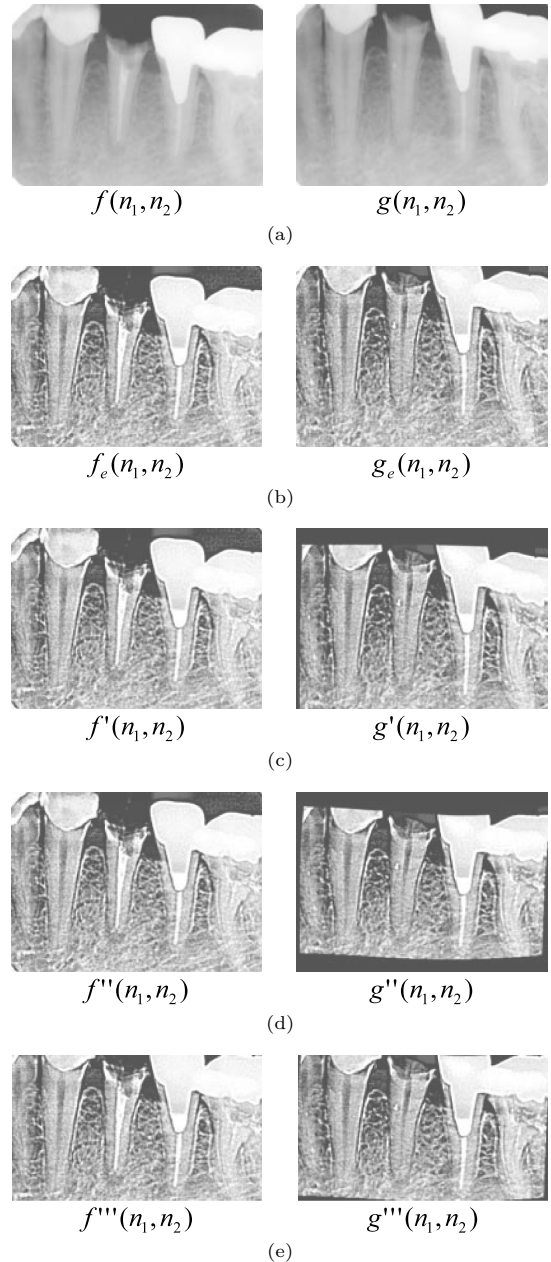


図 3 歯科 X 写真の位置合せの例 (a) 登録画像と入力画像、(b) 前処理を施した画像、(c) 拡大縮小、回転、平行移動を合わせた画像、(d) ひずみを補正した画像、(e) 抽出した共通領域

Fig. 3 Example of dental radiograph registration. (a) The registered image and the input image, (b) the enhanced images, (c) the normalized images, (d) distortion-corrected images and (e) the extracted common regions.

モフォロジカルフィルタ [19] を利用して画像のコントラストを強調する．図 3(b) は，登録画像  $f(n_1, n_2)$  と入力画像  $g(n_1, n_2)$  を強調した画像  $f_e(n_1, n_2)$  及び  $g_e(n_1, n_2)$  である．

(ii) 拡大縮小・回転・平行移動の補正

次に，2.2(C) の位相限定相関法を用いた相似変換パラメータの推定を用いて，画像間の拡大縮小，回転，平行移動を補正する．具体的には，以下の手順で処理を行う．

(1) 強調した画像  $f_e(n_1, n_2)$  と  $g_e(n_1, n_2)$  の二次元 DFT を計算し，それぞれ  $F_e(k_1, k_2)$  と  $G_e(k_1, k_2)$  とする．

(2) それぞれの振幅スペクトル  $|F_e(k_1, k_2)|$  と  $|G_e(k_1, k_2)|$  を求める．自然画像の場合は，ほとんどのエネルギーが低周波領域に集中しているため，一般に， $|F_e(k_1, k_2)|$  と  $|G_e(k_1, k_2)|$  の代わりに，振幅スペクトルの対数  $\log\{|F_e(k_1, k_2)|+1\}$  と  $\log\{|G_e(k_1, k_2)|+1\}$  を使用することで，高周波領域にある情報を強調（可視化）する．一方で，歯科 X 線写真の場合は，拡大縮小及び回転の情報を有する振成分が一般的な自然画像より更に低周波側に集中している．そのため，対数を用いて振幅スペクトルを強調すると，SN 比が低い情報をより強調することになるため，拡大縮小率及び回転角度の推定精度が低下してしまう．本論文では，低周波領域から高周波領域に向けて滑らかに振幅スペクトルを強調するために，振幅スペクトルの平方根  $\sqrt{|F_e(k_1, k_2)|}$  と  $\sqrt{|G_e(k_1, k_2)|}$  を用いる．

(3) それぞれの振幅スペクトルを対数極座標変換し， $F_{LP}(k'_1, k'_2)$  と  $G_{LP}(k'_1, k'_2)$  とする．

(4)  $F_{LP}(k'_1, k'_2)$  と  $G_{LP}(k'_1, k'_2)$  との間の BLPOC 関数  $r_{F_{LP}G_{LP}}^{K_1K_2}(n_1, n_2)$  を計算し，相関ピークの位置を検出することで，画像間の移動量を求める．ここで，本論文では，BLPOC 関数のパラメータを  $K_1/M_1 = K_1/M_2 = 0.2$  とする．そして，求めた移動量より，画像間の拡大・縮小率  $\kappa$  と回転角度  $\theta$  を計算する．

(5) 求めた  $\kappa$  と  $\theta$  を用いて，拡大縮小と回転を補正した入力画像  $g_{e\kappa\theta}(n_1, n_2)$  を求める．そして， $f_e(n_1, n_2)$  と  $g_{e\kappa\theta}(n_1, n_2)$  の間の BLPOC 関数  $r_{f_e g_{e\kappa\theta}}^{K_1K_2}(n_1, n_2)$  を計算し，相関ピークの位置から画像間の平行移動量を求め，画像間の平行移動を補正する．ここで， $K_1/M_1 = K_1/M_2 = 0.5$  とする．

以上の処理により拡大縮小，回転，平行移動を補正した後の画像を  $f'(n_1, n_2)$  及び  $g'(n_1, n_2)$  とする

(図 3(c))．

(iii) ひずみ補正

撮影装置とフィルムの配置，またはフィルムの変形によって生じるひずみを補正する．ひずみを補正するためには，まず，画像間の対応関係を求める必要がある． $f'(n_1, n_2)$  及び  $g'(n_1, n_2)$  の画素ごとの対応関係を求めることができれば，正確にひずみを補正することができる．しかし，歯科 X 線写真には，画像中に対応付けが難しい領域（画像マッチングに有効なテクスチャがあまりない領域）がある．そこで，画素値の急激な変化を検出するハリスのコーナー検出 [20] を用いて  $f'(n_1, n_2)$  から基準点を抽出する（図 4(a))．そして，基準点を中心とする局所的な画像ブロックに対し，2.2(D) のサブピクセル対応点探索を用いて画像間の対応点を求める．ここで，対応点探索のためのパラメータは，階層数を 3，画像ブロックサイズを  $32 \times 32$

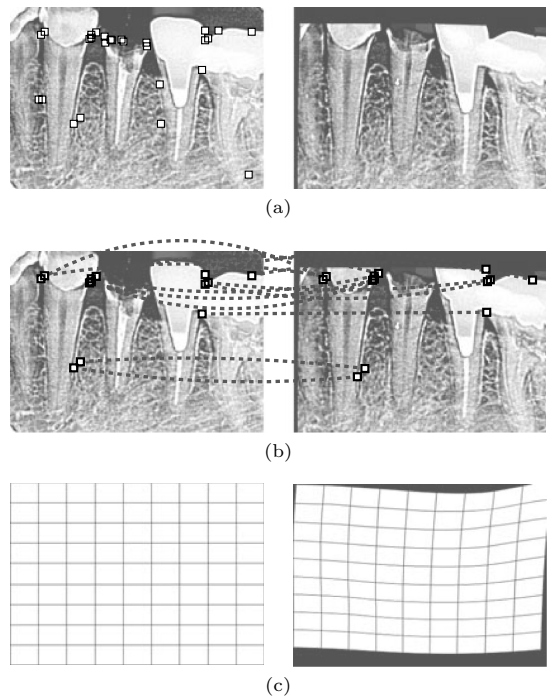


図 4 ひずみ補正の例 (a) 登録画像 (左) から抽出した基準点，(b) 画像間の対応点，(c) 得られた対応関係を用いて変形させたグリッド

Fig. 4 Example of distortion correction. (a) The normalized images and extracted landmark points on the registered image, (b) corresponding points between images and (c) the estimated deformation model represented by a grid.

画素とする．図 4 (b) が得られた対応点と対応関係である．登録画像から得られたすべての基準点について入力画像にある対応点を求めるが，POC 関数の相関ピーク値がしきい値より高くない場合は，誤対応点として除去する．本論文では，しきい値を 0.4 とする．そのため，図 4 (b) の対応点は，図 4 (a) の基準点より数が減っている．ここで， $f'(n_1, n_2)$  及び  $g'(n_1, n_2)$  の  $B$  個の対応点ペアをそれぞれ  $U = (u_1^*, u_2^*, \dots, u_B^*)^T$  及び  $V = (v_1^*, v_2^*, \dots, v_B^*)^T$  とする．

次に，得られた対応関係よりひずみを補正するための変形パラメータを求める．本論文では，ひずみモデルとして，非線形なひずみを表すことができる TPS を用いる．TPS による変形は次式で表される．

$$v = TPS(u) = d + A \cdot u + C^T \cdot s(u) \quad (6)$$

ここで， $u$  及び  $v$  はそれぞれ  $f'(n_1, n_2)$  及び  $g'(n_1, n_2)$  上の画素を表し， $d$  は  $2 \times 1$  の並進ベクトル， $A$  は  $2 \times 2$  のアフィン変換行列， $C$  は  $B \times 2$  の係数行列を表す．また， $s(u) = (\sigma(u - u_1^*), \sigma(u - u_2^*), \dots, \sigma(u - u_B^*))^T$  であり， $\sigma(u)$  は次式で表される．

$$\sigma(u) = \begin{cases} \|u\|^2 \log(\|u\|) & \|u\| > 0 \\ 0 & \|u\| = 0 \end{cases} \quad (7)$$

式 (6) には， $2B + 6$  個のパラメータがある．これらのパラメータは，対応点  $U$  及び  $V$  を次式に代入し，最小二乗法を用いて解くことにより求められる．

$$\begin{bmatrix} H & 1_B & U \\ 1_B^T & 0 & 0 \\ U^T & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C \\ d^T \\ A^T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

ここで， $1_B$  は長さ  $B$  の 1 からなるベクトルを表し， $H$  は  $h_{ij} = \sigma(u_i^* - u_j^*)$  を要素とする  $B \times B$  行列である．

推定したパラメータを式 (6) に代入し，グリッドを変形させた様子を図 4 (c) に示す．図 3 (e) は，ひずみを補正した画像  $f''(n_1, n_2)$  及び  $g''(n_1, n_2)$  である．

#### (iv) 共通領域の抽出

次に，ひずみを補正した画像  $f''(n_1, n_2)$  及び  $g''(n_1, n_2)$  の共通領域を抽出する．画像間で重なりあっていない領域は，照合スコアを求める際に用いる BLPOC 関数にとって無相関なノイズ成分となる．このような領域が多く含まれていると，正確に照合スコアを求めることができないため，画像間の共通領域を抽出す

必要がある．共通領域を抽出するために， $n_1$  方向と  $n_2$  方向の画素の投影を利用する．抽出された領域は同じ大きさであり，それぞれ  $f'''(n_1, n_2)$  及び  $g'''(n_1, n_2)$  とする．図 3 (d) に抽出された共通領域を示す．

#### (v) 照合スコアの算出

共通領域  $f'''(n_1, n_2)$  及び  $g'''(n_1, n_2)$  の BLPOC 関数を計算し，照合スコアを求める．ここで， $K_1/M_1 = K_2/M_2 = 0.1$  とする．照合スコアは，BLPOC 関数の最大ピーク値とする．

## 4. 実験と考察

治療前後に撮影された歯科 X 線写真のデータベースを使った性能評価実験について述べる．本実験で使用するデータベースは，250 人の患者から 1 週間またはそれ以上の間隔で撮影した 500 枚 ( $250 \text{ 人} \times 2 \text{ 枚}$ ) の歯科 X 線写真 ( $367 \times 485$  画素) が格納されている．X 線写真の周りには余白があるため，周囲 30 画素を取り除いた  $307 \times 425$  画素を用いて実験を行う．治療前後の画像には，撮影装置とフィルムの配置の違いなどにより，平行移動，回転，拡大縮小などの幾何学的な変形だけではなく，ひずみ (歯の長さの違いなど) も生じている．図 5 に，データベースに格納されている画像の例を示す．本論文では，(A) ひずみ補正なしのアルゴリズム (ステップ (i), (ii))，(B) 射影変形モデルでひずみ補正を行ったアルゴリズム (ステップ (iii) のひずみモデルを射影変形にしたもの)，(C) 提案アルゴリズムの三つを比較した．

位置合せ精度の定量的な評価のために，1 対  $n$  の認証を行った．ここでは，治療後の画像を入力画像とし，治療前の画像をデータベースに格納されている登録画像とした．1 枚の入力画像を 250 枚の登録画像と照合し，それぞれのペアに対して照合スコアを計算する．この処理は，すべての入力画像について行う．そして，本人の画像ペアの順位により認証精度を調べる．認証精度が高ければ，正確に画像が位置合せされたことを示す．図 6 は実験結果をまとめた Cumulative Match Curve (CMC) であり，CMC は 1 対  $n$  認証の性能を評価するときに用いられる [21]．横軸は本人ペアの順位を表し，縦軸は本人ペアがそれぞれの順位に含まれている割合 (認証率) を表す．実験結果より，提案アルゴリズム (C) の曲線が一番上にあるので，最も性能が高いことを示している．本人ペアが 1 位になる割合は，(A) が 59.2% ( $=148/250$ )，(B) が 66.8% ( $=167/250$ )，(C) が 75.6% ( $=189/250$ ) である．ま

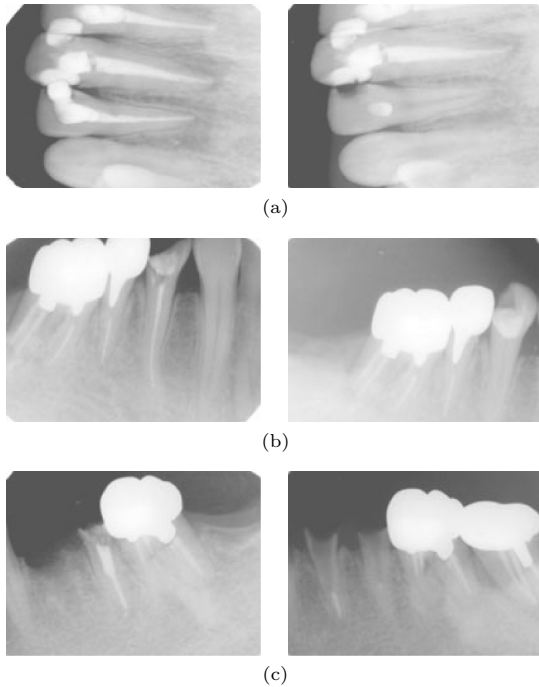


図 5 実験に用いたデータベースに格納されている画像の例：左が治療後の画像，右が治療前の画像

Fig. 5 Examples of dental radiographs in our database: the left-hand images are taken after dental treatment and the right-hand images are taken before dental treatment.

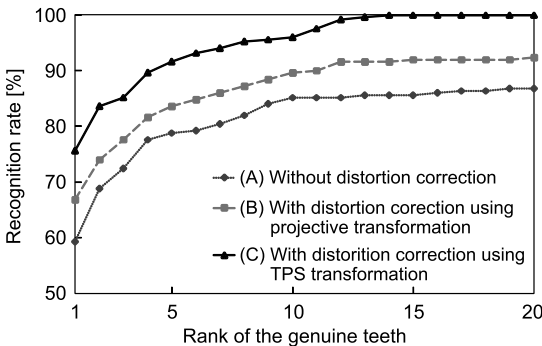


図 6 Cumulative Match Curve  
Fig. 6 Cumulative Match Curve.

た、(A) と (B) が上位 20 位までに本人ペアがすべて含まれないのに対し、(C) は上位 14 位までに本人ペアがすべて含まれている。

図 7 は、それぞれのアルゴリズムで求めた本人ペアの照合スコアの頻度分布である。アルゴリズム (A) と (B) に比べてアルゴリズム (C) は、全体的に照合スコアが高い。図 8 は、位置合せをした結果と差分画

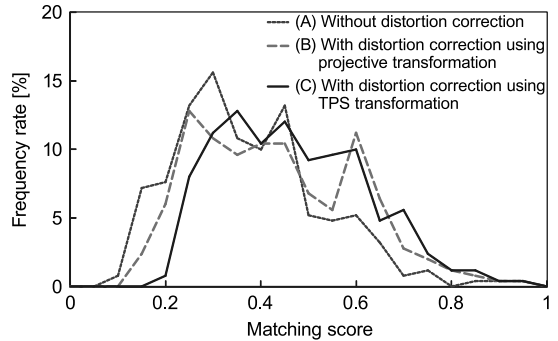


図 7 本人ペアの照合スコアの頻度分布  
Fig. 7 Matching score histogram for genuine pairs.

像（登録画像と位置を合わせた入力画像の差）である。照合スコアを比べると、提案アルゴリズムを用いて位置合せをした結果（図 8 (e)）が高くなっている。

図 6 及び 7 より、本人ペアでも照合スコアが低くなる場合がある。これは、画像間の回転角度を正確に補正できていないことや、画像間の形状変化が大きいため共通領域が少ないことが主な原因である。一方で、他人ペアでも照合スコアが高くなってしまいがいくつか見受けられる。これは、画像の一部分の形状が類似していることが主な原因である。ただし、以上のような画像ペアは少数である。実験結果より、照合スコアが 0.4 を超えていれば、本人ペアであり、正確に位置合せされていることを確認している。

計算時間は、Pentium 4 3.2 GHz 上の MATLAB 7.2 で評価する。一つの画像ペアに対して、画像の入力から照合スコアの算出までに要する提案アルゴリズムの計算時間は、約 3.6 秒である。

以上より、提案アルゴリズムは、ひずんだ歯科 X 線写真の高精度な位置合せに有効であることが分かる。

## 5. む す び

本論文では、歯科 X 線写真のための位相限定相関法を用いた高精度位置合せアルゴリズムを提案した。治療前後に撮影された 500 枚の歯科 X 線写真を用いた性能評価実験を通して、提案アルゴリズムによりひずんだ歯科 X 線写真の位置を正確に合わせることができしことを示した。本論文では、口内 X 線写真を用いて性能評価実験を行ったが、提案アルゴリズムは、上下顎すべての歯を含む広範囲の顎骨領域の X 線写真であるパノラマ X 線写真にも利用することが可能である。今後は、アルゴリズムの性能を向上させると

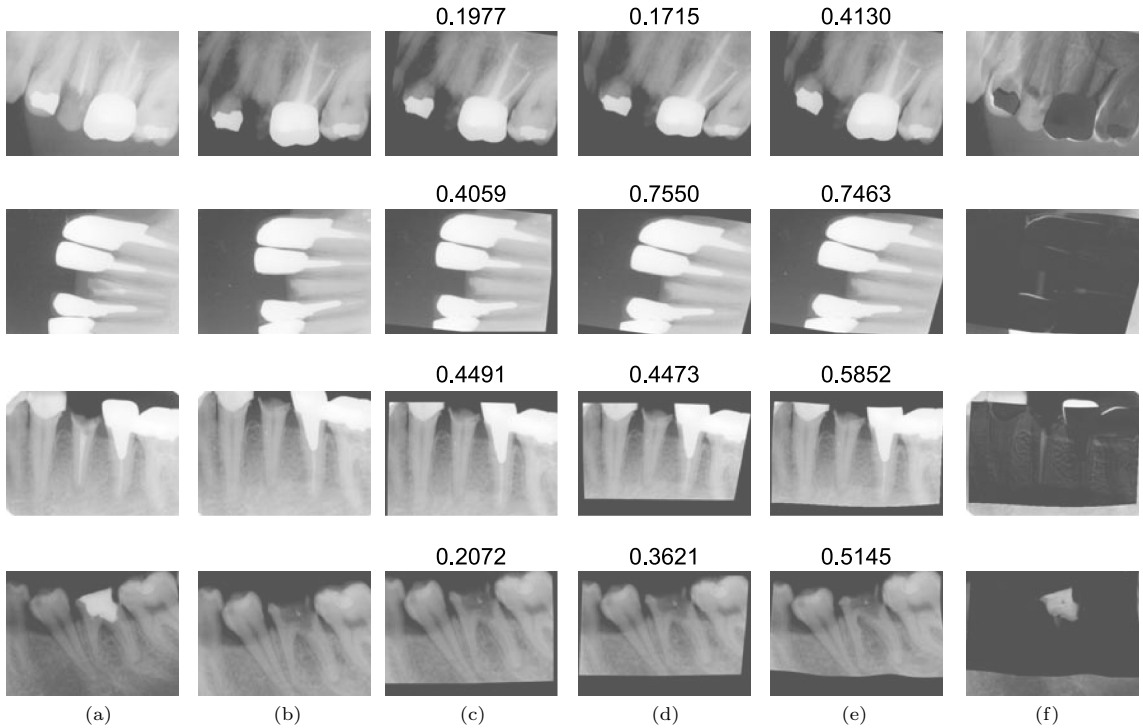


図 8 位置合せの結果の例 (a) 登録画像  $f(n_1, n_2)$ , (b) 入力画像  $g(n_1, n_2)$ , (c) アルゴリズム (A) の結果, (d) アルゴリズム (B) の結果, (e) アルゴリズム (C) の結果, (f) (a) と (e) の差分画像 ( (c), (d), (e) の上にある数値は, 登録画像との照合スコアを示す )

Fig. 8 Examples of registration results. (a) Registered image  $f(n_1, n_2)$ , (b) input image  $g(n_1, n_2)$ , (c) aligned image using Algorithm (A), (d) aligned image using Algorithm (B), (e) aligned image using Algorithm (C) and (f) subtraction image between (a) and (e) (the values on images (c), (d) and (e) show the matching score between the registered image and aligned image, respectively).

もに, インプラント治療や歯周疾患治療のためのコンピュータ支援診断システムや大規模災害時の身元確認支援システムを開発する予定である. また, 提案アルゴリズムは, 歯科 X 線写真だけではなく, 他の医用画像 (例えば, 胸部 X 線写真や脳の MRI 画像など) の位置合せにも有効であると考えられる. このことについては, 今後の課題として検討する予定である.

### 文 献

[1] T.M. Lehmann, H.-G. Gröndahl, and D.K. Benn, "Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol.29, pp.323-346, 2000.  
 [2] D.L.G. Hill, P.G. Batchelor, M. Holden, and D.J. Hawkes, "Medical image registration," *Phys. Med. Biol.*, vol.46, pp.R1-R45, 2001.  
 [3] T.M. Lehmann, K. Gröndahl, H.-G. Gröndahl, W. Schmitt, and K. Spitzer, "Observer-independent reg-

istration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol.27, pp.140-150, 1998.

[4] A.K. Jain and H. Chen, "Matching of dental X-ray images for human identification," *Pattern Recognit.*, vol.37, no.7, pp.1519-1532, 2004.  
 [5] H. Chen and A.K. Jain, "Dental biometrics: Alignment and matching of dental radiographs," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.27, no.8, pp.1319-1326, 2005.  
 [6] G. Fahmy, D. Nassar, E. Haj-Said, H. Chen, O. Nomir, J. Zhou, R. Howell, H.H. Ammar, M. Abdel-Mottaleb, and A.K. Jain, "Toward an automated dental identification system," *J. Electronic Imaging*, vol.14, no.4, pp.043018-1-043018-13, 2005.  
 [7] C.D. Kuglin and D.C. Hines, "The phase correlation image alignment method," *Proc. Int. Conf. Cybernetics and Society*, pp.163-165, 1975.  
 [8] K. Takita, T. Aoki, Y. Sasaki, T. Higuchi, and K.



Kobayashi, "High-accuracy subpixel image registration based on phase-only correlation," IEICE Trans. Fundamentals, vol.E86-A, no.8, pp.1925-1934, Aug. 2003.

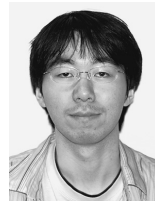
- [9] K. Takita, M.A. Muquit, T. Aoki, and T. Higuchi, "A sub-pixel correspondence search technique for computer vision applications," IEICE Trans. Fundamentals, vol.E87-A, no.8, pp.1913-1923, Aug. 2004.
- [10] M.A. Muquit, T. Shibahara, and T. Aoki, "A high-accuracy passive 3d measurement system using phase-based image matching," IEICE Trans. Fundamentals, vol.E89-A, no.3, pp.686-697, March 2006.
- [11] K. Ito, H. Nakajima, K. Kobayashi, T. Aoki, and T. Higuchi, "A fingerprint matching algorithm using phase-only correlation," IEICE Trans. Fundamentals, vol.E87-A, no.3, pp.682-691, March 2004.
- [12] K. Miyazawa, K. Ito, T. Aoki, K. Kobayashi, and H. Nakajima, "A phase-based iris recognition algorithm," Lect. Notes Comput. Sci. (ICB2006), 3832, pp.356-365, 2005.
- [13] K. Ito, T. Aoki, H. Nakajima, K. Kobayashi, and T. Higuchi, "A palmprint recognition algorithm using phase-based image matching," Proc. 2006 IEEE Int. Conf. Image Processing, 2006.
- [14] E. Kosuge, R. Kawamata, I. Kashima, A. Nikaido, K. Ito, and T. Aoki, "An automated dental radiograph identification system using phase-only correlation for mass disasters," Radiological Society of North America (RSNA) 2007, p.974, 2007.
- [15] K. Ito, A. Nikaido, T. Aoki, E. Kosuge, R. Kawamata, and I. Kashima, "A dental radiograph recognition system using phase-only correlation for human identification," IEICE Trans. Fundamentals, vol.E91-A, no.1, pp.298-305, Jan. 2008.
- [16] F.L. Bookstein, "Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.16, no.6, pp.567-585, 1989.
- [17] Q. Chen, M. DeFRise, and F. Deconinck, "Symmetric phase-only matched filtering of Fourier-Mellin transforms for image registration and recognition," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol.16, no.12, pp.1156-1168, 1994.
- [18] G.X. Ritter and J.N. Wilson, Handbook of Computer Vision Algorithms in Image Algebra, CRC Press, 1996.
- [19] P. Soille, Morphological Image Analysis, Springer, 1999.
- [20] C. Harris and M. Stephens, "A combined corner and edge detector," Proc. Fourth Alvey Vision Conference, pp.147-151, 1988.
- [21] R.M. Bolle, J.H. Connell, S. Pankanti, N.K. Ratha, and A.W. Senior, Guide to Biometrics, Springer, 2004.

(平成 19 年 9 月 18 日受付)



伊藤 康一 (正員)

2000 東北大・工・電子卒．2005 同大大学院情報科学研究科博士課程了．同年同大学院情報科学研究科助手，2007 同助教．2004～2005 日本学術振興会特別研究員．現在に至る．画像処理及びバイオメトリックスに関する研究に従事．IEEE，情報処理学会各会員．博士（情報科学）．



二階堂 旭

2006 東北大・工・情報卒．2008 同大大学院情報科学研究科修士課程了．画像処理及びバイオメトリックスに関する研究に従事．



青木 孝文 (正員)

1988 東北大・工・電子卒．1992 同大大学院工学研究科博士課程了．同年同大学・工・助手，1994 同大大学院情報科学研究科助手，1996 同助教授，2002 同教授，現在に至る．超高速デジタル計算の理論，画像センシング，映像信号処理，バイオメトリックス，VLSI 設計技術，分子コンピューティングに関する研究に従事．英国電気学会フレミング賞及びマウントバッテン賞ほかを受賞．IEEE，計測自動制御学会，情報処理学会各会員．博士（工学）．



小菅 栄子

1996 神奈川歯科大・歯卒．2005 同大大学院歯学研究科博士課程了．現在，同大学非常勤講師．医用画像処理及び歯科 X 線写真認証に関する研究に従事．博士（歯学）．



川股 亮太

1995 日大松戸・歯卒．同年宮崎医科大学歯科口腔外科学講座研修医．1999 神奈川歯科大学助教，現在に至る．放射線画像による計測及び悪性腫瘍の血管新生に関する研究に従事．国際顎顔面放射線学会にて Scientific Merit 賞ほかを受賞．日本歯科放射線学会，日本口腔外科学会，放射線技術学会各会員．博士（歯学）．



鹿島 勇

1975 神奈川歯科大・歯卒．1979 同大大学院歯学研究科博士課程了．同年同大学助手，1982 同講師，1986 同助教授，1990 同教授．2005 より同大学副学長，現在に至る．歯科放射線学，骨粗鬆症診断支援，骨粗鬆症治療薬に関する基礎研究に従事．

国際顎顔面放射線学会にて Award of Dento Maxillofacial Radiology，北米放射線学会にて Scientific Merit 賞ほかを受賞．日本歯科放射線学会理事，日本口腔科学会理事．博士（歯学）．