

2010年度 修士学位論文

# 多元的齒列情報の融合

2011年2月10日

大阪大学 大学院基礎工学研究科  
重枝 慧

本論文は大阪大学大学院基礎工学研究科に  
修士(工学)授与の要件として提出した修士学位論文である。

主査： 大城 理  
副査： 和田 成生

# 概要

近年の形状測定技術の向上により、医療分野においても診療や手術計画などに三次元形状測定が用いられている。医療分野で一般的に使われている医療用 X 線 CT は、歯科領域においては、対象が頭部に近く被曝量が多いという問題により利用が避けられており、三次元形状情報を取得することが困難である。現状では、歯科領域における診療ではパノラマ断層撮影による二次元形状情報と口腔模型が主として利用されている。しかし、現在歯科診療院に広く普及しているパノラマ画像取得手法からでは三次元情報が得られず、口腔模型から得られる三次元形状情報には歯列内部情報が欠落している。

歯列内部情報を有する三次元形状情報は治療計画や診断などに必要である。さらに、矯正治療などにおいては口腔全景の内部情報を提示することが重要である。現在の診断では、複数のモダリティのデータを異なる位置に提示して説明を行うことから、歯科知識の少ない患者にとって十分な理解をすることが困難であるという問題がある。以上の点から、同一空間上に歯列内部情報を有する三次元形状の提示を行う手法を提案する。

本研究では、まず、口腔内画像から色情報に基づいて各々の歯冠部を抽出する。抽出した歯冠から、連続領域を取得し、連続領域毎に投影面を作成する。さらに、口腔内画像と三次元形状のレンダリング像から得られる二次元画像というモダリティの異なる画像の一致度を、相互情報量基準により評価することで、口腔内画像と三次元形状データの対応付けを行い、三次元形状データにおける歯列位置を決定する。続いて、パノラマ X 線画像の画像処理によって得られる各々の歯根の像を、歯列及び各歯の情報が得られている三次元形状データ内に投影をする。

叢生の見られる五症例に対して本手法を適用した。実験の結果、連続領域を抽出することによって、叢生が見られる症例においても歯列位置に対し、投影面を作成できていることが観察することが出来た。また、従来手法では対応出来なかったインプラントや間隙のある症例においても、歯列位置に対し投影面を作成できていることが観察することが出来た。パノラマ X 線画像を重畳した三次元形状情報を液晶シャッタを用いて三次元立体視を行うことにより視覚的に三次元形状を三次元として知覚することが可能となった。

キーワード：歯科用画像, マルチモダリティ, 位置合わせ, 叢生, 正規化相互情報量

# Abstract

These days, acquisition of 3-D volume data becomes popular in medical field. However, to obtain 3-D data in dental field is still difficult. In diagnosis and medical treatment, dentists use 2-D image which is obtained with panoramic X-ray imaging and dental cast model which are obtained from dental impression. 2-D image does not have volumetric information, and dental cast model does not have information inside alveolar ridge. Because dentists point to 3-D dental model and 2-D panoramic X-ray image in turn to make explanations, patients cannot understand his or her dental condition thoroughly.

The author proposes the registration method between 2-D panoramic X-ray image and 3-D volume data. As it is difficult to obtain the position of dental arch from 3-D volume data is difficult, the proposed method achieves 2-D and 3-D registration in the following way. First, a dental arch is extracted from an oral image based on color information and is projected onto the 3-D shape of the dental cast model using normalized mutual information. Second, a 2-D panoramic X-ray image is segmented into contiguous teeth area and these tooth images are arranged in 3-D shape of the dental cast model based on the projected dental arch.

Experiments were performed on the crowding seen in five patients. The experimental results revealed that the proposed method achieved proper projection of a panoramic 2-D X-ray image onto the 3-D shape of crowded dental arch. In the cases which have implants and which were lacunal dental arch, it was also observed that the projection plane could be created for the position of dental arch. Then it was perceived as visual representation of 3-D shape by performing 3-D stereoscopic vision using LCD shutter glasses.

Key words: Dental Image, Multimodality, Registration, Crowded Dental Arch, Normalized Mutual Information



# 目次

第1章	はじめに	1
第2章	複数モダリティの情報統合	3
2.1	計測される情報の形態	3
2.2	医療分野における情報統合	3
2.3	歯科分野における情報統合	5
2.4	情報統合手法	7
2.5	まとめ	9
第3章	歯列情報の相補的統合手法	10
3.1	二次元パノラマ X 線画像と三次元歯列モデルの統合	10
3.2	歯列データの取得	11
3.3	印象による三次元形状データの取得	13
3.4	口腔内写真からの歯列の切り出し	14
3.5	二次元口腔内画像と三次元歯列モデルの位置合わせ	15
3.6	三次元形状における二次元パノラマ画像の投影面の決定	17
3.7	パノラマ X 線画像における歯間抽出	18
3.8	まとめ	20
第4章	複数モダリティ歯列情報統合実験	21
4.1	実験データ	21
4.2	閾値処理による歯冠抽出	22
4.3	歯列中心線の抽出	23
4.4	カメラパラメータの推定	23
4.5	パノラマ X 線画像の切り分け	25
4.6	三次元モデルとパノラマ X 線画像の統合	26
4.7	投影結果の三次元情報提示	30
4.8	まとめ	31
第5章	おわりに	32
	謝辞	33
	業績	34
	参考文献	35

# 目 次

2.1	PET/CT 画像 [15]	4
2.2	血管の可視化 [17]	4
2.3	術前 3DMRI 画像と術中 2D 画像の位置合わせ [18]	5
2.4	口腔内写真	5
2.5	口腔模型	6
2.6	X 線による内部情報の取得	6
2.7	仮想パノラマ X 線画像を用いた提示手法 [11]	7
3.1	フローチャート	10
3.2	一軸回転方式によるパノラマ断層撮影法	11
3.3	断層撮影法	12
3.4	パノラマ X 線写真	12
3.5	口腔内写真	13
3.6	印象採取	13
3.7	ステレオ法による距離計測	14
3.8	スリット光撮影法	14
3.9	口腔写真と三次元歯列モデルの位置合わせ	15
3.10	連続していない歯列	17
3.11	口腔写真における歯列中心の抽出	18
3.12	三次元形状への投影	18
3.13	パノラマ X 線画像の歯間抽出	19
3.14	ラベリング処理結果	19
3.15	切り分けたパノラマ X 線画像	19
4.1	実験データ	22
4.2	HSV 値を元に閾値処理	22
4.3	ラベリング処理結果	23
4.4	歯列中心線の抽出	23
4.5	NMI による一致度計算結果	25
4.6	パノラマ X 線画像の切り分け	26
4.7	三次元モデルにパノラマ X 線の統合	26
4.8	症例 1 における叢生部位	27
4.9	症例 2 における叢生部位	27

4.10 症例 3 における叢生部分 . . . . .	28
4.11 症例 4 における叢生部分 . . . . .	28
4.12 症例 5 における叢生部分 . . . . .	28
4.13 従来手法との比較 . . . . .	29
4.14 液晶シャッタによる三次元提示システム . . . . .	30
4.15 提示画像 . . . . .	31
4.16 液晶シャッタによる三次元提示 . . . . .	31

# 第1章 はじめに

映画やゲームのエンターテインメント分野では、映像だけでは得られない臨場感をBGMを付加することでユーザに提供している [1]。我々は映像から得られるイメージと音楽によって与えられるイメージを重畳することで、より臨場感を得ることが出来る。また、料理を食べる際、鼻をつまみ食べることで味が分からなくなる現象がある [2]。我々は、料理を味覚だけでなく、色、香りなど様々な情報を取得し、統合することで初めて料理を味わうことができる。以上のように、我々は、単一の情報により、物事の本質を理解することは困難であることが多く、対象の色や重さ、大きさなど多角的に情報を取得し、統合することで初めて物事の本質を理解することができる。

単一のモダリティからだけでは取得が困難である情報を異なるモダリティによって得られた情報によって補って統合する研究が近年盛んに行われている。ロボット分野では超音波を用いた位置センサに加え、加速度センサなどを複合的に利用し、より高度な危険回避能力を実現している [3]。考古学領域においても同様に、発掘された出土品を三次元計測し、得られる表面形状情報に対し、カメラによって得られた二次元画像から得られるテクスチャ情報を重畳することで、出土品の記録として用いられている [4]。医療分野においても同様に、医者は複数のモダリティから取得された情報を複合し診断を行っている。形状計測手段の例として医療用 X 線 CT(Computed Tomography) や MRI(Magnetic Resonance Imaging)、ポジトロン断層法(Positron Emission Tomography ; PET) を利用した画像取得方法が挙げられる [5,6]。骨格が映像化できないポジトロン断層撮影によって得られた画像に対し、X 線 CT によって得られた画像を重畳することで、病原位置と臓器と骨格の相対的な位置情報などを明瞭に示す手法などが提案されている。

歯科分野において、万能な形状計測手法が存在しないことから、情報の統合が重要な位置をしめる。医療用 X 線 CT は、歯科領域が頭部に近く、被曝量が多いことから利用が避けられるため、矯正治療計画時や初診では、X 線パノラマ断層撮影法 [7,8] により歯列のパノラマ画像を取得する。さらに、歯列の三次元情報を保存するために、歯列の印象を採取し口腔模型を作成する [9,10]。しかし、パノラマ X 線画像は口腔の三次元情報を二次元に投影することから、パノラマ X 線画像単体からは三次元情報を直感的に理解することは難しい。また、口腔模型は、歯列の表面形状の三次元形状データを保有するが、歯列の内部情報を有していない [11]。歯科医師が患者に診断内容の説明を行う際には、口腔模型と異なる提示位置にあるパノラマ X 線写真の対応する対象部位を交互に指し示し説明を行う。歯科知識のない患者は、異なる提示空間にモダリティの異なる情報を用い診察を受けることから十分な理解を得ることが難しい。従って、同一空間上に内部情報を有する三次元形状データを提示することは、歯科医師と患者間のインフォームドコンセントに有用であると考えられる [12]。

同一空間上の内部情報を有する三次元形状データ提示手法としてこれまで加賀らが提案してきた手法では、三次元形状データから生成される仮想パノラマ像を利用し、二次元パノラマ X 線写真との一致度を計算することで、両者の統合を行ってきた [11]。しかし、各々の歯が連続に並んでいる歯列を想定しているため、対象が正常歯列に限られていた。矯正治療が必要な症例のように、歯並びの悪い、つまり叢生が認められる事例においても対応する手法が必要となる。

提案手法では、二次元口腔内写真を用いることで、写真の色情報に基づく画像処理により歯冠の切り出しを行い、三次元形状データと二次元口腔内写真における歯冠位置を位置合わせし、三次元形状データ上における歯列の位置情報を取得する。抽出した歯列位置に対し、二次元パノラマ X 線画像を三次元形状データ上に重畳することで矯正治療が必要な歯並びの悪い症例に対応する。

## 第2章 複数モダリティの情報統合

本章では、複数モダリティにより取得されたデータを補完的に統合する手法について紹介する。単一のモダリティからだけでは取得が困難である情報を異なるモダリティによって得られた情報によって補って統合することにより、より有用な情報を取得する手法である。

### 2.1 計測される情報の形態

物体の形状情報取得には様々な手法が存在するが、各々の手法により、得られる情報は異なる。形状情報取得例として表 2.1 に示すような手法が挙げられる。

表 2.1: 形状情報の取得

	取得手法例
二次元情報	写真撮影
三次元表面形状	ステレオ計測
ポリウムデータ	X線CT

単眼カメラによる一回の画像取得で得られる形状情報はテクスチャ情報のみであり、三次元奥行き情報は有していない。複数のカメラによるステレオ計測では、三次元の表面形状を取得することが可能であるが、内部情報を取得することは出来ない。また、ポリウムデータ取得手法の例として、X線CTによる計測が挙げられる [13, 14]。X線の透過性を利用し、三次元形状情報を再構成する手法であることから物体の三次元形状だけでなく、物体の内部情報を取得することが可能である。しかし、X線CTから得られるのはポリウムデータであり、テクスチャデータなどを取得することが出来ない。

以上のように、形状情報の取得手法には様々な手法が存在するが、単一の手法のみでは、すべてを網羅した情報を得ることが困難である。ゆえに、様々な取得手法によって得られた形状情報を統合することにより、ユーザの用途に必要な情報の提示を行うことが重要である。

### 2.2 医療分野における情報統合

医療分野においては、X線CT画像、MRI画像、超音波画像など様々なモダリティにより取得された情報を併用し、診察を行っている。例えば、図 2.1 に示すようにPETにより取得された画像では、骨を画像化することが困難であるが、PETにより得られた画像に対

し、X線 CT 画像を統合することで、病原部位と臓器、骨などの位置関係を明らかにすることが可能となる。

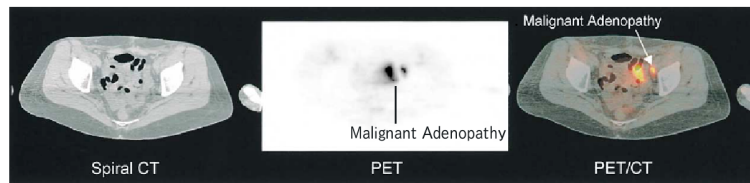


図 2.1: PET/CT 画像 [15]

また、二次元の画像情報と三次元情報の統合手法として、肝臓の術中 CT 画像と内視鏡から得られる画像を統合し、手術野の三次元位置情報を取得する手法が提案されている [16,17]。内視鏡から得られる映像に X 線 CT 画像を重畳することにより術野中の血管を可視化することが可能となる。

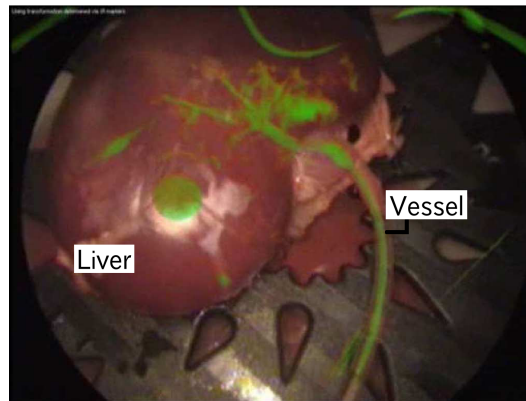


図 2.2: 血管の可視化 [17]

前述の二例では、画像の統合を行う上で画像中の特徴点を基に位置合わせを行っている。一方で、術前 MRI により取得された脳の三次元形状情報に対し、脳のスライス画像を位置合わせすることにより、手術領域の位置を把握する技術が提案されている [18]。術前 MRI 画像と脳のスライス画像では、画像取得環境などが異なることから、対応する特徴点を取得することが困難である。以上より、[18] では、画像間の相互情報量を評価に用いた位置合わせを行っている。

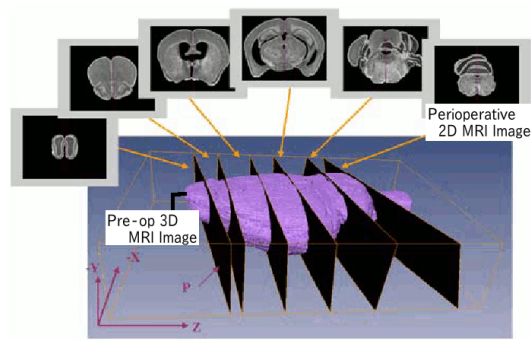


図 2.3: 術前 3DMRI 画像と術中 2D 画像の位置合わせ [18]

## 2.3 歯科分野における情報統合

歯科分野においても、万能な形状情報取得手法は存在せず、様々なモダリティによる情報を取得、併用し診断などを行っている。歯科診療において、まず、治療説明や経過観察のために図 2.4 に示す口腔内写真を取得する。



図 2.4: 口腔内写真

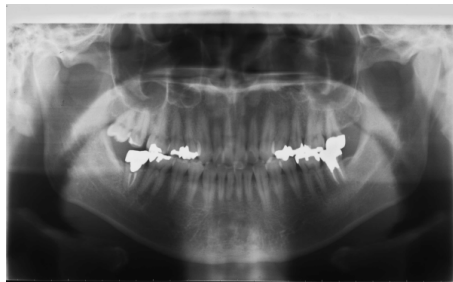
さらに、矯正治療などでは、歯列の三次元的な位置関係を取得する必要があることから、歯列の三次元形状計測を行う必要がある。しかし、MRI や X 線 CT による三次元形状計測が困難であることから、図 2.5 に示すように、三次元形状情報を口腔模型から取得している。





図 2.5: 口腔模型

また、口腔模型からでは歯列の内部情報を観察することができないため、内部情報は図 2.6 に示すように X 線による投影画像により取得している。



(a) パノラマ X 線画像



(b) 側面位頭部 X 線画像

図 2.6: X 線による内部情報の取得

図 2.6 に示すように X 線を用いることで歯列内部情報を取得することが可能となる。しかし、いずれのモダリティにおいても得られる画像は二次元であり、現状において、一般歯科医院では、内部情報を有する三次元形状情報の取得をすることは困難とされている。

以上のように形状情報取得には、様々なモダリティによる手法が存在するが、単一の手法では必要な情報すべてを取得することが困難な事象もある。単一の手法からだけでは取得することの出来ない情報を他のモダリティから互いに補い統合する手法が提案されている。

歯科領域において、前述したようにポリウムデータを取得することが困難であることから、複数のデータを基に歯茎内部の三次元形状の取得手法が提案されている [19–21]。例えば [20, 21] が提案した手法では、複数枚の口腔内法によって取得された X 線画像を用い、歯列の三次元形状を再構成することを試みているが、歯列の全景を再構成することが困難であるという問題点がある。また、歯列模型から取得した、歯列の三次元形状データから歯列位置を取得する手法が提案されている [22] が、口腔模型はテクスチャ情報がないことから、歯列と歯茎の識別を自動で行うことが困難である。口腔内法によって取得された二次元 X 線画像を用い、三次元形状を復元する手法では歯列全景の取得ができないといった問題点から、

歯列全景の内部情報を有した三次元形状の提示は困難とされている。加賀らは、歯列模型に対し、パノラマ X 線画像を投影することで内部情報を与える手法の提案を行った。

印象模型を三次元形状計測し、パノラマ X 線写真撮影時の X 線源と X 線検出器の回転軸を仮想的に設置し、設定した検出器から得られる印象模型のパノラマ X 線画像を出力した。実際に得られたパノラマ X 線画像と仮想パノラマ X 線画像の一致度を計算し、最も一致する回転軸の位置を決定した [23-25]。

さらに、推定された X 線源と X 線検出器を結ぶ線分上にある、印象模型における歯列の厚み情報を取得し、歯列の中心となる点を推定する。出力された歯列中心位置に投影面を作成し、印象模型上にパノラマ X 線画像を投影することで、図 2.7 に示すように内部情報を有する三次元形状を提示することを可能としている。

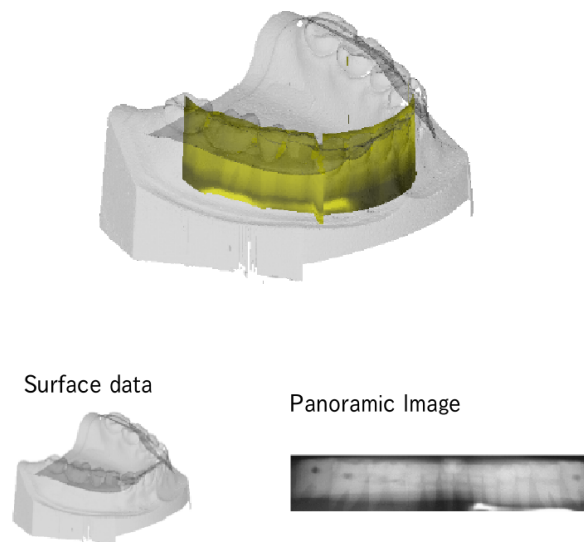


図 2.7: 仮想パノラマ X 線画像を用いた提示手法 [11]

仮想パノラマ X 線写真を用いた手法では歯列全景に対し、内部情報を有する三次元形状を提示することができたが、パノラマ X 線画像において、歯列が観察できない、重なっているといった症例には、対応できない。矯正治療が必要である、歯が捻れて生えたり重なって生えた歯列のような叢生が認められる症例では、歯列全景像を必要とするため、歯列の一部が観察できない状況などでも処理可能な手法が必要がある。

## 2.4 情報統合手法

複数のモダリティによる情報の統合にはいくつかの手法がある。

例えば、複数の画像から対応する特徴点を抽出し、統合する手法が挙げられる。それぞれの画像から対応する特徴となる点を数点抽出し、対応する特徴点が一致する点を探索する手法である。

対応する特徴点間の距離の誤差が最小となる剛体変換を求める。一方の画像の特徴点の座

標値を  $(s_k, t_k)$  とし、もう一方の画像上の特徴点を  $(u_k, v_k)$  とする。  $K$  は特徴点数を示す。画像間の位置合わせのための剛体変換行列を式 (2.1) に示すように  $3 \times 3$  の行列  $C$  とする。

$$C = \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

特徴点同士の距離  $D$  は式 (2.2) のように示すことができる。

$$D = \sum_{k=0}^{K-1} \sqrt{|s_k - (C_{11}u_k + C_{12}v_k + C_{13})|^2 + |t_k - (C_{21}u_k + C_{22}v_k + C_{23})|^2} \quad (2.2)$$

特徴点を用いた統合は、 $D$  の値が最小となるように、二枚の画像間の  $C$  を求めることで行われる。しかし、特徴点を用いる手法では、統合する画像から対応する特徴点の抽出が容易でない場合に適応することが難しい。

特徴点抽出が困難である場合などでは、統合する画像間には輝度値分布などを評価の対象とする手法がある。一致度の評価手法としては、SSD(Sum of Squared Difference)、SAD(Sum of Absolute Difference)、正規化相互相関(NCC:Normalized Cross Correlation)、正規化相互情報量(NMI:Normalized Mutual Information) などを用いる手法が例として挙げられる。

SSD は、統合を行う画像間の輝度値の差の二乗が最小となる位置を探す手法、SAD は、統合を行う画像間の輝度値の差の絶対値が最小となる位置を探す手法である。一方の画像の輝度値の値を  $I(i, j)$  とし、情報を統合するための画像の輝度値の値を  $T(i, j)$  とする。画像の座標値を  $(i, j)$  とし、画像の幅を  $m$  画素、高さを  $n$  画素とする。SSD、SAD は以下のように書くことができる。

$$\text{SSD} = \sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} (I(i, j) - T(i, j))^2 \quad (2.3)$$

$$\text{SAD} = \sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} |I(i, j) - T(i, j)| \quad (2.4)$$

式 (2.3)、式 (2.4) の値がそれぞれ最小である時、統合する画像間の一致度が最も高いと判断することができる。

NCC は以下のように書くことができる。

$$\text{NCC} = \frac{\sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} I(i, j)T(i, j)}{\sqrt{\sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} I(i, j)^2} \sqrt{\sum_{j=0}^{n-1} \sum_{i=0}^{m-1} T(i, j)^2}} \quad (2.5)$$

NCC の値が 1 に最も近いときを、統合する画像同士の一致度が最も高いときと評価することができる。

また、NMI は以下のように書くことができる。

$$\text{NMI}(T, I) = \frac{E(T) + E(I)}{E(T, I)} \quad (2.6)$$

一方の画像の輝度値の値を  $I$  とし、情報を統合するための画像の輝度値の値を  $T$  とする。 $E(T), E(I)$  はそれぞれの画像データのエントロピーを示し、 $E(T, I)$  は結合エントロピーである。 $E(T), E(I), E(T, I)$  はそれぞれ以下の式にしたがう。

$$\begin{aligned} E(T) &= - \sum_{i_T} P(i_T) \log_2 P(i_T) \\ E(I) &= - \sum_{i_I} P(i_I) \log_2 P(i_I) \\ E(T, I) &= - \sum_{i_T, i_I} P(i_T, i_I) \log_2 P(i_T, i_I) \end{aligned} \quad (2.7)$$

$$\begin{aligned} P(i_T) &= \frac{u_{i_T}}{N_T} \\ P(i_I) &= \frac{u_{i_I}}{N_I} \\ P(i_T, i_I) &= \frac{u_{i_T, i_I}}{N_T} \end{aligned} \quad (2.8)$$

$u_{i_I}, u_{i_T}$  はそれぞれの画像の輝度値の頻度を示し、 $u_{i_T, i_I}$  は、あるピクセルにおいて、画像  $T$  では輝度値  $i_T$  を示し、画像  $I$  では輝度値  $i_I$  となる頻度を示す。また、 $P(i_I), P(i_T)$  はそれぞれの画像の輝度値  $i_I, i_T$  の存在確率を示し、 $P(i_T, i_I)$  は  $i_I, i_T$  の同時確率を示す。 $N_s, N_t$  はそれぞれの画像のピクセル数を示す。NMI が最大となる時が画像の一致度が最も高いと評価できる。

提案手法では、カメラパラメータ推定のため、口腔内画像と歯列三次元形状情報の一致度計算を行う。三次元形状データ上には色情報などが確認出来ず、歯列位置の配置など、個人個人によってことなることから、一致度評価には、NMI による評価を用いる。

## 2.5 まとめ

本章では、形状情報の取得と統合について述べた。医療領域では、単一のモダリティからだけによって取得された画像からでは、すべての情報を取得することが困難であることから、様々なモダリティにより対象物体の形状情報の取得が行われている。異なるモダリティによって得られた情報によって補い統合することにより、より有用な情報の取得をする手法が提案されてきた。情報の統合手法には特徴点を用いる手法、輝度値の分布の相関などを用いる手法があり、統合する情報の特徴から最も適した手法を選ぶ必要がある。

本研究において統合する歯列の三次元形状データとパノラマ X 線画像では、対応する特徴点を検出することが困難である。また、加賀らによって提案された手法では、歯間情報を基に統合を行っているが、パノラマ X 線画像上に大きな間隙がある場合が歯列が重なって観察される際には対応できない。ゆえに、本研究では、口腔内画像の色情報を用い、歯列位置を取得し、口腔内画像と三次元形状データを位置合わせすることで三次元形状データ上における歯列位置を推定する。推定された歯列位置に対し、パノラマ X 線画像を重畳することで、叢生が認められる症例においても、三次元口腔模型にパノラマ X 線画像を投影することが可能な手法を提案する。

## 第3章 歯列情報の相補的統合手法

叢生が認められる症例とは歯並びが悪い歯列であり、一般的には矯正治療などが行われる。本章では、叢生が認められる症例に対応する二次元パノラマ X 線画像と三次元形状データの統合手法について述べる。

### 3.1 二次元パノラマ X 線画像と三次元歯列モデルの統合

三次元形状モデル上では、歯列及び歯茎部分の境界に明確な目印となる特徴点などがなく、叢生が認められる症例では、歯の分布が不規則であることから、自動的に歯列領域の識別を行うことが困難である。以上のことから、色情報を持つ口腔内写真を用いることで、歯列と歯茎の識別を行い、三次元形状モデル上に投影することで、三次元モデル上の歯列位置の識別を行う。得られた歯列位置に対し、投影面を作成し、パノラマ X 線画像を投影することで、二次元パノラマ X 線画像と三次元歯列モデルの統合を行う。

図 3.1 に二次元パノラマ画像と三次元形状データの統合のためのシステムの流れを示す。

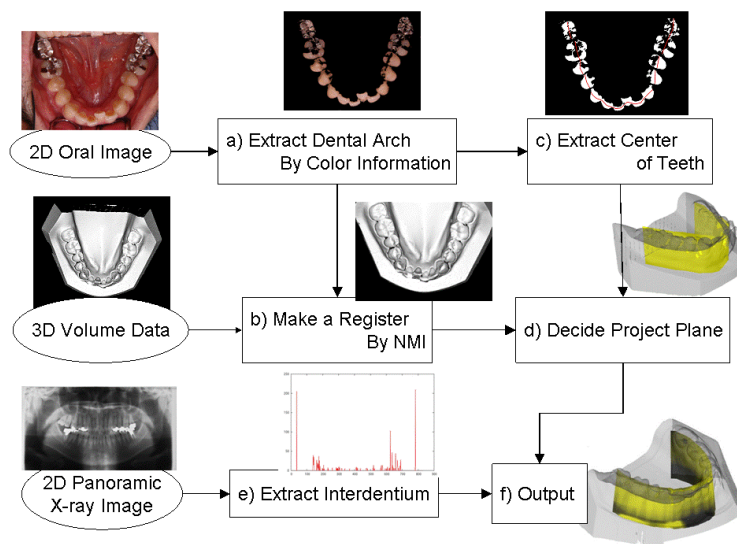


図 3.1: フローチャート

図 3.1 に示すように、二次元パノラマ X 線画像と三次元の印象データの位置合わせを以下の手順に従って行う。

- a 二次元口腔内写真から色情報を基に歯冠を抽出する。
- b 抽出した二次元歯冠情報と三次元形状データの位置合わせを行う。
- c 二次元口腔内写真から歯列中心線を取得する。
- d 三次元形状データ上における X 線写真の投影面を決定する。
- e 二次元パノラマ X 線写真から歯間情報を元に各歯列を抽出する。
- f 液晶シャッタを用い三次元形状を出力する。

## 3.2 歯列データの取得

本研究では、歯列データとして、パノラマ X 線画像、口腔内写真、印象模型を用い、歯列情報の統合を行う。以下にそれぞれのデータの取得手法について紹介する。

### 3.2.1 二次元パノラマ X 線画像の取得

パノラマ断層撮影法とは X 線を用いて、対象となる歯列部分のみを鮮明に映すための手法である。X 線の照射条件は骨格により変化するが、一般的に管電圧 70 ~ 80kV、管電流 10mA、照射時間は 15 秒である [26,27]。X 線源から照射される X 線はスリットにより絞られ、歯列に照射される。パノラマ断層撮影法の一つとして図 3.2 で示されるような一軸回転方式による手法が存在する。

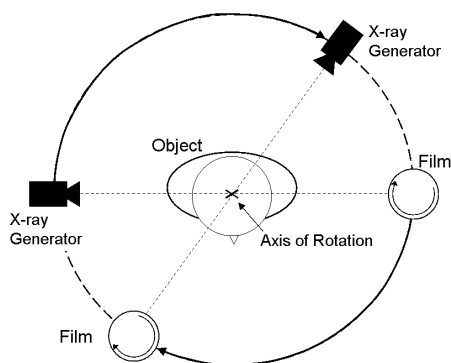


図 3.2: 一軸回転方式によるパノラマ断層撮影法

一軸回転方式では、X 線源とフィルムが被写体を挟んで対称な位置にあり、回転軸を中心として X 線源とフィルムが同期して公転する。また、フィルムが自転することにより、フィルム上の照射領域は、フィルムと X 線源が公転している間変化する。フィルムに投影される画像が、回転軸上に X 線源を置いたときの投影図と考えることが出来るため、歯列と回転軸の距離により出力される歯列の幅が異なる。

一軸回転方式によるパノラマ断層撮影法では、投影される画像に歯列以外が含まれないように断層撮影法を用いている。以下では断層撮影法の原理について述べる。

断層撮影法とは、X 線撮影で重なってくる障害物をぼかし、フィルムに平行な被写体の特

定の距離にある部分を鮮明に投影する手法である。また、鮮明に投影される面を断層面と呼ぶ。断層撮影法では図 3.3 に示すように線源とフィルムを同期して動かす。

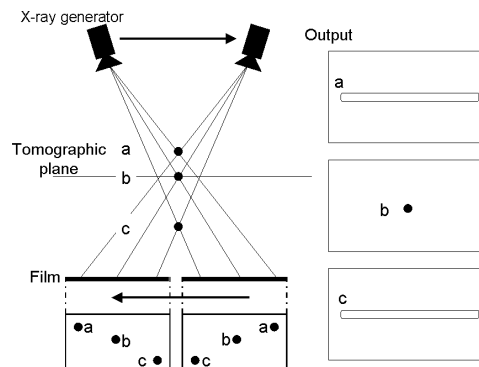


図 3.3: 断層撮影法

図 3.3 に示すように映したい面上の点 b は、投影画像において鮮明な点となり、他の面上にある点 a、点 c はぼけた画像となる。つまり、X 線源とフィルムが同期して動くことで、ある面上の点のみを鮮明に映すことができる。

図 3.4 にパノラマ断層撮影法によって得られたパノラマ X 線写真を示す。

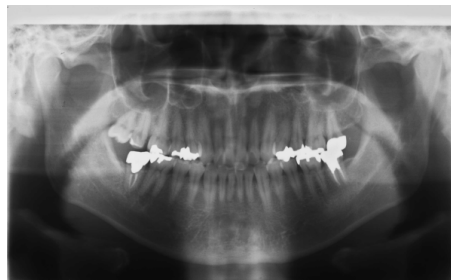
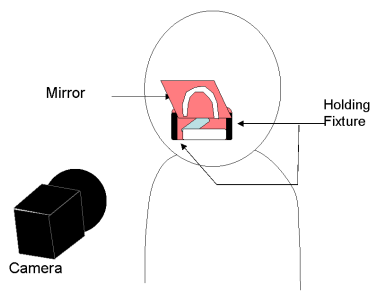


図 3.4: パノラマ X 線写真

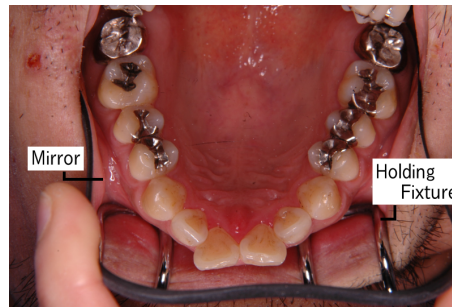
### 3.2.2 二次元口腔写真の取得

口腔写真とは、口を留め具により開けたままの状態に固定し歯列を、一般的なデジタルカメラなどを用いて撮影された写真である。上方から撮影した写真を得るために口腔内に鏡を入れて撮影する。口腔写真の例を図 3.5 に示す。





(a) 口腔内写真撮影手法



(b) 口腔内写真

図 3.5: 口腔内写真

### 3.3 印象による三次元形状データの取得

#### 印象による口腔模型の作成

印象とは原型の型を採ることであり、歯列の印象を基に作成された模型を口腔模型と呼ぶ。印象は図 3.6 に示すように、印象材を盛った印象トレーを歯列に押し当て、固まるまで保持し、口腔模型の鋳型となる印象を得る。印象材が固まり次第、歯列から離し、流水で唾液を流した後に、石膏を流し込むことで口腔模型を作成する。

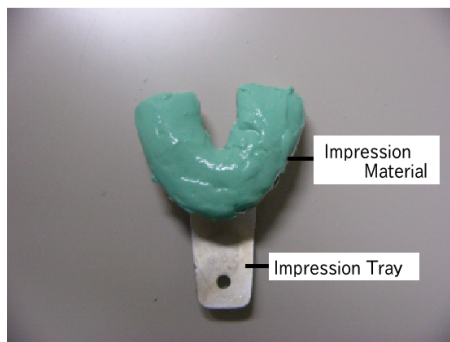


図 3.6: 印象採取

#### 口腔模型からの三次元形状データの取得

口腔模型の作成を行った後、形状計測を行い、三次元形状データを取得する。三次元形状データの取得にはステレオ法による形状計測を用いる [28, 29]。

ステレオ法による距離計測の概略を図 3.7 に示す。カメラ 1、カメラ 2 それぞれの画像の中心から点  $P(X, Y, Z)$  を画像平面上に投影した点の  $x$  座標をそれぞれ  $x_1$ 、 $x_2$  とすると、 $d = |x_1 - x_2|$  の視差が生じる。視差  $d$  より三角形の相似比を用い、物体の奥行き  $Z$  を算出することができる。同様に三角形の相似比を利用し  $X$ 、 $Y$  についても算出することで、点  $P(X, Y, Z)$  の座標は式 (3.1) のように求めることができる。点  $P(X, Y, Z)$  はカメラ 1 の座標



系における座標値である。

$$(X, Y, Z) = \left( \frac{x_1 l}{d}, \frac{y_1 l}{d}, \frac{f l}{d} \right) \quad (3.1)$$

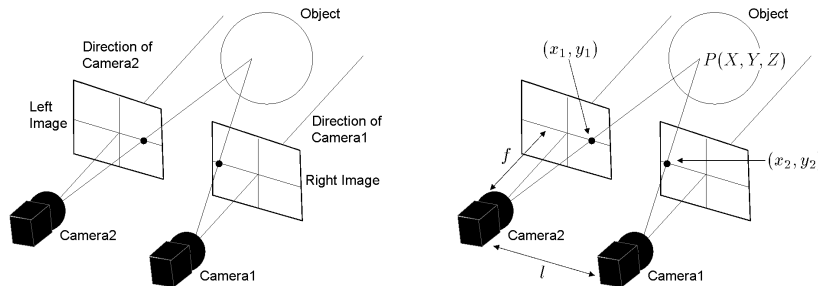


図 3.7: ステレオ法による距離計測

スリット光投影法は、図 3.8 に示すように、図 3.7 における二台のカメラの片方をスリット光源に置き換えて測定する手法である。固定された光源とカメラの位置、カメラから得られた画像から三角測量を行い距離画像を取得する手法である。

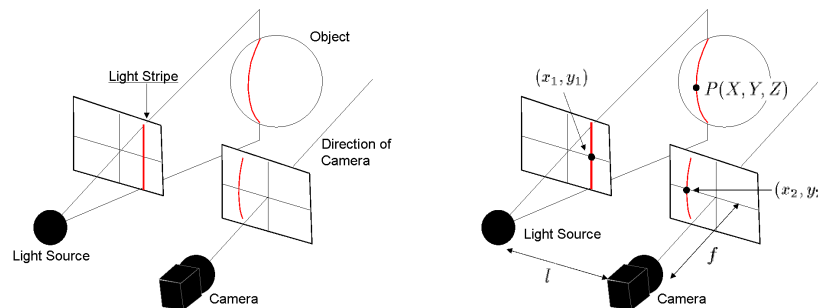


図 3.8: スリット光撮影法

本稿では歯列に模様がないことからスリット光投影法により三次元形状計測を行う。

### 3.4 口腔内写真からの歯列の切り出し

口腔内写真からの歯列の切り出しは色情報に基づいて行う。画像の色情報を元に歯冠を抽出するために、閾値処理を行う。本稿では、歯茎は歯列と比較して、赤色成分が大きいことに着目し、HSV 色空間を用い閾値処理を行う。

HSV 色空間とは、 $H$  が色相、 $S$  が彩度、 $V$  が明度を示す空間であり、式 (3.2)-(3.4) によって RGB 値から求められる。

$$H(x, y) = \begin{cases} 60 \times \left( \frac{G - B}{\text{MAX} - \text{MIN}} \right) & \text{if } \text{MAX} = R \\ 60 \times \left( \frac{B - R}{\text{MAX} - \text{MIN}} + 20 \right) & \text{if } \text{MAX} = G \\ 60 \times \left( \frac{R - G}{\text{MAX} - \text{MIN}} + 40 \right) & \text{if } \text{MAX} = B \end{cases} \quad (3.2)$$

$$S(x, y) = \frac{\text{MAX} - \text{MIN}}{\text{MAX}} \quad (3.3)$$

$$V(x, y) = \text{MAX} \quad (3.4)$$

ここで、MAX、MIN はピクセル  $(x, y)$  における  $R, G, B$  の値の最大値、最小値をそれぞれ示す。H、S、V についてそれぞれ閾値処理を行い歯冠の抽出を行う。

### 3.5 二次元口腔内画像と三次元歯列モデルの位置合わせ

歯列領域を切り出した二次元口腔画像と三次元歯列モデルを仮想的に観察した画像との位置合わせを行うことで、二次元口腔画像が取得された際の三次元歯列モデルにおけるカメラ位置の推定を行う。位置合わせは正規化相互情報量 (Normalized Mutual Information, NMI) を評価に用い行う。

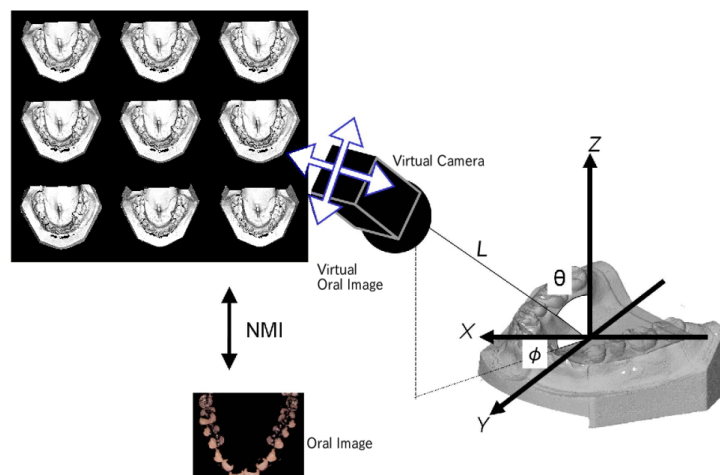


図 3.9: 口腔写真と三次元歯列モデルの位置合わせ

図 3.9 における仮想カメラで観察される画像の座標  $(x_p, y_p)$  は、式 (3.7) に示すように、三次元歯列モデルのグローバル座標系  $(X, Y, Z)$  に対し、視野変換、透視射影変換を行うことによって得られる。口腔内画像撮影に用いたカメラの内部パラメータ  $A$  を式 (3.5)、外部パ

ラメータ  $B$  は式 (3.6) としたとき、グローバル座標系と観察される画像の座標系は式 (3.7) の関係に従う。

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

$$\mathbf{B} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{AB} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

$f$  はカメラの焦点距離を示す。また、捻れなど叢生が認められる症例が発生することが少ないとされる両側の第一大臼歯に三次元形状上、口腔内画像の両方に特徴点を手動で二点取得し、カメラの  $Y$  軸回りの回転を限定する。グローバル座標系におけるカメラ位置を  $(X_c, Y_c, Z_c)$  としたとき、 $B$  は式 (3.9) となる。

$$\mathbf{B} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -X_c \\ 0 & 1 & 0 & -Y_c \\ 0 & 0 & 1 & -Z_c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

$$= \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & -X_c \\ \cos \phi \sin \theta & \cos \phi \cos \theta & -\sin \phi & -Y_c \\ \sin \phi \sin \theta & \sin \phi \cos \theta & \cos \phi & -Z_c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

図 3.9 に示すように、角度  $\theta, \phi$ 、距離  $L$  を変化させることで、観察される三次元形状データの画像が変化する。ただし、用いるカメラの画角から  $P$  は既知の値である場合は  $L$  を一意に決定することができるが、カメラの画角が未知の場合は  $L$  の値を式 (3.10) を満たすようにカメラ垂直画角  $\psi$ 、距離  $L$  を変化させる。

$$2L \tan \frac{\psi}{2} = \alpha \quad (3.10)$$

$\alpha$  は口腔内画像の縦サイズを示す。ある角度、距離から観察されるレンダリング画像と 2.4 節で取得された歯列領域の式 (2.6) で得られる NMI の値をそれぞれ算出する。角度、距離を変化させ、得られた NMI の値が最大となる点が最も一致する画像となり、口腔内写真を撮影した際のカメラ位置が推定される。

### 3.6 三次元形状における二次元パノラマ画像の投影面の決定

パノラマ X 線画像を三次元形状データ上の適切な位置に投影することで統合を行う。パノラマ X 線画像の投影面は、歯の中心点同士を結んだ線を基に作成する。また、歯列弓が連続して存在しない場合、連続している歯列領域を抽出し、各歯列領域において歯の中心を抽出する。三次元形状データにおける各歯の歯列中心座標を得るために、まず、口腔内写真から歯列の中心を取得する。さらに、3.5 節で述べた三次元形状情報と口腔内写真の関係を元に三次元形状データ上における歯列の中心座標を取得する。

連続した歯列領域の抽出



図 3.10: 連続していない歯列

図 3.10 に示すように、歯列が連続していない叢生症例の場合を考慮するため、連続している歯列を一つの領域とし、歯列弓をいくつかの領域に分割する。3.4 節で得られた歯列画像に対して二値化処理を行い、四近傍のラベリング処理を施す。

口腔内写真における歯列中心の取得

図 3.11 における黄色の線上における輝度値について考える。歯列部分は歯茎部分に対し、高輝度であることから、歯列の位置情報を得ることができる。得られた歯列位置から、歯列の中心を算出する。ラベリングを行った連続領域において、領域の  $x$  軸方向の幅  $W$  に対し、 $y$  軸方向の幅  $H$  が大きい場合は輝度値を  $x$  軸方向に取得し、歯列領域および、歯列中心を抽出する。領域の  $y$  軸方向の幅  $H$  に対し、 $x$  軸方向の幅  $W$  が大きい場合は同様に輝度値を  $y$  軸方向に取得し、歯列領域および、歯列中心を抽出する。

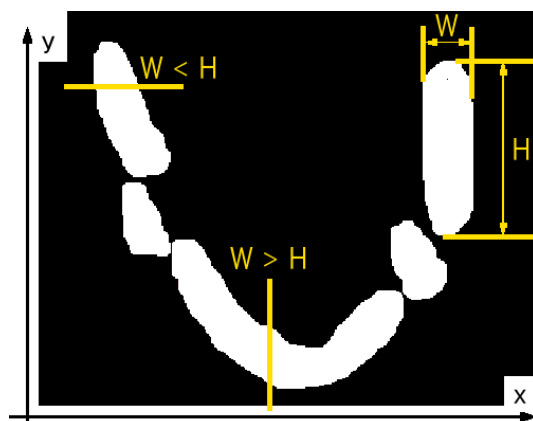


図 3.11: 口腔写真における歯列中心の抽出

### 三次元形状データ上の投影面の作成

手動で設定した第一大臼歯の座標値を用い、図 3.12 に示すように、口腔内写真上の歯列中心座標から三次元形状情報上の座標値を取得する。三次元形状データ上の第一大臼歯の座標値を  $(X, Y, Z)$  とし、口腔内写真における第一大臼歯を  $(x_0, y_0)$ 、歯列中心の座標値を  $(x_n, y_n)$  としたとき、三次元形状データにおける歯列中心座標は式 (3.11) で得られる。

$$(x_n, y_n, Z - ((x_n - x_0) \sin \phi + (y_n - y_0) \cos \theta)) \quad (3.11)$$

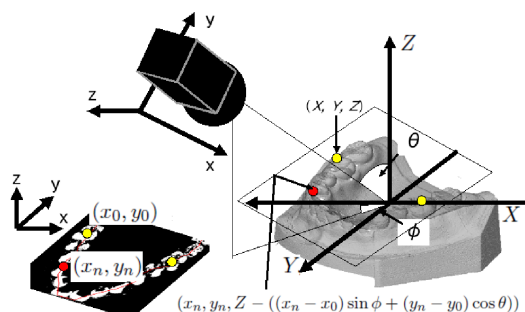


図 3.12: 三次元形状への投影

$(X, Y) = (x_0, y_0)$  とし、歯列投影面は  $XY$  平面に対し垂直であると仮定する。

## 3.7 パノラマ X 線画像における歯間抽出

連続領域の歯列投影面に対し、対応するパノラマ X 線写真をそれぞれ貼り付ける。パノラマ X 線画像において、輝度値を取得し、パノラマ X 線画像の切り分けを行う。パノラマ X 線画像では、歯列の詰め物のようなインプラントの部分、歯列が重なっている部分の像は、輝度値が高く、歯間部分では、輝度値が低く映し出される。図 3.13 において、隣り合う歯

と歯が接触する点である、コンタクトポイントを手動で数点取得し、線分で結んだものを赤線で示している。パノラマ X 線画像上の赤線上の輝度値情報を取得し、パノラマ X 線画像の輝度値を画像横方向に微分したとき、歯間、インプラント、歯列が重なっている点の境界においては他の歯列位置に対し、輝度値が高くなっていることから、閾値を設定し境界の識別を行う。閾値を越える座標値が歯間および、歯列の重なっている部分の境界であることから、ラベリング処理を行った領域に対応する点を選出し、パノラマ X 線画像の切り分けを行う。

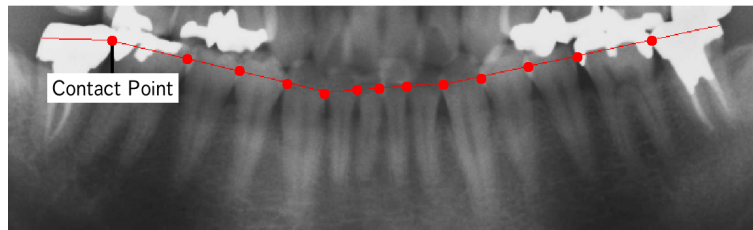


図 3.13: パノラマ X 線画像の歯間抽出

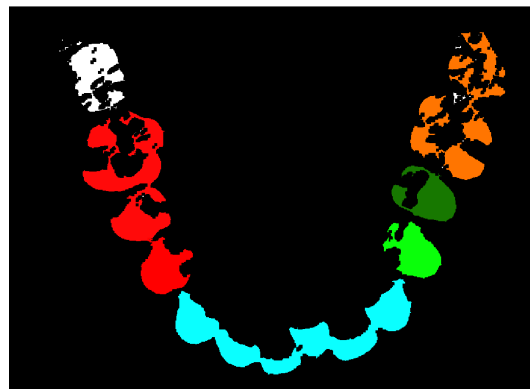


図 3.14: ラベリング処理結果

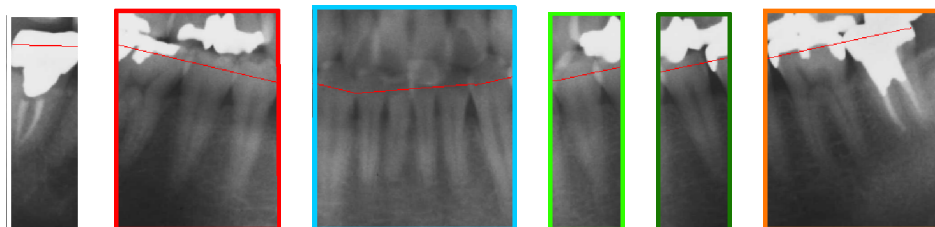


図 3.15: 切り分けたパノラマ X 線画像

### 3.8 まとめ

本章では、三次元形状データと二次元パノラマ X 線写真の統合手法について述べた。三次元形状データからでは歯列位置を識別することが困難であることから、口腔内写真の色情報に基づき歯冠位置を取得することで三次元形状データ上の歯列位置の推定を行う。また、叢生が認められる症例において、歯列に対し、パノラマ X 線画像を投影するために、ラベリング処理により、各連続する領域に対し、投影面を作成することで、歯列位置に対する投影を可能とする。さらに、歯列の連続領域に対応するパノラマ X 線画像を投影するために、パノラマ X 線画像の切り分けを行う。パノラマ X 線画像ではインプラント、歯間では通常歯列部分に対し、輝度値が大きく異なることを利用し、切り分けを行う。以上の手法を基に三次元形状データに対し二次元パノラマ X 線画像の投影を行う。

## 第4章 複数モダリティ歯列情報統合実験

本章では、3章で述べた手法により三次元形状データとパノラマ X 線画像の統合実験を行った結果を示す。本研究では五例のデータに対し統合実験を行った。

### 4.1 実験データ

本研究で用いたデータについて以下に示す。パノラマ X 線画像はいずれも一軸パノラマ断層撮影装置 PANOURAFW(株式会社吉田製作所) により取得されたものである。また、三次元形状モデルはいずれも計測装置 VMS150R-D(UNISN Inc., 大阪) を用い、スリット光投影法により三次元形状計測行われた。

症例 1 画素数 900×652 の口腔内写真、画素数 832×248 のパノラマ X 線画像、および口腔模型を三次元形状計測した三次元形状モデルを用いた。左側中切歯に叢生が見られる。

症例 2 画素数 768×580 の口腔内写真、画素数 540×160 のパノラマ X 線画像、および口腔模型を三次元形状計測した三次元形状モデルを用いた。右側第二小臼歯の叢生が見られる。また、左側側切歯、犬歯に叢生が見られる。

症例 3 画素数 900×672 の口腔内写真、画素数 918×248 のパノラマ X 線画像、および口腔模型を三次元形状計測した三次元形状モデルを用いた。右側中切歯、側切歯に叢生が見られる。

症例 4 画素数 900×672 の口腔内写真、画素数 864×284 のパノラマ X 線画像、および口腔模型を三次元形状計測した三次元形状モデルを用いた。左側中切歯に叢生が見られる。

症例 5 画素数 900×672 の口腔内写真、画素数 844×284 のパノラマ X 線画像、および口腔模型を三次元形状計測した三次元形状モデルを用いた。右側中切歯と側切歯、左側側切歯と犬歯に叢生が見られる。

各症例において観察される特徴として、症例 1、症例 2 の二症例では歯列にインプラントが含まれている。また、症例 4、症例 5 では下歯の口腔内写真において上歯が写り込んでいる。口腔内写真、パノラマ X 線画像、三次元形状モデルの一例を図 4.1 に示す。





図 4.1: 実験データ

口腔内写真は鏡を用い撮影を行うことから、実際に観察される歯列と左右対称の関係にある。以下、パノラマ X 線画像と三次元形状モデルの融合までの各処理の経過を症例 1 を用い示す。症例 1、症例 2 では 35mm 換算で垂直画角 13deg、焦点距離が 102mm のデジタルカメラを用いた。

## 4.2 閾値処理による歯冠抽出

3.4 節で述べたように口腔内写真を HSV 色空間で閾値処理することで、歯茎の領域を削除する処理を行う。歯茎は赤色成分が多いと考えられることから HSV 色空間において、赤色領域を示す色相の値が 0 から 30、330 から 360 の領域について処理を行う。歯列部分が白色の成分が多いと考えられることから、彩度が 0.5 以上を持つピクセルを歯茎と認識する。歯茎と認識された画素に対して、RGB 値すべてを 0 にする処理を行った。

上記の処理を行った後、歯列部位の輝度値を 255、歯茎部位を 0 とする二値化を行った画像を図 4.2 に示す。



図 4.2: HSV 値を元に閾値処理

図 4.2 に示すように口腔写真から歯冠の抽出を行うことができた。しかし、症例 4,5 では口腔内写真上に上歯が写っていたため、今回は手動で取り除いた。図 4.2 を基に以下ラベリング処理を行い歯列中心、投影面の作成を行う。症例 4、症例 5 においては下歯の口腔内写真に上歯が写り込んでいたことから、上歯を手動で除去した。

### 4.3 歯列中心線の抽出

抽出された歯冠領域に対して四近傍によるラベリング処理を行い、連続領域の抽出を行った結果を図 4.3 に示す。

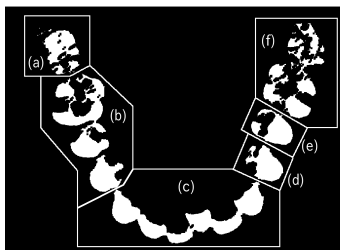


図 4.3: ラベリング処理結果

図 4.3 に示されたデータでは、六つの連続領域を取得することができた。図 4.3 において (c) 領域では画像縦方向に輝度値情報を取得、その他の領域では、画像横方向に輝度値を取得し、歯列中心を算出する。同様に症例 2 では五つの連続領域、症例 3-5 は一つの連続領域を取得することができた。

図 4.4 に歯列中心線を抽出した結果を示す。図 4.2 で得られた歯列弓から 3.4 節で述べた手法を用いて、輝度値情報を基に歯列中心点を抽出した。



図 4.4: 歯列中心線の抽出

### 4.4 カメラパラメータの推定

三次元形状データと口腔内写真の対応を取得するため、口腔内写真撮影時のカメラパラメータの取得を行う。それぞれのカメラ位置から得られる画像と口腔内画像の一致度をそれぞれ算出し、最も一致度の高いカメラ位置を推定した。一致度計算は 3deg 毎に NMI の計算した後に、最も一致度の高いパラメータ付近を 1deg、0.1deg 毎に再び NMI に基づいて探索した。図 4.1 の症例 1 における実験を行った結果を以下の表に示す。

表 4.1: 3deg 間隔の NMI 結果

-	$\phi=-3\text{deg}$	0deg	3deg
$\theta=0\text{deg}$	0.831015	0.83081	0.830810
3deg	0.834945	0.833800	0.834106
6deg	0.835891	0.834775	0.857416
9deg	0.836593	0.835265	0.858027
12deg	0.835442	0.835486	0.835600

表 4.2: 1deg 間隔の NMI 結果

-	$\phi=-4\text{deg}$	-3deg	-2deg
$\theta=7\text{deg}$	0.835873	0.835870	0.835894
8deg	0.835866	0.858976	0.858965
9deg	0.835946	0.836593	0.836435
10deg	0.835872	0.836463	0.836545
11deg	0.836467	0.836563	0.836459

表 4.3: 0.1deg 間隔の NMI 結果

-	$\phi=-3\text{deg}$	-2.9deg	-2.8deg	-2.7deg	-2.6deg
$\theta=9.0\text{deg}$	0.836593	0.836435	0.836566	0.836758	0.836795
9.1deg	0.836641	0.856645	0.856675	0.836798	0.836873
9.2deg	0.836772	0.836615	0.836664	0.836823	0.836849
9.3deg	0.836702	0.836665	0.836681	0.836816	0.836809
9.4deg	0.836844	0.836823	0.836898	0.836850	0.836874
9.5deg	0.836725	0.836763	0.836809	0.836840	0.836875

症例1において、NMIの結果から図4.5に示すように、カメラパラメータは、 $\theta = 9.4\text{deg}$ 、 $\phi = -2.8\text{deg}$ と推定された。



(a) 口腔内写真



(b)  $\theta = 9.4\text{deg}$ ,  $\phi = -2.8\text{deg}$ におけるレンダリング像

図 4.5: NMI による一致度計算結果

すべての症例における、一致度計算の結果から求めたカメラパラメータを表4.4に示す。

表 4.4: 探索結果

	$L$ pixel	$\theta$ deg	$\phi$ deg
症例 1	-	9.4	-2.8
症例 2	-	0.2	10.7
症例 3	327	2.1	1.3
症例 4	327	28.7	0.1
症例 5	327	32.2	0.3

## 4.5 パノラマ X 線画像の切り分け

ラベリング処理の結果からパノラマ X 線画像を六つの領域に切り分ける。図 4.6 に示す赤線は、パノラマ X 線における歯列のコンタクトポイントを五点手動でとり、直線で結んだものである。赤線上のパノラマ画像の輝度値を取得し、画像横方向において輝度値変化が大きい座標値を取得する。画像横方向に輝度値を微分し、絶対値として出力した結果を図 4.6(b) に示す。ラベリング処理と図 4.6(b) からパノラマ X 線画像の切り出しを行う。切り出しを行う際、コンタクトポイントを結んだ直線に対し、垂直方向に切り取る。

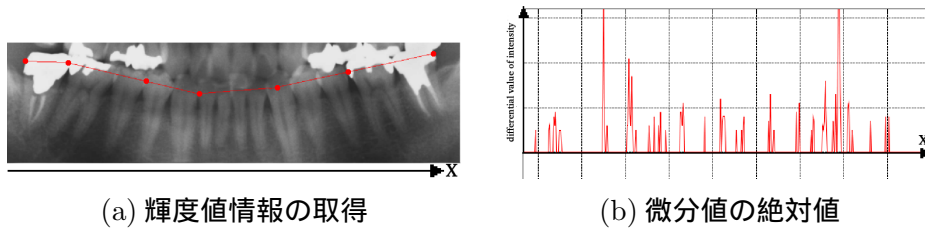


図 4.6: パノラマ X 線画像の切り分け

#### 4.6 三次元モデルとパノラマ X 線画像の統合

得られた口腔内写真における歯列中心線を三次元モデルに逆投影し、三次元モデル上の歯列投影面とする。三次元形状モデル上にパノラマ X 線画像を投影した結果を図 4.7 に示す。

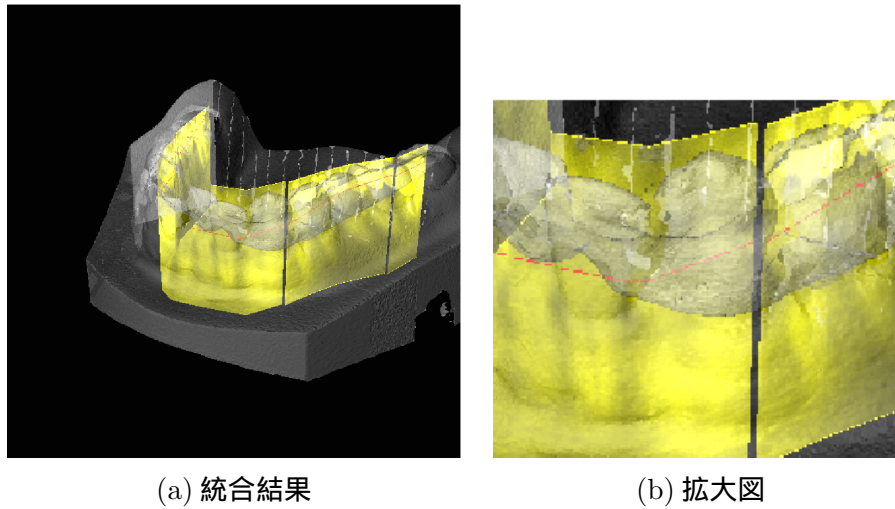


図 4.7: 三次元モデルにパノラマ X 線の統合

実験を行った五症例において、口腔内画像を色情報を用いた閾値処理、ラベリング処理した結果症例 1,3,4,5 における中切歯および側切歯に叢生が見られるが、ラベリング処理の結果連続領域として識別された。

症例 2-5 において見られた叢生部分について図 4.9-図 4.12 に示す。症例 2 における第二小臼歯上に見られる叢生部位ではラベリング処理の結果、連続していない領域と識別されたため、投影面が各々の連続領域毎に作成されていることが観察できる。一方、症例 3-5 において、中切歯に見られる叢生は連続領域として識別された。

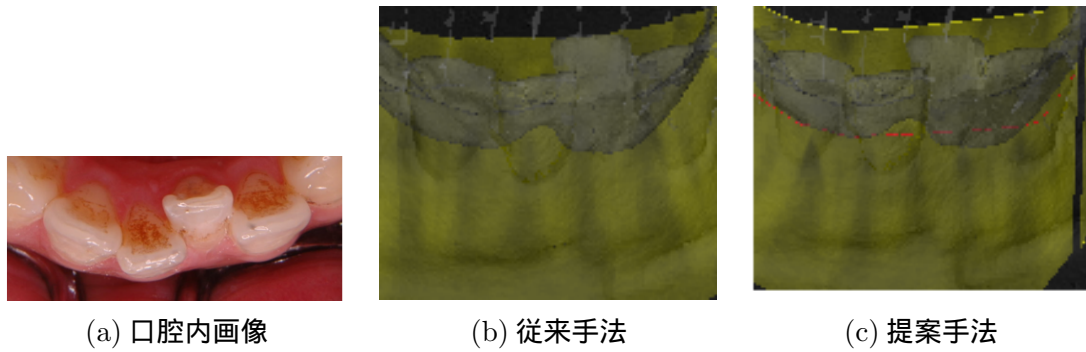


図 4.8: 症例 1 における叢生部位

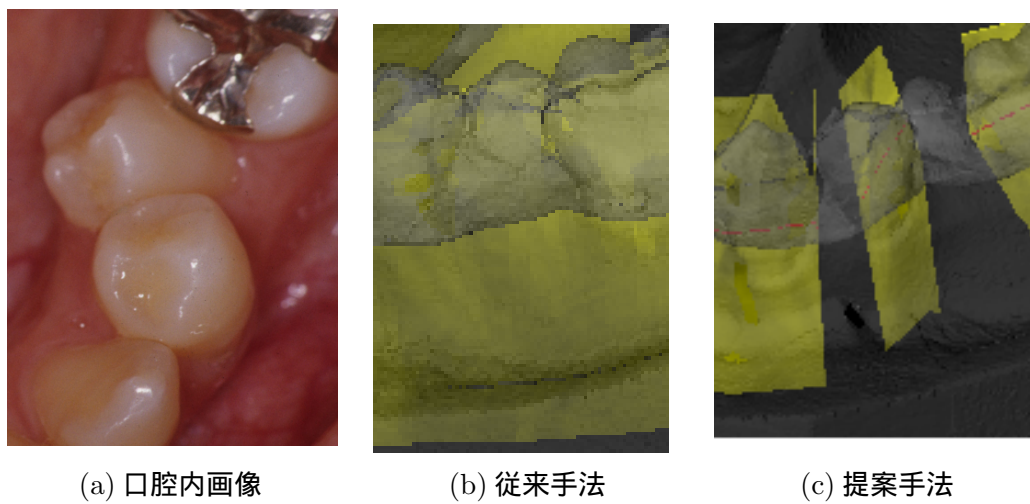


図 4.9: 症例 2 における叢生部位

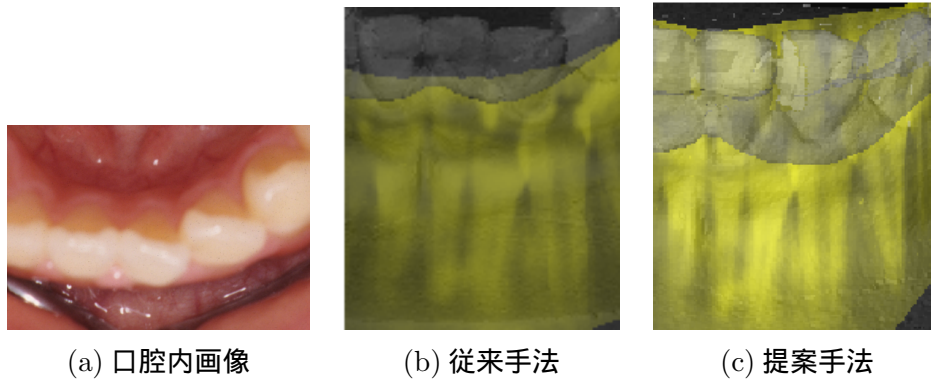


図 4.10: 症例 3 における叢生部分

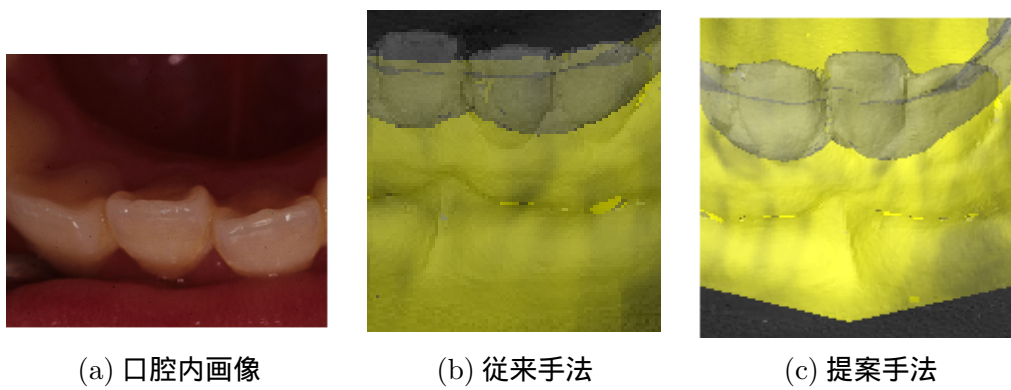


図 4.11: 症例 4 における叢生部分

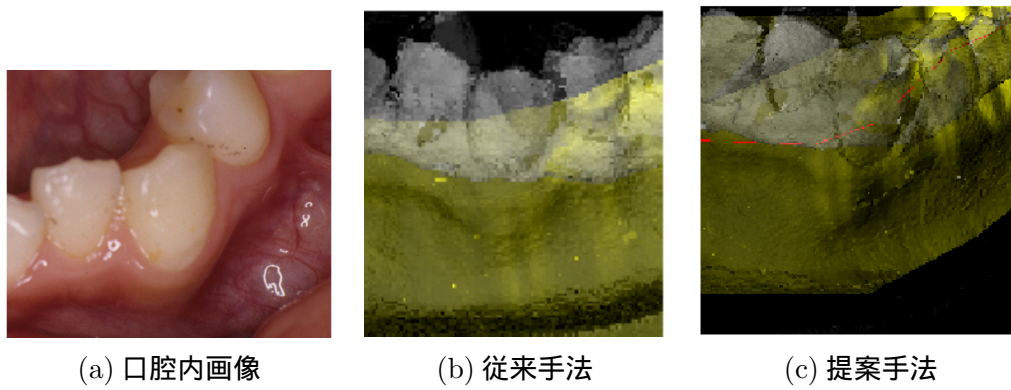


図 4.12: 症例 5 における叢生部分



図 4.13 は症例 2 に見られる叢生部位を示している。図 4.13(a) は従来手法によって作成された投影面である。赤枠はパノラマ X 線画像における第二小白歯位置を示しているが、従来手法では、三次元形状データにおいて、内側に生えている第二小白歯上に投影面が作成されないことから、三次元形状データ上における第二小白歯の位置に対し、パノラマ X 線画像上の第二小白歯が投影されていない。一方で、提案手法では、歯列位置の識別を行った後に投影面を作成したことから、三次元形状データ上の第二小白歯上において投影面が作成されていることが観察される。

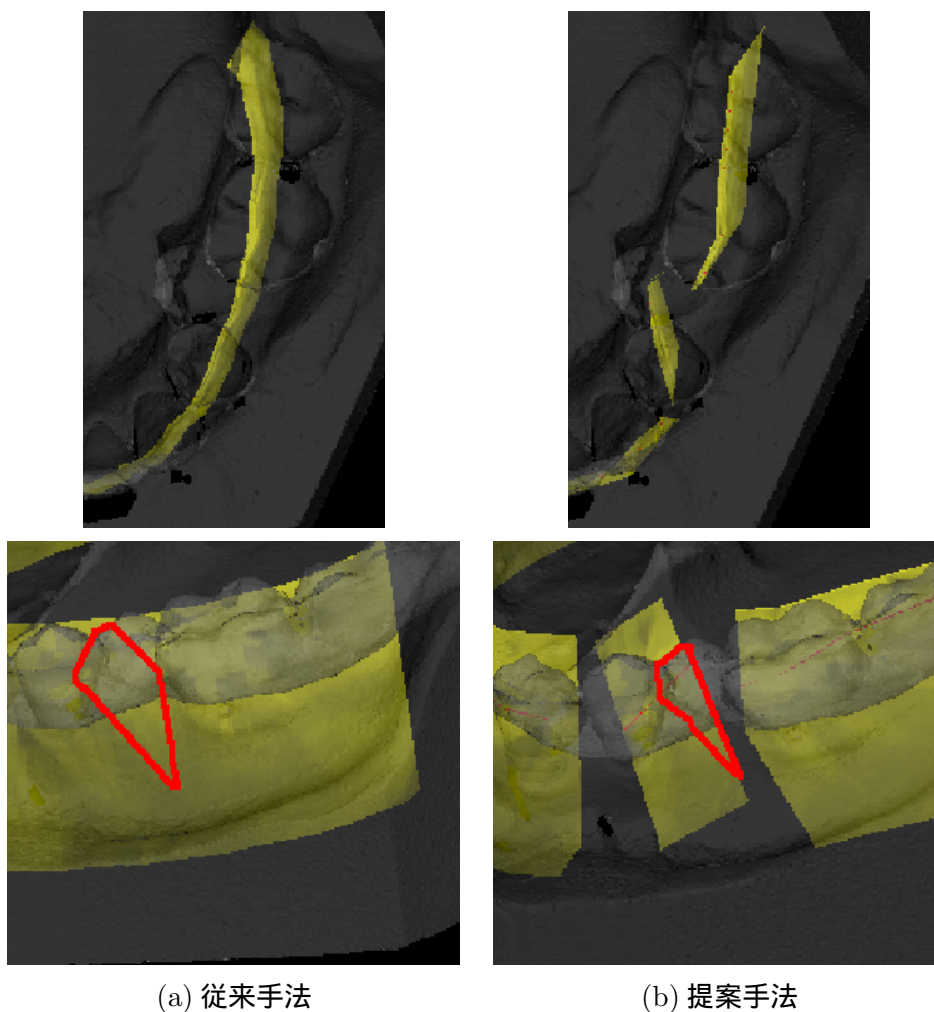


図 4.13: 従来手法との比較



## 4.7 投影結果の三次元情報提示

提案手法により、歯列三次元形状データ上にパノラマ X 線画像の重畳を行い、内部情報を有する三次元形状情報の提示を行った。出力された、三次元形状データを立体視することで、視覚的に三次元形状を観察する実験を行った。立体視のための手法として、液晶シャッタ方式による三次元立体提示を行った。

三次元立体視のためのシステム図および、用いた装置の諸元を図 4.14、表 4.5、表 4.6 に示す。

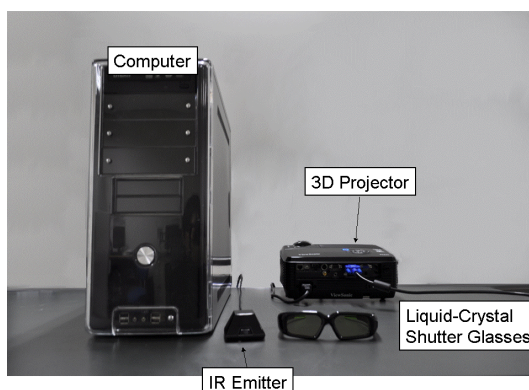


図 4.14: 液晶シャッタによる三次元提示システム

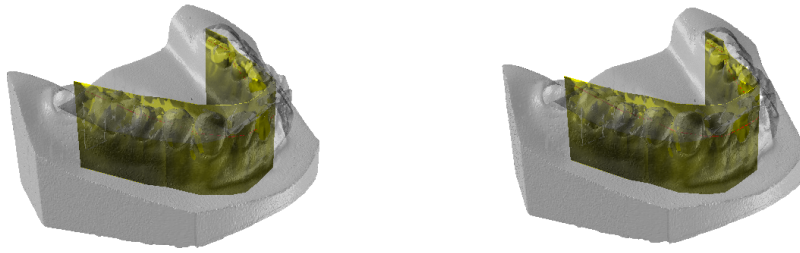
表 4.5: PC の仕様

CPU	Intel(R) Core2 Duo E7500 2.93GHz
Memory	2.0GB
グラフィックボード	NVIDIA Quadro 4000
OS	Microsoft 社製 Windows7 HomePremium
開発環境	Microsoft 社製 Visual Studio 2010

表 4.6: プロジェクタの仕様

プロジェクタ	日本バイナリ社製 ViewSonic PJD 6531w
提示周波数	120Hz
グラフィックボード	NVIDIA Quadro 4000
解像度	1280 × 720

また、提示した画像を図 4.15 に示す。



(a) 右目用画像

(b) 左目用画像

図 4.15: 提示画像

三次元立体視により、出力された三次元形状データを視覚的に三次元形状として観察することが可能となった。視覚的に歯列情報を三次元で認識することが可能となり、叢生部位における歯列の位置関係などを容易に理解することが可能となった。

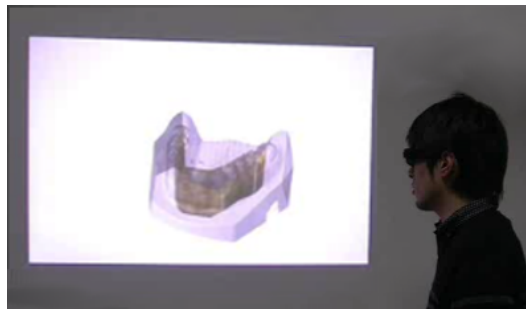


図 4.16: 液晶シャッタによる三次元提示

## 4.8 まとめ

本章では、三次元形状モデルに対し、パノラマ X 線画像の投影を行った。三次元形状モデルでは歯列位置に関する情報が含まれないが、叢生が認められる症例において投影を行うためには、歯列位置情報を取得する必要がある。口腔内写真の色情報を用い、歯冠位置を取得し、ラベリング処理を行った後、連続領域毎に投影面を作成することで叢生が認められる場合においても歯列位置に投影を行うことが可能となった。また、液晶シャッタを用いた三次元形状提示により、視覚的に三次元形状を三次元として観察することが可能となった。

## 第5章 おわりに

本研究では、歯並びが悪い、叢生が認められる症例に対し、内部情報を有する三次元形状情報の提示を行うために、二次元口腔写真を用いパノラマ X 線画像による二次元情報と三次元形状情報の統合を行う手法を提案した。従来の手法では、パノラマ X 線画像で歯列が確認出来ない、歯列が重なっているなどの叢生が認められる症例において対応することが出来なかった。提案手法では口腔内写真の色情報から歯列位置を取得し、三次元形状モデルと位置合わせすることで、三次元形状内における歯列位置を識別することが可能となった。抽出した三次元形状モデル内における歯列位置において、パノラマ X 線画像のための投影面を作成し、投影を行うことで、叢生が認められる症例においても情報の統合ができる可能性が示唆された。加えて、液晶シャッタを用い立体視をおこなうことで視覚的に三次元の歯列形状の提示を行うことが加納となった。

患者への説明に三次元 CG を利用することで、視覚的に形状情報を理解する手助けとなる提示ができると考えられる。提案手法を拡張し、提示された三次元形状に触れることが可能であれば、患者医師間のコミュニケーションだけでなく、歯科領域における手術支援などに利用できる可能性があると考えられる。以上の点より、内部情報を持つ三次元形状モデルの生成は、歯科領域において治療計画や治療過程の記録に有効利用されると考えられる。

## 謝 辞

本研究において、研究環境を提供し、親身になって御指導、御助言等を頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科大城理教授に心から深く感謝するとともに、篤く御礼申し上げます。修士論文執筆にあたり、副査として、貴重な御助言を頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科和田成生教授に篤く御礼申し上げます。また、本研究を通して様々な視点から多くの有益な御指導、御助言を与えてくださり、叱咤激励を頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科井村誠孝准教授、黒田嘉宏助教、山梨大学大学院医学工学総合研究部鍵山善之助教に篤く御礼申し上げます。

本研究を進めるにあたり、様々な方の協力を得ました。歯学と工学の両方の知見から有益なアドバイスを頂きました大阪大学大学院歯学研究科高田健治教授、臨床医工学融合研究センター八木雅和特任准教授に厚く御礼申し上げます。歯学の分野において惜しみなく協力して頂きました大阪大学大学院歯学研究科東寛子先生に深く感謝致します。パノラマ撮影を実施するにあたり、ご協力頂きました柳矯正歯科柳清仁先生、鳥井美帆先生に厚く御礼申し上げます。本研究のきっかけをくださった京都大学医学部附属病院医療情報部黒田知宏先生、大城研究室卒業生の加賀徹郎氏にも感謝申し上げます。

さらに、日常の研究生活や研究に関して様々な相談にのって頂き、親身になって教えてくださいました奥村陽介氏、末竹哲也氏、田中翔太氏、徳井隆博氏、濱田友貴氏、吉元俊輔氏を始めとする大城研究室の皆様にも深く感謝致します。

## 業績

- 重枝慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城理, 東寛子, 八木雅和, 高田健治, ” 歯列形状再構成のためのパノラマ X 線画像と三次元印象形状の位置合わせ手法” 平成 21 年電気関係学会, 2009, 大阪
- 重枝慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城理, 東寛子, 八木雅和, 高田健治, ”2D-3D Registration of Multimodal Image for Crowded Dental Arch” 第 49 回日本生体医工学会, 2010, pp.307, 大阪
- 重枝慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城理, 東寛子, 八木雅和, 高田健治, ” 複数モダリティ歯列形状情報の統合手法” 大城研究室-河原研究室合同ゼミ, 2010, 大阪
- 重枝慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城理, 東寛子, 八木雅和, 高田健治, ” 叢生が認められる症例のための複数モダリティ歯列形状情報の統合手法” 平成 22 年電子情報通信学会, vol.110, no.280, pp17-22 , 2010, 京都
- 重枝慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城理, 東寛子, 八木雅和, 高田健治, ” 複数モダリティの補完的利用による歯列情報の統合手法” 平成 23 年日本生体医工学会大会, 2011, 東京 (発表予定)

## 参考文献

- [1] M.Boltz, M.Schulkind, S.Kantra: “Effects of background music on the remembering of filmed events”, *Memory and Cognition* Vol.19, No.6, pp.593-606, 1991
- [2] 北野雅子, 小林正佳, 今西義宜, 坂井田寛, 間島雄一: “嗅覚障害に合併する味覚障害の検討”, *日本耳鼻咽喉科学会会報*. Vol.112, No.3, pp.110-115, 2009
- [3] 山崎一誠, 八木康史, 谷内田雅彦: “移動ロボットのナビゲーションのための全方位視覚センサ HyperOmni Vision の提案”, *電子情報通信学会論文誌*, Vol.79, No.5, pp.698-707, 1996
- [4] 日浦慎作, 山口証, 佐藤宏介, 井口征士: “距離画像と濃淡画像の融合による任意形状物体の実時間追跡”, *電子情報通信学会論文誌* Vol.80, No.11, pp.2904-2911, 1997
- [5] T.Shinichiro, M.Toyohei, M.Fujio, O.Yukihiko: “Clinical application of magnetic resonance imaging (MRI) for diagnosis of angiomylipoma”, *The Japanese Journal of Urology* Vol.77, No.4, pp. 554-559, 1986
- [6] M.Nishimura, A.Kido, K.Togashi, N.Asada: Visualization Method for Uterine Peristalsis Using MR Images, *IEICE technical report*.Vol.104, No.579, pp.1-6, 2005
- [7] K.Soe, K.Ueno, K.Yamamoto, K.Tanaka, M.Matsuoka, K.Okabe, M.Kano, A.Hibino: “Development of Dentomaxillofacial Conebeam X-ray CT System, CB MercuRay”, *Medix*, Vol.37, pp.40-45, 2002
- [8] 西蓮寺永康, 淵端孟: “標準歯科放射線学”, 医学書院, 東京, 1992
- [9] 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
- [10] E. Piehslinger: “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株式会社*, 2007
- [11] 井村誠孝, 黒田知宏, 黒田嘉宏, 大城理, 東寛子, 八木雅和, 高田雅弘: “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”. *生体医工学*, Vol.48, No.1, pp.75-82, 2010
- [12] G.K.Matsopoulos, N.A.Mouravliansky, P.A.Asvestas, K.K.Delibasis, K.Grondahl, H.G.Grondahl: “Image Registration Based on Lifting Process: An Application to Digital Subtraction Radiography”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol.10, No.4, pp.763-774, 2006

- [13] M.Kobayashi , H.Toda , K.Minami , T.Mori , K.Uesugi , A.Takeuchi, Y.Suzuki: “Three-dimensional observation of micro-pores in a2024 alminem alloy by synchrotron X-ray prjection and imaging- type microtomography techniques” , Journal of Japan of Light Metals , Vol.59 , No.1 , pp.30-34, 2009
- [14] M.Petersilka, H.Bruder, B.Krauss, K.Stierstorfer, T.G.Flohr, “Technical Principle of dual source CT” , European Journal of Radiology, Vol.68, No.3, pp.362-368 , 2008
- [15] P.G.Kluetz, C.C.Meltzer, V.L.Villemagne, P.E.Kinahan, S.Chander, M.A.Martinelli, D.W.Townsend: “Combined PET/CT Imaging in Oncology: Impact on Patient Management” , Clinical Positron Imaging, Vol.3, No.6, pp.223-230, 2000
- [16] 中村仁彦, 林部充宏: “術中幾何情報を獲得するレーザポインティング内視鏡システム” , 日本ロボット学会誌, Vol.21, No.3, pp.302-308, 2003
- [17] M.Feuerstein, T.Mussack, M.Heining, N.Navab: “Intra-Operative Laparoscope Augmentation for Port Placement and Resection Planning in Minimally Invasive Liver Resection” , IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.27, No.3, pp.355-369, 2008
- [18] S.Gefen, N.Kiryati, S.Member, J.Nissanov,: “Atlas-based Indexing of Brain Sections via 2D-to-3D Image Registration” , IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.55, No.1, pp.147-156, 2008
- [19] K.Hashimoto, Y.Arai, K.Iwai, M.Araki, S.Kawashima, M.Terakado: “A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine” , Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, Vol.95, No.3 pp.371-377, 2003
- [20] P.Mozzo, C.Procacci, A.Tacconi, P.T.Martini, I.A.B.Andreis: “A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results” , European Radiology, Vol.8, pp.1558-1564, 1998
- [21] V.Kolehmainen, A.Vanne, S.Siltanen, S.Jarvenpaa, J.P.Kaipio, M.Lassas, M.Kalke: “Parallelized Bayesian Inversion for Three-Dimensional Dental X-ray Imaging” , IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.25, No.2, pp.218-228, 2006
- [22] C.Sinthanayothin, W.Tharanon: “Orthodontics treatment simulation by teeth segmentation and setup” , Electrical Engineering/Electronics, Vol.1, pp.81-84, 2008
- [23] 宮川洋: “情報理論入門” , 好学社, 東京, 1969
- [24] 今井秀樹: “情報理論” , 昭晃堂, 東京, 1997
- [25] N.D.Nanayakkara, B.Chiu, A.Samani, J.D.Spence, J.Samarabandu, A.Fenster: “A ‘Twisting and Bending’ Model-Based Nonrigid Image Registration Technique for 3-D

Ultrasound Carotid Images”, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.27, No.10, pp.1378-1388, 2008

- [26] 徳岡修: “パノラマ断層撮影法に関する基礎的研究”, 阪大歯学雑誌, Vol.36, No.1, pp.8-21, 1991
- [27] 石田武: “やさしい口腔検査診断学”, 永末書店, 東京, 1995
- [28] 井口征士, 佐藤宏介: “三次元画像計測”, 昭晃堂, 東京, 1990
- [29] 徐剛: “写真から作る三次元 CG”, 近代科学社, 東京, 2001