

# ロバスト推定を用いた3次元形状の咬合評価のための一手法

加納 政 芳<sup>†</sup>, 橋村 恭 治<sup>†</sup>,  
加藤 昇 平<sup>†</sup> 伊藤 英 則<sup>†</sup>

本研究では、歯冠修復物のワックスパターン作成にかかる時間的・技術的負担を軽減するために、患者の歯型を元にして計算機上で仮想的に歯冠修復物を設計するシステムの開発を行っている。本稿では、システムを構成する技術の1つである、咬み合せ状態を評価するための手法について提案する。上下顎の歯列を咬み合わせた場合、これらの歯列は密接しないため、計算機上で咬み合せ評価を行う際にはロバストな評価方法が必要となる。そこで、本稿では、ロバスト推定手法の1つであるM推定を用いた咬合評価手法を提案する。また、多重解像度表現を用いることにより、準最適な咬合位置を効率的に求めるアルゴリズムを提案する。

## A Method for Detection of Occlusal Position Using a Robust Estimator

MASAYOSHI KANO<sup>†</sup>, KYOJI HASHIMURA<sup>†</sup>, SHOHEI KATO<sup>†</sup>  
and HIDENORI ITO<sup>†</sup>

We have developed a system that enables dental prostheses to be designed on a computer. The occlusal position for the upper and lower jaw objects should be found when designing dental prostheses on our system. However, there is often great difficulty in manually finding this position. To reduce this difficulty, we considered finding it and occluding jaw objects automatically. In positioning upper and lower jaw objects, some regions, such as teetheridges and sides of teeth, do not completely close on one another, even if these objects are occluded. The evaluation value for these regions is determined to be an error, and consequently finding the occlusal position requires robust assessment. In this paper, we propose a method of evaluation using a robust estimator, the M-estimator. We also propose an algorithm applied multi-resolution representation to improve runtime.

### 1. はじめに

歯冠修復物の製作過程において、歯科技工士は、患者の歯型を形取った石膏を元に対合が咬み合うようにワックスパターンを作成し、そこから鋳型を起こして修復物を鋳造する。しかしながら、この歯冠修復物のワックスパターン作成は、通常、手作業で行われるため、歯科技工士の高い技術が必要とされる。本研究では、歯冠修復物のワックスパターン作成にかかる時間的・技術的負担を軽減するために、患者の歯型を元にして計算機上で仮想的に歯冠修復物を設計するシステ

ムの開発を行っている。図1に本システムの概観を示す。同図(A)は上下顎の位置情報を可視化するウィンドウである。ユーザは同ウィンドウに配置されたインタフェースを用いて、咬合位置の微調整、ワックスパターンの作成を行う。(B)は上下の歯の接触する面を可視化するウィンドウで、ワックスパターンの理想的な形態を見つける補助となる。(C)はコンソール画面である。

計算機上で歯冠修復物を設計するためには、入力された上下の歯型のデータを咬合位置まで移動させる必要がある。しかしながら、マウスなどの2次元インタフェースを用いて、3次元空間内におかれた物体を手作業で操作するためには、ユーザはそのインタフェースに慣れている必要がある。特に、咬合位置へ歯型のデータを移動させる場合には、上下の歯型のデータを正確に配置する必要があり、ユーザが計算機およびシステムのインタフェースに十分慣れていなければ、歯型のデータを咬合位置まで移動させることは難しい。本システムでは、歯科技工士が計算機に十分に慣れて

<sup>†</sup> 名古屋工業大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Nagoya Institute of Technology

現在、中京大学生命システム工学部

Presently with School of Life System Science and Technology, Chukyo University

現在、株式会社トヨタコミュニケーションシステム

Presently with Toyota Communication Systems Co., Ltd.

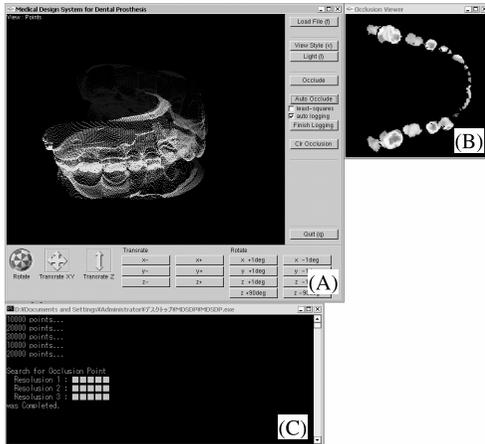


図 1 システムの概観  
Fig. 1 System overview.

いない可能性を考慮に入れて、噛み合せ位置を自動的に推定し、その状態へ歯型のデータを移動させる処理を実現する。本稿では、噛み合せ位置を推定する処理（以下、咬合位置推定処理）について述べ、本処理で用いる歯の噛み合せの評価（以下、咬合評価）、および咬合位置を特定するアルゴリズムについて提案する。

咬合位置を推定するためには、2つの歯型のデータから類似する部分、すなわち噛み合せの状態を評価する必要がある。咬合評価を行うために既存の手法を用いることを考えてみる。

3次元データの位置合せ手法の多く（たとえば、文献1)~3)）は、複数の3次元データを統合することで1つの物体を再構成することを目的としている。しかしながら、咬合位置を特定する場合には、歯型のデータが重なり合う状態を検出するのではなく、上下の歯が接触する状態を検出する必要がある。したがって、これらの手法は咬合評価には不向きと考えられる。

次に、2つの3次元物体を接合することを目的としてそれらの物体から部分的に類似している部位を特定する方法を用いることを検討してみる。

文献4) , 5) の手法は、皿などの薄い物体を対象としており、その物体の輪郭形状を比較することで、類似する部位を特定している。ここで、咬合時に上下の歯が接触する部分の水平面観は、図1(B)のようになる。これらの手法を用いて咬合位置を特定するためには、接触する部分の輪郭線を抽出する必要がある。しかしながら、その形状は非常に複雑であるため、抽出は難しい。また、上下の歯型のデータから抽出された輪郭線が、同一形状になるとは考えにくい。このため、この手法では咬合評価を行うことができない。

文献6) , 7) の手法は、3次元物体から類似する部位の候補となる面（Character Surface）を切り出し、Character Surfaceの形状を比較することで、最も類似する部位を特定している。この手法を咬合評価に用いる場合には、咬合時に接触する部分をCharacter Surfaceとして抽出する必要がある。しかしながら、その形状は非常に複雑であるため、適切なCharacter Surfaceを抽出することができない。

文献8)~10) では、入力データ形式によらない、2つの物体から類似する部位を検出するための手法が提案されている。この手法では2つの物体の間に平面を作り、その平面に2つの物体を投影させ、それら投影図の重なり合う部分を評価領域として相違度を計算することで、最も類似する部位を特定している。ここで、正しい咬合位置に歯型のデータがある場合を考えてみる。このとき、評価領域には、歯茎や歯側面部などの部位も含まれている。これらの部位は咬合面から見てほぼ対称的な形状をしているため、咬合位置ではまったく異なる形状と判定される。したがって、正しい咬合位置の相違度は、歯茎などの部位の相違度の影響を受けるために、つねに大きな値となる。ところが、この手法の評価値では、歯型のデータのように、大きな相違度を持つ領域が評価領域の広範囲にわたっているデータに対する考慮がされていない。このため、このままでは、咬合評価が正しく行われる可能性は低い。

また、咬合位置を指定するためにこれまでに、CAD/CAM装置で用いられているF.G.P法<sup>11)~14)</sup>や、計算機上で仮想的に咬合状態を実現するシステム<sup>15)</sup>などが提案されている。本稿では、ロバスト推定手法の1つであるM推定を用いた咬合評価法を提案する<sup>16)</sup>。本手法は、咬合位置を推定する際に、歯茎などで観測される評価誤差を抑えることで、評価誤差に対してロバストな咬合評価を行う。さらに、多重解像度表現を用いることにより、準最適な咬合位置を効率的に特定するアルゴリズムを提案する。

本稿の構成は以下のとおりである。まず、2章で入力データ測定について概説する。次に、3章で咬合位置推定処理を説明し、同処理で使用するM推定を用いた咬合評価法を提案する。次に、4章で多重解像度表現を用いた咬合位置特定アルゴリズムについて詳述する。そして、5章で実験結果を示す。

## 2. データ測定

本システムの入力データとして距離画像を与える。データ測定には、Roland DG社製Modela(MDX-15)を用いた。同製品のスキャンピッチは、 $x, y$ 軸方

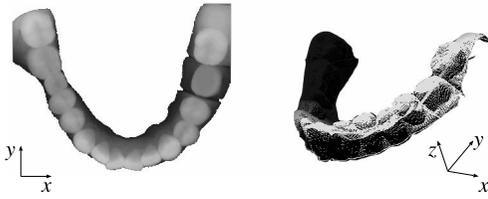


図 2 距離画像  
Fig. 2 Range image.

向 0.05 ~ 5.00 mm (0.05 mm きざみで設定),  $z$  軸方向 0.025 mm (固定) である。距離画像は、接触センサを  $x, y$  方向に動作させ物体の高さを検出することで得られる。このようにして計測された距離画像は、 $z$  軸方向から見ると一様に構成点が分布するため、一般に 2.5 次元画像と呼ばれる。

例として、 $x, y$  各軸のスキャンピッチを 0.25 mm としてスキャンした距離画像を図 2 に示す。同図に示した距離画像の構成点数は 34,051 であった。

### 3. 咬合位置推定処理

距離画像は、物体の三次元情報を曖昧さなく直接的に表現できるため、正確な咬合評価を行うことができる。しかしながら、距離画像は、データ点群のみで物体表面を表現しているために面の情報を持たない。このため、歯型のデータ間の接触判定を行うための方法を考える必要がある。

ここで、実際の歯の咬み合せを考えてみる。歯は、顎の運動方向に対して咬み合う。また、歯の咬み合せは、上下の歯が互いに交差して離れないというような咬み合い方をしない。本稿では、これらの特性を考慮し、顎の上下運動方向に垂直な平面上に咬み合せを表現する 2 次元濃淡画像を生成することにより、接触判定の問題を回避しつつ、咬合評価を行うことを考える。

#### 3.1 処理の概要

図 3 に咬合位置推定処理の流れを示す。まず、入力された距離画像 (以下、歯列データ) の初期位置合せを行う。次に、歯列データから 2 次元濃淡画像を生成する。そして、生成された 2 次元濃淡画像を用いて咬合評価を行う。咬合評価は、下顎歯列データの位置を上顎歯列データに位置合せすることで行われる。最後に、咬合評価によって咬合状態が最も良いと判定された位置へ下顎歯列データを移動させ、咬合状態を表示する。

#### 3.2 初期位置設定

入力された歯列データの大まかな初期位置合せは、ユーザが下顎歯列データを移動させることで行う。このとき、初期位置として、上下顎歯列データの咬合面

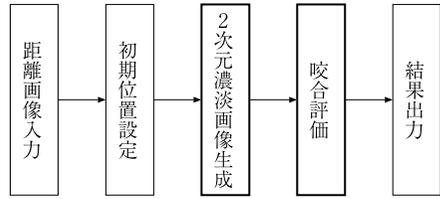


図 3 咬合位置推定処理の流れ  
Fig. 3 Process to estimate occlusal position.

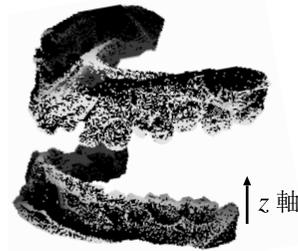


図 4 初期状態  
Fig. 4 Initial state.

が向かい合うようにし、かつ、上顎歯列データの最小  $z$  座標値が下顎歯列データの最大  $z$  座標値よりも大きくなるように与えるものとする。図 4 に初期位置例を示す。

#### 3.3 咬合評価のための 2 次元濃淡画像生成

2.5 次元画像は、その構成点の  $z$  座標値を濃淡値とした 2 次元濃淡画像としてとらえることができる。本手法では、 $xy$  平面上に座標点を投影することにより得られる 2 次元濃淡画像を用いて咬合評価を行う。図 5 に 2 次元濃淡画像生成の流れを示す。本稿では、歯列データから生成される 2 次元濃淡画像を濃淡画像と呼ぶことにする。

まず、濃淡画像を生成するための規則として、統合度を定義する。

定義 3.1 統合度  $xy$  平面上の広さ  $\gamma \times \gamma$  の領域を 1 画素とする濃淡画像を、統合度  $\gamma$  の濃淡画像と呼ぶ。

□

統合度の値が大きければ少ない画素数、すなわち低い解像度の濃淡画像が生成され、小さければ高い解像度の濃淡画像が生成される。統合度を用いることで任意の解像度を持つ濃淡画像を生成することができる。

濃淡画像の各画素における濃淡値は、上下顎で算出方法が異なり、それぞれ以下のように与えられる。

定義 3.2 上顎歯列データ  $\mathcal{A}$  の構成点を  $(x, y, z)^T \in \mathcal{A}$  とするとき、 $\mathcal{A}$  に対する統合度  $\gamma$  の濃淡画像  $\mathbf{A}^\gamma$  における画素  $(i, j)$  の濃淡値は、次のように定義される。

$$a_{i,j}^\gamma = \min_{(x,y,z)^T \in \mathcal{A}} z,$$

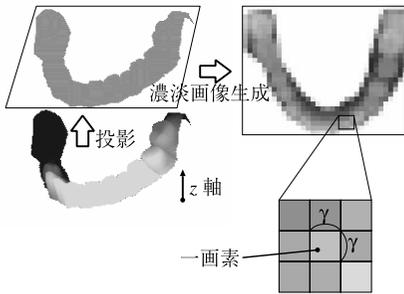


図5 濃淡画像生成の流れ(下顎)

Fig.5 Flow for creating 2D image (lower jaw).

$$(\gamma i \leq x < \gamma(i+1), \gamma j \leq y < \gamma(j+1)). \quad (1)$$

ただし、指定された  $xy$  領域に構成点が存在しない場合は、 $a_{i,j}^{\gamma} = \infty$  とする。 □

定義 3.3 回転行列  $R$  により回転が加えられた下顎歯列データを  $B^R$  とする。 $B^R$  の構成点を  $(x, y, z)^T \in B^R$  とするとき、 $B^R$  に対する統合度  $\gamma$  の濃淡画像  $B^{R,\gamma}$  における画素  $(i, j)$  の濃淡値は、次のように定義される。

$$b_{i,j}^{R,\gamma} = \max_{(x,y,z)^T \in B^R} z,$$

$$(\gamma i \leq x < \gamma(i+1), \gamma j \leq y < \gamma(j+1)). \quad (2)$$

ただし、指定された  $xy$  領域に構成点が存在しない場合は、 $b_{i,j}^{R,\gamma} = -\infty$  とする。 □

上顎歯列データから生成される濃淡画像では、同一画素に割り当てられる歯列データ構成点のうち、最小  $z$  座標値を持つ点の  $z$  座標値をその画素の濃淡値とする。下顎歯列データでは、最大  $z$  座標値を持つ点の  $z$  座標値をその画素の濃淡値とする。こうすることで、上下顎の歯列データを初期位置から  $z$  軸方向に沿って近づける場合に、それらの歯列データが接触していないときは、上下顎の濃淡画像間の濃淡差は必ず 0 以上となる。また、濃淡差と上下顎歯列データ間の実際の距離との誤差は、統合度を小さくするにつれて、小さくなる。このことから、上下顎濃淡画像間の濃淡差を上下顎歯列データ間の距離の近似値として用いることができる。すなわち、濃淡画像の濃淡値のみで、咬合評価に加えて接触判定を行える。

### 3.4 M 推定を用いた咬合評価

本システムの咬合位置推定処理では、咬合評価の前処理として評価に必要な領域の抽出は行わない。このため、歯茎や歯側面部などの部位も含めた歯列データ全体が評価対象となる。上下顎の濃淡画像を用いて咬合評価を行うとき、上下顎を正しく咬み合わせた場合でも、歯茎や歯側面部などの部位においては、対応する画素の濃淡値は大きく異なる。したがって、これら

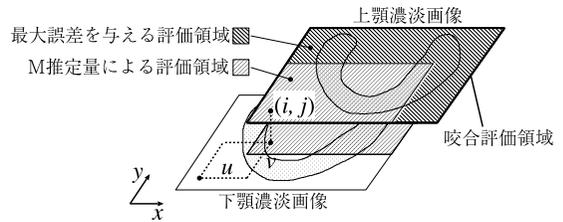


図6 2次元濃淡画像による咬合評価

Fig.6 Evaluation of occlusion with 2D image.

の部位の評価誤差はつねに大きな値となる。このため、咬合評価に最小 2 乗誤差法を用いた場合には、得られる評価値は評価誤差を受けた信頼性の低いものとなる。そこで、本稿では、M 推定を用いて歯茎部などで発散する評価誤差を途中で飽和させることで、評価誤差に対してロバストな咬合評価を行う手法を提案する。

上下顎濃淡画像対の咬合評価のための M 推定量を以下のように定義する。

定義 3.4 統合度  $\gamma$  の上下顎濃淡画像対  $(A^{\gamma}, B^{R,\gamma})$  を用いて咬合評価を行うとき、 $B^{R,\gamma}$  のピクセル位置を  $t = (u, v)$  だけずらして咬合評価を行うことを考える(図 6 参照)。このとき、 $A^{\gamma}$  の画素  $(i, j)$  における濃淡差は次のように表される。

$$\varepsilon_{i,j}^{R,\gamma,t} = a_{i,j}^{\gamma} - b_{i+u,j+v}^{R,\gamma}. \quad (3)$$

濃淡差  $\varepsilon$  を用いることで、 $A^{\gamma}$  と  $t$  だけピクセル位置をずらした  $B^{R,\gamma}$  との類似度評価値 (M 推定量) は次のように定義される。

$$M(A^{\gamma}, B^{R,\gamma}, t) = \sum_i \sum_j \rho(\varepsilon_{i,j}^{R,\gamma,t} - \min_{k,l} \varepsilon_{k,l}^{R,\gamma,t}, \sigma). \quad (4)$$

ここで、 $\sigma$  は制御パラメータ、 $\rho$  は M 推定量関数である。 □

この推定量の値が小さいほど、咬み合せ状態は良いと評価される。

M 推定量関数としては、評価誤差を途中で飽和させるために Geman と McClure の  $\rho$  関数<sup>17)</sup> を用いる。

$$\rho(x, \sigma) = \frac{x^2}{\sigma + x^2}. \quad (5)$$

$\sigma = 1.0$  の同関数を図 7 に示す。同関数は、 $x$  の絶対値が大きくなるにつれて 1 に収束する。同関数を用いることで、濃淡画像の濃淡値が無限大である画素に対しても、関数の収束値である 1 を与えることで咬合評価を行うことができる。

ここで、咬合評価を行う際に使用する領域について補足する。図 6 に示すように、本手法では、上顎濃淡

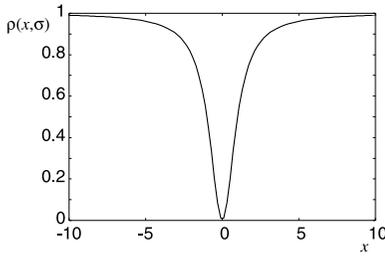


図 7 Geman と McClure の  $\rho$  関数 ( $\sigma = 1.0$ )  
 Fig. 7  $\rho$  function of Geman and McClure ( $\sigma = 1.0$ ).

画像全体を咬合評価領域とする．上顎と下顎の濃淡画像が重なり合う部分では M 推定量による評価値を与え、重なり合わない部分では最大誤差を与える．本手法では、 $\rho$  関数として式 (5) を用いているので、最大誤差は 1 となる．こうすることで、上下の濃淡画像の重なり度合いが小さな場合にも、M 推定量に相応した咬合評価を行うことができる．

4. 多重解像度を用いた高速化

計算機上で歯冠修復物を設計するためには、歯列データを咬合位置まで移動させる必要がある．しかしながら、マウスなどの 2 次元インタフェースを用いて 3 次元空間内におかれた歯列データを咬合位置へ手作業で移動させるためには、非常に手間がかかる．したがって、咬合位置推定処理の結果が良いほど、歯科技工士の負担は軽減されるといえる．このため、咬合位置推定処理には高い精度が望まれる．

咬合位置推定処理の精度を高めるために、統合度を小さく、すなわち濃淡画像の解像度を上げて咬合評価を行うことが考えられる．しかしながら、濃淡画像の解像度を上げると、探索に必要となる下顎移動量  $\{R, t\}$  の組合せ数は爆発的に増加する．このため、高い解像度で咬合評価を行い咬合位置を特定するためには、膨大な計算時間が必要となる．そこで、本稿では、多重解像度表現を用いることで、準最適な咬合位置を少ない計算量で特定するアルゴリズムを提案する．

本アルゴリズムは、統合度の値に従って、濃淡画像の解像度、および回転・平行移動の度合いを調節し、探索の精度を制御する．

図 8 に多重解像度を用いたアルゴリズムを示す．

同図において、 $N$  は多重解像度の層数、 $\gamma_k (k = 1, \dots, N)$  は多重解像度の各層で使用される統合度である．統合度は、 $0 < \gamma_{k-1} < \gamma_k$  となるように与えられる．

$\text{correct}()$  は、現在の統合度  $\gamma_k$  から次の統合度  $\gamma_{k-1}$  への変化にあわせて平行移動量  $t$  を補正する関数であ

多重解像度を用いた咬合位置特定

入力 : 上下顎の歯列データ  $A, B$

出力 : 下顎移動量  $(R, t)$

```

1 begin
2    $k := N$ ;           %  $N$  は多重解像度の層数
3    $R := I$ ;           %  $I$  は単位行列
4    $t$  の初期値を  $A, B$  の位置および  $\gamma_k$  から決定;
5   repeat
6      $error := \infty$ ;
7      $R'' := R$ 
8      $t'' := t$ 
9      $A^{\gamma_k}$  および  $S^{R, \gamma_k}$  を生成;
10    for each  $R' \in S^{R, \gamma_k}$ 
11      begin
12         $B^{R', \gamma_k}$  および  $S^{t'}$  を生成;
13        for each  $t' \in S^{t'}$ ;
14          begin
15             $e := M(A^{\gamma_k}, B^{R', \gamma_k}, t')$ ;
16            if ( $e < error$ ) then
17              begin
18                 $error := e$ ;
19                 $(R'', t'') := (R', t')$ ;
20              end
21            end
22          end
23         $(R, t) := (R'', t'')$ ;
24      if ( $\gamma_k = \gamma_1$ )           %  $\gamma_1$  は最小統合度
25        then  $escape := true$ ;
26      else
27        begin
28           $t := \text{correct}(\gamma_k, \gamma_{k-1}, t)$ ;
29           $k := k - 1$ ;
30        end
31      until ( $escape$ )
32 end.
```

図 8 咬合位置推定アルゴリズム

Fig. 8 Detection algorithm for estimating occlusal position with multi-resolution representation.

る．同関数は、以下のように与えられる．

$$\text{correct}(\gamma_k, \gamma_{k-1}, t) = \frac{\gamma_k}{\gamma_{k-1}} t. \tag{6}$$

$S^{R, \gamma}$  は回転移動に関する探索空間であり、以下のように定義される．

定義 4.1  $x, y, z$  軸周りに  $\theta$  の回転移動を与える行列をそれぞれ、 $X(\theta), Y(\theta), Z(\theta)$  とする．基準となる回転行列  $R$  が与えられたとき、統合度  $\gamma$  における回転移動に関する探索空間  $S^{R, \gamma}$  は、次のように定義される．

$$S^{R, \gamma} = \{RX(\delta_x \gamma \theta_x)Y(\delta_y \gamma \theta_y)Z(\delta_z \gamma \theta_z) \mid -n \leq \delta_x \leq n, -n \leq \delta_y \leq n, -n \leq \delta_z \leq n\}. \tag{7}$$

ただし、 $\delta_x, \delta_y, \delta_z$  は整数とする．ここで、 $n$  は探索範囲を決定するパラメータであり、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$  は、

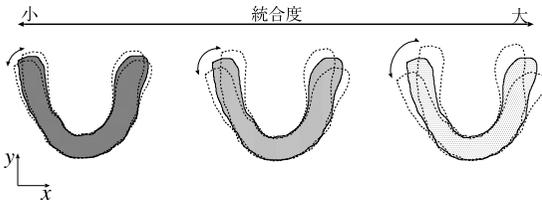


図 9 統合度の違いによる回転量の変化 ( $z$  軸周りの回転例)  
Fig.9 Rotational angle according to different of pixelization scale ( $z$  axis).

$x, y, z$  軸周りの単位回転量である。 □

本アルゴリズムでは、回転移動に関する探索精度を統合度に比例させている。図 9 に統合度の違いによる回転量の変化 ( $z$  軸周りの回転例) を示す。こうすることで、濃淡画像の生成精度と多重解像度表現における探索精度を関連づけることができ、各統合度に見合った探索を行える。

$S^t$  は平行移動に関する探索空間であり、以下のように定義される。

定義 4.2 基準となる平行移動量  $t$  が与えられたとき、平行移動に関する探索空間  $S^t$  は次のように定義される。

$$S^t = \{t + (\delta_i, \delta_j) \mid -m \leq \delta_i \leq m, -m \leq \delta_j \leq m\}. \quad (8)$$

ただし、 $\delta_i, \delta_j$  は整数とする。ここで、 $m$  は探索範囲を決定するパラメータである。 □

統合度  $\gamma$  の濃淡画像の画素は、 $xy$  平面上では  $\gamma \times \gamma$  の広さを持つ。このため、濃淡画像の 1 画素分のずれは、 $xy$  平面では  $\gamma$  のずれとなる。すなわち、濃淡画像で 1 画素分だけ平行移動したとき、3 次元空間上では統合度に比例した量の平行移動が行われる。したがって、一定の計算量で、かつ統合度に比例した精度で探索を行う場合には、平行移動の探索空間を上記のように定義すればよい。

本アルゴリズムは、統合度を最大統合度  $\gamma_N$  から最小統合度  $\gamma_1$  に変化させながら、統合度に従って生成される濃淡画像を用いて咬合評価を行うものである。本アルゴリズムでは、まず、上顎濃淡画像  $A^{\gamma_k}$ 、および回転移動に関する探索範囲  $S^{R, \gamma_k}$  を生成する (図 8 中 9 行参照)。次に、下顎濃淡画像  $B^{R, \gamma_k}$ 、および平行移動に関する探索範囲  $S^t$  を生成する (図 8 中 12 行参照)。そして、決定された探索空間内で最も咬合評価の高い移動量の組合せ ( $R'', t''$ ) を探索する (図 8 中 10~22 行参照)。統合度が、最小統合度の  $\gamma_1$  である場合には、探索を終了し、下顎移動量 ( $R, t$ ) を出力する。 $\gamma_1$  以外の場合には、 $t$  を補正し、 $k$  を 1 減少

表 1 実験パラメータ

Table 1 Parameters.

M 推定		提案アルゴリズム		
$\sigma$	$N$	$\gamma_1$	$\gamma_2$	$\gamma_3$
1.0	3	0.3	0.6	0.9
回転・平行移動				
$n$	$m$	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
2	2	$\pi/30$	$\pi/30$	$\pi/30$

させ、探索を続ける (図 8 中 24~30 行参照)。

## 5. 評価実験

本アルゴリズムの有効性を確認するために、咬合位置推定実験を行った。本実験でのパラメータを表 1 に示す。本実験では、 $x, y$  各軸のスキャンピッチを 0.25 mm とした。ここで、ある画素に指定された  $xy$  領域に歯列データの構成点が存在しない場合、その濃淡値は定義上無限大となる (定義 3.2, 3.3 参照)。最小統合度  $\gamma_1$  を  $x, y$  軸のスキャンピッチよりも小さな値にすると、歯列データの構成点のすきまをカバーする濃淡値が無限大の画素が生成されるため、正しい咬合評価を行うことができない。これを防ぐため、 $\gamma_1$  の値を  $x, y$  軸のスキャンピッチを考慮に入れて 0.3 と決定した。表 1 中のその他のパラメータについては実験的に決定した。システムの実装は、Pentium III 500 MHz の PC 上の Windows2000 で行った。言語には C++ を用いた。

初期状態を図 4 として、提案アルゴリズムを用いて咬合位置の推定を行った。これらの歯列データの構成点数は、上顎 36,765、下顎 25,493 であった。咬合位置を推定した結果、図 10 に示す結果が得られた。このときの実行時間は約 30 秒であった。また、図 10 の咬合状態を濃淡画像として表したものを図 11 に示す。これらの画像の濃淡値は、上下顎濃淡画像間の濃淡差から得られた  $z$  成分の差、すなわち  $z$  軸方向のみの距離 (以下、 $z$  軸方向の距離) から決定されている。(a) は、 $z$  軸方向の距離が 0~1.0 mm の部分を濃淡で示しており、色が黒くなるにつれてその距離が近いことを表す。(a1)(a2)(a3) は、(a) の補正であり、 $z$  軸方向の距離がそれぞれ 0~0.3 mm, 0.3~0.6 mm, 0.6~1.0 mm の部分を黒で示している。

本稿で用いている咬合の前提条件が、臨床では成り立たない場合がある。このことから、提案するアルゴリズムおよびシステムの評価を、歯科技工士から得るものとした。歯科技工士からの評価については 6 章を参照されたい。ここで濃淡画像は、歯列データから生成された 2 次元濃淡画像とは異なることに注意されたい。



図 10 推定結果  
Fig. 10 Estimated state.

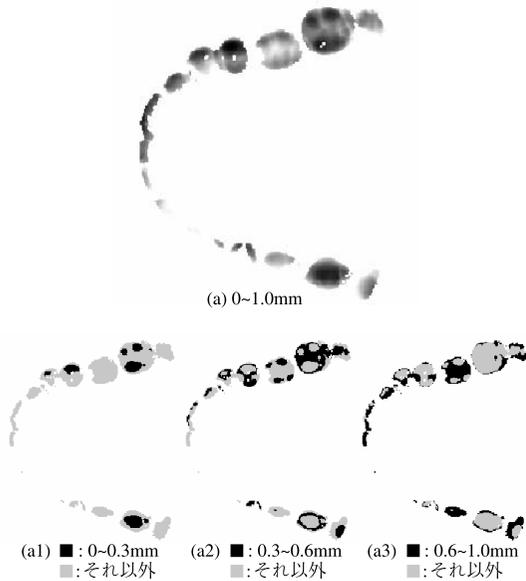


図 11 咬合状態  
Fig. 11 Occlusal state.

次に、M 推定を用いた場合と用いない場合とで、咬合位置推定にどの程度の差が出るかを確認するために、提案アルゴリズムと最小 2 乗誤差法との比較実験を行った。最小 2 乗誤差法としては、提案アルゴリズムの M 推定の  $\rho$  関数を以下のように置き換えたものを用いた。

$$\rho(x) = \begin{cases} x^2 & x < 50 \\ 2500 & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (9)$$

また、最大誤差を与える評価領域 (図 6 参照) には、評価値として 2,500 を与えた。式 (9) および最大誤差の 2,500 ( $= 50^2$ ) という値は、咬合状態において  $z$  軸方向の距離が最大でも 50 mm 程度にしかならないという仮定から決定した。

図 12 および図 13 に実験結果を示す。両図において、(a) は初期位置、(b)(c)(d) は提案アルゴリズムによる推定結果、(e)(f)(g) は最小 2 乗誤差法による推定結果である。また、(d)(g) は図 11 (a) と同様に咬合状態を濃淡画像として表したものである。それぞれの図

から、最小 2 乗誤差法による咬合位置推定結果よりも、提案するアルゴリズムによる推定結果のほうが、より良いことが分かる。図 12 の最小 2 乗誤差法による推定結果では、奥歯が咬み合っていない。また、図 13 では、(e) を見ると分かるように、咬み合せが  $x$  軸周りにねじれており、全体的に傾いている。また、その他の 10 組の歯列データで実験したところ、すべてのデータにおいて提案アルゴリズムの推定結果のほうが良かった。このことから、提案アルゴリズムは、歯茎部などで発生する評価誤差をうまく抑制し、ロバストな咬合評価を行っているといえる。

## 6. おわりに

本稿では、ロバスト推定手法の 1 つである M 推定を用いた咬合評価手法を提案した。また、多重解像度表現を用いることにより準最適な咬合位置を効率的に求めるアルゴリズムを提案した。本アルゴリズムは、歯列データから 2 次元濃淡画像を生成するとき用いる統合度の値に応じて、探索の精度を変化させることで、少ない計算量で咬合位置を特定できる。

最後に、本システムに対する歯科技工士の評価について記す。

咬合位置推定処理に関しては、推定された咬合位置の精度が良いことから、同処理によって推定された咬合位置から歯科技工士が適切だと考える咬合位置への移動は容易であるという評価を得た。

また、システム全般については以下のような指摘を受けた。

- (1) データ測定の精度が低い。実験での測定は、 $x$ ,  $y$  軸 0.25 mm 間隔、 $z$  軸 0.025 mm 間隔で行われているが、歯冠修復物設計における許容可能な誤差は、0.01 mm 程度である。現在使用しているデータ測定器の最小スキャンピッチを用いても要求される精度を満たせないため、測定器について検討する必要がある。
- (2) 患者の顎運動の情報を加えたほうがよい。
- (3) 咬合位置推定処理の精度をさらに高めるために、咬合評価に圧力の概念を導入するとよい。

(1) を解決するために、高精度のデータ測定器を導入することによってデータ測定精度を高めることが考えられる。しかしながら、データ測定精度を高めた場合の咬合評価には計算コストの増加がともなう。この問題に対しては、接触部分付近のデータの切り出しを行い、咬合評価のための領域を抽出することで、咬合評価に必要な計算コストを削減することで対応できると思われる。この処理は、現在、開発中である。

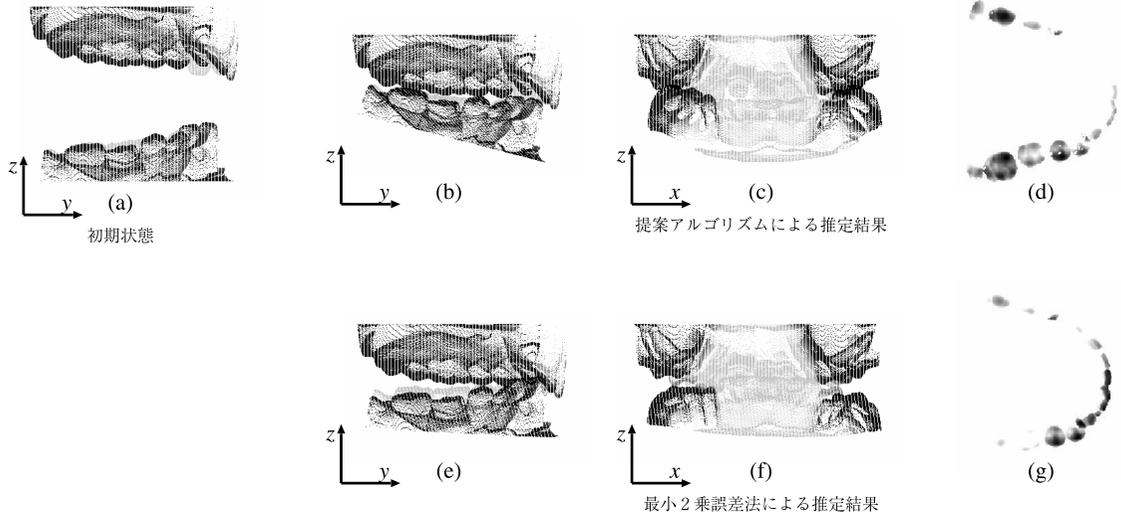


図 12 提案アルゴリズムと最小 2 乗誤差法との比較 (1) . (a) : 初期位置 . (b)(c)(d) : 提案アルゴリズムによる推定結果 . (e)(f)(g) : 最小 2 乗誤差法による推定結果

Fig. 12 Comparison of our algorithm and least squares method (1): (a) is initial state; (b), (c) and (d) are estimated states with our algorithm; (e), (f) and (g) are estimated state with least squares method.

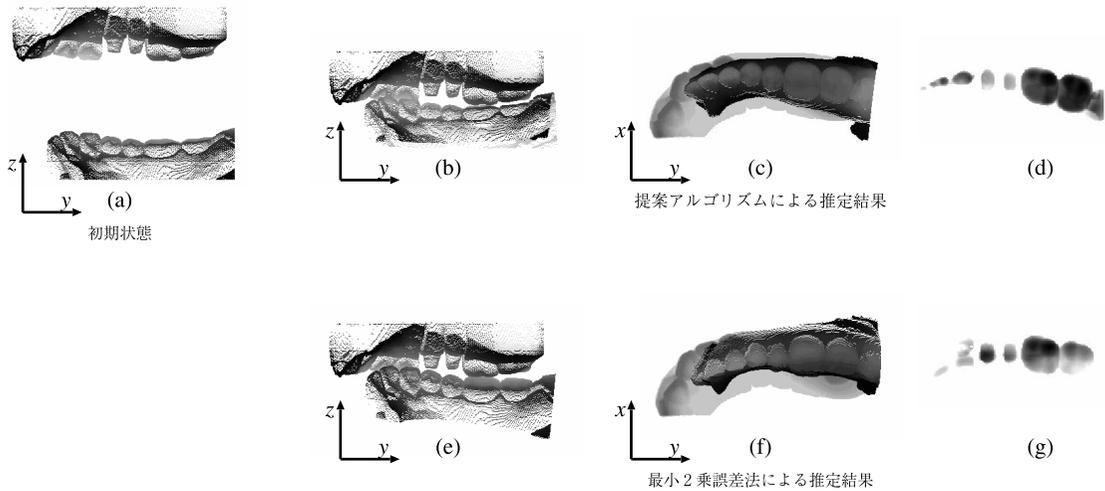


図 13 提案アルゴリズムと最小 2 乗誤差法との比較 (2) . (a) : 初期位置 . (b)(c)(d) : 提案アルゴリズムによる推定結果 . (e)(f)(g) : 最小 2 乗誤差法による推定結果

Fig. 13 Comparison of our algorithm and least squares method (2): (a) is initial state; (b), (c) and (d) are estimated states with our algorithm; (e), (f) and (g) are estimated state with least squares method.

(2) については、次のように考えている。

本アルゴリズムで利用した咬合位置の前提条件は、臨床では必ずしも満たされない。特に、顎の位置がずれている（顎関節が偏位している）にもかかわらず何の症状も出ていない患者に、無理に最適の咬合位置を与えると、顎関節症状が発症あるいは悪化する場合が多い。また、患者の顎運動の情報を加えることで、1) 咬合位置を推定するための探索空間を狭める、2) 側

方運動を考慮に入れることができ、临床上での咬合状態をより高速かつ正確に特定することが可能となると考えられる。これらのことから、専門家から十分なアドバイスを受け、本システムに顎運動やワックスバイトの情報を取り入れることを検討している。

(3) については、次のように考えている。

圧力を用いた咬合評価を行うためには、顎運動および、外圧による歯の動きに関する情報が必要となる。

これらの情報をシステムへ入力することができるようになれば, KD 木<sup>2),18)</sup>などの最近傍点探索手法を用いて接触点を見つけ出し, 圧力計算を行うことで咬み合せを評価することができるようになると考えている. しかしながら, これは非常に高度な処理であり, この処理には莫大な計算時間が必要になると考えられる. この問題を解決する手立てが見つからない場合には, 本システムを咬合状態を可視化するシステムとして, 開発を移行していく可能性もある. 咬合状態を可視化するシステムは, 患者に対して咬合状態を分かりやすく説明するために, 歯科医院で利用することができるであろう.

謝辞 本研究にあたりご助言をいただきました株式会社ノリタケデンタルサプライ, カナレテクニカルセンターに深く感謝いたします. また, 歯列データを提供していただきました株式会社マクシスに深く感謝いたします.

#### 参考文献

- 1) Besl, P. and McKay, N.: A Method for Registration of 3-D Shapes, *IEEE Trans. PAMI*, Vol.14, No.2, pp.239-256 (1992).
- 2) 西野 恒, 池内克史: 大規模距離画像群の頑健な同時位置合せ, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J85-D-II, No.9, pp.1413-1424 (2002).
- 3) Lucchese, L., Doretto, G. and Cortelazzo, G.M.: A Frequency Domain Technique for Range Data Registration, *IEEE Trans. PAMI*, Vol.24, No.11, pp.1468-1484 (2002).
- 4) Ucoluk, G. and Toroslu, I.H.: Reconstruction of 3-D Surface Object from its Pieces, *9th Canadian Conference on Computational Geometry*, pp.187-192 (1997).
- 5) Ucoluk, G. and Toroslu, I.H.: Automatic reconstruction of broken 3-D surface objects, *Computers & Graphics*, Vol.23, No.4, pp.573-582 (1999).
- 6) Hashimura, K., Kato, S. and Itoh, H.: Finding a Quasi-Optimal Joining Position of Potsherds in 3D Multi-resolution Mesh Representation, *2nd International Conference on Software Engineering, Artificial Intelligence, Networking & Parallel/Distributed Computing*, pp.677-684 (2001).
- 7) Hashimura, K., Kato, S. and Itoh, H.: A Parametric Search Strategy for a Quasi-Optimal Joining Position of 3D Potsherds, *International Journal of Computer & Information Science*, Vol.3, No.2, pp.94-104 (2002).
- 8) Papaioannou, G., Karabassi, E.-A. and Theoharis, T.: Automatic Reconstruction of Archaeological Finds — A Graphics Approach, *International Conference Computer Graphics and Artificial Intelligence*, pp.117-125 (2000).
- 9) Papaioannou, G., Karabassi, E.-A. and Theoharis, T.: Reconstruction of Three-Dimensional Objects Through Matching of Their Parts, *IEEE Trans. PAMI*, Vol.24, No.1, pp.114-124 (2002).
- 10) Papaioannou, G., Karabassi, E.-A. and Theoharis, T.: Virtual Archaeologist: Assembling the Past, *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol.21, No.2, pp.53-59 (2001).
- 11) 金 圭一: 6 自由度下顎運動計測装置を用いたコンピュータ F.G.P 法の試み, 神奈川歯科大学学会雑誌, Vol.28, pp.463-473 (1994).
- 12) 澤田智慈, 浮谷 實, 藤田忠寛: CAD/CAM 補綴の現状と未来コンピュータ F.G.P 法, ザ・クインテッセンス, Vol.13, pp.1363-1367 (1994).
- 13) 深瀬 敦: CAD/CAM によるクラウン製作システムの開発に関する研究, 神奈川歯科大学学会雑誌, Vol.27, pp.431-446 (1993).
- 14) 高橋純造, 川中正雄, 渡辺隆司ほか: FGP 法を用いた CAD/CAM システム開発, ザ・クインテッセンス, Vol.8, pp.1537-1543 (1991).
- 15) 竹市卓郎, 阿部俊之, 鍋田伸郎ほか: 顎口腔機能統合検査装置の応用によるバーチャル咬合器の開発, 日本補綴歯科学会誌, Vol.44, No.6, pp.739-745 (2000).
- 16) Kanoh, M., Hashimura, K., Kato, S. and Itoh, H.: A Robust Method for Detection of Occlusal Position, *Asian Conference on Computer Vision*, pp.474-479 (2004).
- 17) Black, M.J. and Anandan, P.: The Robust Estimation of Multiple Motions Parametric and Piecewise-Smooth Flow Fields, *Computer Vision and Image Understanding*, Vol.63, No.1, pp.75-104 (1996).
- 18) Friedman, J., Bentley, J. and Finkel, R.: An Algorithm for Finding Best Matches in Logarithmic Expected Time, *ACM Trans. Mathematical Software*, Vol.3, No.3, pp.209-226 (1977).

(平成 15 年 9 月 8 日受付)

(平成 16 年 7 月 1 日採録)



加納 政芳 (正会員)

2004年名古屋工業大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同年中京大学生命システム工学部講師。博士(工学)。探索問題, 知能・感性ロボティクス等に興味を持つ。電子情報通信学会, 人工知能学会, 日本ロボット学会, 日本感性工学会各会員。



橋村 恭治

2001年名古屋工業大学工学部知能情報システム学科卒業。2004年同大学院工学研究科博士前期課程修了。同年株式会社トヨタコミュニケーションシステム入社。パターン認識, 画像処理, コンピュータグラフィックス等に興味を持つ。



加藤 昇平 (正会員)

1998年名古屋工業大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同年豊田工業高等専門学校助手, 1999年同講師。2002年名古屋工業大学講師, 2003年同大学院情報工学専攻助教授。博士(工学)。知識推論・探索処理, 並列探索問題, 画像処理, 知能・感性ロボティクス等に興味を持つ。電子情報通信学会, 人工知能学会, 日本ロボット学会, 画像電子学会各会員。



伊藤 英則 (正会員)

1974年名古屋大学大学院工学研究科博士課程電気電子専攻満了。工学博士号取得。1974年日本電信電話公社横須賀研究所勤務。1985年(財)新世代コンピュータ技術開発機構出向。1989年名古屋工業大学大学院教授。情報工学専攻。数理言語理論, 計算機ネットワーク通信, OS, 人工知能等の研究開発に従事。電子情報通信学会, 人工知能学会, 日本ロボット学会, 形の科学会, 日本感性工学会各会員。