

Title	歯列パノラマ断層画像と表面形状情報の統合による擬似的三次元歯列形状情報の構成手法
Author(s)	井村, 誠孝; 黒田, 知宏; 鍵山, 善之 他
Citation	生体医工学. 2010, 48(1), p. 75-82
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/3158
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

歯列パノラマ断層画像と表面形状情報の統合による 擬似的三次元歯列形状情報の構成手法

井村 誠孝*・黒田 知宏**・鍵山 善之***・黒田 嘉宏*
大城 理*・東 寛子†・八木 雅和***,†・高田 健治***,†

Reconstruction of Pseudo Three-Dimensional Dental Image from Dental Panoramic Radiograph and Tooth Surface Shape

Masataka IMURA,* Tomohiro KURODA,** Yoshiyuki KAGIYAMA,*** Yoshihiro KURODA,*
Osamu OSHIRO,* Hiroko AZUMA,† Masakazu YAGI,***,† Kenji TAKADA***,†

Abstract Three-dimensional volume data set is useful for diagnosis in dental treatments. However, to obtain three-dimensional images of a dental arch in general dental clinics is difficult. In this paper, we propose a method to reconstruct pseudo three-dimensional dental images from a dental panoramic radiograph and a tooth surface shape which can be obtained from three dimensional shape measurement of a dental impression. The proposed method finds an appropriate curved surface on which the dental panoramic radiograph is mapped by comparing a virtual panoramic image made from a tooth surface shape to a real panoramic radiograph. The developed pseudo three-dimensional dental images give clear impression of patient's dental condition.

Keywords : dental arch, panoramic radiograph, tooth surface shape, registration.

1. はじめに

医用 X 線 CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) といった三次元計測技術の発達により、医療分野における画像診断の適用領域は拡大の一途をたどっている。

歯科領域においても、計測技術の発達に伴い、様々な画像診断が適用されるようになった。歯列の画像診断を行う際には三次元ボリュームデータの利用が理想的である。しかし、MRI は診察対象である歯や顎骨に対する分解能が

低く、歯科領域での利用には適していない。一方、歯は脳に近い場所にあるため、被曝量が多い医用 X 線 CT の使用は極力避けるべきとされている。以上のような事情から、歯科分野において三次元ボリュームデータが必要である場合には、歯科用 X 線 CT が利用されている [1]。歯科用 X 線 CT では、被曝量の低減を優先してコーン状に X 線を照射しているため、照射野が小さく得られる形状情報は局所的である。加えて、本装置が導入されている施設の少なさから、使用は局所的な病変で外科手術が必要となるような症例に限定されている。一般的な歯科医院は三次元ボリュームデータの恩恵を享受できていないのが現状である。

通常、矯正治療計画時や初診時に一口腔単位の情報が必要な場合や、う触診断時には、X 線パノラマ断層撮影法により歯列のパノラマ画像を取得する [2, 3]。また、合わせて採取した歯列の印象から口腔模型を作成し、歯列の三次元形状の保存や矯正装置製作に用いる [4, 5]。パノラマ画像は、低被曝で撮影が可能で、歯列の内部情報を有しているという特長を持つが、三次元位置情報は有しておらず、撮影法による歪みが生じるという欠点がある。一方で口腔模型は、歯列表面の三次元形状データを有している

生体医工学シンポジウム 2009 発表 (2009 年 9 月, 千葉)
2009 年 7 月 31 日受付, 2009 年 10 月 13 日改訂
Received July 31, 2009; revised October 13, 2009.

* 大阪大学大学院基礎工学研究科
Graduate School of Engineering Science, Osaka University

** 京都大学医学部附属病院
Kyoto University Hospital

*** 大阪大学臨床医工学融合研究教育センター
The Center for Advanced Medical Engineering and Informatics, Osaka University

† 大阪大学大学院歯学研究科
Graduate School of Dentistry, Osaka University

が、顎骨内部にある歯根の位置や形状に関する情報は有していない。

歯科医師は長年の訓練および経験の蓄積により、これら複数の情報の対応関係を把握する技量を獲得している。一方、非専門家である患者にとって、顔面を左右に広げた形で撮像されるパノラマ画像は実物から得られる視覚情報とは著しく異なるため、対応関係が分かりにくい資料の一つとなっている。そのため、歯科医師の脳内で行われている統合処理を外化し歯列の状態を誰もが容易に理解できる形で提示することは、患者の病態の理解を助け、近年医療で求められているインフォームド・コンセントを効果的に実現する上で極めて有用である。

本研究では、パノラマ断層画像が持つ歯列形状情報と、口腔模型から得られる表面形状データを統合し、同一空間へ投影することで、顎骨内部の歯根情報を含む三次元歯列形状データを擬似的に構築する手法を提案する。

2. 歯列の形状情報取得法

本節では、歯列の形状情報を取得する方法を紹介する。歯列の形状を取得する方法は大別して二つある。一つは、対象歯列の口腔模型を作成し、作成された模型の三次元形状を測定する方法であり、もう一方は、歯列の X 線透過画像を撮影する方法である。

2.1 口腔模型の作成

歯列の型を採ることを印象採取、採取した印象から作成した歯型を口腔模型と呼ぶ。印象採取の主たる目的は、患者の歯列の記録を保存するための保存用模型を作成すること、治療計画を立てるための診断用模型を作成すること、矯正装置などを作成するための作業用模型を作成することである。

印象採取および口腔模型製作を行う手順は以下の通りである[5]。粉状の印象材に適量の水を加え手早く練り、個人の歯列に適した印象トレーに盛り付ける。印象トレーに盛った印象材を対象歯列に押し当て、印象材が固まるまで保持し、印象を得る。印象材を歯列から離れた後、流水で印象表面の唾液を洗い流し、素早く模型用石膏を流し込み、石膏内の気泡を抜きながら固めて口腔模型を得る。

2.2 X 線による歯列の計測

歯の三次元ボリュームデータは、歯科用 X 線 CT により取得することができる。しかし、撮像範囲が局所的であるため、一口腔単位の情報取得するには不向きである。また、歯科用 X 線 CT の普及率は低く、現状では一般的な患者に対して用いられる状況ではない。したがって、通常の診断には、二次元 X 線画像を出力する口内 X 線撮影法[3]やパノラマ断層撮影法[6]が用いられている。両者は、診察の場面に応じて使い分けられる。

口内 X 線撮影法は、診察対象部位が局所的である時に用いられる。パノラマ断層撮影法と比較し、頸椎の障害陰

影が映らないため鮮明な X 線透過画像を得ることが出来る。

パノラマ断層撮影法は、スリットグラフィの原理と断層撮影法の原理を用いて、特に歯列部分を鮮鋭に写すための方法であり、初診時や矯正治療など、一口腔単位の画像情報が必要とされる際に用いられる。パノラマ画像は、装置と断層域と対象歯列の位置がずれると、出力画像に歪みが生じる。断層域を歯列の形に合わせることで出力画像の歪みを低減できるため、一軸回転方式から二軸回転方式、三軸回転方式、中心軸スライド方式へと機構の改良が重ねられてきた。現在は、いずれの回転方式のパノラマ断層撮影装置も広く用いられている。

本研究では、一口腔単位の歯列の表面形状の情報を持つ口腔模型と、同じく一口腔単位の歯列の内部情報を持つパノラマ画像の情報の統合を行う。断層域の推定を簡単化するため、本研究では一軸回転方式のパノラマ断層撮影装置を用いる。

本研究同様にパノラマ画像と他の計測手法との関連性に着目した研究としては、パノラマ画像の有用性を口内 X 線撮影法と比較して調べた研究[7, 8]等があるが、両計測手法の積極的な統合は試みられていない。またパノラマ断層撮影像間で位置合わせを行って差分画像を得ることにより、時系列的な変化を明確化する試み[9]もあるが、異なる計測手法で得られたデータとの位置合わせには至っていない。

3. パノラマ画像と表面形状の統合

本節では、本研究が提案する、口腔模型の計測により得られた三次元表面形状データに対して、歯列の内部情報を保持するパノラマ画像を統合する手法について解説する。

3.1 統合手法の概要

提案手法では、三次元表面形状データに対して、パノラマ画像をマッピングする最適な投影面を決定し、投影面にパノラマ画像をマッピングすることにより、位置合わせとデータの統合を達成する。

投影面の決定は三次元表面形状データから仮想パノラマ画像を作成し、実際のパノラマ画像と比較することにより行う。本研究で提案するデータ統合手順を図 1 に示す。

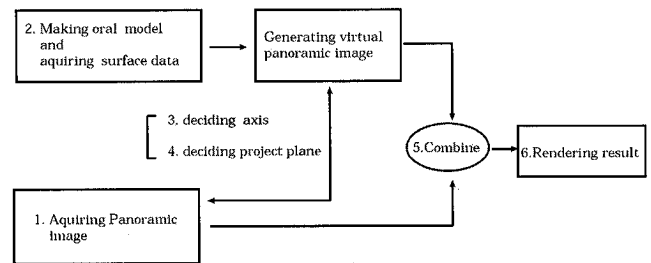


図 1 提案システム概要
Fig. 1 System overview.

データの統合は次の6段階の処理からなる。

1. 対象患者の印象から口腔模型を作成し、三次元形状計測により表面の形状を得る。
2. 対象患者のパノラマ画像を取得し、画像から歯列部分を切り出す。
3. 対象歯列に対する最適な回転軸の位置を、探索により決定する。
4. 決定した回転軸を基に、投影面を決定する。
5. 投影面とパノラマ画像のテクスチャ座標系を対応させてマッピングを行うことにより、両データを統合する。
6. 結果を出力する。

以下の節では各プロセスについて説明する。

3.2 データ取得

歯列の印象から口腔模型を作成し、アクティブステレオ法を用いて口腔模型の三次元形状計測を行う。多数の視点から計測された表面形状データを統合することで、歯列全体を含む三次元表面形状データを得ることができる。

一方、パノラマ断層撮影によって、歯列弓のパノラマ画像を取得する。本研究では、一軸回転方式のパノラマ断層撮影によって得られたパノラマ画像を用いる。図2に示すように、一組の線源とフィルムのペアが対象物の周囲を反時計まわりに回転することによって、1枚のパノラマ画像が生成される。得られた画像から、図3に示すように、最も長い歯根の先端が下端になるように、歯列部分を切り出す。

3.3 回転軸の決定

パノラマ画像を三次元表面形状データと統合するにあたっては、一軸回転方式のパノラマ画像は回転軸から等距離にある円筒面上の歯列形状情報であるとみなして、パノラマ画像取得時の回転軸の位置を決定する。提案手法では、回転軸の位置を様々に変化させ、それぞれの場合について位置の整合度合いを評価し、最適なマッチング結果が

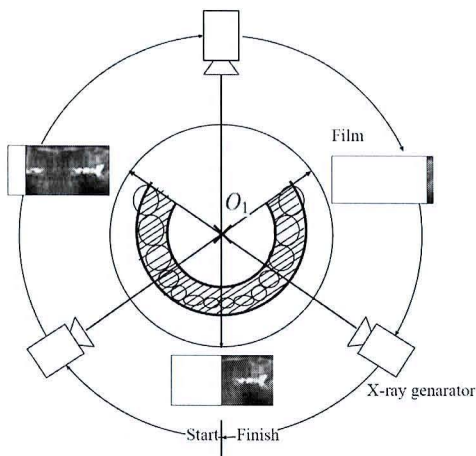


図2 一軸回転方式の機構

Fig. 2 1-axis rotational panoramic radiography.

得られる位置を探索する。ある回転軸を定めた場合に表面形状データから仮想パノラマ画像を生成し、実パノラマ画像との一致度を評価することで、最も合致する仮想パノラマ画像が得られる回転軸の位置を探索する。

3.3.1 仮想パノラマ画像の作成

パノラマ断層撮影装置では、照射されるX線をスリットに通すことで、X線の幅が無視できるほどに絞られる。X線の指向性の高さに合わせて考えると、一軸回転方式のパノラマ断層撮影により得られるパノラマ画像は、X線源から発せられたスリット状のX線が回転軸を中心として回転することにより得られる投影像であると考えられる。X線の減衰量は、回転軸と投影面を結ぶ半直線上の歯の厚みと比例する。上記のことを踏まえ、X線源から放射状に引かれた半直線上での歯の厚みを、三次元表面形状データから求めることによって、歯列の仮想的なパノラマ画像を構成できる。

歯の厚みの算出には、コンピュータグラフィクスにおいて隠面除去に広く使われているZバッファ法を利用する[10]。Zバッファには画素ごとの視点からの距離情報が格納されている。本研究では図4に示す通り、回転軸上の視点1(図中Camera1)と、回転軸から半径 T_3 だけ離れた同心円上から中心軸方向を向いている視点2(図中Camera2)から、歯列の三次元表面形状データをレンダリングし、視点から歯列表面までの距離 T_1 および T_2 をZバッファから取得する。これらの値を利用すると、歯の厚み T は、

$$T = T_3 - (T_1 + T_2) \quad (1)$$

により与えられる。X線の高さ方向 h への広がり、レ

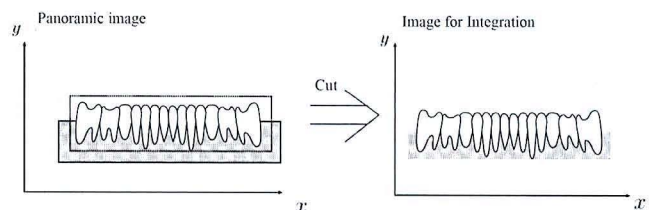


図3 歯列部分の切り出し

Fig. 3 Extraction of tooth row.

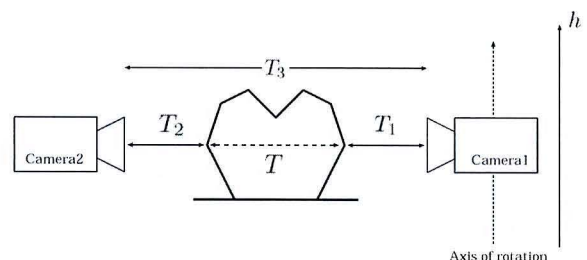


図4 歯の厚みの計測

Fig. 4 Measurement method of thickness of tooth.

ングリングの際に透視投影を用いることで結果に反映させることができる。Zバッファ法を利用する提案手法により、障害陰影のないバーチャルな歯列パノラマ像を高速で作成することが可能となる。

3.3.2 一致度の評価基準 画像の一致度の評価は、実パノラマ画像と仮想パノラマ画像に写る歯の幅に基づいて行う。臨床現場での利用を念頭に置くと、画像処理は自動でなされる必要がある。しかし、個々の歯を画像から自動抽出することは、パノラマ画像特有の頸椎の投影像の重畳や偏心投影の影響により困難である。本研究では、歯列全体を左側臼歯、前歯、右側臼歯の3領域に分割し、各領域が歯列全体に占める比率を求める(図5)。実パノラマ画像上での左側臼歯、右側臼歯、前歯、歯列全体の幅を順に a, b, c, d とすると、各比率 r_a, r_b, r_c は

$$r_a = \frac{a}{d}, r_b = \frac{b}{d}, r_c = \frac{c}{d} \quad (2)$$

となる。仮想パノラマ画像において対応する各比率 r'_a, r'_b, r'_c も同様に計算できる。一致度の評価基準 C は、画像間の比率の差に基づいて、次式で与える。

$$C = |r_a - r'_a| + |r_b - r'_b| + |r_c - r'_c| \quad (3)$$

歯列の自動領域分割は、パノラマ画像の歯と歯の間隙では画素が持つ輝度値が急激に小さくなることを利用して行う(図6)。パノラマ画像(図1段目)に対して横方向の Sobel フィルタを適用し(図2段目)、二値化することで、主に縦方向の輪郭を抽出する(図3段目)。輪郭抽出画像の輝度値を縦方向に加算した累積値(図4段目)が、極大値を持つ部分(図4段目の黒点)を歯間であるとする。左から一番目の歯間位置から三番目の歯間位置までの幅を a 、右から一番目の歯間位置から三番目の歯間位置までの幅を b その間の幅を c とする。

同様の方法を横方向のエッジに適用することによって、歯の咬合面を決定することができる。

3.3.3 回転軸の位置の探索 回転軸の位置探索は階層的な手法によって行う。回転軸の向きは表面形状データの鉛直方向であるものとし、水平面上を一定間隔 e で回転軸を移動させ、それぞれの位置における仮想パノラマ画像を作成する。式(3)によって一致度を評価し、最も一致度が高い仮想パノラマ画像に対応する回転軸 O_1 を得る。

次に、先に探索した軸 O_1 付近の領域で、半分の間隔

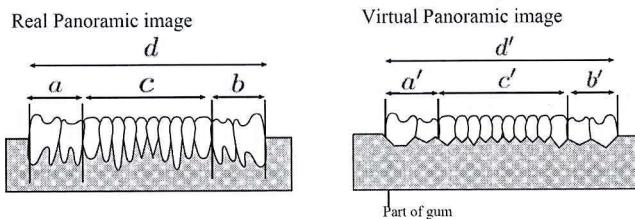


図5 パノラマ画像の歯列の領域分割
Fig. 5 Division of panoramic image.

$e' \equiv e/2$ で回転軸を縦横に移動し、同様に最も一致する仮想パノラマ画像に対応する回転軸 O_2 を得る。この手順を、探索間隔が三次元形状計測の精度以下となるまで小さくしながら繰り返し、回転軸を最終的に決定する。

3.4 パノラマ画像の投影面の決定

パノラマ画像には、断層域内にあるものが投影像として出力されている。したがって、パノラマ画像を三次元表面形状データに統合する際には、断層域の中心である回転軸を基準に、断層域内に適当な投影面を用意する必要がある。本研究では歯列に着目しているため、投影面として、歯の中心線を接続して得られる折れ線を鉛直方向に掃引した面を採用する(図7)。歯の中心線は、回転軸から投影面までの距離 L で記述できる。 L は、仮想パノラマ画像を作成するにあたり取得したZバッファの値を用いて、

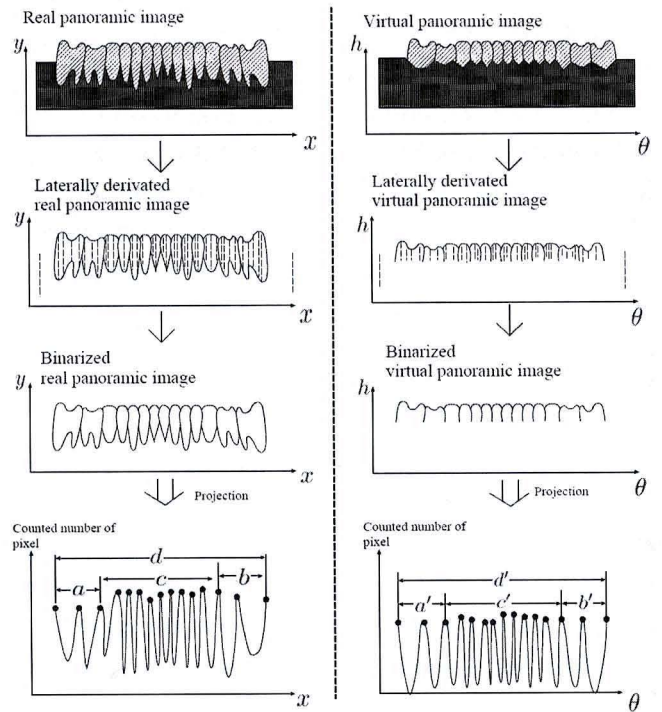


図6 歯間検出手法
Fig. 6 Procedure of extraction of interdental gaps.

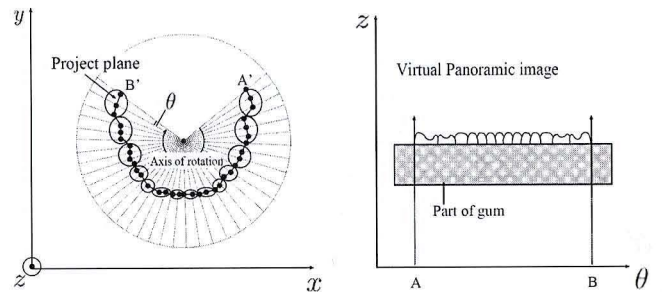


図7 歯の厚みの中心点を結んだ投影面の作成
Fig. 7 Making projection plane for mapping.

以下のように算出される。

$$L = T_1 + \frac{T}{2} \quad (4)$$

投影面にパノラマ画像をマッピングする際には、パノラマ画像の各辺が投影面のどこに位置するかという対応関係を明確にする必要がある。投影面の左右両端および上端は、歯間検出の過程で既にわかっているが、下端に関しては、仮想パノラマ画像は歯茎内部の情報を有していないため、直接測定することができない。そのため、歯の全長の統計データから決定する。下顎において、歯の全長が最も長い犬歯の平均の長さである約 25 mm 分だけ上端から下げた部分を投影面の下端とする[11]。

3.5 パノラマ画像と三次元形状データの統合

投影面が決定したら、パノラマ画像のうち回転軸の探索のために切り出された歯列部分を、前節で決定した投影面にマッピングすることによって、パノラマ画像を三次元表面形状データに統合する。

4. 統合手法の適用と評価

本節では、歯列モデルから得られた実データに対する提案手法の適用とその結果について述べる。

4.1 データ取得

4.1.1 歯列の三次元形状取得 ニッシン社の歯列モデル 12D-400C を対象歯列として、印象材にジーシー社のアローマファイン DF3 ファストセット、模型用石膏にはジーシー社のニュープラストーンを用いて口腔模型を製作した。

口腔模型の三次元計測をスリット光投影法を用いて行った。計測には UNISN 社の SURFLACER を用いた。計測ピッチは 0.25 mm であった。計測結果をレンダリングしたものを図 8 に示す。

4.1.2 パノラマ画像取得 歯列モデルのパノラマ断層撮影には一軸パノラマ断層撮影装置（株式会社吉田製作所 PANOURA FW）を用いた。口腔模型の歯の部分の X 線減衰率を上げるために、歯をニッケルメッキでコーティングした。X 線照射条件は管電圧 70 kV、管電流 10 mA

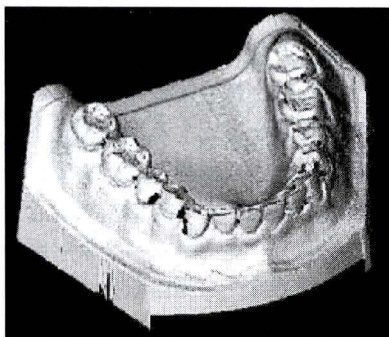


図 8 口腔模型から得られた三次元表面形状データ
Fig. 8 Surface shape of dental cast.

として撮像を行った。得られたパノラマ画像を図 9 左に示す。

撮影したパノラマ画像のフィルムをデジタルレントゲンスキャナ EPSON GT-X970 でスキャンし、デジタル化した。下顎の歯列部分を切り出した画像を図 9 右に示す。

4.2 回転軸の決定

4.2.1 実パノラマ画像からの歯幅の抽出 比較対象となる仮想パノラマ画像は、歯茎内部の情報を持たないため、歯茎より上の部分の画像情報から歯間を検出することになる。隙間検出の条件を同一にするために、実パノラマ画像においても、歯茎より上の部分だけを切り出した部分から歯間を検出する。ただし、本実験では、歯にニッケルメッキ加工を行う際に歯に穴を空けたため、穴の部分で輝度値変化が大きい。したがって、該当部分を手動で削除した後、画像処理による自動抽出を行った。歯間検出の実例を図 10 に示す。実パノラマ画像の特徴量は、 $r_a = 0.24$ 、 $r_b = 0.20$ 、 $r_c = 0.56$ であった。

4.2.2 回転軸の位置の探索 回転軸の探索は、初期探索間隔を 8 mm、最終探索間隔を 0.25 mm とする階層処理により行った。実パノラマ画像を取得する際に、レーザーガイドラインを利用することで歯列模型を左右方向には中央に配置できたため、探索は前後方向のみに行って、回転軸の位置を得た。

4.3 統合結果

歯列の左右両終端および咬合面を検出し、パノラマ画像をマッピングすることにより、パノラマ画像と三次元表面形状データとの統合を完了した。結果を図 11 に示す。

4.4 考察

図 11 に示す統合結果から、パノラマ画像上では偏心投影になり歪んでいた臼歯部分が、表面形状モデルとの位置合わせにより歪みが少なく補正されたことが見て取れる。図 12 に拡大図を示す。回転軸決定と投影面作成に用いた仮想パノラマ画像は、パノラマ断層撮影装置の機構に基づいて作成したものであるが、作成したパノラマ画像が、実際に撮像されるパノラマ画像と同等のものであったため、偏心投影になっていた臼歯部を、元々の三次元空間へ再投影出来たものと考えられる。歯根の情報を保持しない三次元形状データに対して、パノラマ画像が持つ歯根の情報を

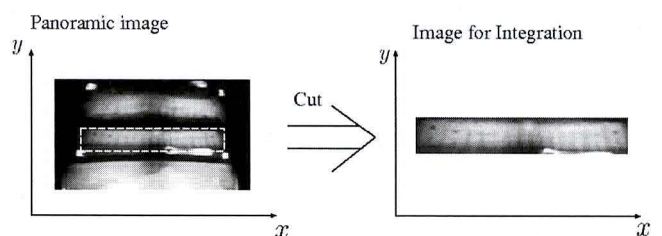


図 9 パノラマ画像と歯列部分の切り出し
Fig. 9 Panoramic image and trimming.

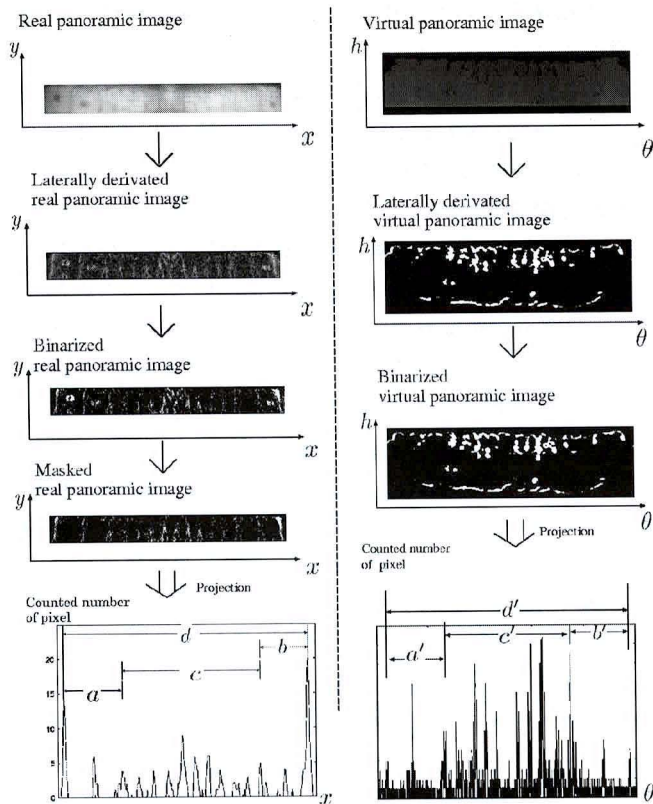


図 10 歯間検出の実例
 Fig. 10 Example of interdental gap extraction.

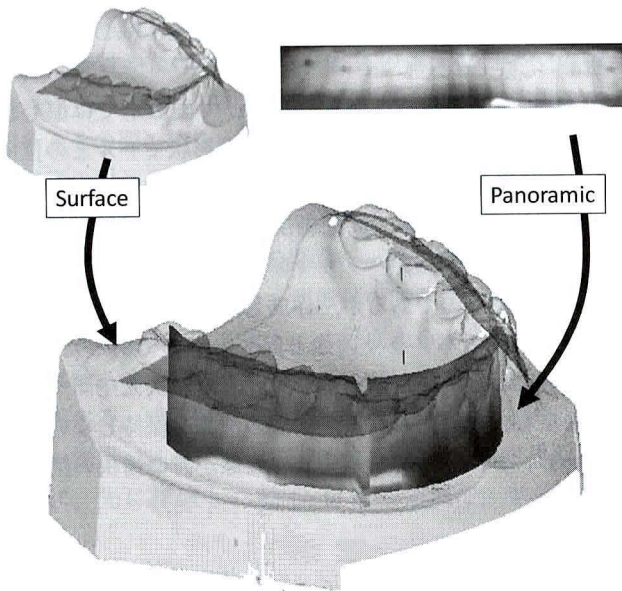


図 11 データ統合結果
 Fig. 11 Result of integration.

付与することが出来ることが確認できた。

本実験では、回転軸が歯列モデルに対して垂直であるとしました。しかし、実際のパノラマ断層撮影では、頭部位置付

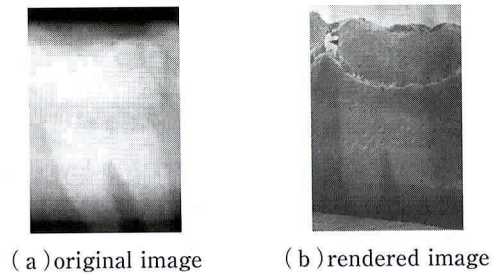


図 12 臼歯の歪み補正
 Fig. 12 Removal of distortion.

けや、患者の顎関節の角度により、回転軸と歯列モデルが垂直で無い場合が考えられる。また別の幾何学的な要因として、本実験では、歯列モデルを、パノラマ断層撮影装置に対して中央に置くことができたとし、前後方向にのみ回転軸探索を行った。しかし、実際には、左右方向への探索や、回転軸の傾きといった複数のパラメータを考慮しなければならず、実用化には効率のよい探索を実現することが課題であると言える。

本稿では、一軸回転方式のパノラマ断層撮影装置により得られた画像を対象とした。提案手法では、仮想パノラマ画像と実パノラマ X 線画像間の対応度合いの評価の際に、画像に基づいた歯列の分割を行うが、この処理では対象が一軸回転で撮像されたことは前提となっていないため、実パノラマ X 線画像の撮像方法によらず画像内に歯列が撮像されている限りにおいては、本手法は適用可能である。これは二軸・三軸回転方式の装置から得られた画像を擬似的に一軸回転方式により得られた画像であると思なすことに相当する。

また、本実験では対象として歯列モデルを用いたため、画像処理による分割点の抽出が比較的容易であったが、実口腔を対象とする場合には歯並びの悪さが問題になると考えられる。この問題に対しては、歯並びが悪く歯が重なっている箇所では減衰量が通常より大きくなることを利用して、この箇所を歯列を分割する分割点として用いるといった、対象に適合した分割点の設定により対処可能である。

5. おわりに

本研究では、歯根の情報を持たない口腔モデルのデータに対して、パノラマ画像が持つ歯根の情報を統合し、擬似的な三次元歯列形状情報を構成する手法を提案した。口腔モデルの三次元形状データから仮想パノラマ画像を作成し、実際のパノラマ画像と比較することで、三次元データである口腔モデルと、二次元データであるパノラマ画像の位置合わせを行った。本研究では、一軸回転方式のパノラマ断層撮影装置から取得したパノラマ画像と、口腔モデルの三次元形状データを統合するパイプラインを確立することが出来た。同様の方法で、どの種類のパノラマ断層撮影装置を用

いて取得したパノラマ画像であっても、口腔模型の三次元表面形状データとの統合が可能であると考えられる。一般的な歯科医院での利用のためには、より広範な状況に対して本手法が適用可能であるという実証研究が必要である。

謝辞 本研究の遂行にあたっては、元大阪大学基礎工学部加賀徹郎氏（現パナソニック株式会社）、ヤナギ矯正歯科柳清仁先生、鳥井美帆先生にご協力いただいた。本研究の一部は大阪大学グローバル COE プログラム「予測医学基盤」の支援によるものである。

文 献

1. 篠田宏司, 新井嘉則: 歯科用小型 X 線 CT による 3 次元画像診断と治療. 医歯薬出版, 東京, 2003.
2. 瀬尾邦彦, 上野完, 松岡幹夫, 加納正浩, 山本一雄, 田仲一宏, 岡部邦義, 日比野淳: 歯顎顔面用コーンビーム X 線 CT 装置 CB MercuRay の開発. Medix. **37**: 40-45, 2002.
3. 西蓮寺永康, 淵端孟: 標準歯科放射線学. 医学書院, 東京, 1992.
4. 高橋和人, 下野正基: 歯科医学総論マニュアル. 南山堂, 東京, 1991.
5. エヴァ・ピースリンガー: 臨床家のための歯科補綴学—顎機能と機能障害の診断を考慮した歯科治療. クインテッセンス出版, 東京, 2007.
6. 徳岡修: パノラマ断層撮影法に関する基礎的研究. 大阪大学歯学雑誌. **36**(1): 8-21, 1991.
7. Kullman L, Al-Asfour A, Zetterqvist L, Andersson L: Comparison of radiographic bone height assessments in panoramic and intraoral radiographs of implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants. **22**(1): 96-100, 2007.
8. Zechner W, Watzak G, Gahleitner A, Busenlechner D, Tepper G, Watzek G: Rotational panoramic versus intraoral rectangular radiographs for evaluation of peri-implant bone loss in the anterior atrophic mandible. Int J Oral Maxillofac Implants. **18**(6): 873-878, 2003.
9. Deserno TM, Rangarajan JR, Hoffmann J, Bragger U, Mericske-Stern R, Enkling N: A posteriori registration and subtraction of panoramic compared with intraoral radiography. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. **108**(2): e39-e45, 2009.
10. Watt A: 3D Computer Graphics, 3rd ed. Pearson Education, Harlow, England, 2000.
11. 赤井三千男(編): 歯の解剖学入門. 医歯薬出版, 東京, 1990.

井村 誠孝 (イムラ マサタカ)

2001 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。同年同研究科助手。2007 年同研究科助教。2009 年大阪大学大学院基礎工学研究科准教授。現在に至る。人工現実感、コンピュータグラフィクスおよび医用画像処理に関する研究に従事。



IEEE, 情報処理学会, 日本生体医工学会等に所属。博士(工学)。

黒田 知宏 (クロダ トモヒロ)

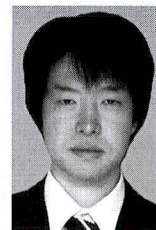
1998 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。同助手, オウル大学情報処理科学部客員教授, 京都大学医学部附属病院講師, 大阪大学大学院基礎工学研究科准教授を経て, 2009 年京都大学医学部附属病院准教授, 現在に至る。仮想・強調現実感, 福祉情報学, 医療情報学等の研究に従事。



日本医療情報学会, 日本生体医工学会等に所属。博士(工学)。

鍵山 善之 (カギヤマ ヨシユキ)

2007 年神戸大学大学院自然科学研究科博士後期課程修了。同年同研究科研究生, 学術振興会特別研究員 (PD)。2008 年大阪大学臨床医工学融合研究教育センター特任助教, 現在に至る。医用画像解析, 手術計画システムに関する研究に従事。



日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, 日本機械学会に所属。工学博士。

黒田 嘉宏 (クロダ ヨシヒロ)

2005 年京都大学大学院情報学研究科博士後期課程修了。同年同大学大学院医学研究科特任助手。2006 年大阪大学大学院基礎工学研究科助教, 現在に至る。医用 VR, 触覚情報処理, 教育訓練システムに関する研究に従事。



ACM, IEEE, 日本バーチャルリアリティ学会, 日本生体医工学会, 日本 VR 医学会等に所属。博士(情報学)。

大城 理 (オオシロ オサム)

1990 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士課程修了。同年住友金属工業(株)入社。1993 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。1994 年同大学先端科学技術研究調査センター助教授。2003 年大阪大学大学院基礎工学研究科教授。現在に至る。医用画像処理, 生体信号処理に関する研究に従事。



日本生体医工学会, システム制御情報学会, 電子情報通信学会等に所属。工学博士。

東 寛子 (アズマ ヒロコ)

2006 年大阪大学歯学部卒業。同年歯科医師免許取得。大阪大学歯学部附属病院研修医を経て, 2007 年同大学大学院歯学研究科顎顔面口腔矯正学教室入局, 同大学大学院博士課程進学。現在博士後期課程 3 年。歯科矯正学に関する研究に従事。



日本矯正歯科学会, 近畿東海矯正歯科学会, 日本口蓋裂学会に所属。

八木 雅和 (ヤギ マサカズ)

2003 年東京大学大学院工学系研究科博士後期課程修了。大阪大学大学院歯学研究科文部教官助手，同大学歯学部附属病院講師を経て，2008 年より同大学臨床医工学融合研究教育センター特任准教授（常勤）。大阪大学歯学研究科准教授を兼任。電子情報工学に関する研究に従事。

IEEE, IADR 等に所属。博士（工学）。



高田 健治 (タカダ ケンジ)

1973 年大阪大学歯学部卒業。同学部歯科矯正学講座文部教官助手，講師，助教授を経て，1996 年より同大学歯学研究科教授。2007 年より同大学臨床医工学融合研究教育センター教授を兼任。歯科矯正学に関する研究に従事。

E.H. Angle Society of Orthodontists 等に所属。歯学博士。

