

位相情報を用いた歯科 X 線写真の位置合わせと照合

伊藤 康一[†] 青木 孝文[†] 小菅 栄子^{††} 川股 亮太^{††} 鹿島 勇^{††}

[†] 東北大学大学院情報科学研究科, 〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

^{††} 神奈川歯科大学顎顔面診断科学講座, 〒 238-8580 横須賀市稲岡町 82

E-mail: †ito@aoki.ecei.tohoku.ac.jp

あらまし 本論文では, 画像の位相情報を用いた歯科 X 線写真の位置合わせと照合アルゴリズムを提案する. 歯科 X 線写真は, 歯科治療において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わせが重要となる. そこで, 本論文では, 高精度画像マッチング手法として知られている位相限定相関法 (Phase-Only Correlation: POC) を用いる. 画像を 2 次元離散フーリエ変換して得られる位相情報は, 画像の位置合わせと照合にきわめて有効である. 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 医用画像処理, 歯科 X 線写真, 位置合わせ, 照合, 位相限定相関法

Dental Radiograph Registration and Matching Using Phase Information

Koichi ITO[†], Takafumi AOKI[†], Eiko KOSUGE^{††}, Ryota KAWAMATA^{††}, and Isamu KASHIMA^{††}

[†] Graduate School of Information Sciences, Tohoku University,
6-6-05, Aramaki Aza Aoba, Sendai-shi, 980-8579 Japan.

^{††} Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Kanagawa Dental College,
82, Inaoka, Yokosuka, 238-8580 Japan.

E-mail: †ito@aoki.ecei.tohoku.ac.jp

Abstract This paper proposes a dental radiograph registration and matching algorithm using phase information. Dental radiographs have been used for accurate assessment and treatment of dental diseases and for reliable human identification in a large-scale disaster. The nonlinear deformation between two dental radiographs may be observed, even if they are taken from the same oral regions of the subject. For an accurate diagnosis and reliable human identification, the complete geometric registration between radiographs is required. This paper employs a high-accuracy image matching technique using Phase-Only Correlation (POC). The use of phase components in 2D (two-dimensional) discrete Fourier transforms of dental radiograph images makes it possible to achieve highly robust image registration and recognition. Experimental evaluation using a set of dental radiographs indicates that the proposed algorithm exhibits efficient recognition performance even for distorted radiographs.

Key words medical image processing, dental radiograph, image registration, image matching, phase-only correlation

1. ま え が き

医用画像処理において, X 線写真の位置合わせおよび照合は重要な基本処理の 1 つである. たとえば, X 線写真を正確に位置合わせし, 経時差分を求めることで, 病変の進行具合や治療の経過を調べることができる. X 線写真は医用画像としてよく使用されているが, その中でも歯科 X 線写真は, もっともよく

撮影されているにもかかわらず, 医用画像処理の分野であまり取り扱われることがなかった. そこで, 本論文では, 歯科治療のためのコンピュータ支援診断 (Computer-Aided Diagnosis: CAD) を実現することを目的として, その基本処理となる位置合わせと照合について述べる.

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,

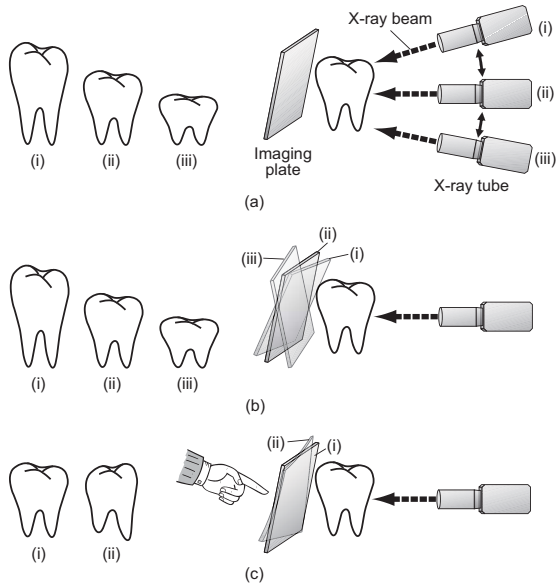


図1 歯科 X 線写真の撮影：(a) X 線の角度の違いにより生じるひずみ，(b) フィルムの角度の違いにより生じるひずみ，(c) フィルムを支える指の圧力により生じるひずみ

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]。そのため，歯科 X 線写真の高精度な位置合わせが重要となる。

歯科 X 線写真にはいくつか種類があるが，本論文においては特に口内法 X 線写真を取り扱う。口内法 X 線写真は，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，顔の近くに X 線照射器を配置し，フィルムに X 線を照射することで撮影される (図 1)。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。たとえば，図 1 (a) のように照射される X 線の角度が異なったり，図 1 (b) のようにフィルムの角度が異なったりすると，撮影された歯の長さに違いが生じてしまう。また，図 1 (c) のようにフィルムを支える指による圧力でフィルムが湾曲し，非線形なひずみが生じてしまう。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わせ手法および照合手法が必要となる。

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特徴ベース [3]~[5] および画像マッチングベース [6] の位置合わせアルゴリズムが提案されているが，基準点ならびに対応点の選択を手で行うことが前提となっていたり，安定に特徴を抽出できない問題がある。これに対して，本論文では，位相限定相関法 (Phase-Only Correlation: POC) と呼ばれる高精度な画像マッチング手法を用いた位置合わせおよび

照合アルゴリズムを提案する。位相限定相関法とは，画像を 2 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，Kuglin ら [7] や Takita ら [8] によりコンピュータビジョンのためのサブピクセル位置合わせ処理において，また Ito ら [9] によりバイオメトリクス認証のための類似度評価において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わせおよび照合アルゴリズムは，画像間の拡大縮小，回転，平行移動を補正し，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 線写真を位置合わせおよび照合を行う。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わせおよび照合できることを示す。

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) の基本的な定義と，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 $n_1 = -M_1, \dots, M_1$ ($M_1 > 0$) および $n_2 = -M_2, \dots, M_2$ ($M_2 > 0$) とし，画像の大きさを $N_1 = 2M_1 + 1$ 画素および $N_2 = 2M_2 + 1$ 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，2 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 $f(n_1, n_2)$ の 2 次元離散フーリエ変換 (2 次元 DFT) を $F(k_1, k_2)$ とし次式で与える。

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

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， $A_F(k_1, k_2)$ は画像の振幅成分， $\theta_F(k_1, k_2)$ は画像の位相成分である。 $g(n_1, n_2)$ についても同様に計算する。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。

$$\begin{aligned} R_{FG}(k_1, k_2) &= \frac{F(k_1, k_2) \overline{G(k_1, k_2)}}{|F(k_1, k_2) \overline{G(k_1, k_2)}|} \\ &= e^{j\theta(k_1, k_2)} \end{aligned} \quad (2)$$

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 2 次元逆離散フーリエ変換

(2次元 IDFT) として、次のように表される。

$$r_{fg}(n_1, n_2) = \frac{1}{N_1 N_2} \sum_{k_1, k_2} R_{FG}(k_1, k_2) W_{N_1}^{-k_1 n_1} W_{N_2}^{-k_2 n_2} \quad (3)$$

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 $r_{fg}(n_1, n_2)$ はするどいピークを示す。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ことが報告されている [9]。

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わせおよび照合アルゴリズムで用いる高精度画像マッチングの概要について述べる。詳しくは、基本性能についてまとめている青木らの文献 [10] を参考にされたい。

(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]。

(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 [9]。BLPOC 関数は、 $R_{FG}(k_1, k_2)$ の 2 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、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。

(C) 相似変換パラメータの推定

2 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], [11]。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、画像の平行移動に関わらず、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。

(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

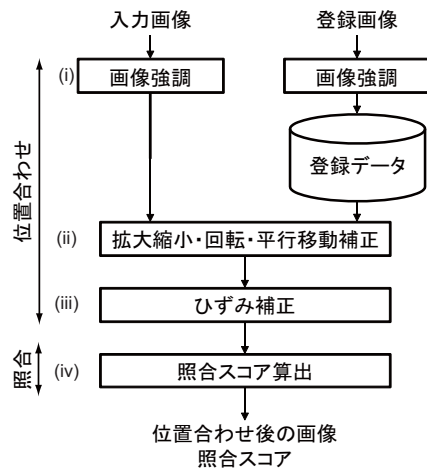


図 2 提案アルゴリズムのフロー

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、2 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 [12]。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 [12] を参考にされたい。

3. 歯科 X 線写真のための位置合わせおよび照合アルゴリズム

本論文で提案する歯科 X 線写真の位置合わせおよび照合アルゴリズムについて述べる。

提案アルゴリズムは、(i) 画像強調、(ii) 拡大縮小・回転・平行移動補正、(iii) ひずみ補正、(iv) 照合スコア算出の 4 ステップで構成される (図 2)。位置合わせのみの場合は、ステップ (i) から (iii) を行えばよい。

(i) 画像強調

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、正確に位置合わ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) [13] とモルフォロジカルフィルタ [14] 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 $f_e(n_1, n_2)$ および $g_e(n_1, n_2)$ 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。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 $f'(n_1, n_2)$ および $g'(n_1, n_2)$ とする (図 3 (c))。

(iii) ひずみ補正

撮影装置とフィルムの配置などが原因で生じるひずみを補正する。まず、 $f'(n_1, n_2)$ および $g'(n_1, n_2)$ の画素ごとの対応関係を求める。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）があるため、画素値の急激な変化を検出するハリスのコーナー検出 [15] 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

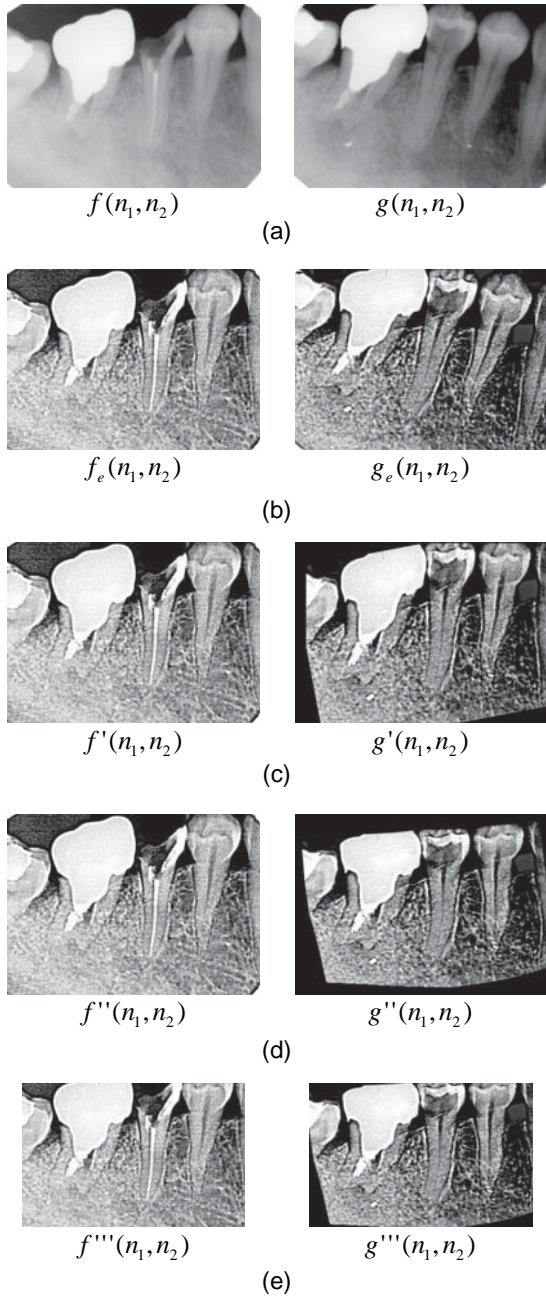


図3 歯科 X 写真の位置合わせの例：(a) 登録画像と入力画像，(b) 前処理を施した画像，(c) 拡大縮小，回転，平行移動を合わせた画像，(d) ひずみを補正した画像，(e) 抽出した共通領域

(D) のサブピクセル対応点探索を用いて対応点を求める。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 32×32 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閾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，閾値を 0.4 とする。ここで， $f'(n_1, n_2)$ および $g'(n_1, n_2)$ の B 個の対応点ペアをそれぞれ $U = (u_1^*, u_2^*, \dots, u_B^*)^T$ および $V = (v_1^*, v_2^*, \dots, v_B^*)^T$ 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 (Thin-Plate Spline) [16] を

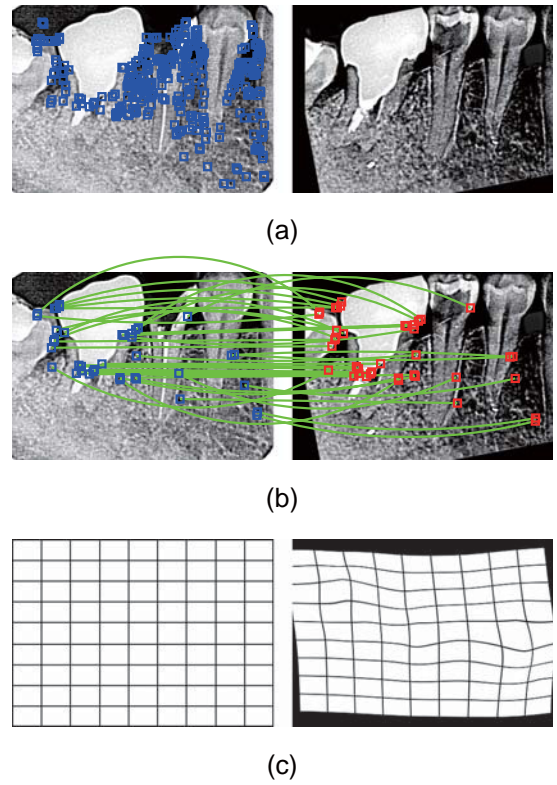


図4 ひずみ補正の例：(a) 登録画像（左）から抽出した基準点，(b) 画像間の対応点，(c) 得られた対応関係を用いて変形させたグリッド

用いる。TPS による変形は次式で表される。

$$v = TPS(u) = d + A \cdot u + C^T \cdot s(u) \quad (4)$$

ここで， u および v はそれぞれ $f'(n_1, n_2)$ および $g'(n_1, n_2)$ 上の画素を表し， d は 2×1 の並進ベクトル， A は 2×2 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。

$$\sigma(u) = \begin{cases} \|u\|^2 \log(\|u\|) & \|u\| > 0 \\ 0 & \|u\| = 0 \end{cases} \quad (5)$$

式 (4) 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 および 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。

$$\begin{bmatrix} H & 1_B & U \\ 1_B^T & 0 & 0 \\ U^T & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C \\ d^T \\ A^T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

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 (4) 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 $f''(n_1, n_2)$ および $g''(n_1, n_2)$ である。

(iv) 照合スコア算出

照合スコアを正確に算出するために，ひずみを補正した画像 $f''(n_1, n_2)$ および $g''(n_1, n_2)$ の共通領域を抽出する。画像

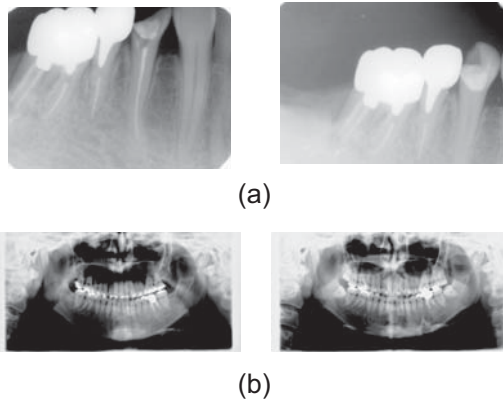


図5 実験に用いたデータベースに格納されている画像の例：(a) 口内法 X 線写真, (b) パノラマ写真

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る必要がある。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 $f'''(n_1, n_2)$ および $g'''(n_1, n_2)$ とする。図 3 (d) に抽出された共通領域を示す。共通領域 $f'''(n_1, n_2)$ および $g'''(n_1, n_2)$ の BLPOC 関数を計算し、照合スコアを求める。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。

本実験では、口内法 X 線写真とパノラマ写真を用いる。口内法 X 線写真データベースは、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 人 \times 2 枚) の写真 (367 \times 485 画素) が格納されている。パノラマ写真データベースは、25 人から撮影した 50 枚 (50 人 \times 2 枚) の写真 (976 \times 1976 画素を半分を縮小した 488 \times 988 画素) が格納されている。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モデルにしたもの)、(C) 提案アルゴリズムの 3 つを比較した。ここで、BLPOC 関数のパラメータを、口内法 X 線写真に対して $K_1/M_1 = K_2/M_2 = 0.10$ 、パノラマ写真に対して $K_1/M_1 = K_2/M_2 = 0.25$ とする。

位置合わせ精度の定量的な評価および歯科 X 線写真が有する識別性能の評価のために、1 対 n の認証を行う。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。たとえば、口内法 X 線写真の場合は、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

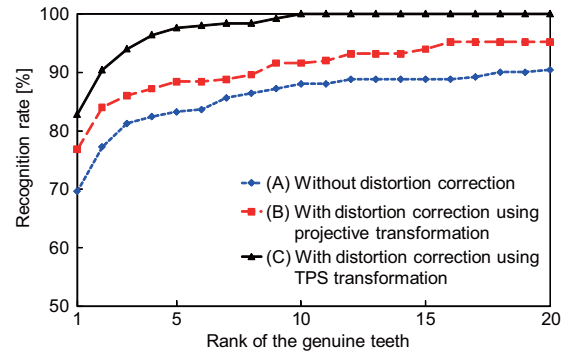


図6 口内法 X 線写真の Cumulative Match Curve

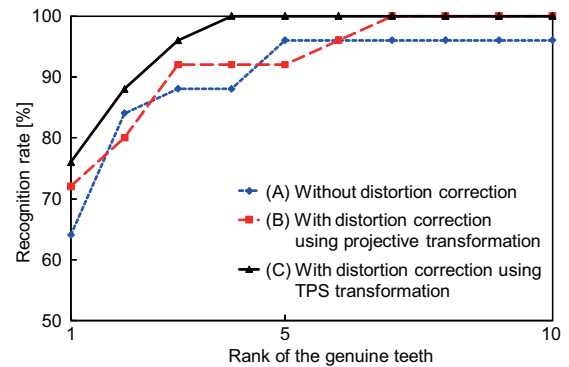


図7 パノラマ写真の Cumulative Match Curve

で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わせされたことを示す。図 6 および 7 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用いられる [17]。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、もっとも性能が高いことを示している。

図 8 および 9 は、位置合わせをした結果と差分画像 (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わせをした結果 (図 8 (e) および 9 (e)) が高くなっている。

計算時間は、Core2 Duo E6850 (3.0 GHz \times 2) 上の MATLAB 7.2.0 で評価した。1 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、口内法 X 線写真で約 3.2 秒、パノラマ写真で約 19.0 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わせに有効であることがわかる。

5. まとめ

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わせアルゴリズムを提案した。治療前後に撮影された歯科 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ることを示した。今後は、アルゴリズムの性能

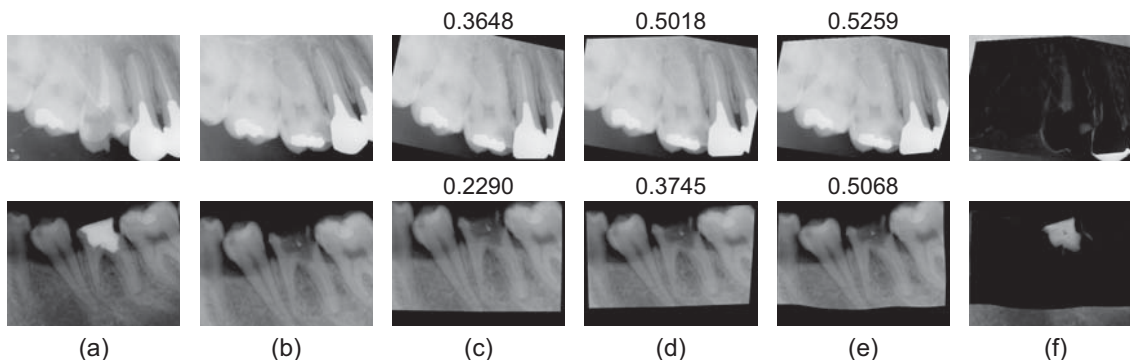


図 8 口内法 X 線写真を位置合わせした結果の例：(a) 登録画像 $f(n_1, n_2)$, (b) 入力画像 $g(n_1, n_2)$, (c) アルゴリズム (A) の結果, (d) アルゴリズム (B) の結果, (e) アルゴリズム (C) の結果, (f) (a) と (e) の差分画像 ((c), (d), (e) の上にある数値は, 登録画像との照合スコアを示す)

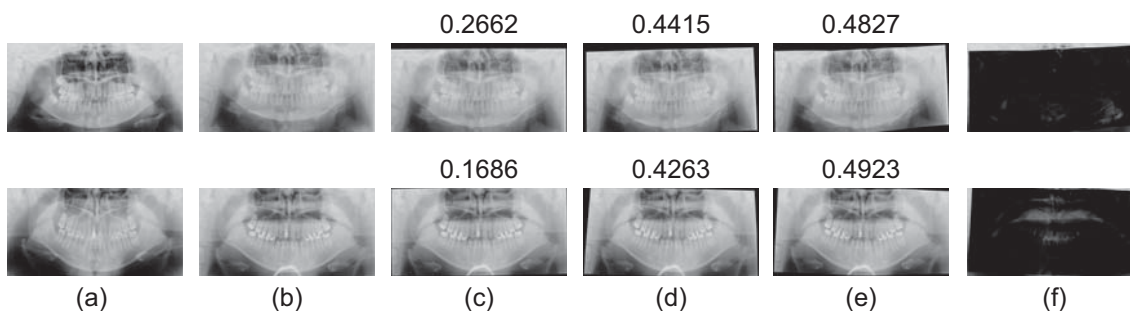


図 9 パノラマ写真を位置合わせした結果の例：(a) 登録画像 $f(n_1, n_2)$, (b) 入力画像 $g(n_1, n_2)$, (c) アルゴリズム (A) の結果, (d) アルゴリズム (B) の結果, (e) アルゴリズム (C) の結果, (f) (a) と (e) の差分画像 ((c), (d), (e) の上にある数値は, 登録画像との照合スコアを示す)

を向上させるとともに, CT データと口内法 X 線写真の位置合わせアルゴリズムを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*, **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.*, **46**, pp. R1–R45 (2001).
- [3] A. K. Jain and H. Chen: "Matching of dental X-ray images for human identification", *Pattern Recognition*, **37**, 7, pp. 1519–1532 (2004).
- [4] H. Chen and A. K. Jain: "Dental biometrics: Alignment and matching of dental radiographs", *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, **27**, 8, pp. 1319–1326 (2005).
- [5] 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. of Electronic Imaging*, **14**, 4, pp. 043018–1–043018–13 (2005).
- [6] T. M. Lehmann, K. Gröndahl, H.-G. Gröndahl, W. Schmitt and K. Spitzer: "Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs", *Dentomaxillofacial Radiology*, **27**, pp. 140–150 (1998).
- [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*, **E86-A**, 8, pp. 1925–1934 (2003).
- [9] K. Ito, H. Nakajima, K. Kobayashi, T. Aoki and T. Higuchi: "A fingerprint matching algorithm using phase-only correlation", *IEICE Trans. Fundamentals*, **E87-A**, 3, pp. 682–691 (2004).
- [10] 青木孝文, 伊藤康一, 柴原琢磨, 長嶋聖: "位相限定相関法に基づく高精度マシンビジョン—ピクセル分解能の壁を越える画像センシング技術を目指して—", *IEICE Fundamentals Review*, **1**, 1, pp. 30–40 (2007).
- [11] 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. Machine Intell.*, **16**, 12, pp. 1156–1168 (1994).
- [12] K. Takita, M. A. Muquit, T. Aoki and T. Higuchi: "A subpixel correspondence search technique for computer vision applications", *IEICE Trans. Fundamentals*, **E87-A**, 8, pp. 1913–1923 (2004).
- [13] G. X. Ritter and J. N. Wilson: "Handbook of Computer Vision Algorithms in Image Algebra", CRC Press (1996).
- [14] P. Soille: "Morphological Image Analysis", Springer (1999).
- [15] C. Harris and M. Stephens: "A combined corner and edge detector", *Proc. The Fourth Alvey Vision Conference*, pp. 147–151 (1988).
- [16] F. L. Bookstein: "Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations", *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, **16**, 6, pp. 567–585 (1989).
- [17] R. M. Bolle, J. H. Connell, S. Pankanti, N. K. Ratha and A. W. Senior: "Guide to Biometrics", Springer (2004).