

位相限定相関法に基づく歯科 X 線写真の 高精度位置合わせアルゴリズム

A High-Accuracy Dental Radiograph Registration Algorithm Using Phase-Only Correlation

二階堂 旭[†], 伊藤 康一[†], 青木 孝文[†], 小菅 栄子^{††}, 川股 亮太^{††}
[†]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

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

[†]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-cho, Yokosuka-shi 238-8580, Japan

アブストラクト 歯科 X 線写真は、歯の診断・治療の資料として、また大規模な災害における犠牲者の身元確認の手段として広く用いられている。一般に、歯科 X 線写真は、装置を手動で配置して撮影するため、同一人物の同じ口腔内領域であっても幾何学的変形を生じてしまう。そのため、正確な診断・身元確認のためには、幾何学的変形を補正し、正確に位置を合わせる必要がある。これに対して、本論文では、高精度画像マッチング手法である位相限定相関法 (Phase-Only Correlation: POC) を用いた歯科 X 線写真の位置合わせアルゴリズムを提案する。歯科 X 線写真のデータベースを用いた性能評価実験により、提案アルゴリズムを用いることで低画質でひずみのある歯科 X 線写真を高精度に位置合わせできることを示す。

Abstract Dental radiographs have been used for diagnosis and treatment of dental diseases and identifying victims of mass disasters. In general, the geometric transformation between two radiographs taken from the same oral regions is observed, since the positions of equipments are set manually by a radiologist. For accurate diagnosis and human identification, accurate registration between radiographs is required. This paper proposes an efficient dental radiograph registration algorithm using Phase-Only Correlation (POC). Experimental evaluation using dental radiograph database demonstrates that the proposed algorithm exhibits efficient registration performance even for low-quality distorted dental radiographs.

1 まえがき

歯科 X 線写真は、歯科診療における資料として、また、災害における犠牲者の身元確認の手段として広く利用さ

れている。歯科診療では、治療前後に、または以前撮影した時期から長期間を経て撮影された歯科 X 線写真を比較することで、例えば、虫歯の進行やその治療の効果の確認が行なわれている [1]。一方、地震・火災・津波などの大規模な災害における犠牲者の身元確認では、バイオメトリクス認証において一般的に有用とされている身体的な特徴（顔、指紋、虹彩など）を利用できない場合が多いため、身体的な特徴を失いにくい歯の形状を利用している [2]。このような用途においては、歯科 X 線写真を重ね合わせて比較する必要があるため、歯科 X 線写真間の正確な位置合わせが重要となる。

一般に、歯科 X 線写真の撮影では、放射線科医が手動で X 線照射器と Imaging plate を配置するため、同一人物の同じ口腔内領域から撮影された歯科 X 線写真の間であっても、回転・平行移動などの幾何学的変形が生じる。また、照射される X 線の角度によっては、図 1 の (i)–(iii) に示すような射影変形によるひずみが生じ、歯の長さに違いが生じてしまう。さらに、Imaging plate を指で固定して撮影するため、不均一な圧力が指からかかり、Imaging plate が変形することで非線形なひずみを生じる場合がある。正確な診断や身元確認を行うためには、このような幾何学的変形を高精度に補正可能な位置合わせ手法が必要となる。

現在までに報告されている歯科 X 線写真の位置合わせアルゴリズムには、X 線写真中の歯や治療痕などの輪郭を特徴として利用することで位置合わせをする特徴ベースのアルゴリズム [2]–[4] と、歯科 X 線写真の画像全体の情報を用いて画像間の回転・平行移動・ひずみなどの幾何学的変形を位置合わせする画像マッチングベースのアルゴリズム [5], [6] がある。特徴ベースのアルゴリズムでは、画像のひずみにロバストな位置合わせが可能である

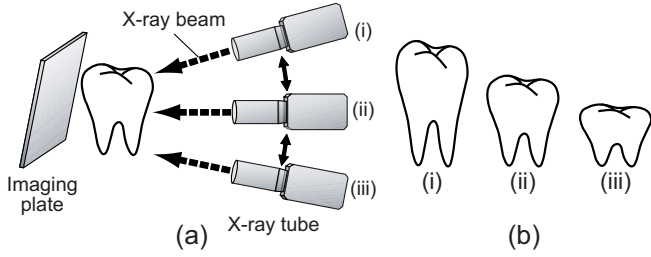


図 1: 歯科 X 線写真間の幾何学的変形: (a) 歯科 X 線写真の撮影の様子, (b) 異なる角度から撮影された歯科 X 線写真

が, 多量のノイズやぼけにより低画質な画像であることが多い歯科 X 線写真においては, 正確に特徴を抽出することが難しい場合がある. 一方, 画像マッチングベースのアルゴリズムでは, 射影ひずみを補正するためのパラメータを求める際に, 処理を手動で行う必要がある半自動的な位置合わせアルゴリズムであることが多い. また, X 線照射器と Imaging plate との角度の違いから生じる線形なひずみしか考慮していないため, Imaging plate を指で固定した時にかかる不均一な圧力によって生じる非線形なひずみには対応できない.

これに対して, 本論文では, 高精度画像マッチング手法である位相限定相関法 (Phase-Only Correlation: POC) を用いた歯科 X 線写真の位置合わせアルゴリズムを提案する. 画像を 2 次元離散フーリエ変換することで得られる位相情報を利用することで, 画像間のロバストな位置合わせや照合が可能である. これまでに, POC は, コンピュータビジョンにおいて, サブピクセル画像位置合わせ手法として有効であることが報告されている [7]–[9]. また, バイオメトリクス認証においても, POC の有効性が示されている [10]–[12]. 本論文で提案する位置合わせアルゴリズムは, (i) 位相限定相関法を用いた回転角度・平行移動量推定手法を利用して画像間の回転・平行移動を補正し, (ii) 位相限定相関法に基づくサブピクセル対応点探索手法を利用してひずみ補正のための画像変形パラメータを推定して, 歯科 X 線写真を位置合わせする. また, 非線形なひずみを補正するために, TPS (Thin-Plate Spline) [16] 変形を利用する. 治療前後の歯科 X 線写真を用いた性能評価実験により, 提案アルゴリズムが低画質でひずみのある歯科 X 線写真を高精度に位置合わせすることができることを示す.

2 位相限定相関法

ここでは, 位相限定相関法 (Phase-Only Correlation: POC) の定義について述べる. 大きさ $N_1 \times N_2$ の 2 枚の画像を $f(n_1, n_2)$, $g(n_1, n_2)$ 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 $n_1 = -M_1, \dots, M_1$ および $n_2 = -M_2, \dots, M_2$ とし, 画像の大きさを $N_1 = 2M_1 + 1$ および $N_2 = 2M_2 + 1$ とする. これらの画像の 2 次元離散フーリエ変換をそれぞれ $F(k_1, k_2)$, $G(k_1, k_2)$ とし次式で与える.

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

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

ただし, $k_1 = -M_1, \dots, M_1$, $k_2 = -M_2, \dots, M_2$, $W_{N_1} = e^{-j\frac{2\pi}{N_1}}$, $W_{N_2} = e^{-j\frac{2\pi}{N_2}}$ 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, $A_F(k_1, k_2)$ および $A_G(k_1, k_2)$ は, それぞれ画像 $f(n_1, n_2)$, $g(n_1, n_2)$ の振幅成分, $\theta_F(k_1, k_2)$ および $\theta_G(k_1, k_2)$ は位相成分である. この時, 正規化相互パワースペクトル $R_{FG}(k_1, k_2)$ は次のように定義される.

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

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, $\theta(k_1, k_2) = \theta_F(k_1, k_2) - \theta_G(k_1, k_2)$ である. 位相限定相関関数 $r_{fg}(n_1, n_2)$ 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.

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

ただし, $\sum_{k_1 k_2}$ 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り, ピークの座標が位置ずれ量 (平行移動量) を表している. この特徴以外にも, POC 関数は, 画像間の明るさの変化, 加算ノイズに対してロバストである. これらの特徴は, バイオメトリクス認証において非常に有効である [10].

本論文では, バイオメトリクス認証に特化した POC である帯域制限位相限定相関法 (Band-Limited Phase-Only Correlation: BLPOC) を用いる [10]. 歯科 X 線写真の周波数特性を調べると, 重要な情報は低周波領域に含まれ, 高周波領域にはノイズなどの意味のない情報が含まれていることに気づく. BLPOC は, この性質を利用し, 画像の高周波成分を取り除き, 有効な周波数成分のみを利用して画像間の相関を求める手法であり, 照合性能の改善が図られる. BLPOC 関数は次式で定義される.

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

ここで, $n_1 = -K_1, \dots, K_1$, $n_2 = -K_2, \dots, K_2$, $L_1 = 2K_1 + 1$, $L_2 = 2K_2 + 1$ であり, $\sum_{l_1 l_2}$ は

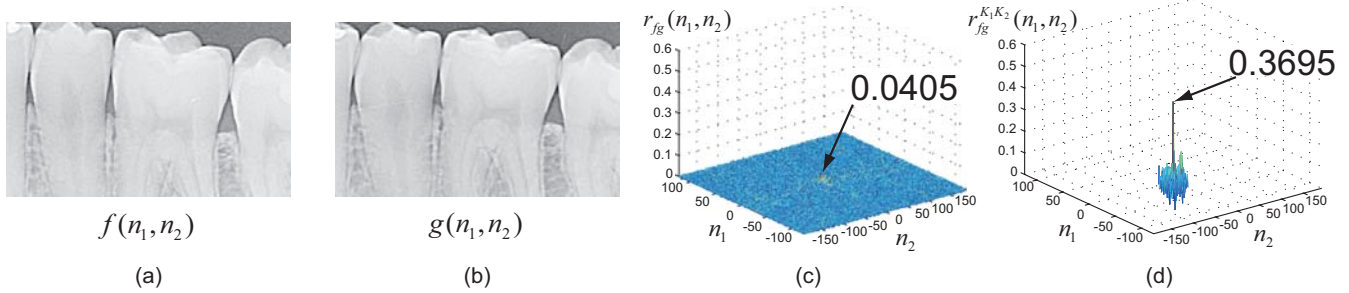


図 2: POC と BLPOC を使って本人ペアを照合した例: (a) 登録画像 $f(n_1, n_2)$, (b) 入力画像 $g(n_1, n_2)$, (c) POC 関数 $r_{fg}(n_1, n_2)$, (d) BLPOC 関数 $r_{fg}^{K_1K_2}(n_1, n_2)$ ($K_1/M_1 = K_2/M_2 = 0.1$)

$\sum_{l_1=-K_1}^{K_1} \sum_{l_2=-K_2}^{K_2}$ を意味する。BLPOC は、制限する帯域幅に依存せず、常に相関値のピークの最大値が 1 に正規化される。

実際に、POC 関数 r_{fg} と BLPOC 関数 $r_{fg}^{K_1K_2}$ を用いて本人ペアの照合を行った例を図 2 に示す。これより、POC 関数よりも BLPOC 関数を用いた方が高い識別性能を示すことがわかる。

3 歯科 X 線写真の位置合わせアルゴリズム

位相限定相関法を用いた歯科 X 線写真の位置合わせアルゴリズムについて述べる。本論文で提案する位置合わせアルゴリズムは、まず、位相限定相関法を用いた高速で高精度な回転角度・平行移動量推定手法を利用して画像間の回転・平行移動を補正し、次に、位相限定相関法に基づくサブピクセル対応点探索手法を利用してひずみ補正のための画像変形パラメータを推定することで、歯科 X 線写真間の位置合わせを行う。提案するアルゴリズムは、(i) 画像のコントラスト強調、(ii) 回転・平行移動補正、(iii) ひずみ補正、(iv) 共通領域抽出、(v) 照合の 5 ステップから構成される。ここで、ステップ (iv) および (v) は、位置合わせ精度の定量的評価のための処理であり、位置合わせのみを行うのであれば省略可能である。それぞれの処理について以下で説明する。

(i) 画像のコントラスト強調

歯科 X 線写真は、撮影時に多量のノイズが加わり、画像全体がぼけてしまっている場合が多い。また、X 線照射量が撮影のタイミングにより異なるため、それぞれの X 線写真で明るさが異なってしまう場合もある。そこで、位置合わせの精度を向上させるために、まず、画像のコントラストを強調する。本論文では、画像のコントラスト強調に Local Area Contrast Enhancement (LACE) [13] とモルフォロジカルフィルタを用いたコントラスト強調 [14] を利用した。ここで、図 3 (b) の $f_e(n_1, n_2)$ と $g_e(n_1, n_2)$ は、それぞれコントラスト強調した登録画像と入力画像である。

(ii) 回転・平行移動補正

ここでは、登録画像 $f(n_1, n_2)$ と入力画像 $g(n_1, n_2)$ の間の回転・平行移動を補正する処理について説明する。本論文では、POC を用いた高精度な回転角度・平行移動量推定手法を用いる [8]。

まず、画像間の回転角度を求める。本論文では、画像を

フーリエ変換した際に得られる振幅スペクトルを利用した手法を用いる [8]。画像間の回転を求めるには、回転中心を中心として画像を極座標変換し、回転を平行移動に置き換え、平行移動量を推定することで回転角度を求めることが多い。しかし、画像間には回転と平行移動が同時に存在するため、回転中心を求めることが困難である。そこで、画像を離散フーリエ変換して得られる振幅スペクトルの回転中心が必ず原点となることを利用する。振幅スペクトルを極座標変換することで、画像間の回転角度を平行移動量に置き換えることができる。そして、この平行移動量を POC で求め、画像間の回転角度を算出することができる。

以下では、回転角度推定の処理について示す（詳しくは、文献 [8] を参照されたい）。

Step 1: コントラスト強調された画像 $f_e(n_1, n_2)$ と $g_e(n_1, n_2)$ の 2 次元離散フーリエ変換を計算し、それぞれ $F_e(k_1, k_2)$ と $G_e(k_1, k_2)$ とする。

Step 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 (図 4 (b))。自然画像では、そのエネルギーの大部分が低周波領域に集中し、高周波成分のエネルギーは相対的に小さいことが知られている。そのため、 $|F_e(k_1, k_2)|$ と $|G_e(k_1, k_2)|$ の代わりに、振幅スペクトルの平方根である $\sqrt{|F_e(k_1, k_2)|}$ と $\sqrt{|G_e(k_1, k_2)|}$ を用いる (図 4 (c))。

Step 3: 振幅スペクトルを極座標変換し、 $F_P(k'_1, k'_2)$ と $G_P(k'_1, k'_2)$ を求める (図 4 (d))。

Step 4: $F_P(k'_1, k'_2)$ と $G_P(k'_1, k'_2)$ との間の平行移動量を BLPOC 関数 $r_{F_P G_P}^{K_1K_2}(n_1, n_2)$ のピークの位置より求め、画像間の回転角度 θ を算出する。ただし、 $K_1/M_1 = K_2/M_2 = 0.1$ とする。求めた θ を用いて、回転を補正した画像 $g_{e\theta}(n_1, n_2)$ を求める。

次に、画像間の平行移動量を求める。 $f_e(n_1, n_2)$ と $g_{e\theta}(n_1, n_2)$ との間の BLPOC 関数 $r_{f_e g_{e\theta}}^{K_1K_2}(n_1, n_2)$ を計算し、ピークの座標から平行移動量を求める。ただし、 $K_1/M_1 = K_2/M_2 = 0.5$ とする。そして、得られた平行移動量を用いて画像間の平行移動を補正する。最終的に得られた画像を $f'(n_1, n_2)$ と $g'(n_1, n_2)$ とする。図 3 (c) に、回転・平行移動を補正した画像を示す。

(iii) ひずみ補正

ここでは、歯科 X 線写真の間に生じているひずみを補正する処理について説明する。ひずみ補正は、まず、画像

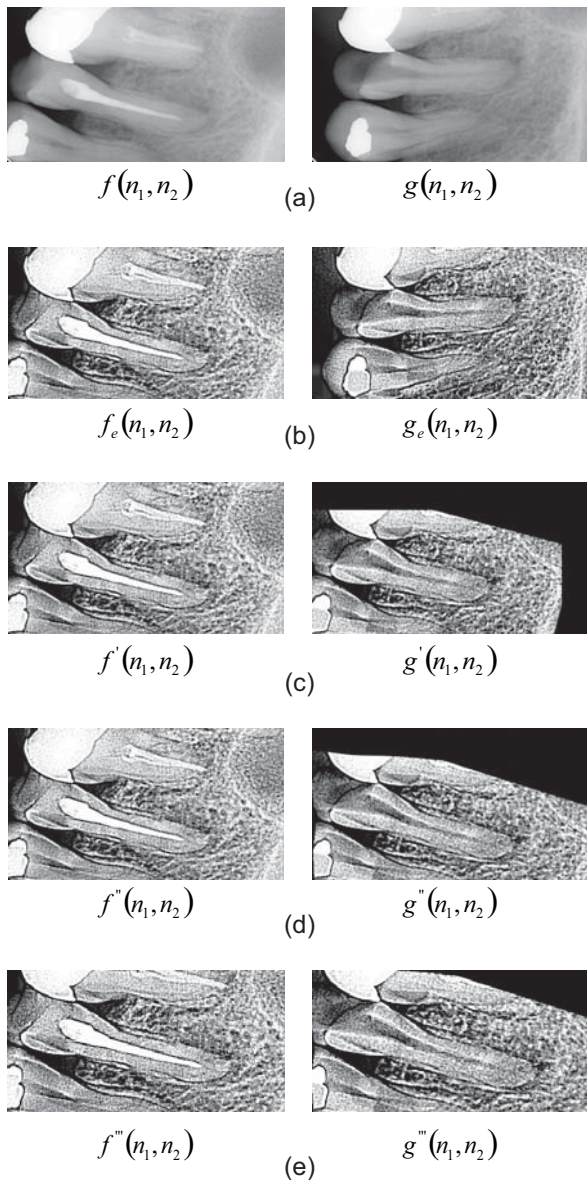


図 3: 歯科 X 線写真の位置合わせ: (a) 登録画像 $f(n_1, n_2)$ と入力画像 $g(n_1, n_2)$, (b) コントラスト強調後の画像 $f_e(n_1, n_2)$ と $g_e(n_1, n_2)$, (c) 回転・平行移動補正後の画像 $f'(n_1, n_2)$ と $g'(n_1, n_2)$, (d) ひずみ補正後の画像 $f''(n_1, n_2)$ と $g''(n_1, n_2)$, (e) 抽出した共通領域 $f'''(n_1, n_2)$ と $g'''(n_1, n_2)$

間の対応関係を求め、次に、ひずみを補正するための画像変形パラメータを算出し、それをを用いて画像変形することによって行われる。画像間の全ての画素について対応関係を正確に求めることが望ましいが、歯科 X 線写真中には、対応付けが難しい領域が存在する。そこで、まず、ハリスのコーナー検出 [15] により登録画像中から基準点 (画素値が急激に変化する点) を抽出する (図 5 (a))。次に、POC に基づくサブピクセル対応点探索手法を用いて、登録画像中の基準点に対応する点を入力画像中から探索する (図 5 (b))。得られた対応点の中には信頼性が低い点が含まれる場合があるため、POC 関数の相関ピークの

最大値によって対応点の信頼性判定を行い、信頼性が低い対応点を除外する。そして、得られた画像間の対応関係を用いて、ひずみを補正する変形パラメータを算出する。最後に、算出された変形パラメータを用いて入力画像の変形を行う。図 3 (d) にひずみを補正した画像 $f''(n_1, n_2)$ と $g''(n_1, n_2)$ を示す。

本論文では、ひずみ補正のための画像変形として、非線形な画像変形手法である Thin-Plate Spline (TPS) [16] を用いる。図 6 に TPS 変形を用いて非線形なひずみを補正した例を示す。TPS による変形は次式で表される。

$$v' = P(v) = d + Av + \sum_{i=1}^S \begin{bmatrix} c_i^x \\ c_i^y \end{bmatrix} \phi(|v - v_i|) \quad (6)$$

ここで、 S は対応点の個数、 v および v' はそれぞれ $f'(n_1, n_2)$ および $g'(n_1, n_2)$ 上の座標を表し、 $\phi(u) = u^2 \log u$ 、 v_i は登録画像中の基準点、 d は並進ベクトル、 A はアフィン変換行列、 $(c_i^x, c_i^y)^T$ は非線形なひずみ変形に対する重みである。画像間の対応関係を用いて式 (6) を解くことで、それぞれのパラメータを求めることができる。求めたパラメータを用いて、グリッドを変形させた様子を図 5 (c) に示す。

(iv) 共通領域抽出

次に、ひずみを補正した画像 $f''(n_1, n_2)$ と $g''(n_1, n_2)$ の共通領域を抽出する。BLPOC 関数において、画像間で重なっていない領域は無相関なノイズとして働くので、照合性能を向上させるために画像間の共通領域を抽出する必要がある。 $f''(n_1, n_2)$ と $g''(n_1, n_2)$ の共通領域抽出には、 n_1 方向と n_2 方向に対する画素値の投影を利用する。抽出された共通領域は同じ大きさであり、それぞれ $f'''(n_1, n_2)$ と $g'''(n_1, n_2)$ とする。図 3 (e) に抽出された共通領域を示す。

(v) 照合

共通領域 $f'''(n_1, n_2)$ と $g'''(n_1, n_2)$ に対して、BLPOC 関数 $r_{f''', g'''}^{K_1, K_2}(n_1, n_2)$ を計算し、相関ピークの最大値を照合スコアとする。ただし、 $K_1/M_1 = K_2/M_2 = 0.1$ とする。

4 実験・考察

提案アルゴリズムの位置合わせ性能を評価するために、歯科 X 線写真を用いた照合実験を行った。今回の性能評価実験では、60 人分の治療前後の歯科 X 線写真 (256 × 460 画素) 計 120 枚 (60 人 × 2 枚) を用いた。図 7 に、本実験で使用した歯科 X 線写真の例を示す。

本論文では、提案アルゴリズムの位置合わせの精度を定量的に評価するために、identification (1 対 n の照合) で性能を評価した。具体的には、治療前の歯を撮影した X 線写真を入力画像とし、治療後の歯を撮影した X 線写真を登録画像とする。そして、1 枚の入力画像と 60 枚の登録画像とを照合し、照合スコアを求める。本実験では、3,600 (60 × 60) 回の照合実験を行った。そして、本人ペアの照合スコアの順位を用いて性能を評価する。また、本実験では、(A) TPS 変形を用いたひずみ補正あり、(B) 射影変形を用いたひずみ補正あり、(C) ひずみ補正なしの 3 つのアルゴリズムの比較を行った。

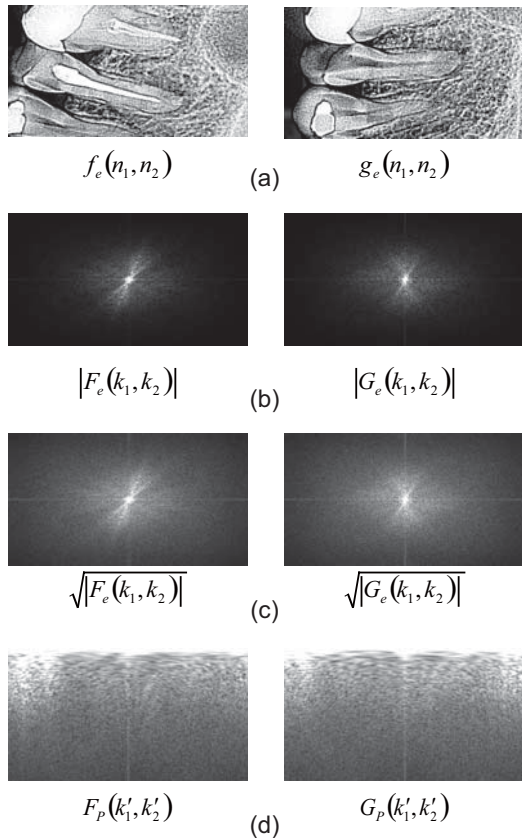


図 4: 振幅スペクトルを利用した回転角度の推定: (a) コントラスト強調後の登録画像と入力画像, (b) 振幅スペクトル, (c) 振幅スペクトルの平方根, (d) 極座標変換した振幅スペクトル

本論文では, identification の実験で得られた結果を評価する Cumulative Match Curve (CMC) を用いた. CMC は identification の性能を評価するとき用いられる [17]. 図 8 は, 本実験により得られた CMC である. 横軸が順位, 縦軸が正しく認証された割合である. この図より, 上位 1 位に正しい本人ペアが含まれる割合は, (A) が 98%, (B) が 87%, (C) が 72% である. (A) では上位 2 位, (B) では上位 3 位までであれば 100%, (C) では上位 5 位までも 100% に到達しないことがわかる. この実験結果は, TPS 変形を用いたひずみ補正処理を加えることで, 上位 2 位までの照合スコア, すなわち全照合ペアのうち上位 3.3% (=2/60) 分だけを考慮すれば, 正しい本人ペアが含まれていることを示している. そのため, 提案アルゴリズムを身元確認へ応用する場合, 入力された歯科 X 線写真に対して, データベース全体から本人の候補を絞りこむことで, 専門家の負担を削減することが可能となる.

図 9 は, 位置合わせをした結果の例である. 位置合わせした画像間を比較してみると, ひずみ補正によって歯の長さがほぼ正確に合っていることがわかる. そのため, 差分をとることで, 治療痕が白く浮き出ていることがわかる. このように, 提案アルゴリズムは, 歯の治療の確認にも有効に活用することが可能である.

以上の実験結果より, 提案アルゴリズムを用いること

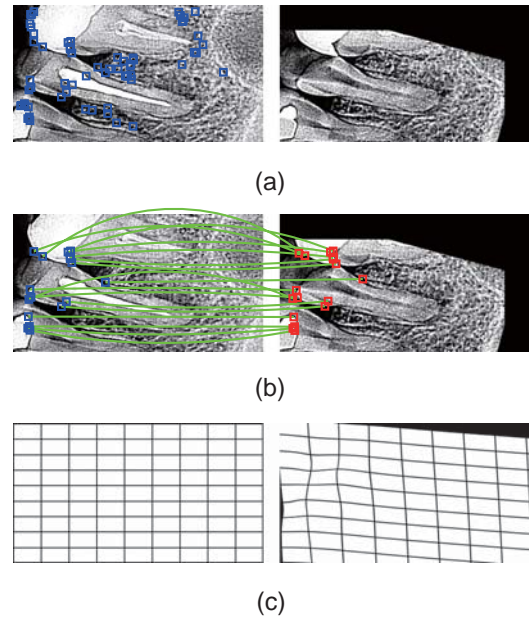


図 5: ひずみ補正: (a) 登録画像から抽出された基準点, (b) 画像間の対応点, (c) 得られた対応関係を用いて変形させたグリッド

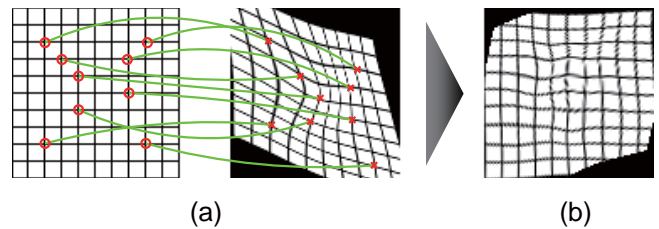


図 6: TPS 変形を用いて非線形なひずみを補正した例: (a) 画像間の対応付け, (b) ひずみ補正後の画像

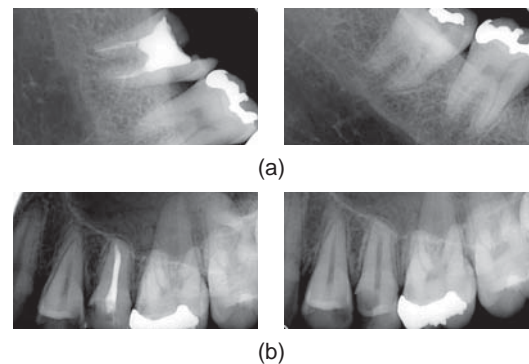


図 7: データベースに格納されている歯科 X 線写真の例: 左側の画像が治療後に撮影された画像, 右側の画像が治療前に撮影された画像

で, 低画質でひずみのある歯科 X 線写真でも正確に位置合わせできることを示した.

5 むすび

本論文では, 位相限定相関法を用いた歯科 X 線写真の位置合わせアルゴリズムを提案した. 提案アルゴリズムは, 位相限定相関法の有する高精度な画像マッチング能力

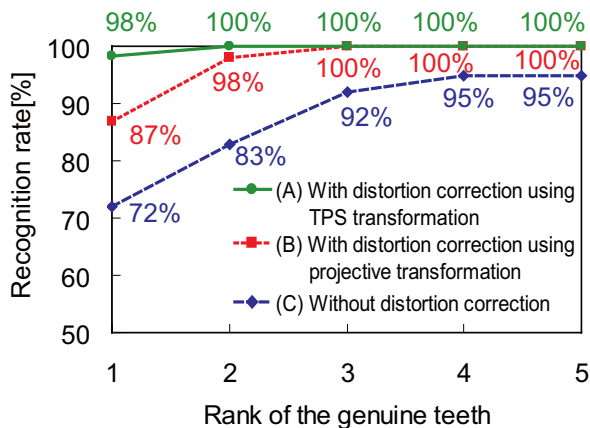


図 8: 提案アルゴリズムの Cumulative Match Curve

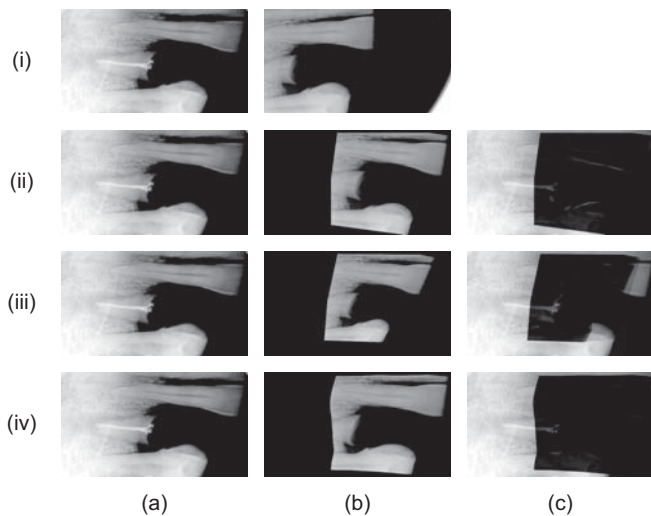


図 9: 画像を位置合わせした結果: (a) 登録画像, (b) 入力画像, (c) 差分画像 (i) 位置合わせ前, (ii) 回転・平行移動補正後, (iii) 射影変形を用いたひずみ補正後, (iv) TPS変形を用いたひずみ補正後)

を利用することで、画像間の回転角度と平行移動量を高精度に求めることができ、さらに、位相限定相関法に基づくサブピクセル対応点探索手法を利用することで、ひずみを補正するための画像変形パラメータを高精度に推定することができる。また、歯科 X 線写真を用いた性能評価実験を通して、提案アルゴリズムが低画質でひずみのある歯科 X 線写真に対して有用であることを示した。今回は歯科 X 線写真を対象としたが、提案アルゴリズムは汎用の位置合わせアルゴリズムであり、他の医用画像にも利用できると考えられる。

今後は、大規模なデータベースを作成し、バイオメトリクス認証として歯科 X 線写真にどれくらいの識別能力があるかを調べるとともに、実際の身元確認へ応用する予定である。また、歯科 X 線写真によるコンピュータ支援診断システムの開発を行っていく予定である。

参考文献

[1] 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.

[2] 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*, Vol. 14, No. 4, pp. 043018–1–043018–13, October 2005.

[3] A. K. Jain and H. Chen, "Matching of dental X-ray images for human identification," *Pattern Recognition*, Vol. 37, No. 7, pp. 1519–1532, July 2004.

[4] H. Chen and A. K. Jain, "Dental biometrics: Alignment and matching of dental radiographs," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, Vol. 27, No. 8, pp. 1319–1326, August 2005.

[5] T. M. Lehmann, K. Grøndahl, H.-G. Grøndahl, W. Schmitt, and K. Spitzer, "Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs," *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 27, pp. 140–150, 1998.

[6] T. M. Lehmann, H.-G. Grøndahl, and D. K. Benn, "Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology," *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 29, pp. 323–346, 2000.

[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, August 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, August 2004.

[10] 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.

[11] K. Miyazawa, K. Ito, T. Aoki, K. Kobayashi, and H. Nakajima, "A phase-based iris recognition algorithm," *Lecture Notes in Computer Science (ICB2006)*, Vol. 3832, pp. 356–365, December 2005.

[12] K. Ito, T. Aoki, H. Nakajima, K. Kobayashi, and T. Higuchi, "A palmprint recognition algorithm using phase-based image matching," *Proc. the 2006 IEEE Int. Conf. Image Processing*, October 2006.

[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.*, Vol. 11, No. 6, pp. 567–585, June 1989.

[17] R. M. Bolle, J. H. Connell, S. Pankanti, N. K. Ratha, and A. W. Senior, *Guide to Biometrics*, Springer, 2004.