

2008年度 卒業論文

二次元画像情報の三次元空間への投影

2009年2月17日

大阪大学 基礎工学部
システム科学科 生物工学コース
加賀 徹郎

主査: _____ 日付: _____

副査: _____ 日付: _____

概要

歯科臨床で一口腔単位の診断を行う際には、パノラマ画像や印象が用いられる。パノラマ画像とは、断層撮影法の原理を用いたパノラマ断層撮影装置によって撮影される歯列の X 線投影像である。パノラマ画像には、低被曝量で撮影が出来るという長所があるが、撮影法による歪みが生じる。印象とは、対象患者から取得した歯型のことであり、口腔模型を製作するために用いられる。印象には、歯列の内部情報が含まれないという短所がある。歯列の画像診断を行う際に、三次元ボリュームデータが取得されるのが理想的であるが、歯科において、被曝量の問題から、医用 X 線 CT を用いることはできない。歯列のボリュームデータが必要である場合には、低被曝量を実現した歯科用 CT が用いられる。しかし、歯科用 CT には、撮像領域の狭さと、普及率の低さという欠点がある。したがって一般の歯科医院において、患者の歯列の三次元ボリュームデータを得ることは難しい。

本研究の目的は、パノラマ画像が持つ歯列の内部情報と、口腔模型から得られる表面形状情報を統合し、同一空間へ投影することである。既存の施設から得られる情報が持たない情報が相補され、医用画像としての効果がより発揮されることを目指す。本研究が提案する手法では、表面形状データに対して適当な投影面を決定し、決定した投影面に対してパノラマ画像を適切にマッピングすることにより位置合わせを行う。実験の準備として、研究用歯列模型から、パノラマ画像情報と三次元形状情報を取得し、提案手法を適用した。始めに、パノラマ画像撮影に用いたパノラマ断層撮影装置の、歯列に対する回転軸の位置を探索した。口腔模型から取得した三次元形状データから、回転軸を中心に仮想パノラマ画像を作成した。パノラマ画像と仮想パノラマ画像の一致度を評価するために、両画像に現れる歯の幅に関する評価関数を決め、取得したパノラマ画像との一致度から、最適な回転軸の位置を決定した。次に、決定した回転軸を中心に作成される仮想パノラマ画像から、歯の中心を通り、上端が咬合面、始端と終端がそれぞれ歯列の両端にあたる投影面を作成した。最後に、パノラマ画像に写る歯列の両端と咬合面を、投影面の対応する所へ合わせてマッピングした。

本研究が提案した手法により、歯列の内部情報を持たない印象に対して、歯根の情報を持たせることが出来た。本研究により、対象歯列のパノラマ画像と三次元形状データを統合する手法のパイプラインを確立することが出来た。本手法が一般の歯科医院に普及すれば、既存の装置から取得できる情報がより正確になることが期待できる。

Abstract

In general dental clinic, it is difficult to obtain 3D volume data from tooth alignment of the patient. When diagnosis of whole tooth alignment is performed, panoramic image and preliminary impression are used. Panoramic image is X-ray projection image using principle of tomography. Preliminary impression is a dental mold of a patient, which is used for contriving dental cast model.

The aim of this study is to integrate data of panoramic image and structure data of preliminary impression. In this thesis, a novel method is proposed to integrate them by deciding proper projection plane and mapping panoramic image on this plane. In the preparation for research, panoramic image and dental cast model were obtained with using a dental study model. In the integration process, firstly, rotation axis of dental panoramic radiography equipment was searched. Proper axis was determined by minimizing the cost function which was designed to evaluate the correlation of the real and virtual panoramic image. Secondly, projection plane was determined by using virtual panoramic image which was generated with using the obtained axis. Projection plane was positioned to fulfil following requirement.

1. Projection plane must pass center of tooth alignment.
2. Top of projection plane must be placed on occluding surface.
3. Edges of projection plane must correspond to both ends of tooth alignment.

Finally, panoramic image was placed to matched position with the projection plane.

In the experiment, it was confirmed that deformation appearing in panoramic image generated by eccentric projection was correct. From this reseach, the pipeline for integrating panoramic image and structure data was established. If this method become common among dental clinic, information of tooth alignment obtained with existing equipment will be more accurate.

目次

第1章	はじめに	1
第2章	歯列の形状情報取得法	2
2.1	歯列の三次元形状データ取得	2
2.2	歯の X 線計測法	6
第3章	パノラマ画像と表面形状データの統合	15
3.1	データ統合手法の概要	15
3.2	歯列の三次元形状取得	16
3.3	パノラマ画像取得と統合用画像の切り出し	16
3.4	回転軸の決定	17
3.5	パノラマ画像の投影面の決定	21
3.6	パノラマ画像と三次元形状データの統合	23
第4章	提案データ統合手法の適用と評価	24
4.1	歯列の三次元形状取得	24
4.2	パノラマ画像取得と統合用画像の切り出し	26
4.3	回転軸の決定	29
4.4	投影面の決定	32
4.5	データ統合を行った結果	33
4.6	考察	35
第5章	おわりに	36
	謝辞	37
	参考文献	38

図 目 次

2.1	印象採取	3
2.2	代表的な三次元形状測定法の分類	3
2.3	パッシブステレオ法概要図	4
2.4	レンズ焦点法概要図	4
2.5	光レーダ法概要図	5
2.6	スリット光投影法概要図	5
2.7	断層撮影の第一条件	7
2.8	断層撮影の第二条件	7
2.9	一軸回転方式の機構	8
2.10	一軸方式における、断層軸の位置によるパノラマ画像への影響	8
2.11	二軸変換方式の機構	9
2.12	三軸変換方式の機構	10
2.13	三軸変換方式の機構	11
2.14	口内法 X 線撮影の概要図	12
2.15	歯科用 CT の機構図	13
3.1	提案システム概要	15
3.2	三次元計測外観	16
3.3	歯列部分の切り出し	16
3.4	歯の厚みの測り方	17
3.5	Z バッファ概要	18
3.6	仮想パノラマ画像作成のためのカメラの軌道	18
3.7	パノラマ画像の歯の幅の比	19
3.8	歯間検出手法	20
3.9	歯列に対する回転軸の位置の探索	21
3.10	局所領域における回転軸の探索	21
3.11	歯の厚みの中心点を結んだ折れ線の作成	22
3.12	仮想パノラマ画像からの投影面の上端の決定	22
3.13	仮想パノラマ画像からの投影面の上端の決定	23
4.1	歯列モデルと口腔模型	24
4.2	口腔模型の三次元計測の様子	25
4.3	計測した三次元形状データの描画結果	25

4.4	ニッケルメッキコーティングを施した歯	26
4.5	X 線投影像の比較と撮像風景	26
4.6	ニッケルメッキ歯列のパノラマ画像	27
4.7	パノラマ撮影の様子	27
4.8	回転軸の位置	28
4.9	統合用画像の切り出し	28
4.10	パノラマ画像から切り出した下顎部	29
4.11	歯間検出の流れ	30
4.12	探索点	31
4.13	評価関数 C_1 の推移	31
4.14	決定した回転軸から作成した仮想パノラマ画像	32
4.15	歯の中心点を結んだ折れ線	32
4.16	投影面の上端の決定	33
4.17	テクスチャ座標系を合わせてマッピング	33
4.18	投影面へ画像をマッピングした様子	34
4.19	データ統合結果	34

表 目 次

2.1 印象に関わる用語の定義	2
---------------------------	---

第1章 はじめに

近年、計測技術の発展が著しく、二次元情報に止まらず、三次元情報を取得できるようになり、様々な分野で有効に活用されている [1-3]。建築土木分野では、三次元レーザスキャナにより大規模構造物の三次元計測が行われている。ロボット分野では、三次元超音波画像センサから周辺の情報を取得し、目的物や障害物を認識している。また、複数のモダリティから得られた情報を統合し、一つのモダリティからは得られない情報を取得するための研究も盛んに行われている。前述のロボット分野では、距離画像センサや加速度センサを複合し、より高度な危険回避能力を実現している [4]。

新しい計測技術が使われ、複数のモダリティから得られた情報が複合され活用されている分野の一つに、医療分野がある。医療分野で用いられる三次元計測技術に、医科用 X 線 CT(Computed Tomography) や MRI(Magnetic Resonance Imaging) があり、どちらも画像診断に役立てられている [5-8]。しかし、どちらの手法にも、撮影原理による弊害がある。X 線 CT は、被曝量が多いため、脳の周辺部位に対しての利用は極力避けられる [1,9]。MRI は、磁気共鳴の原理を用いた撮影手法であるため、骨に対する空間分解能が無いという問題点がある [10,11]。上記のような問題に対して、研究開発が進んでいるイメージフリーナビゲーションシステムでは、ライブラリに蓄積された対象部位の三次元モデルから、患者から取得した対象部位の X 線透過画像と最も適合するものを選定することにより、X 線 CT を用いることなく三次元ボリュームデータを取得できる。

歯科領域においても、計測技術の発達に伴い、様々な画像診断が行われるようになった。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いため用いられない。また、歯は脳に近い場所にあるため、被曝量が多い医科用 X 線 CT の使用は避けられる。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 が用いられる。歯科用 X 線 CT とは、コーン状に X 線を照射することで照射野を小さくし、被曝量を低減させたものである。しかし、局所的な情報しか得ることが出来ない。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られ、一般的な歯科医院において三次元ボリュームデータを得ることは不可能であると言える。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 [17,18]。また、合わせて歯列の印象を採取し口腔模型を作成し、歯列の三次元形状の保存や矯正装置製作に用いる [19,21]。パノラマ画像は、低被爆で撮影が可能で、歯列の内部情報を有しているが、三次元位置情報は有していない点や撮影法による歪みが生じる点が短所としてあげられる。口腔模型は、歯列の表面形状の幾何データを有しているが、内部情報は有していない。

本研究では、パノラマ画像が持つ歯列の内部情報を、歯列の表面形状に対して統合する。

第2章 歯列の形状情報取得法

2章では、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きく二つある。一方は、対象歯列の口腔模型を作成し、作成した模型の三次元形状を測定する方法である。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 歯列の三次元形状データ取得

歯列の三次元形状データを取得するには、対象歯列から取得した印象から口腔模型を作成し、口腔模型の三次元形状を計測する。以下では、印象と、代表的な三次元形状計測法について述べる。

2.1.1 印象

印象採取に関わる用語の説明を表 2.1 に示す [19,28]。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。印象採取を行う目的は、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、治療計画をたてるための研究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。

表 2.1: 印象に関わる用語の定義

印象	定義	原型の型を採ること。印象は原型の陰型で、原型と同型の陽型をつくるためのもの。
	概説	印象を採るための材料を印象材、印象材によって印象を採る操作を印象採取、印象採取によって採られた陰型を印象という。
	材料	アルジネート印象材、寒天印象材など [22]。
模型	定義	印象に模型材泥を注入して固め、原型を再現したもの。
	概説	研究用模型（スタディーモデル）、作業用模型、保存用模型などがある。
	材料	石膏、模型用埋没材、エポキシレジン、易溶合金、セメント類など [22]。

以下、歯科で一般的に行われる、印象採取および口腔模型製作を行う手順を紹介する [21]。粉状の印象材に適量の水を加え手早く練り、図 2.1(a) のように、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

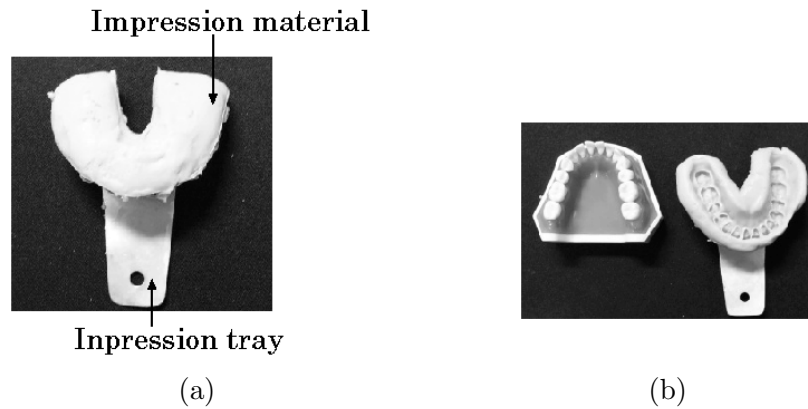


図 2.1: 印象採取

保持し、図 2.1(b) のような印象を得る。印象材を歯列から離した後、流水で唾液を洗い流し、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る。

2.1.2 代表的な三次元計測法

代表的な三次元形状測定法の分類を図 2.2 に示す。

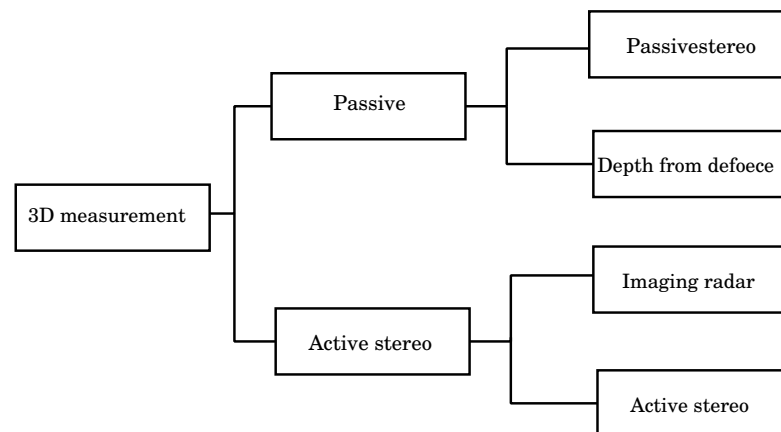


図 2.2: 代表的な三次元形状測定法の分類

三次元形状測定法は受動型計測と能動型計測の大きく二つに分けられる [23]。受動型計測とは、対象物に対して計測の補助となる光等を照射せず、カメラのみにより計測を行う方法である。受動型計測は、少ない装置で簡単に計測を行うことが出来るという利点があるが、模様の無い一様な表面を持つ物体に対しては計測ができないという問題がある。受動型計測のうち代表的な計測法として、パッシブステレオ法、レンズ焦点法があげられる。

パッシブステレオ法の概要を図 2.3 に示す。パッシブステレオ法は、人間の両眼のように左右に光軸と焦点距離の等しいカメラを配置し、両カメラで撮影される二枚の画像よりカメラ間での視差を求め、求めた視差から距離画像を作成する方式である。

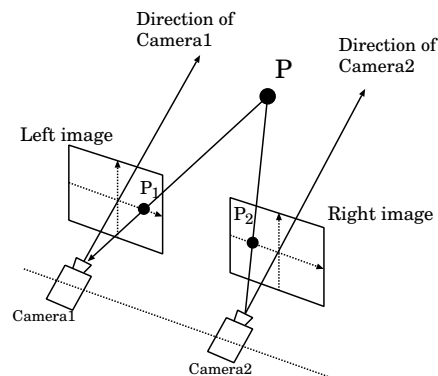


図 2.3: パッシブステレオ法概要図

レンズ焦点法は、一眼レフカメラのように、ある地点に焦点を合わせた状態から対象物に焦点を合わせた際のフォーカスリングを回した量から距離を計測する方式である。レンズ焦点法の概要を図 2.4 に示す。

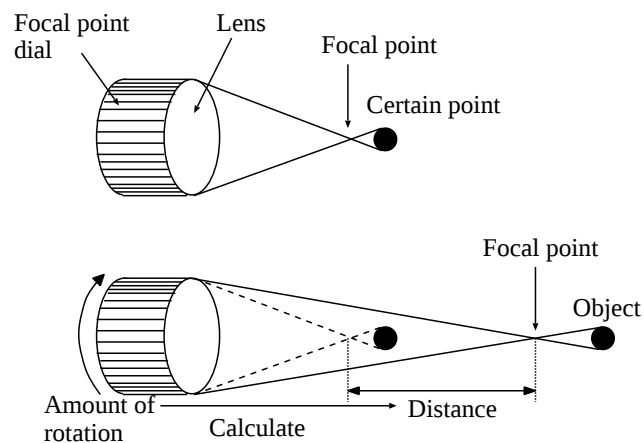


図 2.4: レンズ焦点法概要図

能動型計測とは、対象物に対して計測の補助となる光・電波・音波等を照射し計測を行う方法である。能動型計測は高価な計測装置と計算時間を必要とするが、模様が無いものでも計測が可能である。能動型計測のうち代表的な計測法として、光レーダ法、アクティブステレオ法がある。

光レーダ法、計測器から対象物体に照射された光が反射して計測器に帰ってくるまでの時間により距離画像を得る方式である。照射する光として、環境光に影響されにくい赤外の変調光を用いるのが一般的であり、地形測量など大掛かりな測量に用いられている。光レーダ法の概要を図 2.5 に示す。

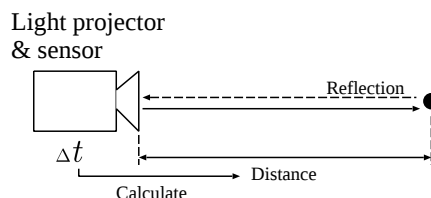


図 2.5: 光レーダ法概要図

アクティブステレオ法は、パッシブステレオ法における 2 台のカメラのうちの片方を光発生器に置き換えて計測する方法である。固定された光源とカメラの位置と、カメラで取得された画像から、三角測量法を用いて光が投影されている部分の座標が計算される。計測対象全体をスリット光が走査し、全体の三次元形状を取得する。アクティブステレオ法には、照射する光としてレーザービームを用いるスポットレーザ投光法、スリット光を用いるスリット光投影法がある。スリット光投影法の概要を図 2.6 に示す。

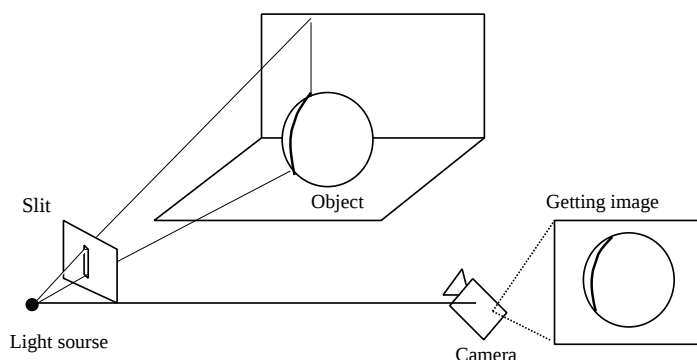


図 2.6: スリット光投影法概要図

スポットレーザ投光法では、1 枚の画像からただ 1 点だけの三次元位置しか求める事が出来ないが、スリット光投影法では、1 枚の写真から切断線上すべての三次元位置を求めることができるため、計測時間を短縮することができる。

本研究では、三次元計測の対象である口腔模型の表面に模様がないため、能動型計測によって三次元計測を行う。能動型計測法であるアクティブステレオ法と光レーダ法を比較すると、アクティブステレオ法の方がより簡易な装置で計測の高速化を計ることが可能である。したがって本研究では、スリット光投影アクティブステレオ法を用いて口腔模型の三次元計測を行う。

2.2 歯の X 線計測法

本節では、歯科で用いられる様々な X 線計測法を紹介する。

2.2.1 パノラマ断層撮影法

パノラマ断層撮影法とは、スリットグラフィの原理と断層撮影法の原理を用いて、特に歯列部分を先鋭に写すための方法である [24]。X 線の照射条件は骨格に応じて変化され、一般的には管電圧 70 ~ 80kV、管電流 10mA、照射時間約 15 秒である [25]。X 線源から照射された X 線はスリットによって幅が無視できるほどに絞られる。X 線源とフィルムの移動に伴う断層厚の連続を断層域と呼び、歯列弓が断層域に含まれるように、X 線源とフィルムの移動速度が制御されている。また、断層面とフィルムは常に平行で一定の間隔を保たなければならない。断層域を歯列弓により一致させるために、種々の方式が考案されている。X 線源とフィルムとの間に存在する回転軸の数と位置の違いにより、一軸回転方式、二軸変換方式、三軸変換方式、中心軸スライド方式がある。以下では、断層撮影法の原理と、各方式のパノラマ断層撮影法について説明する。

断層撮影法

断層撮影法は、通常の X 線撮影では重なってくる障害像を幾何学的にぼかし、フィルムに平行な被写体の特定の層を先鋭に描出するための方法であり、後述のパノラマ断層撮影法の原理として重要である [24]。理論上全くぼけることなく描出される面を断層面、描出された像が鮮明に映る領域を断層厚と呼ぶ。

断層撮影法の理論について説明する。断層撮影を行うための条件は二つある。第一の条件は、映したい面上の点がフィルム上でも点として投影され、その他の面上の点はフィルム上で線として投影されてボケ像となるように、X 線源とフィルムが同期して動くことである。第二の条件は、撮影中、フィルムと映したい面は常に平行でかつ間隔が等しいことである。図 2.7 は第一の条件を表し、断層面上の点 A は点としてフィルムに投影されるのに対して、断層面より離れた点 B と点 C はフィルム上でぼけて投影されることを示している。図 2.8 は第二の条件を表し、フィルムと平行な断層面上の点 A、B はぼけずに投影されるのに対し、フィルムと平行になっていない面上の点 C は、入射角度の変化に合わせた拡大率の変化のため、像がぼけることを示している。

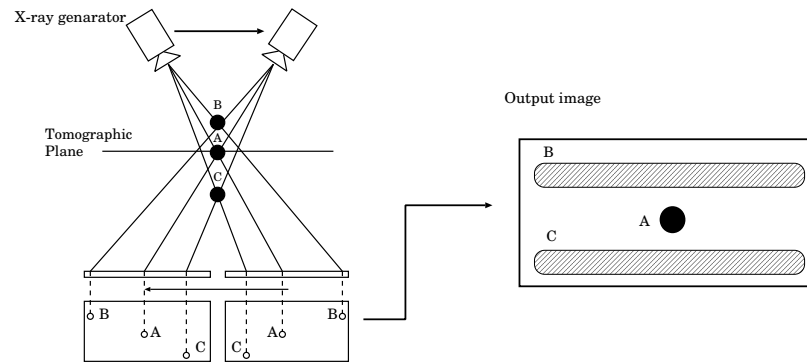


図 2.7: 断層撮影の第一条件

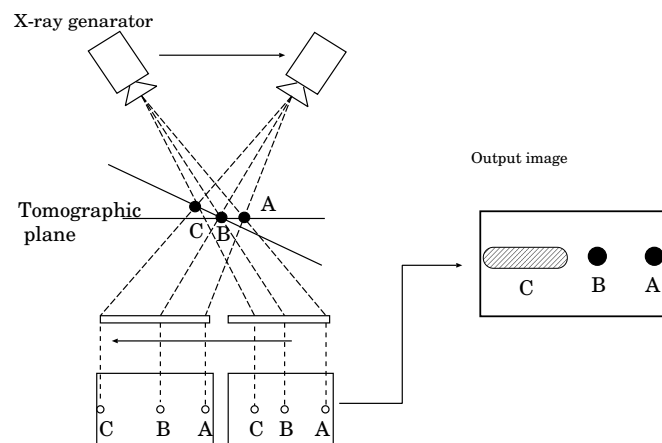


図 2.8: 断層撮影の第二条件

一軸回転方式

一軸回転方式は別名パントモグラフィとも呼ばれる。機構を図 2.9 に示す。X 線源とフィルムが被写体を挟んで、軸 O_1 を中心に回転する。断層域は、を図 2.9 の斜線部のような、軸 O_1 を中心とする、半径が異なる円柱の差の部分になる。一軸回転による断層域では歯列弓の形状を再現することができず、前歯部は正放線投影となるが、臼歯部は偏心投影となり重なりやすい [26, 27]。また、前歯部では、頸椎の投影像が歯の投影像に重なってしまう。

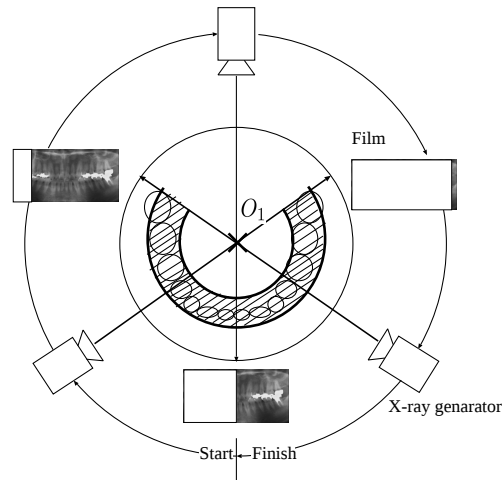


図 2.9: 一軸回転方式の機構

歯列に対する回転軸の位置による、出力画像への影響を考える。パノラマ断層撮影は、回転軸上に X 線源を置いて回転させたときの投影像であると考えることが出来るため、出力画像の各歯の幅は、各歯を通過している間の X 線源の回転量に比例する。歯列に対する回転軸の位置の前後左右により、各歯と回転軸との距離が異なる。図 2.10(a) に示すように、各歯と回転軸との距離により X 線源の回転量が異なるため、図 2.10(b) のように、出力画像における歯の幅が異なる。

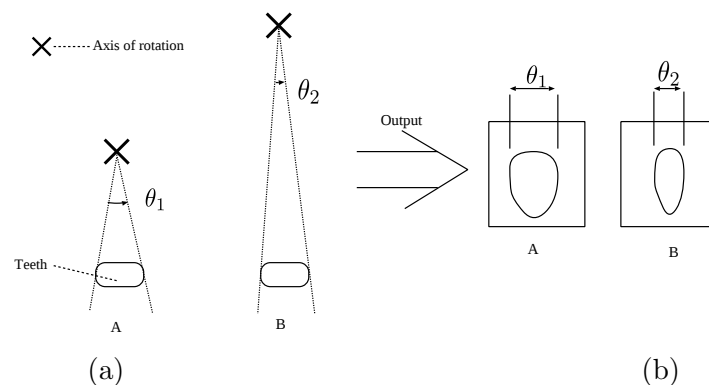


図 2.10: 一軸方式における、断層軸の位置によるパノラマ画像への影響

二軸回転方式

二軸変換方式は別名パノレックスラジオグラフィとも呼ばれる。機構を図 2.11 に示す。二軸変換方式は、歯列弓を左右両側に分けて撮影し、二つの回転軸から歯列弓を二つの円弧の合成として捉えようとするものである。したがって、断層域は、図 2.11 の斜線部のような領域となる。片側歯列弓の撮影が終了すると X 線の照射は一旦停止し、 O_1 から O_2 へ軸移動が成される。軸移動終了後、再び X 線が照射され、反対側の歯列弓が撮影される。軸移動中にもフィルムが動き続けるので、画像の正中部に未露光の部分が出来てしまうという欠点があるが、前歯部に頸椎の障害陰影が重積することがなく、鮮明な前歯部の像を得ることができる。

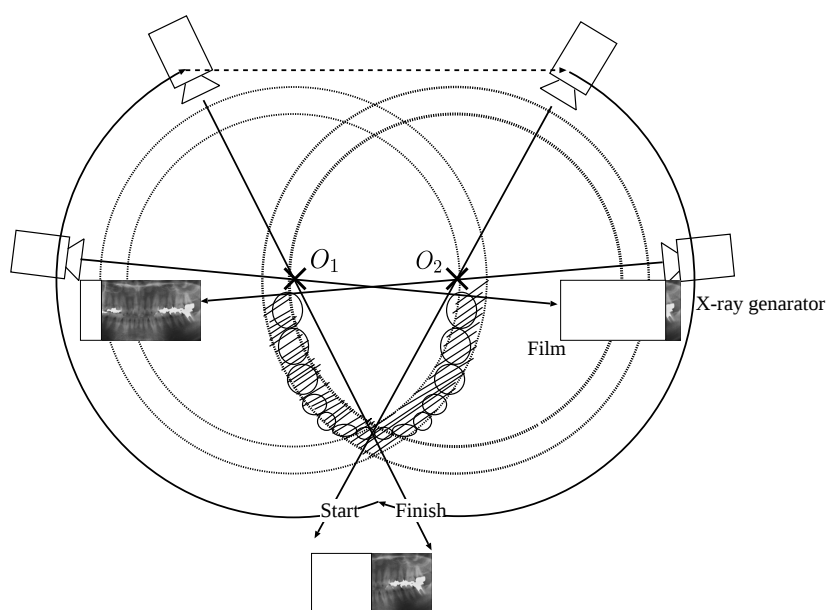


図 2.11: 二軸変換方式の機構

三軸回転方式

三軸変換方式は別名オルソパントモグラフィとも呼ばれる。機構を図 2.12 に示す。三軸変換方式とは、三つの回転軸からの三つの円弧の合成により断層面を歯列弓に合わせようというものである。したがって、断層域は図 2.12 の斜線部のような領域となる。始め、軸 O_1 を中心に、前歯部以外の片側歯列弓の撮像を行う。一旦 X 線照射を停止し、軸 O_2 へ軸移動を行い、軸 O_2 を中心に前歯部の撮像を行う。一旦 X 線照射を停止し、軸 O_2 から軸 O_3 へ移動を行い、軸 O_3 を中心に残りの歯列弓の撮像を行う。一軸、二軸のもの比べ、臼歯部でも偏心投影とならず正放射投影となる。回転軸の位置から、前歯部では頸椎、臼歯部では反対側の顎骨の一部が X 線通過域上に位置するため、各々が画像上で歯の投影像に重積してしまう。また、断層面の回転半径が前歯部では小さいため、断層厚が臼歯部では約 10mm であるのに対し前歯部では約 5mm しかないと、被写体の位置付けにより像の歪みが出やすいという問題もある。軸移動中も X 線を照射し続けるため、滑らかな軸変換が必要とされた。

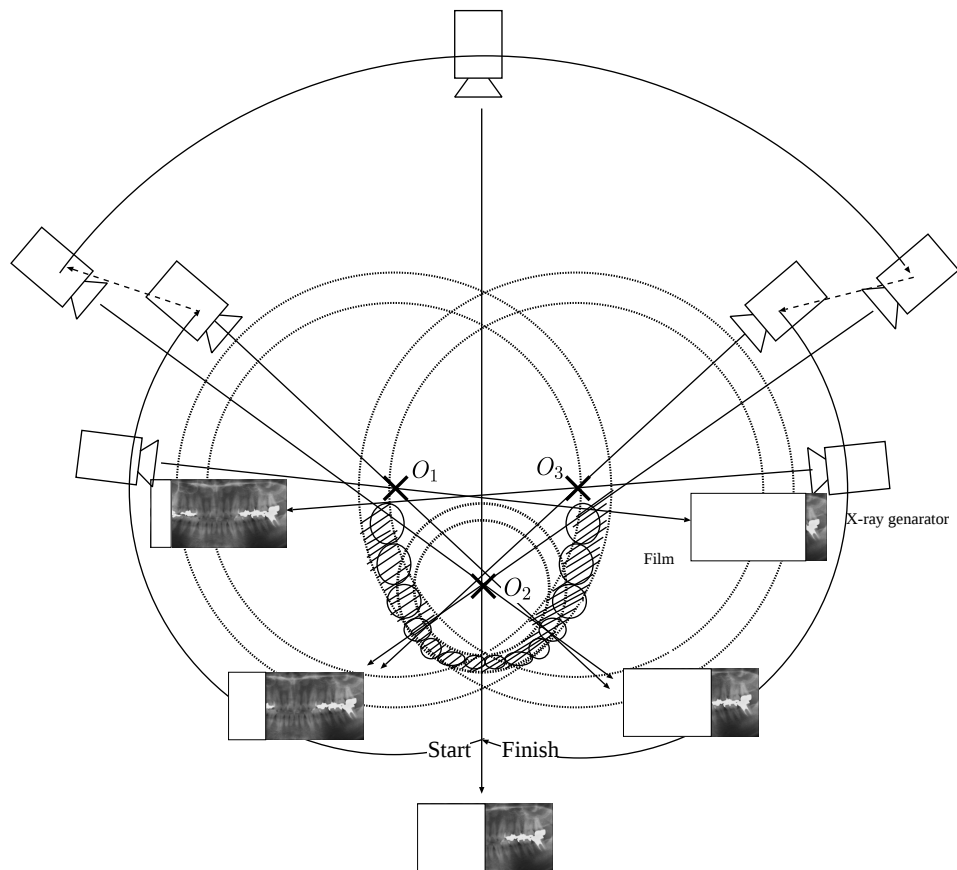


図 2.12: 三軸変換方式の機構

中心軸スライド方式

中心軸スライド方式は方名エリプソパントモグラフィとも呼ばれる。三軸変換方式における軸変換を、発展させた方式である。歯列弓を半楕円形とみなし、断層面が歯列弓に合うように回転軸を撮像中に連続移動させる方法である。他の方式と比べ、歯列が断層域に含まれやすいため、歯列が鮮明に映った出力画像を得ることができる。

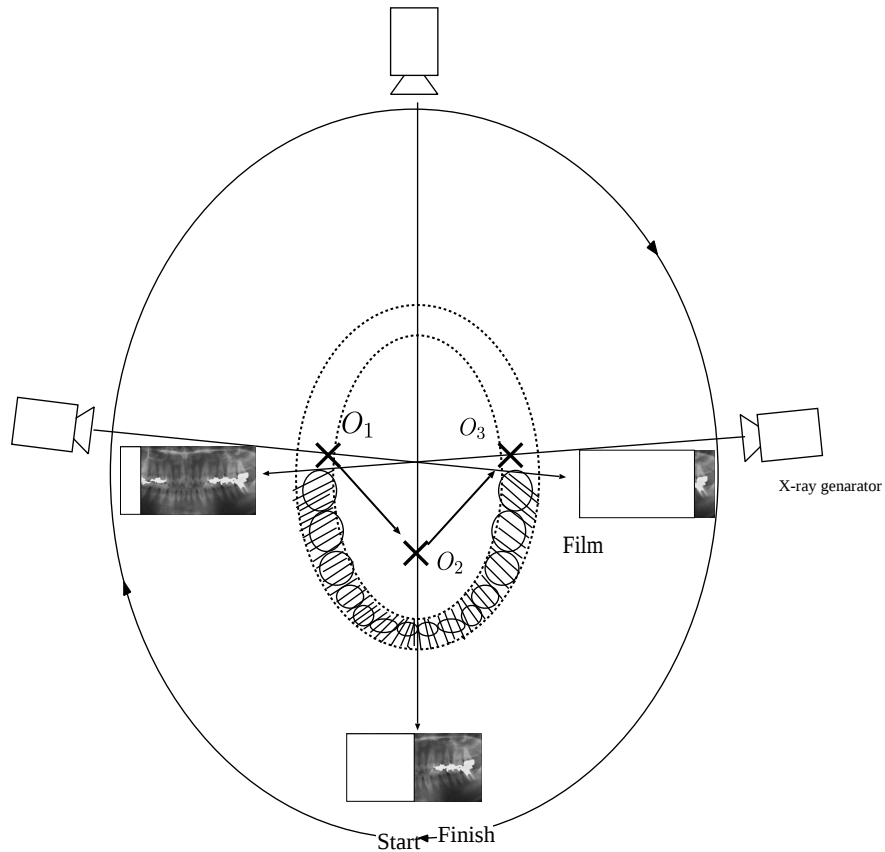


図 2.13: 三軸変換方式の機構

2.2.2 口内法 X 線撮影

口内法 X 線撮影は、歯科用 X 線フィルムを口腔内に挿入し、顔面から X 線を照射して投影像を得る撮影法である [18]。概要を図 2.14 に示す。口内法 X 線撮影から、局所的な歯および歯周組織の鮮明な X 線画像を得ることができる。X 線照射条件は一般的に、管電圧 60kV、管電圧 10mA、撮影時間は極めて短い時間で撮影可能である [25]。口内法には、デンタル撮影法・咬合法・咬翼法などがあり、診断目的に応じて使い分けられる。ここでは最も一般的であるデンタル撮影法を紹介する。

デンタル撮影法はカリエス・歯周病・歯根部病変などの診断や歯根長の測定を行うのに一般的に多く行われる方法であり、平行法と二等分法がある。平行法は、X 線フィルムを歯軸に対して平行に固定し、X 線をフィルムに垂直に照射する方法であるのに対し、二等分法はフィルムを歯と接触させて固定し、歯軸とフィルムとのなす角の二等分線に対して垂直に X 線を照射する方法である。両者は、患者の口腔状態に応じて使い分けられる。デンタル法の欠点は、撮影部位によってはフィルムを正確に位置付けるのが難しく像に歪みが生じやすい点、局所的に撮像を行うため、全体像を取得できない点である。

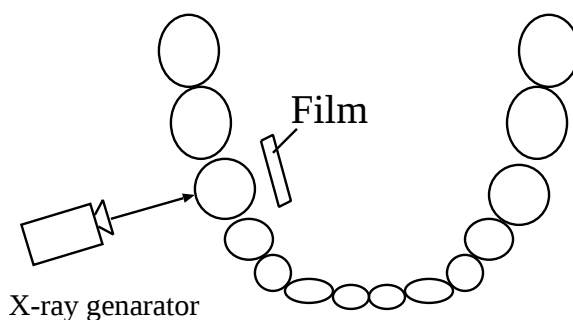


図 2.14: 口内法 X 線撮影の概要図

2.2.3 歯科用 X 線 CT

複雑な頭頸部の硬組織内に発症した病変のような、パノラマ断層撮影法や口内撮影法から得られる二次元画像からでは十分に病状を把握できないような場合には、歯科用 X 線 CT が用いられる [16, 17]。歯科用 X 線 CT は、局所的な硬組織に対して高い空間分解能があり、低被曝であるという利点がある。X 線照射条件は一般的に、管電圧 80kV、管電流 4mA、照射時間は約 17 秒である。

歯科用 X 線 CT の機構図を図 2.15 に示す。照射野を高さ約 30mm、幅約 40mm に制限したコーンビームを照射することで高さ約 30mm、直径約 40mm の限局した円柱型の領域の断層像を得る。照射野を小さくすることで被曝量を大幅に低減し、解像度の高い光電子倍增管を使用することで高い空間分解能を得る。撮影範囲が制限されるため、診断範囲が広い場合には追加撮影が必要となる。現在本装置が導入されている施設は少ない。

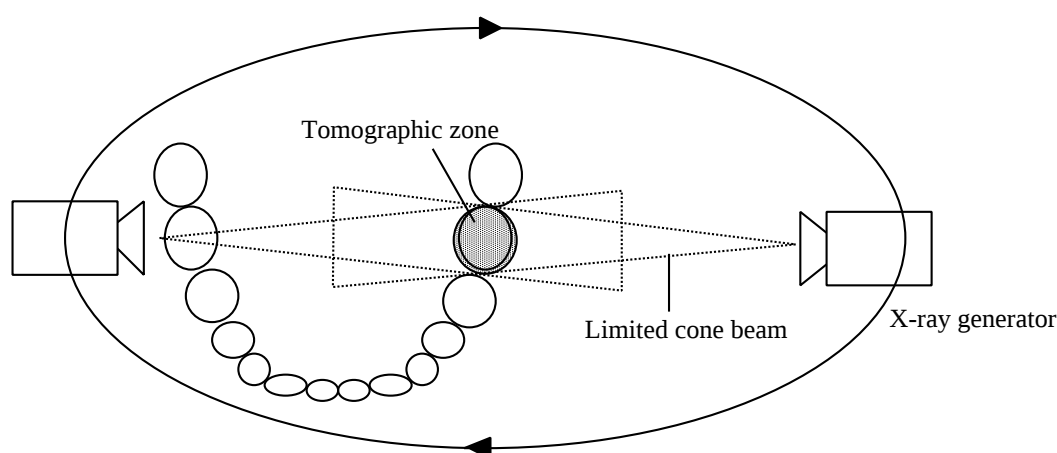


図 2.15: 歯科用 CT の機構図

2.2.4 各 X 線計測法の比較

2.2 節では、歯科で用いられる様々な X 線計測法を紹介した。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、一般的な患者に対して用いることができる現状ではない。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 X 線撮影法やパノラマ断層撮影法が用いられる。両者は、診察の場面に応じて使い分けられる。口内 X 線 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、初診時や強制治療など、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させるため、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考案されたが、どの回転方式のパノラマ断層撮影装置も広く

用いられている現状である。

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。また、断層域の推定の簡単のため、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。

第3章 パノラマ画像と表面形状データの統合

3章では、本研究が提案する、パノラマ画像と口腔模型の位置合わせを行い、両データの統合を行う手法について説明する。3.1節では、データ統合手法の概要を説明する。

3.1 データ統合手法の概要

パノラマ画像と、口腔模型から計測した三次元表面データに対して、パノラマ画像が持つ歯列の内部情報を統合する手法を提案する。三次元表面データに対して、パノラマ画像をマッピングする適当な投影面を用意し、投影面に対してパノラマ画像を適切にマッピングすることにより、位置合わせとデータ統合を達成する。投影面の決定は三次元形状データから作成した仮想パノラマ画像と、実際のパノラマ画像とを比較することにより行う。本研究で提案するデータ統合システムの概要を図3.1に示す。提案システムは次の6段階から成る。

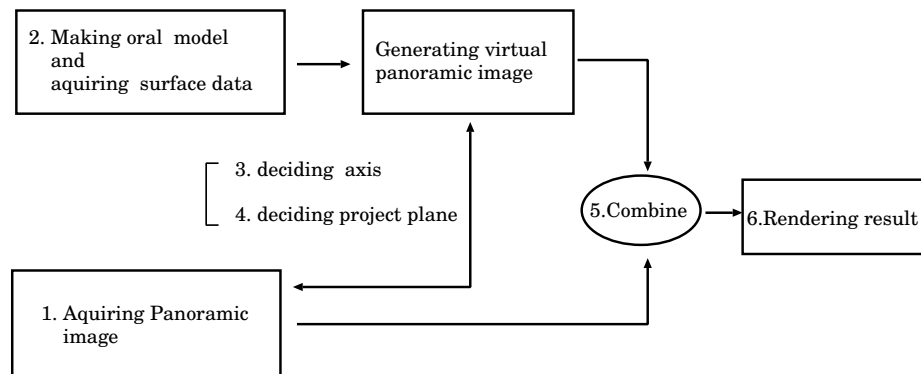


図 3.1: 提案システム概要

1. 対象患者の印象から、口腔模型を作成し、三次元計測を行う (3.2 節)。
2. 対象患者のパノラマ画像を取得し、歯列部分を切り出す (3.3 節)。
3. 対象歯列に対する回転軸の位置を決定する (3.4 節)。
4. 決定した回転軸を基に、投影面を決定する (3.5 節)。
5. 投影面とパノラマ画像のテクスチャ座標系を合わせてマッピングを行うことにより、両データを統合する。(3.6 節)。

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 歯列の三次元形状取得

歯列の研究用模型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計測を行う。三次元計測の外観を図 3.2 に示す。歯列の表面すべてを計測するために、歯列模型を様々な角度に傾けた状態で三次元計測を行う。

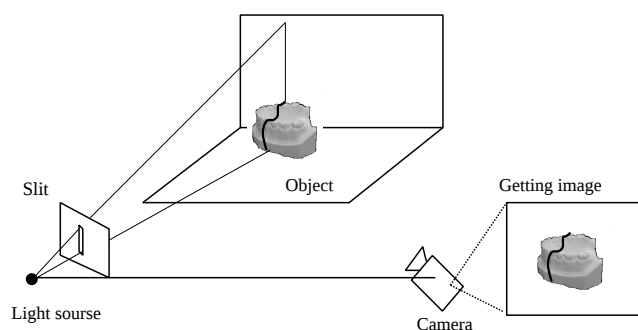


図 3.2: 三次元計測外観

3.3 パノラマ画像取得と統合用画像の切り出し

取得したパノラマ画像から、歯列部分を切り出し、データ統合用画像として用いる。図 3.3 に示すように、最も長い歯根の先端が切り出し画像の下端となるよう、切り出す範囲を決める。

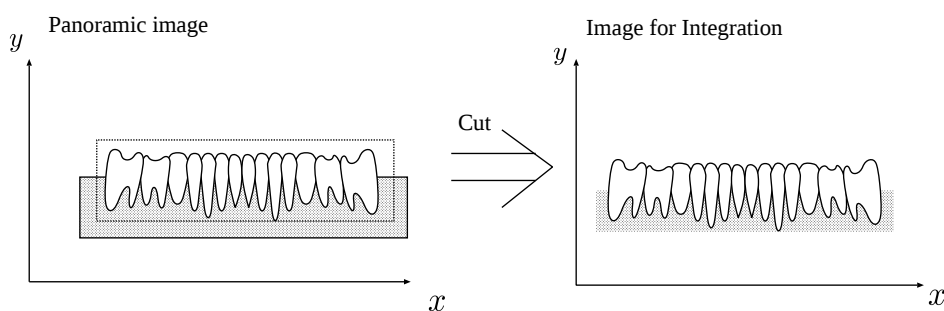


図 3.3: 歯列部分の切り出し

3.4 回転軸の決定

本節では、対象歯列に対する、装置の回転軸の位置を決定する手法について述べる。回転軸のある場所に仮定し、仮想パノラマ画像を作成する。仮想パノラマ画像と実際のパノラマ画像の一致度を評価し、最も一致する仮想パノラマ画像を作成する回転軸の位置を探索する。以下では、仮想パノラマ画像作成方法、一致度の評価方法、回転軸の位置の探索方法について述べる。

仮想パノラマ画像

パノラマ断層撮影装置では、照射される X 線が、スリットにより幅が無視できるほどに絞られる。X 線の指向性と合わせて考えると、得られるパノラマ画像は、X 線源が装置の回転軸上で回転して得られる投影像であると考えることができる。さらに、パノラマ画像には、X 線の吸収によるフィルムへの露光の減少が輝度値として現れるため、パノラマ画像が持つ輝度値は歯の厚みに比例すると考えられる。上述のことを踏まえ、一軸パノラマ断層撮影装置を用いる場合の、仮想的なパノラマ画像を作成する手法について述べる。

歯の厚み T を求めるには、図 3.4 左に示す T_1 、 T_2 、 T_3 が分かれば良い。

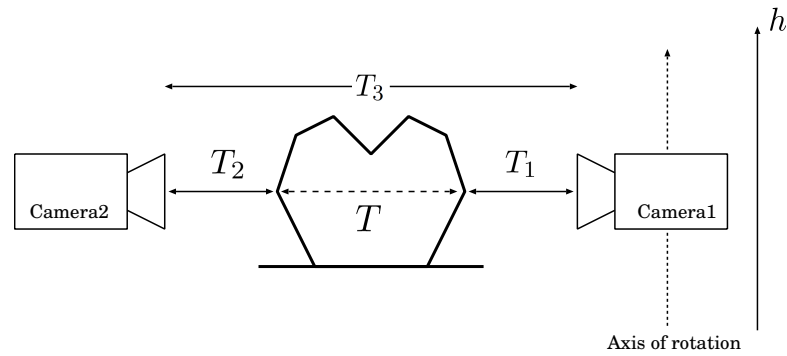


図 3.4: 歯の厚みの測り方

本研究では、 T_1 、 T_2 、 T_3 を知るために、Z バッファを用いる。図 3.5 に示すように、Z バッファには、平行投影変換をして対象物を描画する際に、手前のクリッピング面を 0、奥のクリッピング面を 1 として、各画素の奥行き情報が格納されている。仮想的に、回転軸上と、視線方向の半径 T_3 の同心円上にカメラを考え、回転軸を中心として、図 3.6 のようにカメラをある角度 $\Delta\theta$ ずつ回転させる。各回転において、カメラ 1 から T_1 、カメラ 2 から T_2 を取得し、式 (3.1) から歯の厚み R を計算する。

$$T = T_3 - T_1 - T_2 \quad (3.1)$$

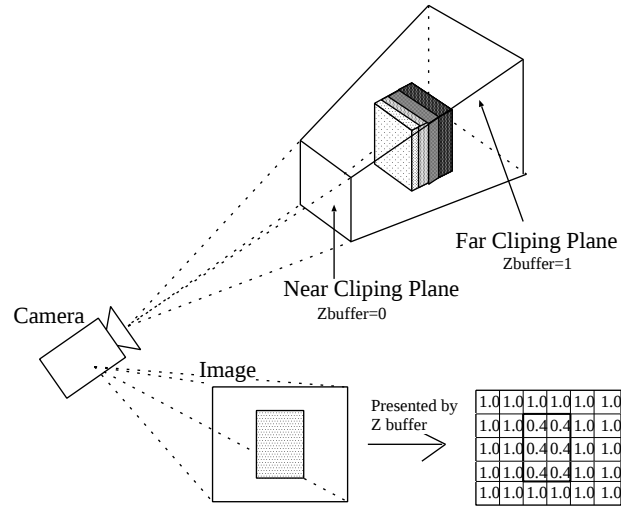


図 3.5: Z バッファ概要

各回転角 θ 、各カメラの高さ h における T を輝度値として、横軸 θ 、縦軸 h の画像に出力し、図 3.6 右のような仮想パノラマ画像を作成する。

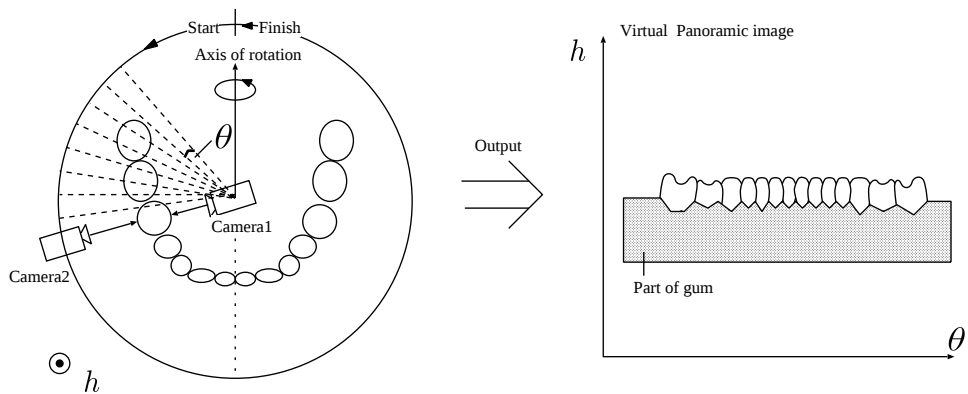


図 3.6: 仮想パノラマ画像作成のためのカメラの軌道

一致度の評価方法

実際のパノラマ画像と仮想パノラマ画像に写る歯の幅から、両画像の一致度を評価する。2.2.1 節で述べたように、対象歯列に対する回転軸の位置によって各歯までの距離が異なるため、出力画像における各歯の幅が異なる。したがって、両パノラマ画像の一致度を評価するには、歯列全体に占める各歯の幅の比同士を比較するのが理想的である。しかし、パノラマ画像の前歯部には頸椎の投影像が重積してしまうため、画像処理による歯間検出が困難である。また、臼歯では偏心投影となり、第一大臼歯と第二大臼歯の投影像が重なってしまうため、正しく歯間を抽出することが困難である。また、臼歯部は、他の歯と比べ歯に厚みが

ある点と偏心投影になる点から、回転軸との距離の違いによる出力画像における幅の違いが小さい。したがって、両パノラマ画像の一致度を、歯列全体に占める両側の臼歯部の比の差と、歯列全体に占める臼歯部以外の部分の比の差によって評価する評価関数 C_1 を定義する。式 (3.8) を定義する。 C_1 は、式 (3.8) のように表され、0 に近いほど両画像の一致度が高い。 r_1 、 r_2 、 r_3 、 r_4 、 r_5 、 r_6 はそれぞれ式 (3.2)、式 (3.3)、式 (3.4)、式 (3.5)、式 (3.6)、式 (3.7) と表され、両画像の、歯列全体に対する臼歯部と臼歯部以外の部分の割合を表す。図 3.7 に示すように、 a 、 a' 、 b 、 b' は左右の臼歯部の幅、 c 、 c' は臼歯部を除く部分の幅、 d 、 d' は歯列全体の幅を表す。

$$r_1 = a/d \quad (3.2)$$

$$r_2 = b/d \quad (3.3)$$

$$r_3 = c/d \quad (3.4)$$

$$r_4 = a'/d' \quad (3.5)$$

$$r_5 = b'/d' \quad (3.6)$$

$$r_6 = c'/d' \quad (3.7)$$

$$C_1 = |r_1 - r_4| + |r_2 - r_5| + |r_3 - r_6| \quad (3.8)$$

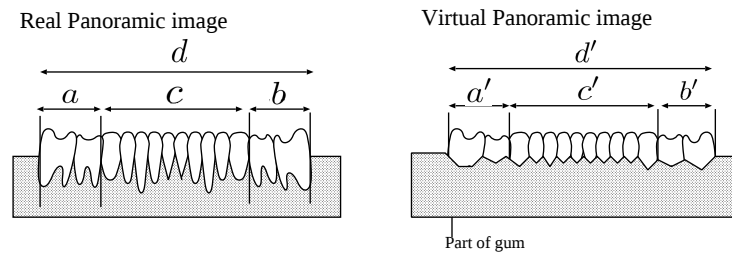


図 3.7: パノラマ画像の歯の幅の比

次に、両パノラマ画像から歯の幅を求める方法を述べる。概要を図 3.8 に示す。歯の幅は、歯間を検出することによって求められる。パノラマ画像の歯と歯の隙間にあたるピクセルが持つ輝度値は急激に小さくなるため、縦方向のエッジ検出によって、隙間の候補点が取得される。始めに、パノラマ画像から、横方向前進差分画像を作成する。次に、歯の隙間であると思われる部分が概ね見てとれる閾値を設定し、二値化を行う。患者の歯に補綴物が存在する場合には、補綴物が存在する場所で急激な輝度値の増加が起こるため、該当する部分を二

値化画像から手動で削除する必要がある。最後に、パノラマ画像では各 x 、仮想パノラマ画像では各 θ において、輝度値をもつピクセルを加算し、極大値をもつ部分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それぞれ a 、 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それぞれ b 、 b' 、左から三番目の歯間位置から右から三番目の歯間位置までの幅を c 、 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、歯の咬合面を決める。

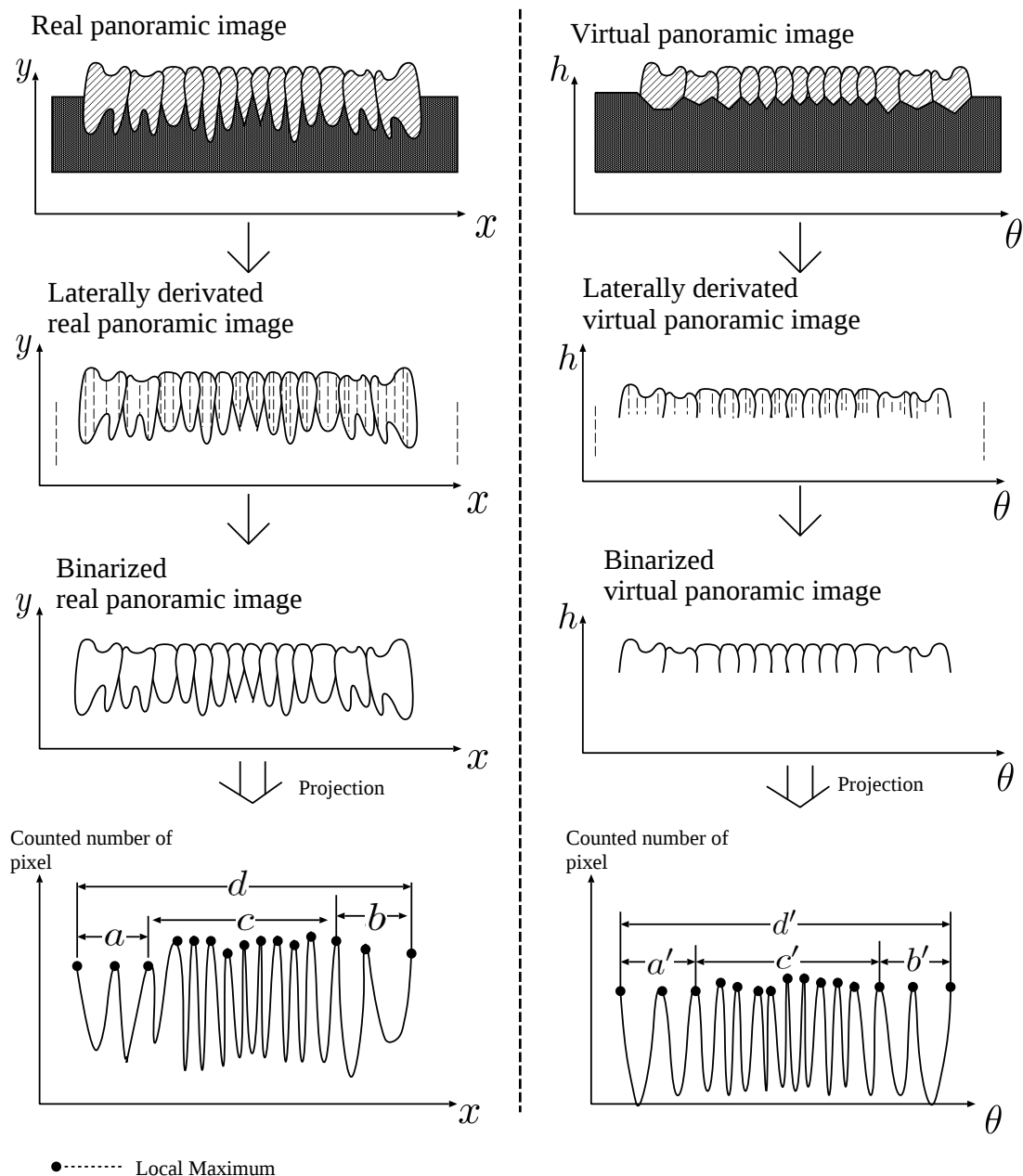


図 3.8: 歯間検出手法

回転軸の位置の探索方法

回転軸の位置の探索方法について説明する。初めに、図 3.9 のように、ある間隔 e で回転軸を移動し、それぞれの位置における仮想パノラマ画像を作成する。作成した仮想パノラマ画像と実際のパノラマ画像の一致度を、式 (3.8) によって評価し、最も一致度が高い仮想パノラマ画像を作成する回転軸を探索する。

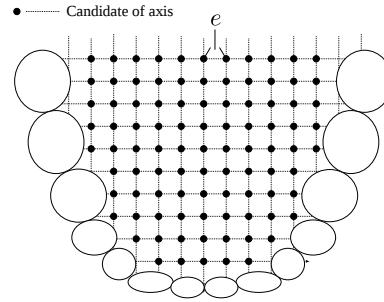


図 3.9: 歯列に対する回転軸の位置の探索

次に、図 3.10 に示すように、先に探索した軸 O_1 付近の局所領域で、さらに細かい間隔 $e/2$ 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を作成する回転軸を探索する。最終的に、間隔が三次元計測を行った精度以下となるまで繰り返し、回転軸を決定する。

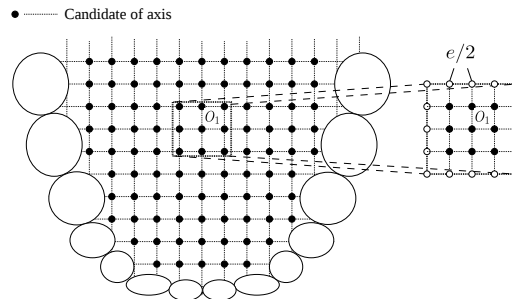


図 3.10: 局所領域における回転軸の探索

3.5 パノラマ画像の投影面の決定

実際に出力されるパノラマ画像では、断層域内にあるものが投影像として出力される。したがって、断層域の中心である回転軸を基に、断層域内に適当な投影面を用意する。以下、投影面の決定方法について述べる。

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、歯の厚みの中心を求めることが可能である。図 3.11 に示すように、ある角度 θ 刻みで歯の中心点を求め、順に直線で結び、折れ線を作成する。

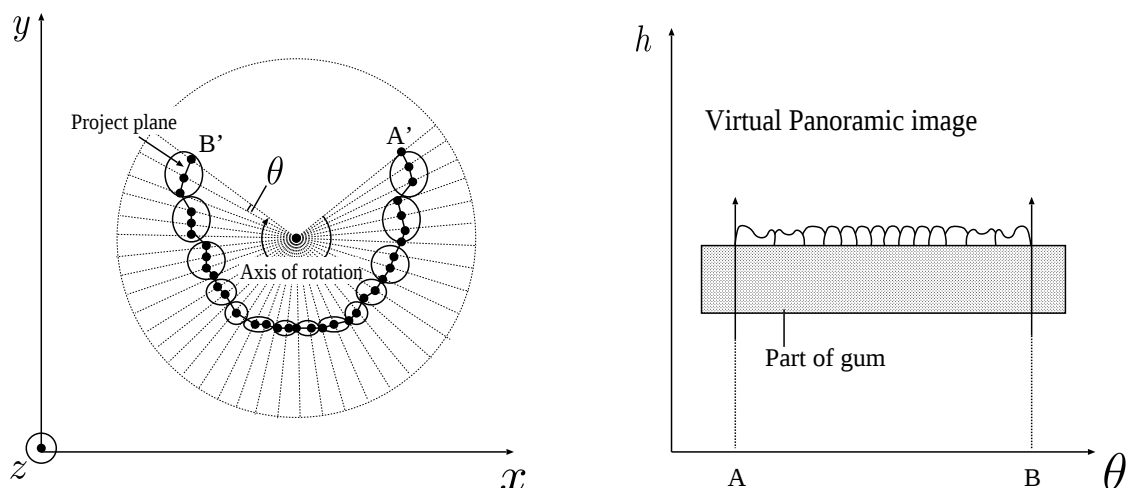


図 3.11: 歯の厚みの中心点を結んだ折れ線の作成

次に、各直線を含む xy 平面に垂直な面から投影面を作成する方法を述べる。上記の方法で決めた折れ線をもとに決めた面に統合用画像をマッピングする。投影面を作成するにあたり、折れ線の始点と終点、投影面上端と下端を、以下のように決定する。折れ線の始点と終点を決定することは、マッピングする画像における歯列の両端の位置合わせにあたる。決定した断層軸から作成した仮想パノラマ画像の歯列の両端 A、B の位置は、3.4 節の歯間検出のプロセスで検出された。仮想パノラマ画像における横軸は、カメラの回転角 θ を表すため、A、B に対応する始点 A' と終点 B' が決まる。次に、投影面上端と下端の決定方法について述べる。上端が歯の咬合面に、下端が歯根付近となるように投影面を決定し、三次元形状データとパノラマ画像の z 方向の位置合わせを行う。仮想パノラマ画像における h は、三次元形状データにおける z 軸である。図 3.12 に示すように、仮想パノラマ画像から咬合面にあたる縦座標 C を検出し、三次元空間における z 座標 C' を逆算し、投影面上端とする。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、下端については、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 25mm 分だけ上端から下げた部分を投影面の下端とする [28]。

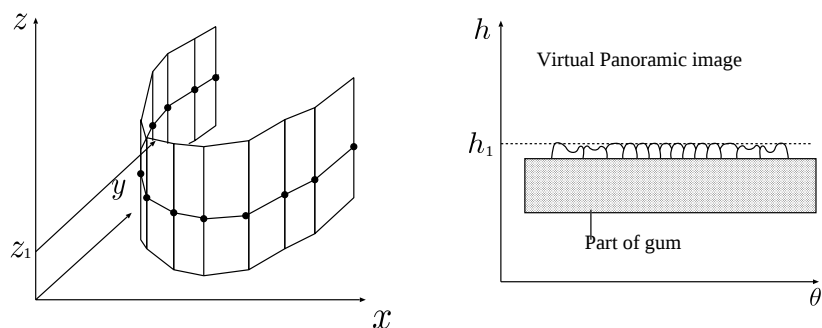


図 3.12: 仮想パノラマ画像からの投影面上端の決定

3.6 パノラマ画像と三次元形状データの統合

3.3 節で用意したデータ統合用画像をテクスチャとし、3.5 節で決定した投影面にマッピングすることによって、パノラマ画像と三次元形状データの統合を行う。3.4 節の歯間検出のプロセスで、データ統合用画像から歯列の始端 P と終端 Q、咬合面 R を検出した。図 3.13 に示すように、テクスチャと投影面とを、P と P'、Q と Q'、R と R'、S と S' のテクスチャ座標系を合わせ、マッピングを行う。

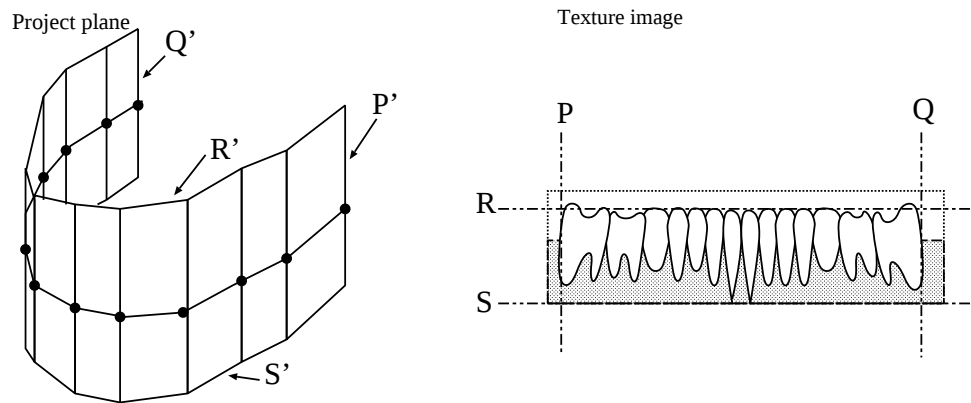


図 3.13: 仮想パノラマ画像からの投影面の上端の決定

第4章 提案データ統合手法の適用と評価

3章で提案した手法を、実際のデータに対して適用した。4.1節では、歯列の三次元形状取得について述べる。4.2節では、パノラマ画像取得と、統合用画像の準備について述べる。4.3節では、歯列に対する装置の回転軸の位置の決定について述べる。4.4節では、統合用画像をマッピングする投影面の決定について述べる。4.5節では、データ統合を行った結果について述べる。最後に4.6節では考察を述べる。

4.1 歯列の三次元形状取得

口腔模型作成

対象歯列として、ニッシン社の歯列モデル 12D-400C を用いた。本モデルは、人間の歯型に基づいて作成されたものであり、提案手法を適用するのに適している。用いた歯列モデルを4.1(a)に示す。2.1節で説明した方法により、歯列モデルから図4.1(b)の口腔模型製作を行った。印象材には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た。



(a)



(b)

図 4.1: 歯列モデルと口腔模型

口腔模型の三次元表面計測

作成した口腔模型について、スリット光投影法も用いて口腔模型の三次元計測を行った。計測にはUNISN社のSURFLACERを用いた。計測ピッチは0.25mmであった。三次元計測の様子を図4.2、計測結果を描画したものを図4.3に示す。

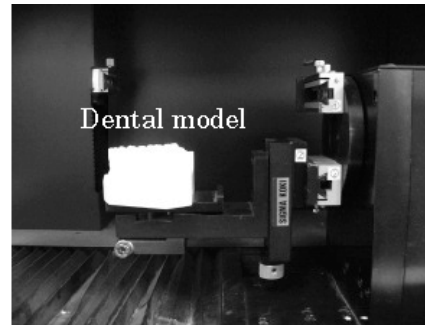


図 4.2: 口腔模型の三次元計測の様子

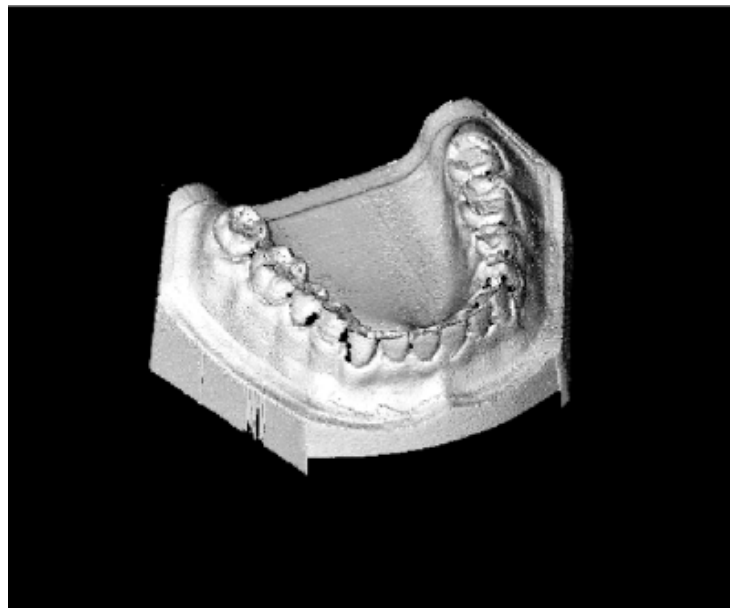


図 4.3: 計測した三次元形状データの描画結果

4.2 パノラマ画像取得と統合用画像の切り出し

パノラマ画像取得

一軸パノラマ断層撮影装置 (株式会社吉田製作所、PANOURAFW) を用いて、歯列モデルのパノラマ断層撮影を行った。まず、歯の部分の X 線吸収量を上げるために、歯をニッケルメッキでコーティングした。図 4.4 左にニッケルでコーティングした歯、図 4.4 右にコーティング前の歯を示す。ニッケルでコーティングした歯と、コーティングしていない歯の X 線投影図を比較した。図 4.5 のようにそれぞれの X 線投影像が得られた。図 4.5 から、ニッケルコーティングを施した歯の X 線吸収量が増加したことを定性的に確認できた。X 線投影像撮影には、島津製作所 smx-1000 を用いた。次に、パノラマ断層撮影を行った。X 線照射条件は管電圧 70kV、管電流 10mA として撮像を行った。結果を図 4.6 に示す。撮像時には、口腔内に歯科用パテを積めることにより、造影効果を出している。また本装置には、中心確認用のレーザと平行確認用の鏡が取り付けられており、歯列を平行かつ中央へ置くことが出来た。

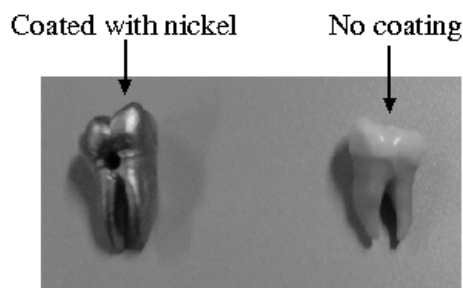


図 4.4: ニッケルメッキコーティングを施した歯

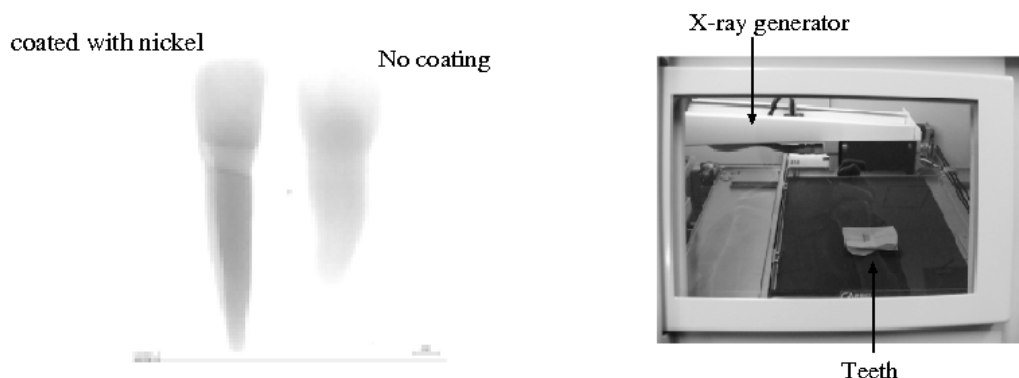


図 4.5: X 線投影像の比較と撮像風景



図 4.6: ニッケルメッキ歯列のパノラマ画像

パノラマ撮影の様子を図 4.7 に示す。図 4.8 のように、装置の回転軸の場所がおおよそ第二大臼歯付近であることが分かった。

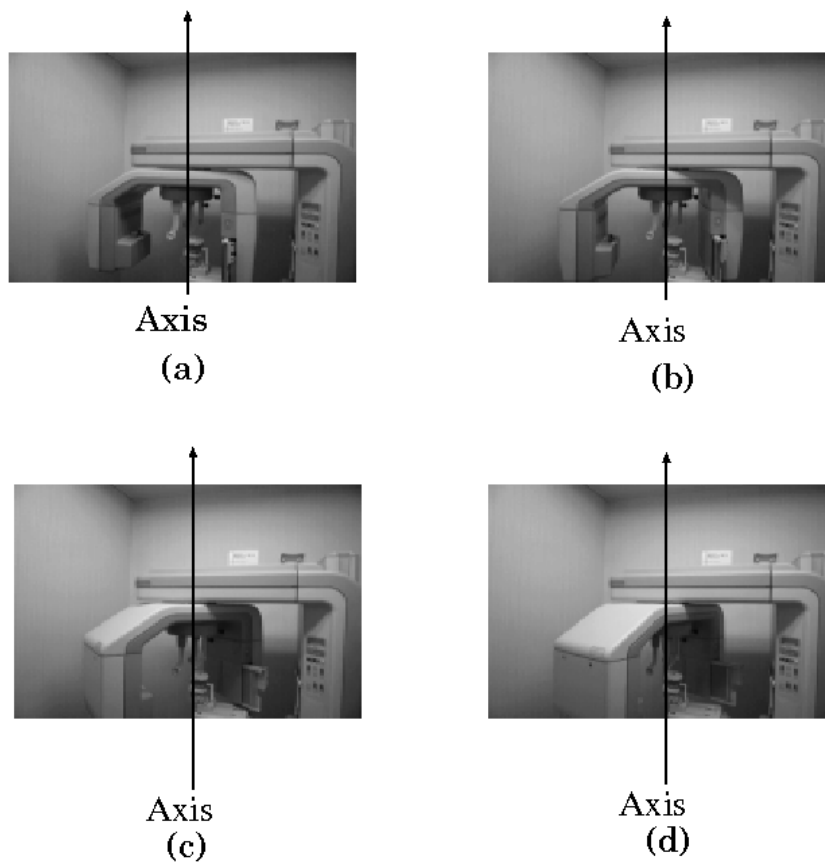


図 4.7: パノラマ撮影の様子



図 4.8: 回転軸の位置

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でスキャンした。デジタルレントゲンスキャナには、EPSON GT-X970 を用いた。

統合用画像の切り出し

図 4.6 のパノラマ画像から、下顎の歯列部分を切り出した。3.3 節で述べたことを留意し、図 4.9 の部分を切り出し、統合用画像として用いた。

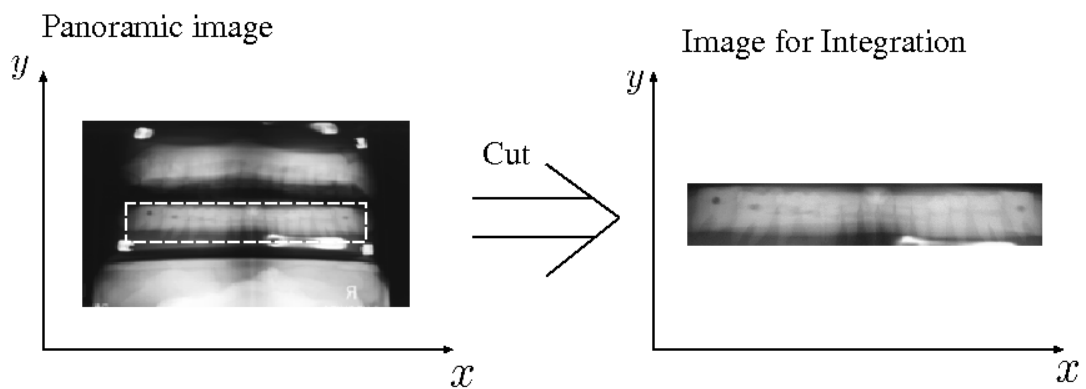


図 4.9: 統合用画像の切り出し

4.3 回転軸の決定

統合用画像からの歯幅の探索

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、歯茎より上の部分から歯間を検出することになる。したがって、図 4.9 の統合用画像から、歯茎より上の部分だけを切り出した図 4.10 から歯間を検出することにより、隙間検出の条件を近づけた。



図 4.10: パノラマ画像から切り出した下顎部

3.4 節で述べた方法により、両パノラマ画像から歯間検出を行った。歯間検出の流れを図 4.11 に示す。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。実パノラマ画像において、式 (3.2)、式 (3.3)、式 (3.4) は、 $r_1 = 79/330$ 、 $r_2 = 65/330$ 、 $r_3 = 186/330$ と得られた。

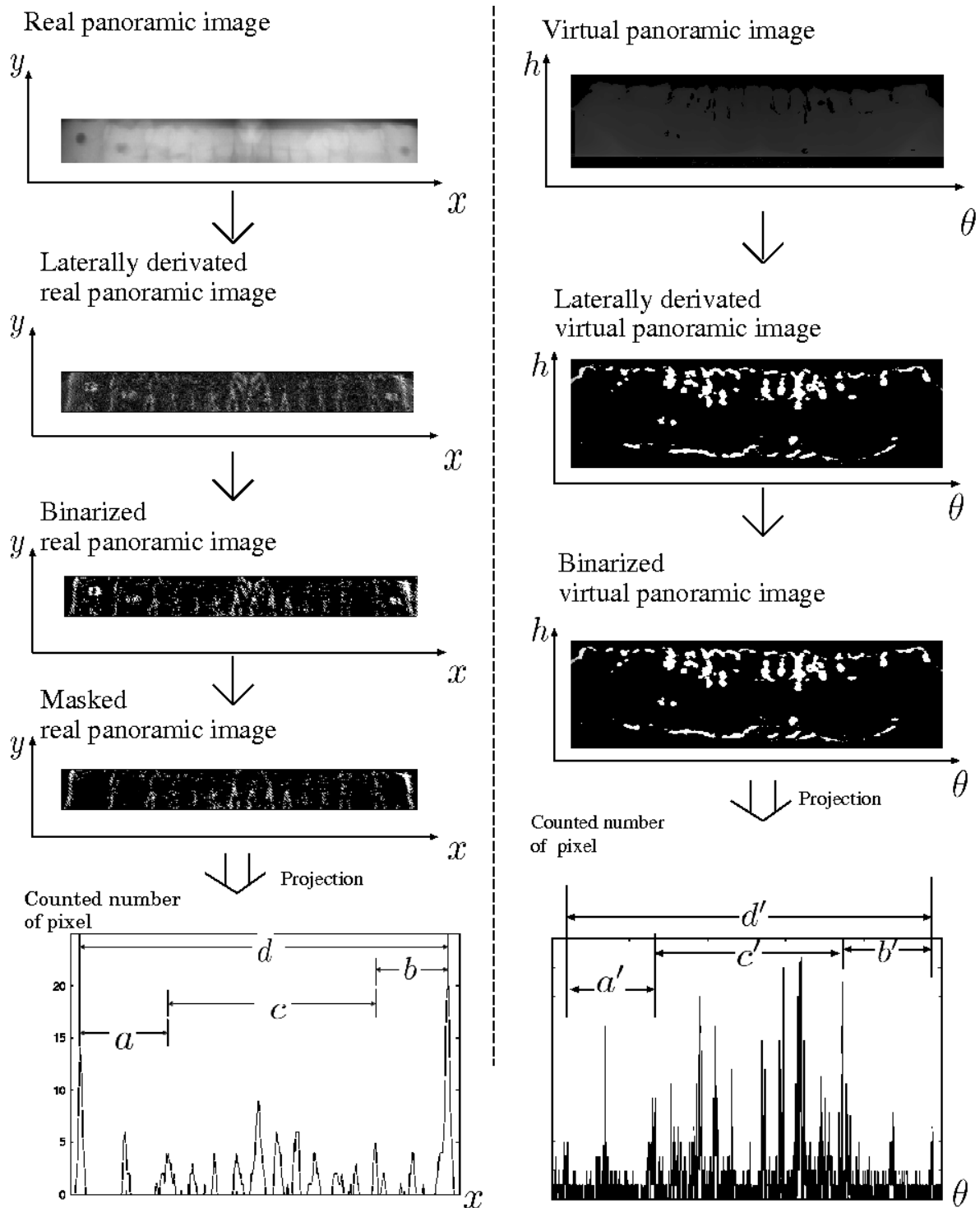


図 4.11: 歯間検出の流れ

回転軸の位置の探索

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の一致度を式(3.8)により評価し、回転軸の位置の探索を行った。仮想パノラマ画像を作成する際のカメラの回転は 0.1deg 刻みとした。半径 40mm の円の場合、 0.1deg に対する円弧は 0.069mm であるため、歯列に対しても、歯の隙間を検知するのに十分であると考えられる。パノラマ画像を取得する際、歯列模型を、回転軸に対して x 方向の位置の違いを少なく配置することが出来たため、仮想パノラマ画像を作成する際の軸移動は y 方向のみであるとして実験を行った。また、撮影風景から、回転軸がおおよそ第二大臼歯付近であることが分かったため、図4.12に示す O_2 を初期点として、 $-16\text{mm} \leq y \leq 16\text{mm}$ の範囲で回転軸の探索を行った。始めの探索間隔を 8mm として、分解能が 0.25mm となるまで繰り返し軸探索を行った。軸の場所による C_1 の値の推移を図4.13に示す。 $y = -10.25\text{mm}$ で評価関数 $C_1 = 0.056118$ で最小となった。

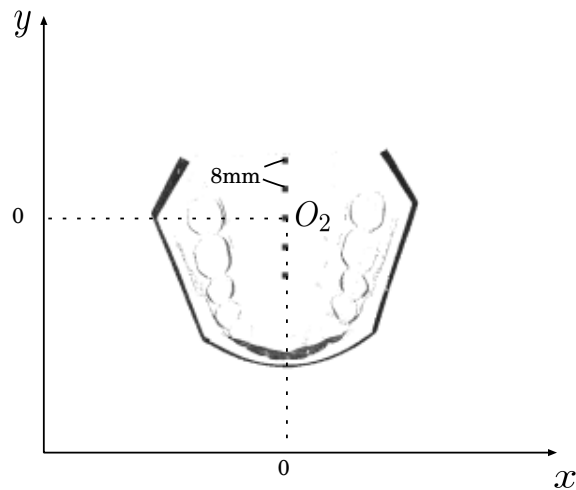


図 4.12: 探索点

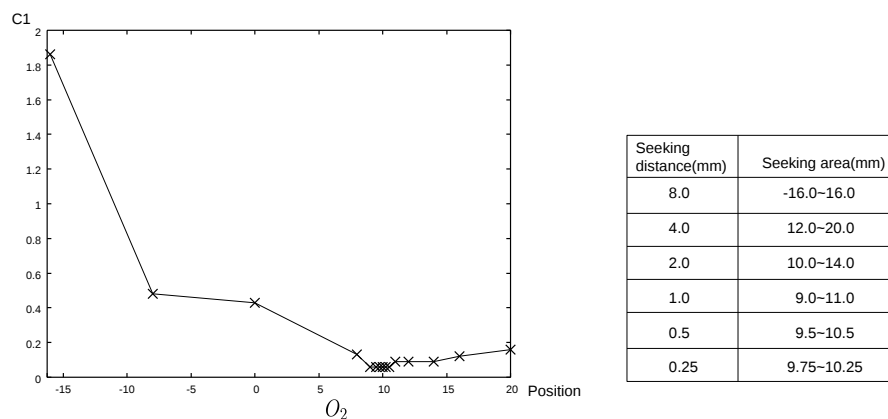


図 4.13: 評価関数 C_1 の推移

4.4 投影面の決定

3.5 節で述べた方法により、統合用画像をマッピングする投影面を決定した。始めに、 $y = -10.25\text{mm}$ の位置に回転軸を決定し、図 4.14 の仮想パノラマ画像を作成した。



図 4.14: 決定した回転軸から作成した仮想パノラマ画像

次に、 1deg 刻みに歯の厚みの中心点を求め、順に直線で結ぶ。図 4.14 の仮想パノラマ画像から歯列の両端 A、B を検出し、折れ線の始点 A'、終点 B' を求め、図 4.15 のような折れ線を作成した。

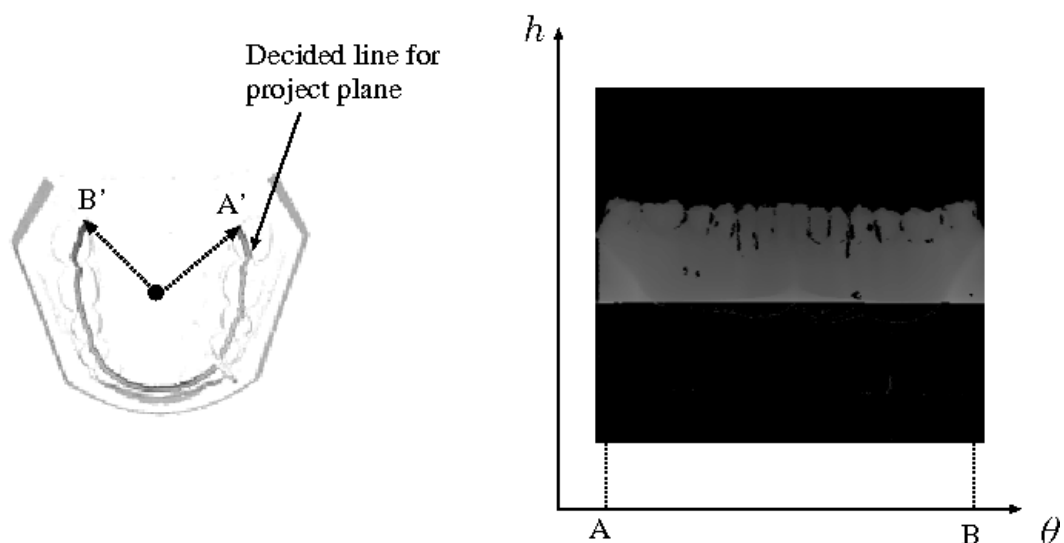


図 4.15: 歯の中心点を結んだ折れ線

最後に、図 4.16 に示すように、仮想パノラマ画像から咬合面 h_1 を検出し、投影面上端 z_1 を決定した。最も歯の全長が長い犬歯の平均値である 25mm だけ上端から下げた高さを、投影面の下端とした。

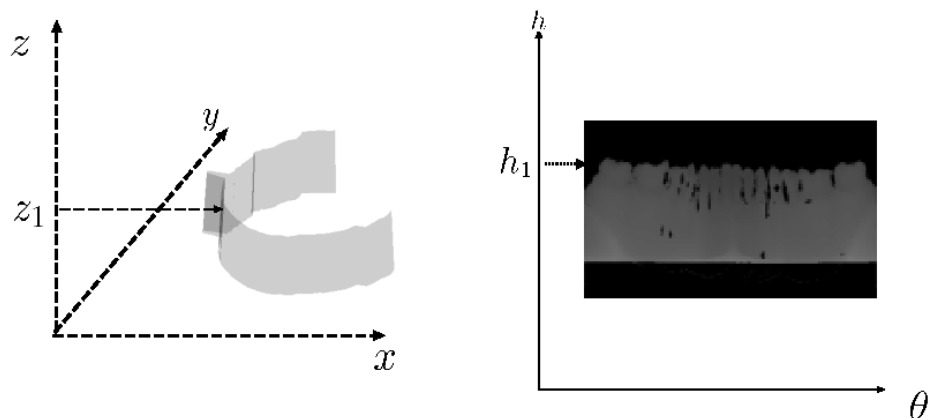


図 4.16: 投影面上端の決定

4.5 データ統合を行った結果

4.3 節で行った歯間検出から、統合用画像における歯列の始端 A と終端 B を得ることが出来た。さらに、咬合面の位置 P の検出を行った。図 4.17 に示すように、4.4 節で決定した投影面に対し、図 4.9 の統合用画像を、A と A'、B と B'、P と P' の座標を合わせてマッピングした。投影面に対して統合用画像をマッピングした様子を図 4.18 に示す。

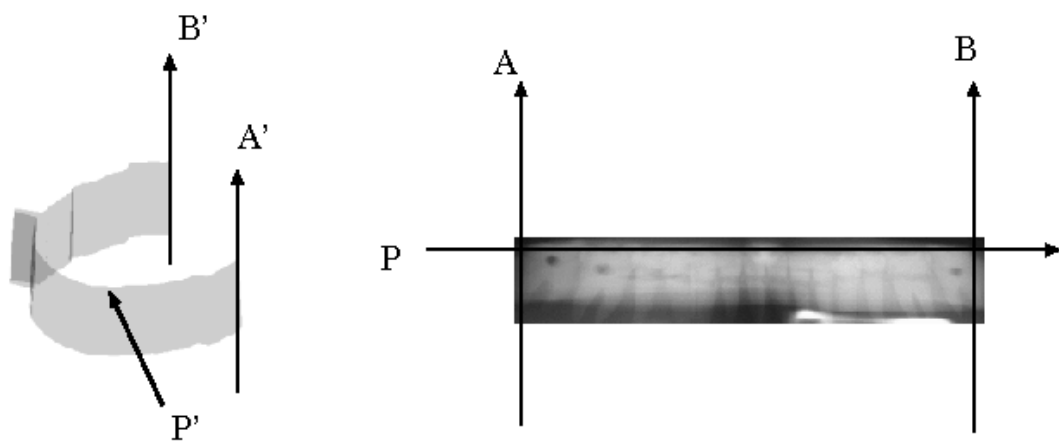


図 4.17: テクスチャ座標系を合わせてマッピング

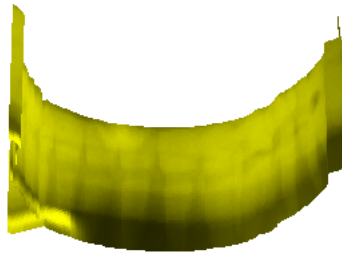
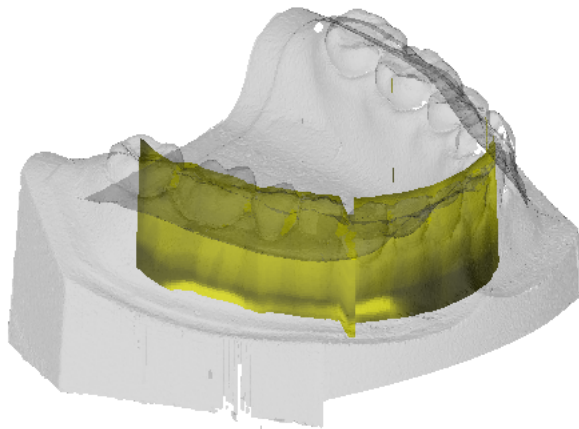
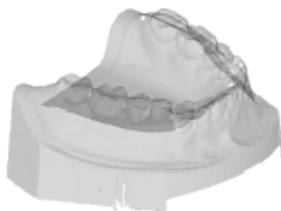


図 4.18: 投影面へ画像をマッピングした様子

最後に、歯列模型の三次元形状データと図 4.18 を同一三次元空間に描画し、三次元形状データとパノラマ画像のデータ統合を完了した。結果を図 4.19 に示す。



Surface data



Panoramic image

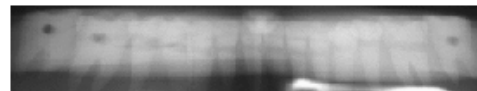


図 4.19: データ統合結果

4.6 考察

4.5 節の図 4.19 に示す統合結果から、偏心投影になり歪んでいた臼歯部分が、歪んでいないように見えた。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もとづいて作成した。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ほぼ同等のものであったため、偏心投影になっていた臼歯部も、もとの三次元空間へ再投影出来たと考えられる。歯根の情報をもたない三次元形状データに対して、パノラマ画像がもつ歯根の情報を持たせることが出来ることが確認できた。

次に、回転軸の決定を行う際に用いた評価関数 C_1 が 0 にならなかった理由について考察する。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た。しかし、実際のパノラマ断層撮影では、装置へのあごの乗せ方や、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、 y 軸方向にのみ、回転軸探索を行った。しかし、実際には、 x 軸方向へのずれがあったと考えられる。また、歯間抽出の成功率と精度により、評価関数の値は大きく影響を受けたと考えられる。

第5章 おわりに

本研究では、歯根の情報を持たない口腔模型のデータに対して、パノラマ画像が持つ歯根の情報を統合する手法を提案した。口腔模型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模型と、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。歯列の内部情報を持たない表面形状データに対して、パノラマ画像が持つ歯列の内部情報を統合することが出来た。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、口腔模型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と口腔模型の三次元形状データでも、統合が可能であると考えられる。本研究で提案した手法が一般的な歯科医院に普及し、歯科医と患者が得られる情報が少しでも増えれば幸いである。

謝 辞

本研究は大阪大学基礎工学部で行ったものである。

本研究において、研究環境を提供してくださり、相談した際には常に的確なアドバイスを頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科 大城 理 教授に厚く御礼申し上げます。本研究を完成させるにあたり、多大なご指導頂きました大阪大学大学院生命機能研究科脳神経工学講座 大澤 五住 教授に深く感謝致します。本研究を進めるにあたり、様々な視点からの有益なご助言を頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科 黒田 知宏 准教授に厚く御礼申し上げます。また、システム全般について基礎から丁寧にご指導頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科 黒田 嘉宏 助教に厚く御礼申し上げます。本研究を進めるにあたり、担当教員を務めて頂き様々なアドバイスを頂きました臨床医工学融合研究センター 鍵山 善之 特任助教に感謝致します。

本研究を進めるにあたり、様々な方の協力を得ました。本研究を進めるにあたり研究環境を整えてくださいました大阪大学大学院歯学研究科 高田 健治 教授に厚く御礼申し上げます。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、柳 美香先生に厚く御礼申し上げます。X線投影像を撮影するにあたり協力していただきました大阪大学大学院基礎工学研究科機能創成専攻 田中 正夫 教授、松本 健志 准教授、西川 健 氏に厚く御礼申し上げます。

最後に、いつも親身にアドバイス頂きました吉田 健志 氏、荒井 良祐 氏、芦田 洋敏 氏、金守 恒志 氏、福塚 大輔 氏、山田 和広 氏の大城研究室の先輩方と日常から励ましあい研究に取り組んだ重枝 慧 氏、田中 翔太 氏、徳井 隆博 氏、濱田 友貴 氏、吉元 俊輔 氏に感謝致します。

参考文献

- [1] C.H.McCollough, F.E.Zink, "Performance evaluation of a multi slice CT system", Med. Phys. Vol.26, Issue 11, pp.2223-2230, 1999
- [2] N.M.Corregan et al., "A multiple detectoe array helical x-ray microtomography system for specimen imaging", Med. Phys. Vol.26, pp.1708-1713, 1999
- [3] C.H.McCollough, F.E.Zink, "Quality control and acceptance testing of CT systems, in Medical CT Ultrasound: Current Technology and Applications, edited by L.W. Goldman and J.B.Fowlkes", Advanced Medical Publishing, Madison, pp.437-465, 1995
- [4] 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 D, Vol.J79-D2, No.5, pp.698-707, 1996
- [5] M.R.Stytz, G.Frieder, O.Frieder,"Three-dimensional medical imaging, algorithms and computer systems", ACM Computing Surveys, Vol.23, pp.421-429, 1991, table of contents
- [6] T.Shinichiro, M.Toyohei, M.Fujio, O.Yukihiko,"Clinical application of magnetic resonance imaging (MRI) for daignosis of angiomylipoma", The Japanese Journal of Urology Vol.77, No.4, pp. 554-559, 1986
- [7] 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
- [8] 富樫 かおり, " 婦人科領域の MRI", 日本放射線誌, Vol.62(1), pp.7-16, 20020125, (ISSN 00480428), 2002
- [9] L.N.Rothenberg, K.S Pentlow, "CT dosimetry and radiation safety,in Medical CT Ultrasound, Current Technology and Applications, edited by L.W.Goldman and J.B.Fowlkes", ADvanced Medical Publishing, Madison, pp.519-556 , 1995
- [10] 山田 一孝, 上野 博史, "CT と MRI のコントラストの違い", 動物臨床医学,Vol.12, pp27-29, 2003 .
- [11] K.Yamada, E.R.Wisner, J.S.de Ropp, R.A.LeCouteur , L.D.Tripp , "Technical parameters affecting image characteristics in in vivo MR microscopy of the mouse", Vet Radiol Ultraound, Vol.43, pp.518-527 2002

- [12] 川端 昭, 一ノ瀬 昇, 高橋 貞行, ”やさしい超音波工学”, 工業調査会, 東京, 1988
- [13] T.Yamazaki, Y.Nakajima et al., ”Improvement of the accuracy of Z-position in 3-D pose estimation of knee prosthesis components using fluoroscopy”, IEICE technical report, Vol.101, No.239, , pp.63-69, 2001
- [14] 山崎 隆治, 渡邊 哲, 中島 義和, 菅本 一臣, 富田 哲也, 前田 大助, 佐藤 嘉伸, 吉川 秀樹, 田村 進一, ”X 線透視画像を用いた人工膝関節の三次元動態解析システムの開発”, 日本放射線技術学会雑誌, 1(1), pp.79-87, 2005
- [15] T.Kalteis, M.Handel, L,Perlick et al., ”Greater accuracy in position of the acetabular cup by using an image-free navigation system”, International Orthopaedics, Springer Berlin/Heidelberg, Vol29, 2005
- [16] 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”, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2003
- [17] K.Soe, K.Ueno et al, ”Development of Dentomaxillofacial Conebeam X-ray CT System CB MercuRay”, Medix, Vol.37, pp.40-45,2002
- [18] 西蓮寺 永康, 淵端 孟, ”標準歯科放射線学”, 医学書院, 東京, 1992
- [19] 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
- [20] W.R.PROFFIT, ”プロフィットの現代歯科矯正学”, クインテッセンス出版株式会社, 東京, 2004
- [21] 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
- [22] 新谷 明喜, 石上 友彦, 森戸 光彦, ”歯科補綴マニュアル第 4 版”, 南山堂, 東京, 2006
- [23] 井口 征士, 佐藤 宏介, ”三次元形状測定”, 昭晃堂, 東京, 1990
- [24] 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(1), pp.8-21, 1991
- [25] 石田 武, ”やさしい口腔検査診断学”, 永末書店, 東京, 1995
- [26] 金森 勇雄, 片木 嬉代治, ”歯・顔面検査法”, 医療科学社, 東京, 2002
- [27] 隅田 博臣, 山根 由美子, 高羽 順子, 田村 恵美, ”口腔・顎顔面領域の検査と疾患～口内法撮影（読影に必要な知識）～”, 日放技学誌, Vol.64, No.5, pp.617-625, 2008
- [28] 赤井 三千男, ”歯の解剖学入門”, 医歯薬出版, 東京, 1990