コンピュータ理工学特別研究報告書

題目

光線空間法による
デンタルトモシンセシス画像の生成

学生証番号　０４４２３７

氏名　垣内　友希

提出日　平成 25 年　7 月

指導教員　蚊野　浩

京都産業大学
コンピュータ理工学部

要約

歯科 X 線パノラマ撮影装置は、X 線源とフラットパネルセンサが対向した撮影部が、顔面の周囲を回転移動しながら撮影することで、歯列のパノラマ画像を生成する装置である。医療用 X 線撮影装置において、フラットパネルセンサで取得した複数のデジタル画像を一枚の最終画像に合成変換する技術で、被写体の 3 次元構造を利用した高画質化手法としてトモシンセシスが知られている。歯科 X 線パノラマ撮影装置におけるトモシンセシスは、フラットパネルセンサの複数のラインに対応した複数のパノラマ画像を、歯列の 3 次元構造を考慮して画素ごとに適切な量だけずらした画像に変換し、それらを加算平均することに帰着される。ここで必要になるのは 3 次元空間の幾何学的計算であるが、従来手法では、測定装置の動きが複雑になると、計算手順の見通しが急速に悪くなる。本論文は、光線空間法を用いることで、歯科 X 線パノラマ撮影装置のように複雑な動きを行う装置であっても、トモシンセシス画像を容易に生成できることを示す。

光線空間は密な光線集合が定義された 3 次元空間のことである。光線空間法による画像生成は、光線集合と仮想的な投影面の交点集合を画像化する手法である。本研究では、歯科 X 線パノラマ撮影装置のように比較的複雑な動きを行う装置であっても、光線空間法を用いることで、容易にトモシンセシス画像を生成することができることを明らかにした。まず、機器の設計値を用い、X 線源とフラットパネルセンサの画素で定義される光線集合を取得する。次に、設計値に基づいた基準となる仮想投影面を 3 次元空間に設定する。仮想投影面と光線集合の交点の 3 次元座標を計算し、それらの交点の位置が合うように画素をずらすことで一枚のトモシンセシス画像を生成する。さらに、基準となる仮想投影面を拡大・縮小することで投影位置を変えたトモシンセシス画像を複数枚生成する。生成された各画像のエッジを抽出し、エッジ上の画素については、最も強いエッジが得られる投影面の拡大率を最適な投影面の拡大率とした。エッジ以外の画素については、エッジ上の画素の投影面から最適な投影面の拡大率を改良シェパード法で補間し、決定した。その結果、自動的に患者の歯列形状に焦点のあった最終画像を生成できた。

目次

１章　はじめに　・・・４
２章　歯科Ｘ線パノラマ撮影装置　・・・６
　２．１　撮影装置の概要　・・・６
　２．２　撮影装置の構成　・・・７
３章　トモシンセシス　・・・８
　３．１　歴史と原理　・・・８
　３．２　歯科Ｘ線パノラマ撮影装置における従来手法　・・・９
４章　光線空間法　・・・１２
　４．１　光線空間の定義　・・・１２
　４．２　光線空間法による画像の生成　・・・１２
５章　光線空間法によるデンタルトモシンセシス　・・・１４
　５．１　光線集合の計算　・・・１４
　５．２　仮想投影面の設定　・・・１４
　５．３　光線集合と投影面の交点の３次元座標の計算　・・・１７
　５．４　複数のパノラマ画像の位置合わせ　・・・１８
　５．５　投影面の拡大・縮小による複数画像の生成　・・・２１
　５．６　エッジ抽出を用いた最適な投影面の決定と最終画像の生成　・・・２２
６章　画像の生成結果と考察　・・・２５
　６．１　仮想投影面におけるトモシンセシス画像の生成結果　・・・２５
　６．２　全ての歯列に焦点のあった最終画像の生成結果　・・・３２
　６．３　生成結果に対する考察　・・・３８
７章　結論　・・・４０
　７．１　成果　・・・４０
　７．２　課題　・・・４０

参考文献　・・・４２
謝辞　・・・４３
付録　・・・４４

１章　はじめに

X 線撮影は物体の内部構造を知る画像検査法のひとつである。X 線撮影では、波長が 1pm〜10nm 程度の電磁波である X 線を物体に照射する。人間の皮膚や筋肉は X 線の透過度が高く、骨は透過度が低い。また、透過度が低い造影剤を注入することで特定の組織の観察を容易にする場合もある。透過した X 線をフィルムやセンサを用いて検出することで可視化している。この画像検査法は、医療において患者の体内の様子を観察する他に、空港の手荷物検査などにも利用されている。

歯科医療の現場においても、この撮影方法を用いた診断がよく利用されている。歯科においては、歯部全体が一枚の写真として撮影されるものを X 線パノラマ写真という。この写真では、歯や骨のおおまかな異常や、神経の位置などを知ることができる。撮影の際には、歯科 X 線パノラマ撮影装置が使用される。古くは、歯科 X 線パノラマ撮影装置は受光部に X 線フィルムが利用されていた。2000 年頃に X 線フィルムに代わって、フラットパネルセンサ（以下、FPS と略す）と呼ばれる半導体撮像素子を利用する装置が開発された。FPS によって、X 線画像をデジタル画像として取得することが可能になり、さまざまなデジタル画像処理が歯科分野にも広がっている。

現在の歯科 X 線パノラマ撮影装置に利用されている FPS は、画素が縦横に並んだ画像センサである。縦方向が顔面の縦方向に対応し、横方向が装置の走査方向に対応する。ここで、FPS の縦方向の 1 本のセンサラインに注目する。装置が顔面周囲を回転する間にこのラインが取得するデータをそのまま横方向に接続すると、一枚のパノラマ画像が生成される。FPS の他の縦方向のラインについても同様であるので、縦方向のラインの数だけのパノラマ画像が同時に生成される。これらのパノラマ画像は、FPS 上でのラインの位置に応じて、少しずつ撮影位置がずれたパノラマ画像である。通常の装置はこれら複数のパノラマ画像から、一定の規則にしたがって最終画像を生成している。

2010 年頃、歯科 X 線パノラマ撮影装置に、トモシンセシスと呼ばれる技術を用いることで、最終画像を高画質化するものが発表された。その装置では、まれに発生するぼけが生じたパノラマ画像に対して、再撮影を行うことなしに、ぼけの除去を可能としている。

医療用の X 線撮影装置は、その撮影原理から明らかなように、人体内部の臓器や骨の透過像が重畳して画像化される。そのため、観察したい部位の像を明

確にとらえることが難しい場合がある。トモシンセシスはこのような場合に有効な画像処理技術の一つである。まず、観察する部位を複数の方向から X 線撮影する。人体のように厚みのある被写体を異なる方向から X 線撮影すると、その方向に応じて、異なった透過像が観察される。それらの画像を、注目している部位が正確に重なるように画像をずらして、それら複数の画像を加算平均すると、注目している部位だけが明確になり、それ以外の部位はぼける。これがトモシンセシスの原理である。医療用 X 線撮影装置でトモシンセシスが利用されているものに、マンモグラフィや関節の X 線撮影、歯科 X 線パノラマ画像などがある。

トモシンセシスの原理を利用して特定の被写体（断面）に焦点を合わせた画像を生成する際、画素をずらす量(ずれ量)を計算することが必要になる。従来のトモシンセシス法では、画素位置のずれ量を 3 次元空間の幾何学的な計算で求めている。しかし装置の動きが複雑な場合や、焦点を合わせる位置によっては、数式が複雑化し、その導出は容易でない。このように、従来の手法ではずれ量を算出するための式の導出が煩雑になるといった問題がある。

この問題を解決するために、光線空間法の考え方に基づいたトモシンセシス画像の生成手法を提案する。提案手法においては、「画素が縦横に並んだ画像センサが X 線を検出することによって、少しずつ撮影位置のずれたパノラマ画像を複数枚撮影する」という動作は、FPS の各画素と X 線源を結ぶ線を「光線」と定義すると、光線集合を取得する動作と考えることができる。特定の被写体に焦点を合わせるために画素位置のずれ量を計算することは、光線空間法では、画素に対応した光線と被写体が存在する投影面の交点間の 3 次元座標の差を画素単位でのずれ量に換算することに対応する。

以下、第 2 章で歯科 X 線パノラマ撮影装置の概要と構成について、第 3 章でトモシンセシスの原理と従来手法について述べる。第 4 章で光線空間法の考え方を説明し、第 5 章で光線空間法を用いた歯科でのトモシンセシス画像の生成法と、最適なトモシンセシス画像の選択法を述べる。第 6 章で幾つかの生成画像とそれらに関する考察を述べ、第 7 章で結論を記述する。

２章　歯科Ｘ線パノラマ撮影装置

２.１　撮影装置の概要

歯科 X 線パノラマ撮影装置は、歯部全体を一枚の写真として撮影する装置である。図 2.1 に装置と撮影画像の例を示す。この装置は、X 線光源と対向するように FPS が撮影アームに配置されている。撮影アームは頭の周囲を回転しながら移動する。その際に、X 線光源からの光を FPS で検出し、その生データをパソコンで再構成することでパノラマ画像を生成している。

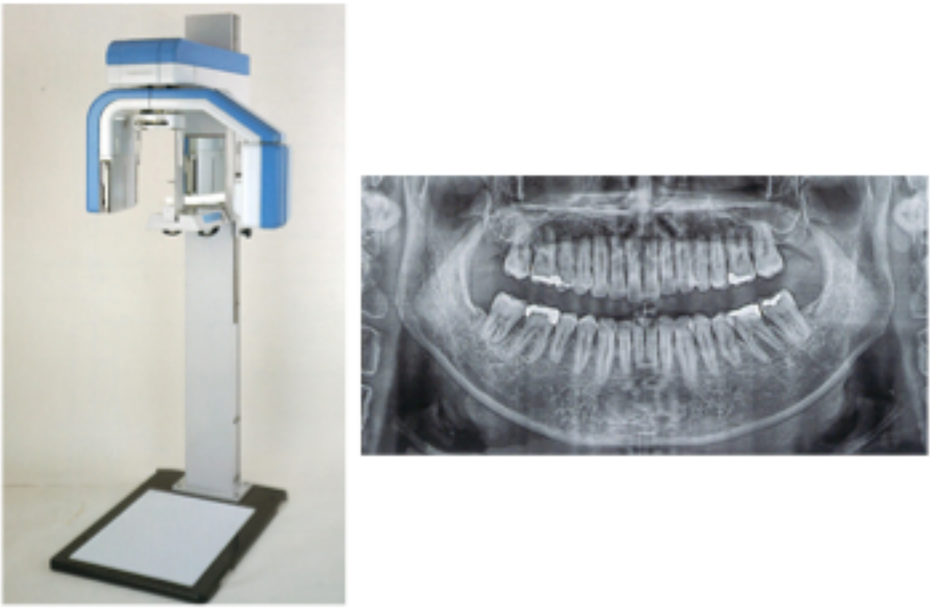

図 2.1 歯科 X 線パノラマ撮影装置と撮影画像の例
((株)近畿レントゲンの Web サイトの画像を利用)

FPS の一例を文献[1]に示す。この FPS は 1512×60 画素の画像センサで、有効画素数は 1480×60 画素である。FPS による 1 回の撮影で得られる 1480×60 画素の画像データをフレームと呼ぶ。また、縦方向に並んでいる 1480 個のデータをラインと呼ぶ。一つのラインが頭の周囲を回転して取得したデータを順番に並べることで一枚のパノラマ画像が生成される。この FPS は 60 個のラインがあるので、この手順により、初期段階のパノラマ画像が 60 枚生成される。図 2.1 右の最終的なパノラマ画像は、60 枚のパノラマ画像を、一定の規則によって合成して生成したものである。

２.２　撮影装置の構成

今回検討した撮影装置の構成を図 2.2、図 2.3 に示す。X 線源と FPS の距離は 490mm、回転中心は X 線源から 345mm の距離にある。この回転中心を中心として-115°~+115°回転しながら、回転中心が 43mm 前後移動する。-115°～+115°の回転の間に、FPS から 3700 フレームのデータが取得される。1 回の測定に要する時間は約 12 秒である。

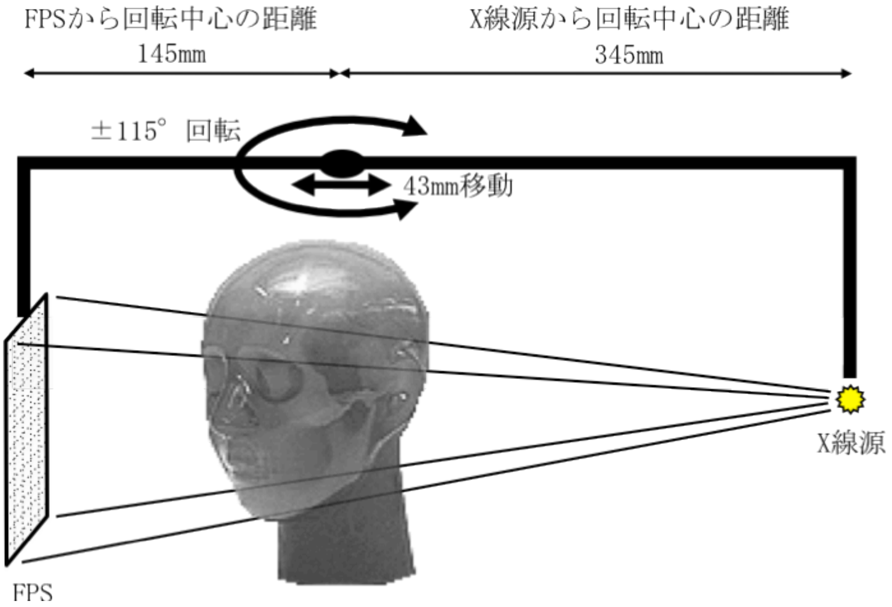

図 2.2　撮影装置の構成

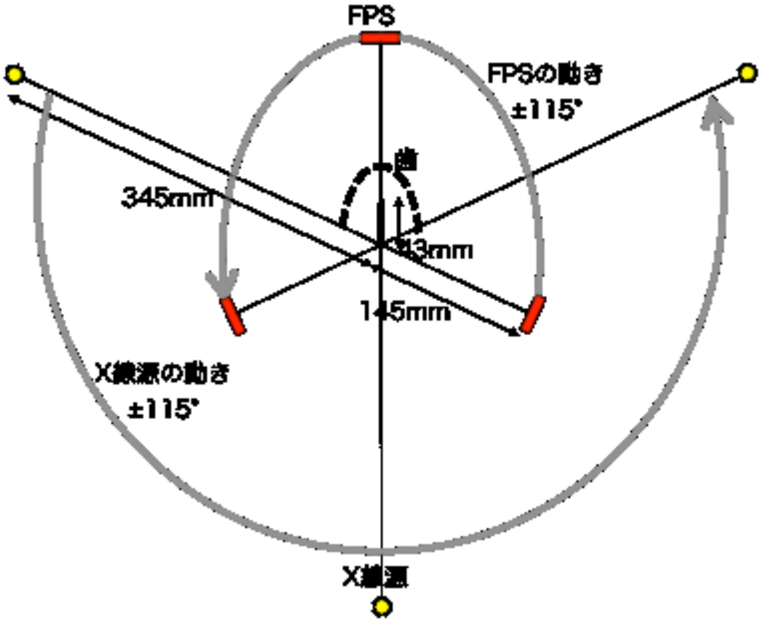

図 2.3　撮影装置の位置と動きの範囲

３章　トモシンセシス

トモシンセシスは、医療用X線画像撮影装置において、画像を高画質化する技術のひとつである。X線撮影はX線を被写体に通し、被写体によるX線の減衰の大きさを測定する。測定された結果であるX線画像は、被写体の内部組織が重なった透過画像である。この透過画像では重なった内部組織の影響で、個々の組織が観察しにくい場合がある。トモシンセシスはこの問題を改善することができる。

トモシンセシスと類似の技術にトモグラフィがある。トモグラフィが完全な3次元構造を復元する技術であるのに対し、トモシンセシスは特定の断面像を強調する技術である。また、トモグラフィはX線源から見て垂直断面像を形成するのに対して、トモシンセシスは水平断面像を形成する。トモシンセシスのX線被爆量はトモグラフィよりもはるかに少ない、などの特徴がある。トモグラフィと比較すると簡易な医用画像技術であるが、用途によっては、人体の内部構造を鮮明に確認することができる。

３.１　歴史と原理

トモシンセシスの原理は新しいものではなく、1970年代前半にフィルム撮影されたX線画像を用いたトモシンセシスが提案されている[4]。しかし、フィルムによる画像の重ね合わせは合成画像が暗くなるなどの問題から、普及しなかった。その後、1990年代後半にFPSが実用化され、デジタルX線撮影装置が普及した。FPSを使用したX線撮影画像はデジタル画像処理によって、容易に加工することができるようになった。複数の撮影位置で取得したX線画像を合成することも容易であり、合成画像が暗くなるという問題もない。FPSの登場によりトモシンセシスは再度注目され、現在ではマンモグラフィや歯科イメージングなど、様々な分野で応用されている。

図3.1を用いてトモシンセシスの原理を説明する。測定部位を複数の方向から撮影すると、重なっていた内部組織がずれて観察される。観察対象の組織が重なるようにそれらの画像をずらして加算することで、観察対象の組織の信号が強調される。これにより観察対象の組織が鮮明になり、その他の部位はぼける。

次いで、歯科X線パノラマ撮影装置におけるトモシンセシスの利用について説明する。複数のラインを持つFPSで撮影することで、少しずつ視点が異なる複数のパノラマ画像を同時に取得するができる。これらは視点が異なるため、

単純に重ね合わせ合成したのでは、画像がぼける。画像を適量ずらして重ね合わせると歯列だけに焦点が合った鮮明な画像を得ることができる。この適切なずれ量は、歯列と撮影装置の位置関係によって決まる。従来の撮影装置は、標準的な歯列の場合に正しく重なるように画像をずらして合成している。歯列には個人差があるので、厳密には、適切なずれ量は個人により異なる。実際、標準的な歯列から大きく外れる場合には、パノラマ画像のその部位がぼける。そのような場合でも、患者の歯並びに応じてずれ量を調整することができれば、鮮明なパノラマ画像を合成することができるはずである。これが、歯科X線パノラマ画像におけるトモシンセシスの考え方である。

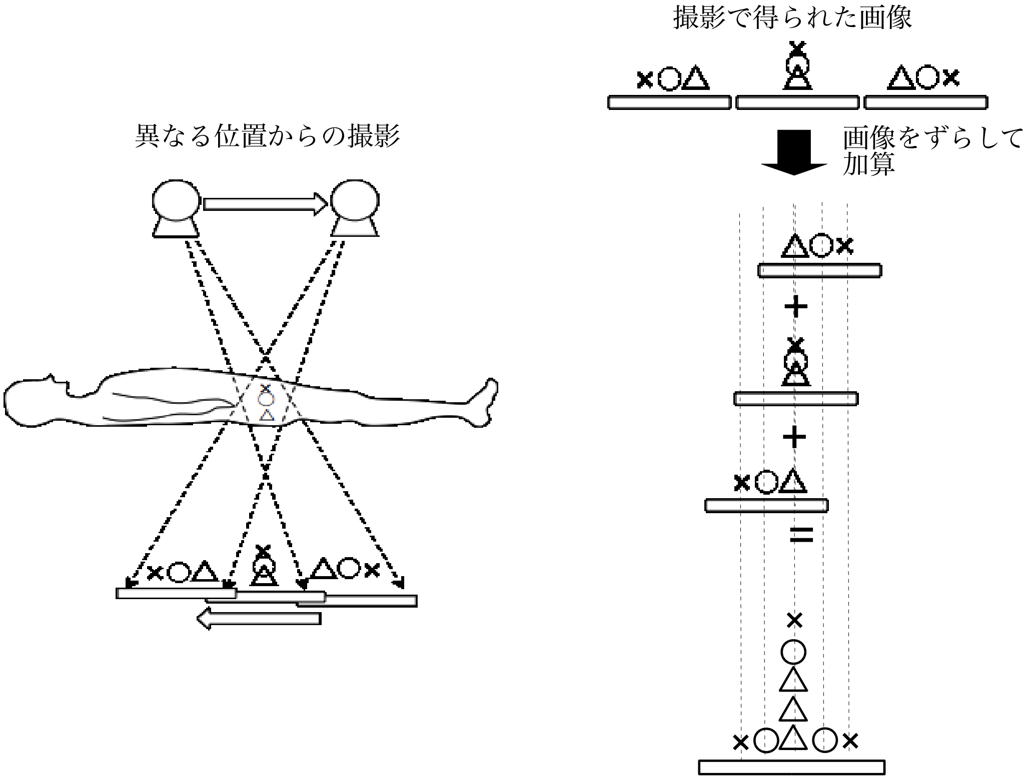

図3.1　トモシンセシスの原理

3.2　歯科X線パノラマ撮影装置における従来手法

トモシンセシスは、複数のデジタル画像を再構成面で位置合わせし、合成する技術である。そのため、画素を位置合わせするためのずれ量を計算することが必要である。図3.1ではX線源と撮像板が反対方向に平行移動しているが、このような単純な構成の場合、画像を位置合わせするためのずれ量を計算する

ことは容易である。一方、歯科 X 線パノラマ画像撮影装置は、図 2.2 のように、撮像部が回転するとともに前後にも移動する。この場合、適切なずれ量を求めることは、それほど容易ではない。

歯科 X 線パノラマ撮影装置における従来のずれ量の計算方法の一例を図 3.2 に示す。この図において、移動前の X 線源を S1、回転中心を O、検出器の中心を C1 とする。また、移動後の X 線源を S2、回転中心を O'、検出器の中心を C2 とする。ここで、A の被写体をトモシンセシス合成するときのずれ量を計算する。回転中心から X 線源までの距離を R_S、回転中心から FPS 中央までの距離を R_D、回転中心から A までの距離を D とする。また、回転中心の移動量を $\Delta\varepsilon$ とする。文献[3]を参考にすると、図 3.2 のずれ量 x は以下の式で求められる。

$$x = \frac{R_S + R_D}{R_S + (D - \Delta\varepsilon)\cos\theta}(D - \Delta\varepsilon)\sin\theta \tag{3.1}$$

ここまでで、画素の水平方向のずれ量が求まった。しかし、回転中心が前後に移動する場合、水平方向ずれ量だけでなく、垂直方向へのずれ量も発生している。そのときの垂直方向のずれ量 y は図 3.3 のようになる。文献[3]のデンタルトモシンセシスにおいては、垂直方向のずれ量については明記されていない。正確にずれ量を求めるには、水平方向の移動量に加えて垂直方向のずれ量を求めることが必要である。従来の方法では垂直方向のずれ量を追加で求めた場合、水平方向のずれ量のみを考えた場合よりも計算量が多く、式の導出も複雑になる。また、装置の動きごとにずれ量の式の導出が必要になる。

本研究では、このようなずれ量の計算をより簡単にするため、光線空間法の考え方を利用する。4 章で、光線空間法について記述する。

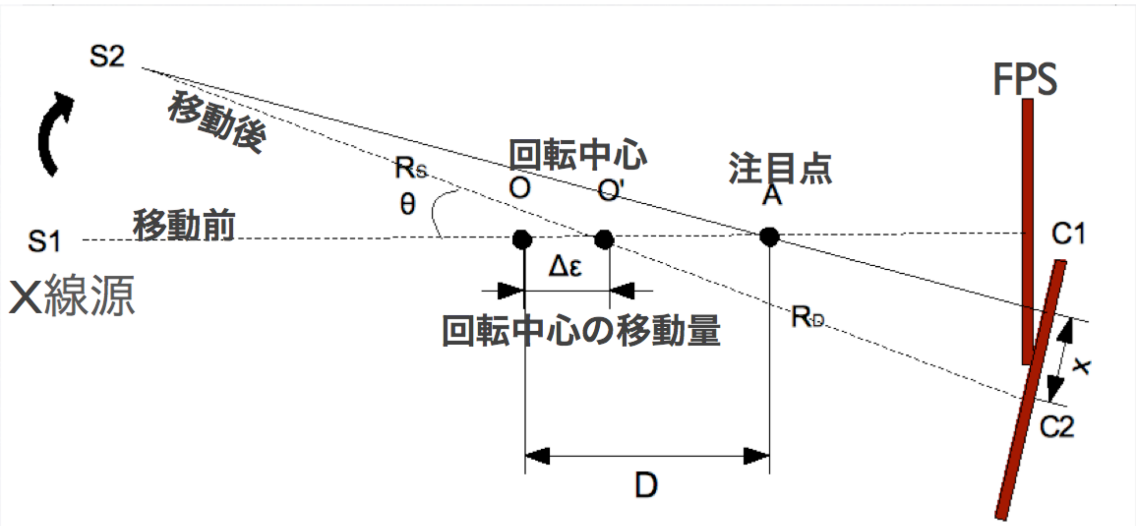

図 3.2　水平方向のずれ量 x の計算方法

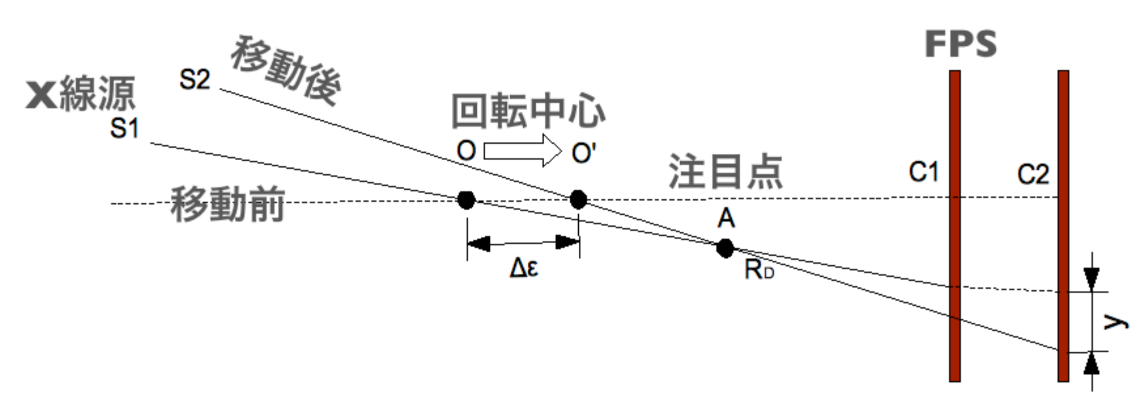

図 3.3　垂直方向のずれ量 y の概要

４章　光線空間法

４.１　光線空間

3 次元空間に密に定義された光線集合を光線空間と呼ぶ。光線には、レーザ光線のような一本の線のイメージがあるが、光線空間は空間を満たしている非常に多数の光線集合を意味する。光線空間の考え方は、1996 年頃に発表されたライトフィールド[5]やルミグラフ[6]が起源である。そこでは、任意視点の映像を生成するための基本的な手法として光線空間が議論された。また、日本においても同時期に、光線空間の考え方が提案されている[7]。

一点を通過する光線集合は、図 4.1 に示すように、ピンホールカメラまたは点光源と画像センサの組み合わせによって取得できる。しかしこれは一枚の画像と等価であるから、それを光線空間として扱うことに意味はない。光線空間と呼ぶのは、図 4.1 のような光線の取得を、3 次元空間内で密に行う場合である。ピンホールカメラによる多視点画像や、X 線撮影装置による多視点画像によって、空間内の密な光線集合を取得できる。このような密な光線集合を光線空間と呼ぶ。

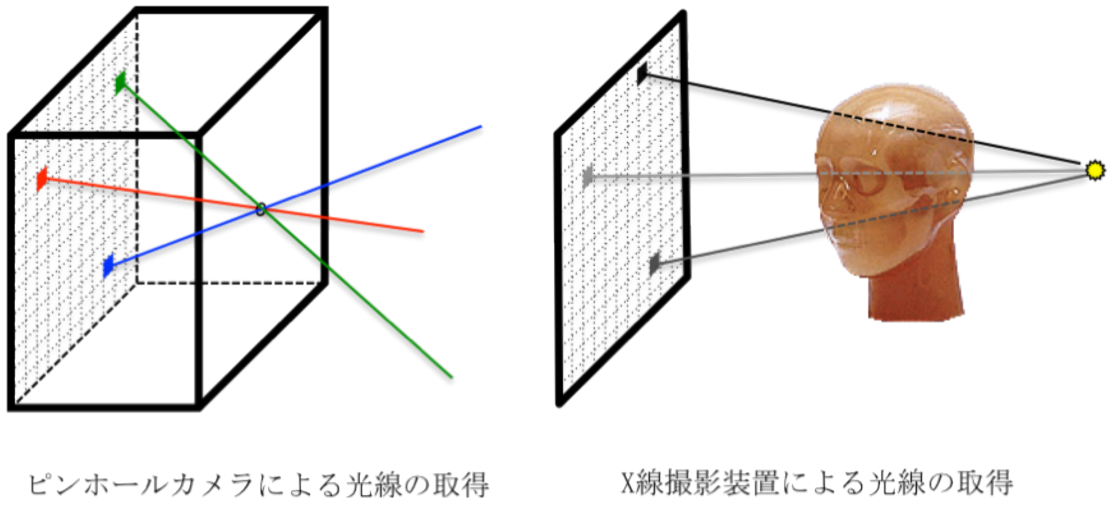

図 4.1　光線の取得

４.２　光線空間法による画像の生成

光線空間を用いて様々な二次元画像を生成する手法を、光線空間法による画像の生成、あるいはライトフィールドレンダリングと呼ぶ。これまでに、この手法を使い、任意視点画像の生成、中間視点画像の生成、焦点位置を変えた画像の生成、全焦点画像の生成などが提案されている[8]。

光線空間法による画像生成の基本的な考え方は、空間に仮想的な投影面を設定し、仮想投影面と光線集合の交点を画像化することである。本研究では、この考え方を歯科Ｘ線パノラマ撮影装置に応用し、任意の投影面に焦点位置を合わせたＸ線画像を生成する。５章では、光線空間の考え方を用いた歯科Ｘ線パノラマ撮影装置におけるトモシンセシス画像の生成手法について記述する。

５章　光線空間法によるデンタルトモシンセシス

光線空間法を用いたトモシンセシス画像の生成は、

① 装置が撮影する多くの画像とその機械的な動作から、取得した光線集合を計算するステップ
② トモシンセシス画像を生成する仮想的な投影面を設定するステップ
③ 光線集合と仮想投影面の交点の３次元座標を計算するステップ
④ 複数のパノラマ画像の位置合わせをするステップ

から構成される。

５.１　光線集合の計算

X 線撮影装置における一本の光線は、点光源の位置と FPS の一つの画素の位置、およびその画素値の組み合わせによって定義される。光線は、幾何学的には三次元空間の直線であり、直線の式によって記述することができる。

今回検討する X 線撮影装置は一回のパノラマ画像撮影で、FPS から 3700 フレームを入力する。1 フレームは 1480×60 画素であるので、全体で 328,560,000(=3700×1480×60)本の光線からなる光線空間を取得する。今回の実験ではプログラムの開発に Matlab を用いたため、Matlab で処理可能なデータ量および処理時間の兼ね合いを考えて、フレーム数を 740、1 フレームを 740×30 画素に削減した 16,428,000 本の光線を用いた。

FPS の一つの画素の三次元座標を$(X_{sensor}, Y_{sensor}, Z_{sensor})$とし、X 線源の三次元座標を$(X_{source}, Y_{source}, Z_{source})$とすると、直線の式は

$$\frac{x - X_{sensor}}{X_{source} - X_{sensor}} = \frac{y - Y_{sensor}}{Y_{source} - Y_{sensor}} = \frac{z - Z_{sensor}}{Z_{source} - Z_{sensor}} \quad \cdots \quad (5.1)$$

となる。

５.２　仮想投影面の設定

光線空間法による画像生成の基本的な考え方は、図 5.1 に示すように、空間に仮想的な投影面を設定し、投影面と光線集合の交点を画像化することである。今回の実験では、投影面として歯が並んでいる歯列面を設定することが適切である。設定面が患者の歯列形状と一致していれば、シャープなパノラマ画像を得ることができる。実際の歯列形状とのずれが大きければ、生成画像はぼける。

本研究では、基本的な仮想投影面として、装置の設計時に用いた歯科用ファントムの形状を示す図面から歯列形状を抽出したデータを用いる。歯科用ファ

ントムの図面を図 5.2 に示す。装置の回転角度が 90°の地点での回転中心の座標を原点(0,0)とする。図 5.2 に示されている丸い点について、原点との相対位置を手作業で抽出した。歯列形状の左側のサンプル点である 23 点と、中央部のサンプル点の座標をこのように求め、歯列の右側のサンプル点については、中央部のサンプル点に対して左側と対称であると仮定した。これにより、左側 23 点、中央部 1 点、右側 23 点の歯列形状のサンプル点が得られる。このサンプル点を、区分的３次元エルミート内挿多項式によりサンプル点間についてデータを推定した。その結果を図 5.3 に示す。図 5.3 のように得られた二次元形状を、三次元座標における z 方向（高さ方向）に展開させた曲面を基本的な仮想投影面とする。

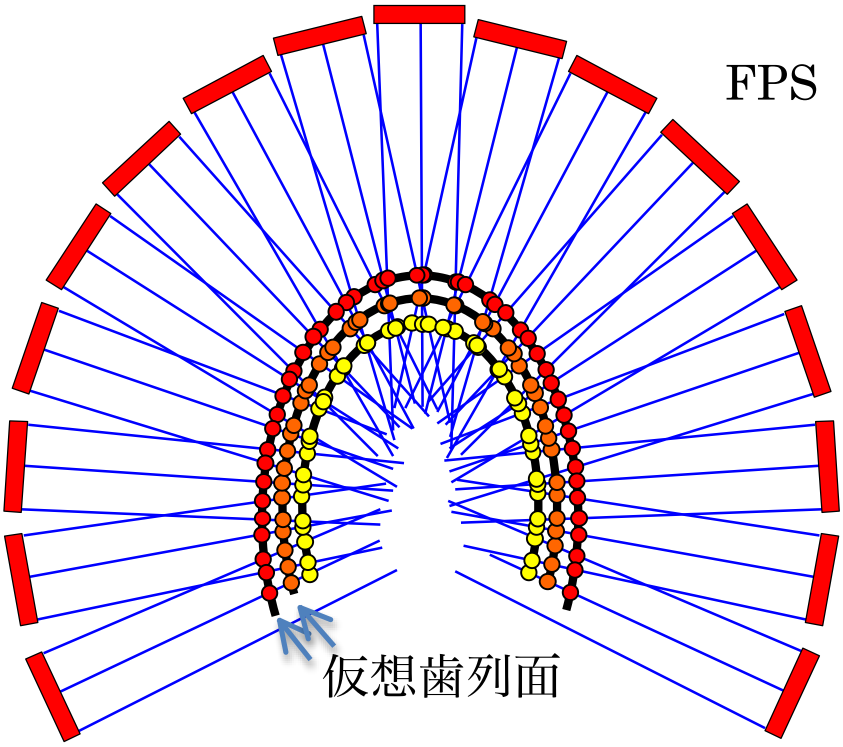

図 5.1　投影面と光線集合の交点の画像化

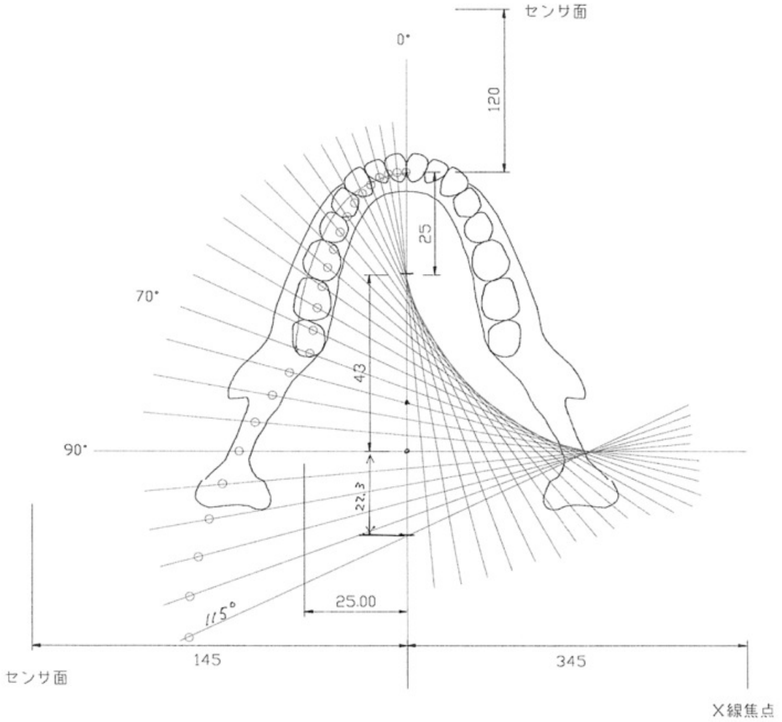

図 5.2　歯科用ファントムの図面(距離の単位は mm)

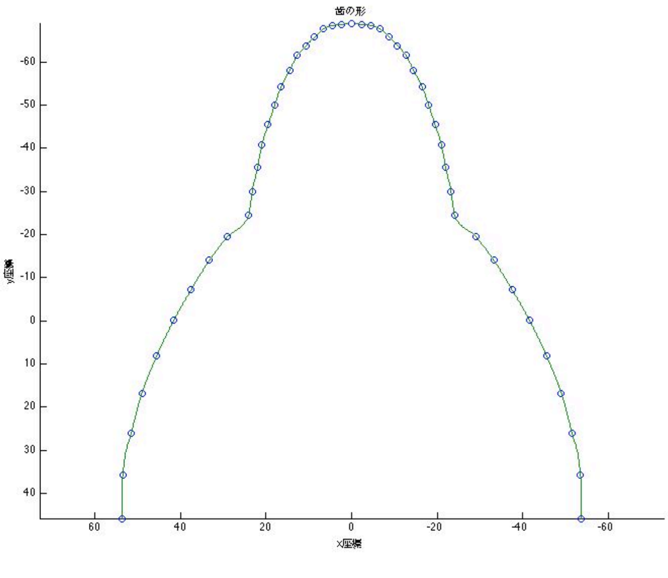

図 5.3　ファントム図面から得た歯列の形状データ

５.３　光線集合と投影面の交点の３次元座標の計算

ここまでで、光線空間内の全光線と仮想投影面を得た。この節では全光線と仮想投影面の交点の３次元座標を計算する。

仮想投影面と光線の関係を図 5.4 に示す。仮想投影面は図 5.3 の形状を z 軸方向に展開したものである。したがって、光線を表す直線を z=0 の xy 平面に射影し、その２次元直線と図 5.3 の曲線の交点 xy 座標を求めた後、高さ方向に対応する FPS の画素数分の z 座標を求めるのが効率的である。仮想投影面の xy 座標は図 5.3 では連続値のように見えるが、実際には 512 個の xy 座標の離散データである。図 5.5 に光線に対応する２次元直線と交点近傍の仮想投影面のデータ点 A、B の関係を示す。光線と仮想投影面の交点を求めるために、まず、光線が表す直線を xy 平面に射影した２次元直線と 512 個のデータ点の距離を求める。光線に対応する２次元直線の式を $ax+by+c=0$、データ点の xy 座標を (X,Y)とすると、距離 h は以下のように表せる。

$$h = \frac{|aX + bY + c|}{\sqrt{a^2 + b^2}} \quad \cdots (5.2)$$

この距離 h が最も小さい１点と、交点をはさんで隣接する１点を求める。求まった２点をそれぞれ点 A、点 B とすると、点 A、B と光線は図 5.5 のような関係になる。光線に対応する２次元直線の式を $ax+by+c=0$、直線 AB の式を $dx+ey+f=0$ とすると、交点座標(X_{cross}, Y_{cross})は以下の式になる。

$$X_{cross} = \frac{bf - ce}{ae - bd}, Y_{cross} = \frac{ce - bf}{ae - bd} \quad \cdots (5.3)$$

三次元座標における交点の z 座標 Z_{cross} は、交点の xy 座標(X_{cross}, Y_{cross})、FPS の画像センサの座標$(X_{sensor}, Y_{sensor}, Z_{sensor})$、X 線源の座標$(X_{source}, Y_{source})$を用いて、以下の式で計算する。

$$Z_{cross} = \frac{\sqrt{(X_{cross} - X_{source})^2 + (Y_{cross} - Y_{source})^2}}{\sqrt{(X_{sensor} - X_{source})^2 + (Y_{sensor} - Y_{source})^2}} Z_{sensor} \quad \cdots (5.4)$$

この計算を全光線に対して行うことで、全光線と投影面の交点の３次元座標を求める。

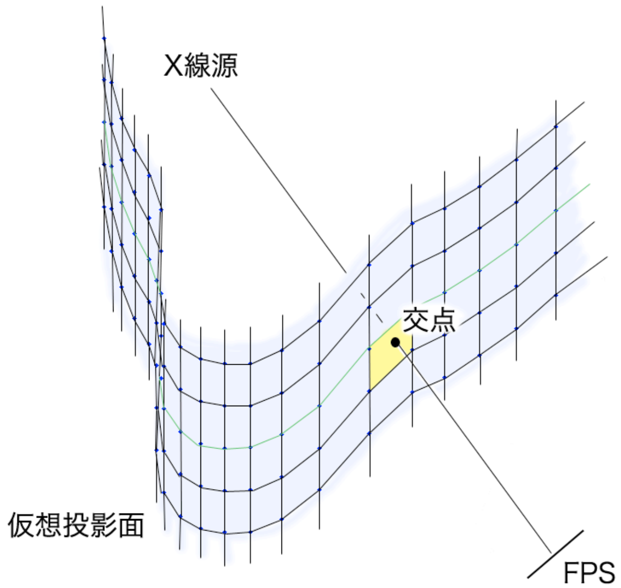

図 5.4　仮想投影面と光線の関係

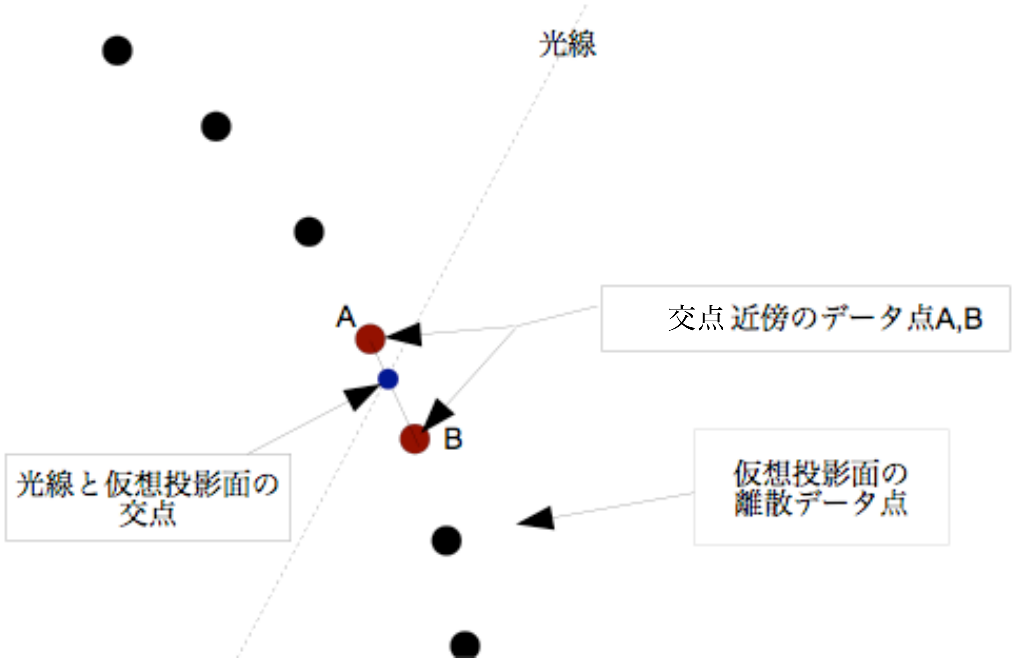

図 5.5　光線に対応する２次元直線と
交点近傍の仮想投影面のデータ点 A、B の関係

５．４　複数のパノラマ画像の位置合わせ

交点集合を二次元画像に変換するためには、投影面上で画像化する位置を決

定する必要がある。本研究では、FPS の中央ライン（15 列目）に対応した 740 個の交点位置を、走査方向に 740 フレーム分集めた 740×740 個の交点を画像化する位置とした。このようにすると、FPS の 15 ライン目の全画素が正確に画像化する位置と対応する。FPS のそれ以外のラインの画素は、異なったタイミングのフレームで、画像化する位置と対応する。画像化する位置に対応する複数の画素値を加算平均して生成される画像がトモシンセシス画像である。

FPS の中央ラインである 15 列目の交点位置をトモシンセシスによって画像化する。そのためには、1~14 列目、16~30 列目の交点集合の一つ一つについて、画像化する位置のどれに対応するかを調べる必要がある。単純な方法として、調査対象の全交点について、15 列目の交点集合の全ての 3 次元座標との距離を求め、一番近い点に対応させる方法が考えられる。しかし、この方法では 1 つの交点あたり 740×740 回もの距離の計算が必要であり、計算量が非常に多くなるという問題がある。

この問題は、FPS の各ラインが生成する複数のパノラマ画像を画素単位で位置合わせする問題である。この時、パノラマ画像の各画素には、3 次元座標という情報が付加されているので、これを用いて位置合わせすることができる。図 5.6 を用いて、具体的に例をあげながら計算手順を説明する。

図 5.6 上は 1 列目のラインが生成するパノラマ画像である。この画像座標 (u_i,v_i)に対応する交点の 3 次元座標を(X_a,Y_a,Z_a)、画像座標(u_i+1,v_i)に対応する交点の 3 次元座標を(X_b,Y_b,Z_b)、画像座標(u_i,v_i+1)に対応する交点の 3 次元座標を(X_c,Y_c,Z_c)とする。また、15 列目の画像座標(u_i,v_i)に対応する交点の 3 次元座標を(X_a',Y_a',Z_a')、画像座標(u_i+1,v_i)に対応する交点の 3 次元座標を(X_b',Y_b',Z_b')、画像座標(u_i,v_i+1)に対応する交点の 3 次元座標を(X_c',Y_c',Z_c')とする。1 列目のパノラマ画像を 15 列目のパノラマ画像と位置合わせすることは、対応する 3 次元座標が等しくなるように画像座標をずらせることである。なお今回の装置では、画像座標を水平方向に変化させることによって、対応する 3 次元座標は xy 軸の値だけが変化し、画像座標を垂直方向に変化させることによって、対応する 3 次元座標は z 軸の値だけが変化する。したがって、$X_a= X_c$、$Y_a= Y_c$、$Z_a= Z_b$、$X_a'= X_c'$、$Y_a'= Y_c'$、$Z_a'= Z_b'$である。

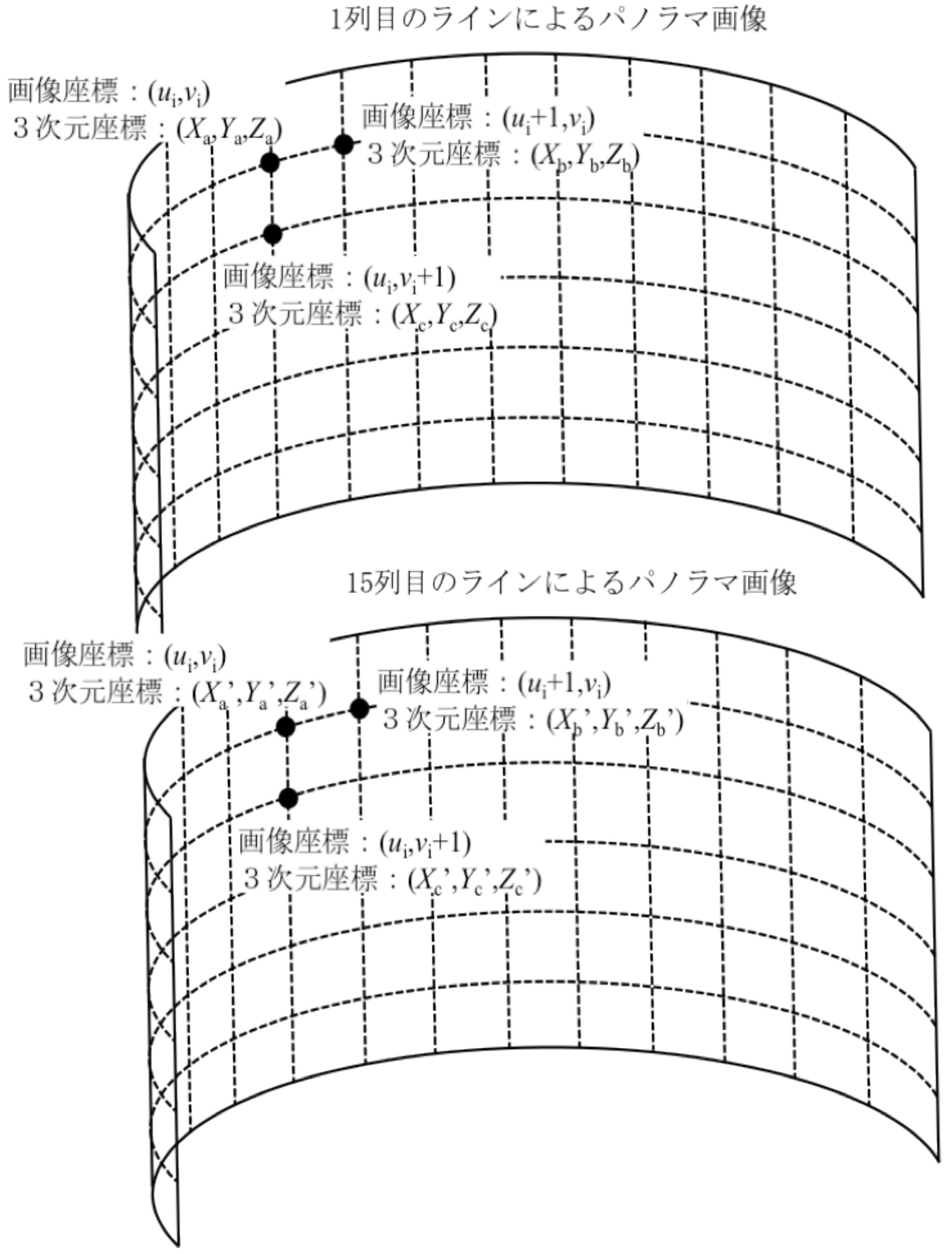

図 5.6 各ラインが生成するパノラマ画像の画像座標と３次元座標

第１列と第 15 列のパノラマ画像の画像座標(u_i,v_i)における３次元座標の値から、２つの画像座標をどれだけずらせば３次元座標が一致するかを次のように計算する。まず、第１列目のラインによるパノラマ画像を見ると、画像座標(u_i,v_i)の u 座標値が１変化するときの３次元座標の変化量は$(X_b-X_a,Y_b-Y_a,0)$、v 座標値が 1 変化するときの３次元座標の変化量は$(0,0,Z_c-Z_a)$である。同様に、第 15 列目のラインによるパノラマ画像を見ると、画像座標(u_i,v_i)の u 座標値が 1

変化するときの３次元座標の変化量は(X_b'-X_a',Y_b'-Y_a',0)、v 座標値が 1 変化するときの３次元座標の変化量は(0,0,Z_c'-Z_a')である。これらのことから、画像座標の単位変化量に対する３次元座標の変化量 dx、dy、dz を次式を用いて推定する。

$$dx = \frac{X_b - X_a + X_b' - X_a'}{2},$$
$$dy = \frac{Y_b - Y_a + Y_b' - Y_a'}{2}, \quad \cdots (5.5)$$
$$dz = \frac{Z_c - Z_a + Z_c' - Z_a'}{2}$$

第 1 列と第 15 列のパノラマ画像の画像座標(u_i,v_i)における３次元座標の差は(X_a-X_a',Y_a-Y_a',Z_a-Z_a')である。この３次元座標の差を式(5.5)の値を用いて画像座標の差に換算する。u 座標に関係した３次元座標の差は(X_a-X_a',Y_a-Y_a',0)、u 座標の単位変化量に対する３次元座標の変化量は(dx,dy,0)である。(X_a-X_a',Y_a-Y_a',0)は必ずしも(dx,dy,0)の定数倍にならないことを考慮すると、u 座標の変化量（ずれ量）は最小二乗法を用いて、誤差が最小になるように推定する。v 座標に関係した３次元座標の差は(0,0,Z_a-Z_a')、v 座標の単位変化量に対する３次元座標の変化量は(0,0,dz)である。これから v 座標の変化量（ずれ量）は(Z_a-Z_a')/ dz と推定する。以上から、15 列目の画像座標(u_i,v_i)に対応する 1 列目の画像座標(u_i',v_i')を次のように推定した。

$$u_i' = u_i - \frac{dx(X_a - X_a') + dy(Y_a - Y_a')}{dx^2 + dy^2}$$
$$v_i' = v_i - \frac{Z_a - Z_a'}{dz} \quad \cdots (5.6)$$

このように推定した 1 列目の画像座標(u_i',v_i')は、一般には整数座標ではないので、その画素値をバイリニア補間で求めた。

以上のように計算した画素値を 15 列目の交点座標に対応した画素座標の画素値に加算していく。この計算を 1~14 列目、16~30 列目の全ての交点座標について行うことで、15 列目の交点座標をベースとした、仮想投影面に焦点のあったデンタルトモシンセシス画像を生成できる。

５.５　投影面の拡大・縮小による焦点を変更した画像の生成

５.４までに、基本的な仮想投影面に焦点のあったトモシンセシス画像の生成

方法を示した。しかし、実際には患者の歯列形状は基本的な仮想投影面からずれていることがある。そこで、基本的な仮想投影面を拡大、縮小することで様々な位置に焦点のあったトモシンセシス画像を生成したのち、それら複数のトモシンセシス画像から最適な一枚の画像を生成することを考える。

今回の実験では、図 5.2 の基本的な仮想投影面を 0.55~1.5 倍に 0.05 倍刻みで拡大・縮小し、それぞれトモシンセシス画像を生成し、20 枚の画像を得る。仮想投影面の拡大・縮小を図 5.6 に示す。

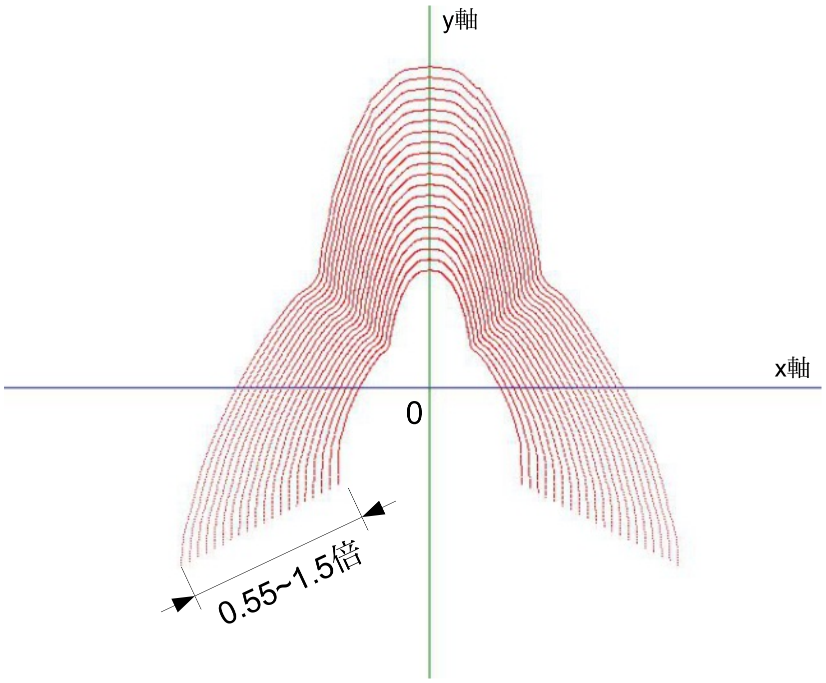

図 5.6　仮想投影面の拡大と縮小

5.6　エッジ抽出を用いた最適な投影面の決定と最終画像の生成

５.５では、各々の投影面の位置に焦点のあったトモシンセシス画像を生成した。患者の歯列形状は投影面からずれている部分があるため、各々の画像内ではぼけている部分とシャープな部分がある。全ての歯列において焦点のあった画像を生成するには、全ての画素において、歯列に焦点の合っている仮想投影面の拡大率を求める必要がある。そこで、微分フィルタを用いて画像のエッジを抽出し、エッジの強さを比較することで、各画素における最適な投影面の拡大率を決定する。本研究では、微分フィルタとして一次微分フィルタであるプリューウィットフィルタ、ソーベルフィルタと、二次微分フィルタである LoG

フィルタを用いて、それらを比較した。仮想投影面の拡大率を変えて生成した画像 20 枚において、各フィルタを適用した後、閾値によりエッジを抽出する。このとき、画像 20 枚の画素値の小さい方から 85%を棄却し、残り 15%をエッジとするように閾値を設定した。エッジを抽出した後の画像には歯以外の細かい内部構造によるノイズが残っているため、オープニングにより除去する。結果、図 5.6 に示したようなエッジが得られる。あるエッジの位置を(x,y)とする。また、各拡大率の微分フィルタ画像 i の位置(x,y)における画素値を $f_i(x,y)$とする。$f_i(x,y)$が最大になる画像 i における拡大率を最適な投影面の拡大率とする。

これで、エッジにおける最適な投影面の拡大率は決定できたが、エッジ以外の位置における投影面の拡大率は求まっていない。そこで、エッジ以外の位置における投影面の拡大率を、近傍のエッジにおける投影面の拡大率から補間する。エッジの位置は図 5.7 からもわかるように比較的不規則に分布している。文献[8]に示すように、xy 平面上で不規則に分布するデータを用いて、任意の点のデータを推定したい場合、計算コストが少ない方法として、改良シェパード法という補間法がある。この方法は、データに距離に応じた重みをかけて値を推定する。この方法の式を以下に示す。位置(x,y)における推定値を$f(x,y)$、推定に使うエッジ上の点の投影面の拡大率をf_i、それぞれのデータにかける重みをw_iとする。重み w_i は位置(x,y)と推定に使う点の距離 h_i と、推定に使う点のうち最も遠い点の距離 R によって表せる。今回、推定に使う点は、推定する位置(x,y)の上下左右で一番近いエッジ上の４点とした。

$$f(x,y)=\sum_{i=1}^{n} w_i f_i, w_i = \frac{\left(\frac{R-h_i}{Rh_i}\right)^2}{\sum_{j=1}^{n}\left(\frac{R-h_j}{Rh_j}\right)^2} \quad ・・・(5.9)$$

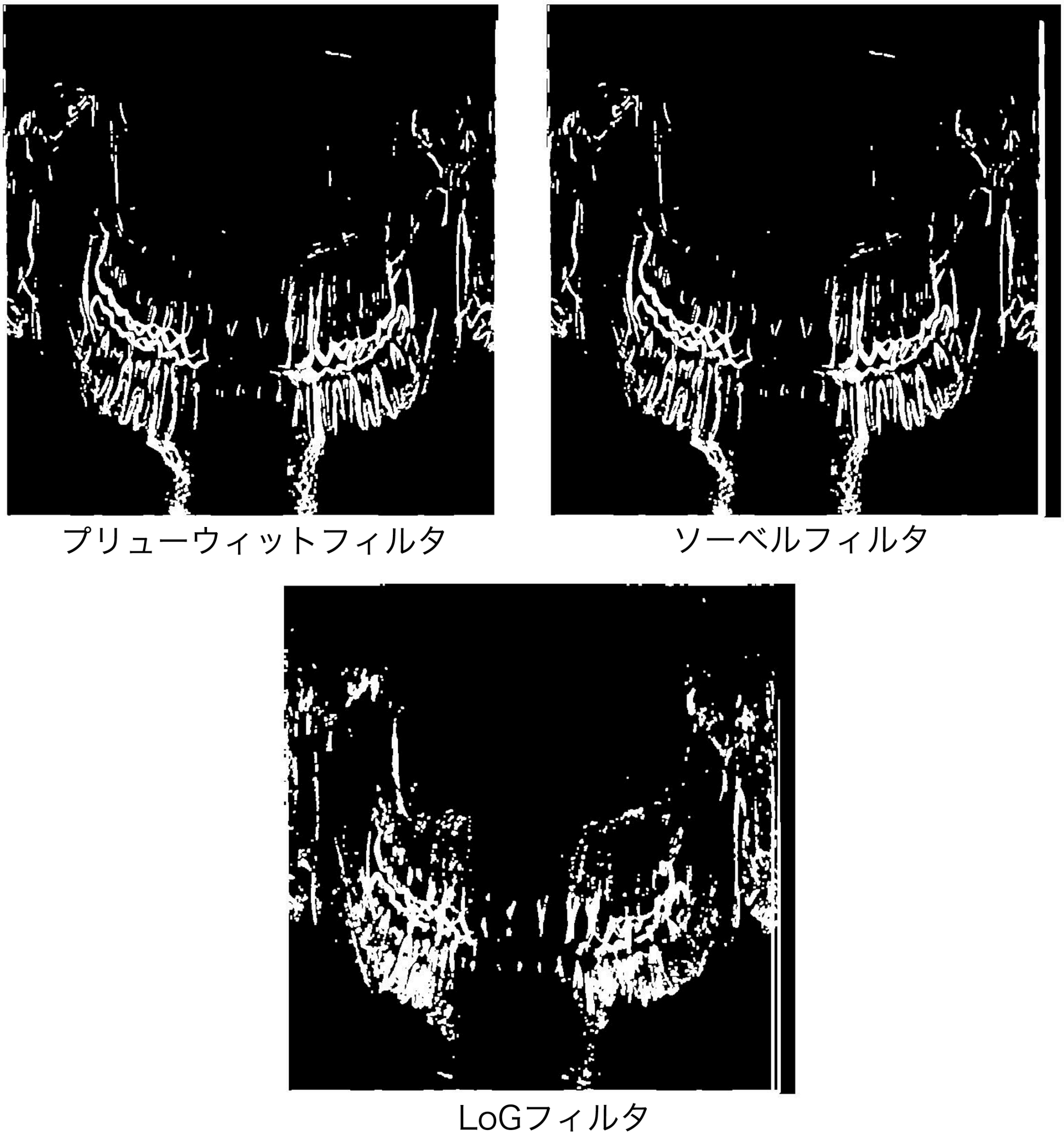

図 5.7　エッジの抽出

６章　画像の生成結果と考察

６.１　仮想投影面におけるトモシンセシス画像の生成結果

歯科用ファントムを規定の位置に配置して取得した場合と規定の位置から大きくずらした場合の、２種類の X 線パノラマ画像の生データを取得した。図 6.1 に規定の位置にファントムを配置した場合の、図 6.2 に規定の位置から大きくずらした場合の、FPS の 15 列目が生成する X 線パノラマ画像を示す。この２つの画像は全ての内部構造が歯と重なって写っており、歯の状態が観察しづらい。また、図 6.2 では前歯部分が図 6.1 と比較すると拡大されている。これは、歯科用ファントムを規定の位置から X 線源に大きく近づけたためである。

５章で説明した手法で生成した、仮想投影面の拡大率が 1.0 倍の場合のデンタルトモシンセシス画像に、アンシャープマスクフィルタをかけたものを、規定位置の場合について図 6.3 に、位置をずらした場合について図 6.4 に示す。図 6.1、図 6.2 と比較すると、投影面上にある歯列の構造が強調されて写っており、歯列以外の内部構造はぼけていることがわかる。しかし図 6.4 では、前歯の歯根部がぼけていることも確認できる。歯科ファントムの位置をずらして置いたため、前歯の歯根部が基準となる投影面から大きくはずれており、FPS のデータの重ね合わせが正しく行われなかったことが原因である。

仮想投影面を 0.55~1.5 倍に 0.05 倍間隔で拡大・縮小して同じ手法で生成した 20 枚のデンタルトモシンセシス画像のうち 0.55 倍、0.80 倍、1.0 倍、1.20 倍、1.5 倍の拡大率のものを規定位置の場合について図 6.5 に、位置をずらした場合について図 6.6 に示す。仮想投影面の位置を変えることによって、歯の焦点のあっている部位が変わっていることがわかる。とくに焦点位置の違いによる変化は前歯部分において顕著である。

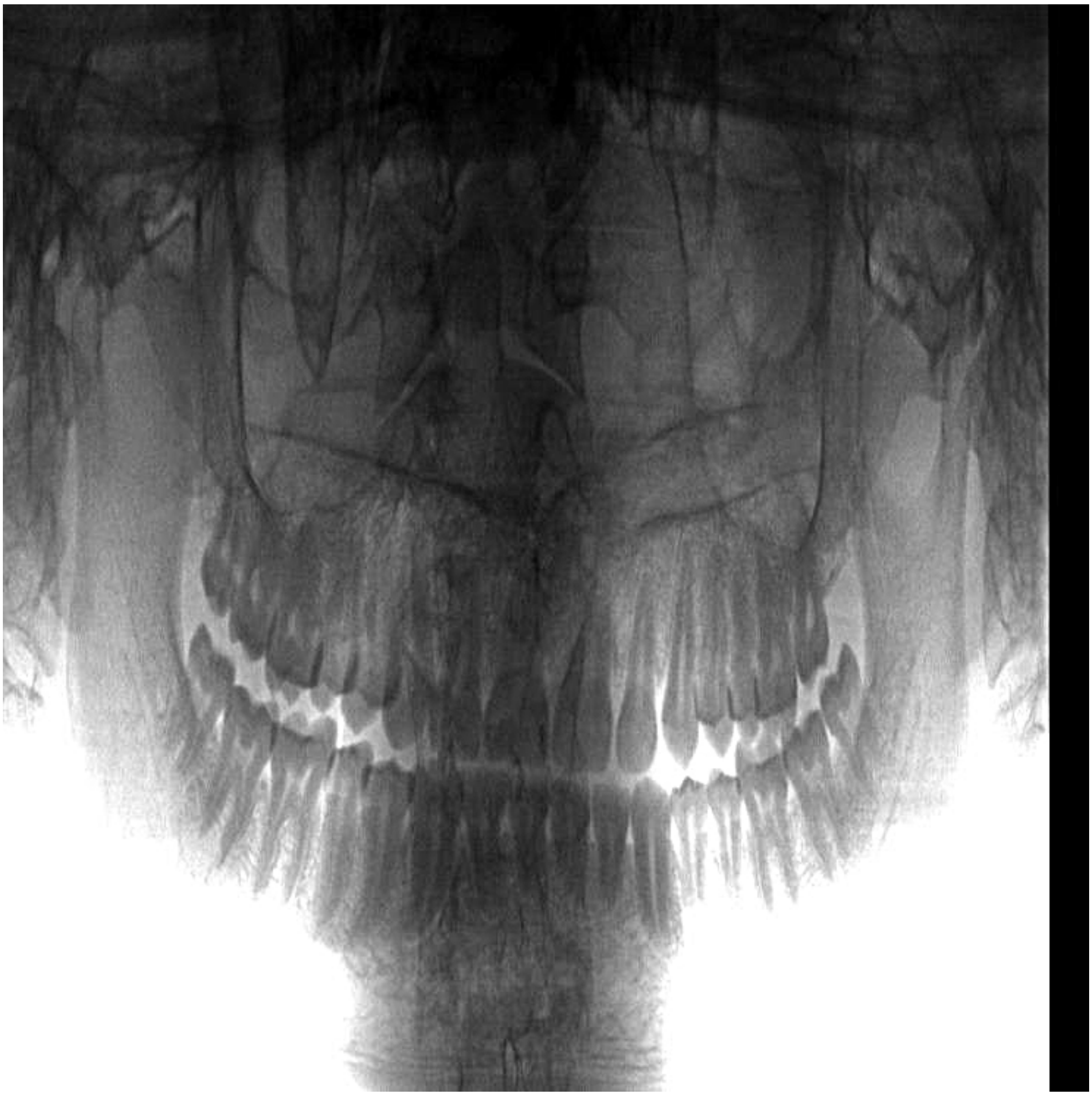

図 6.1　FPS の 15 列目が生成する X 線パノラマ画像(規定位置の場合)

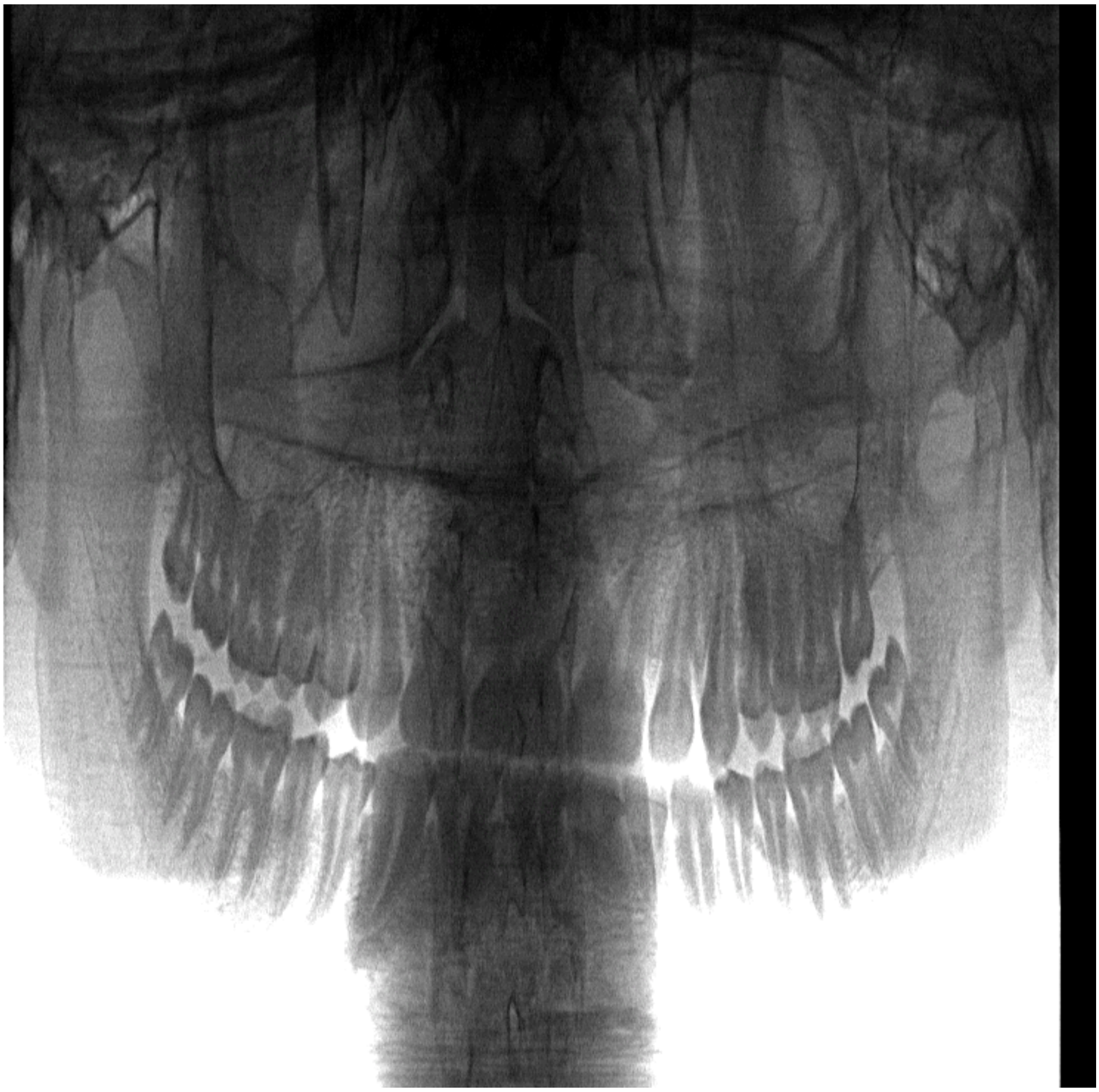

図 6.2　FPS の 15 列目が生成する X 線パノラマ画像(位置をずらした場合)

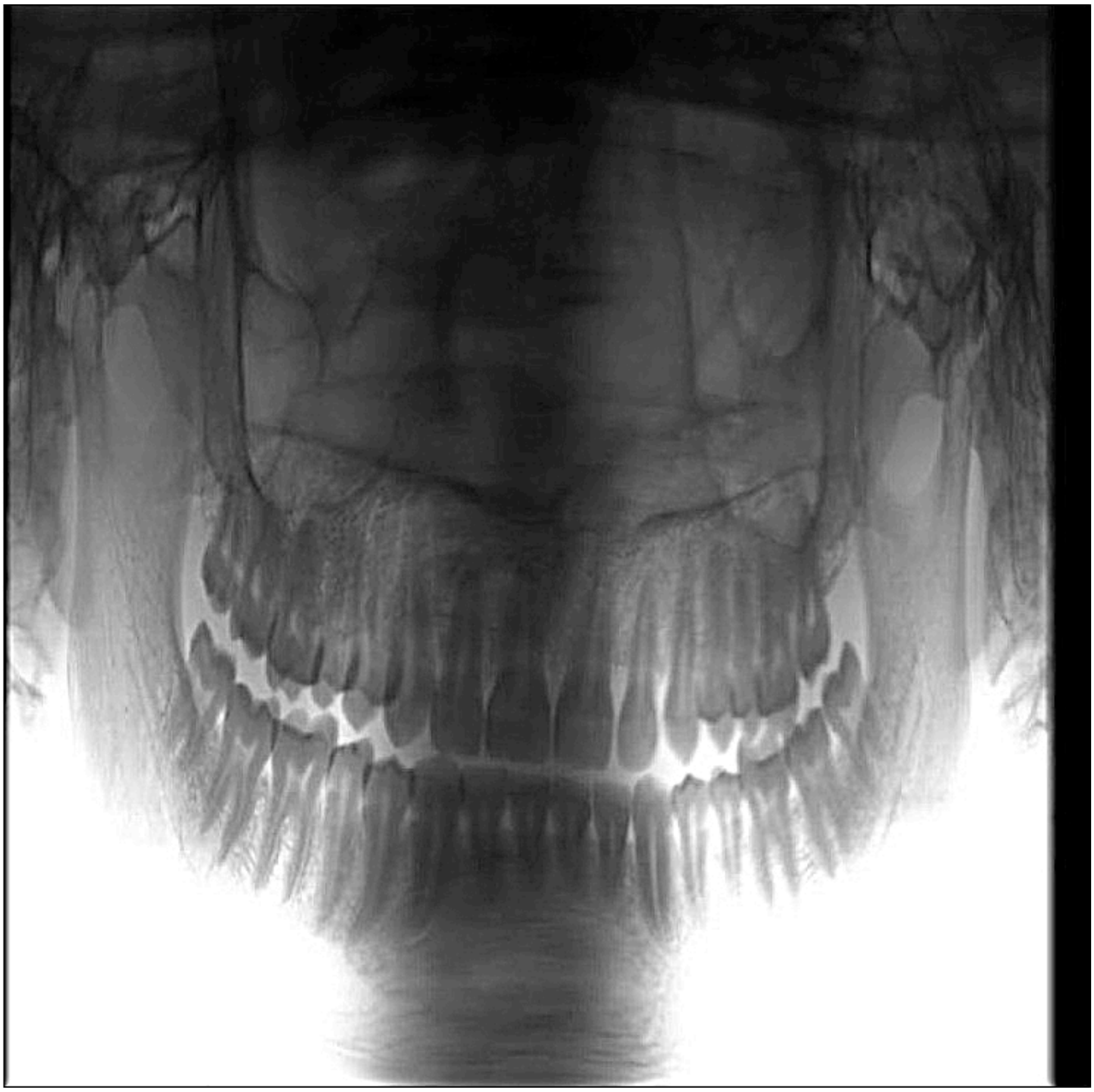

図 6.3　仮想投影面の拡大率 1.0 倍のデンタルトモシンセシス画像
(規定位置の場合)

図 6.4　仮想投影面の拡大率 1.0 倍のデンタルトモシンセシス画像
(位置をずらした場合)

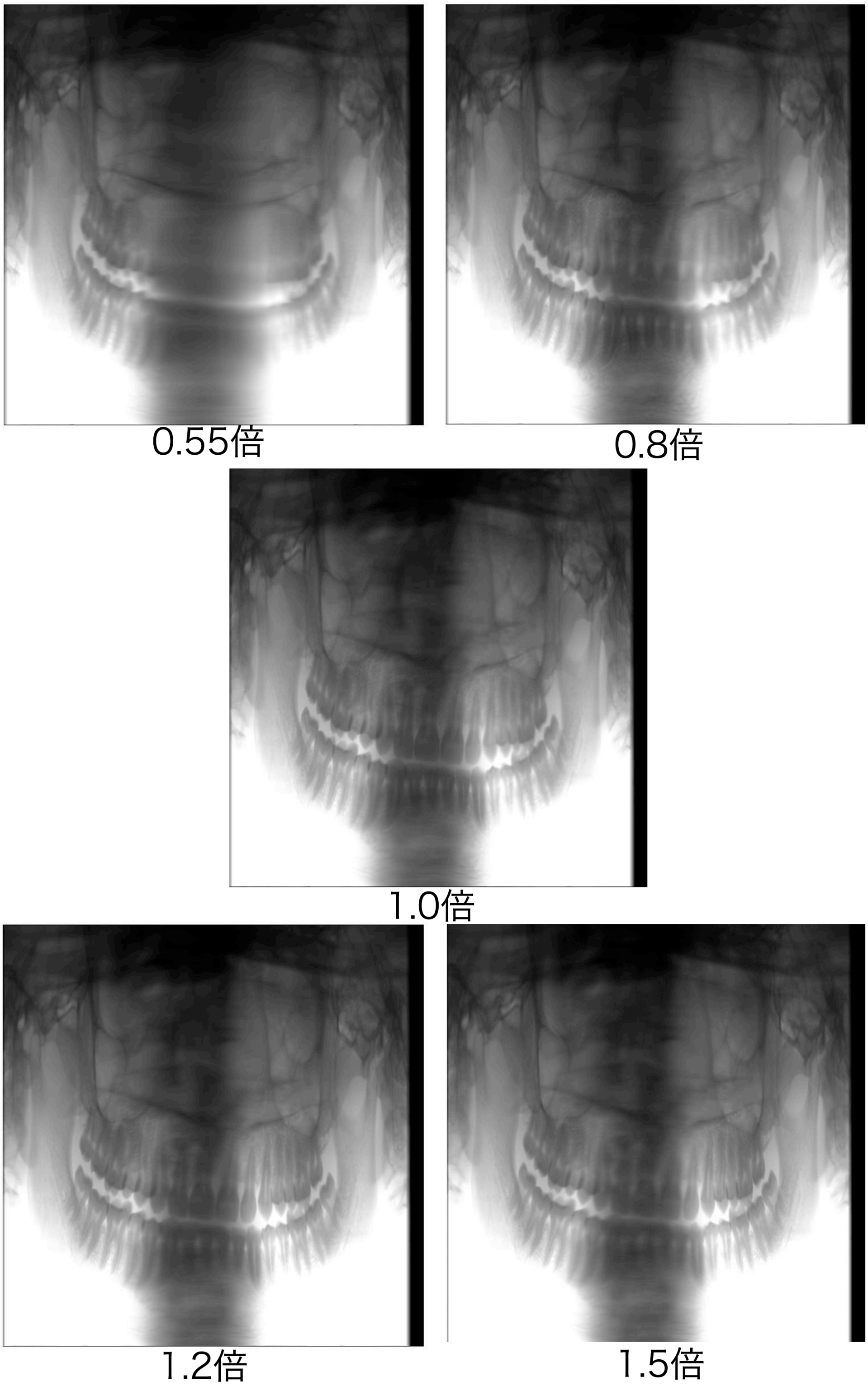

図 6.5　投影面を拡大・縮小したデンタルトモシンセシス画像のうちの５枚
(規定位置の場合)

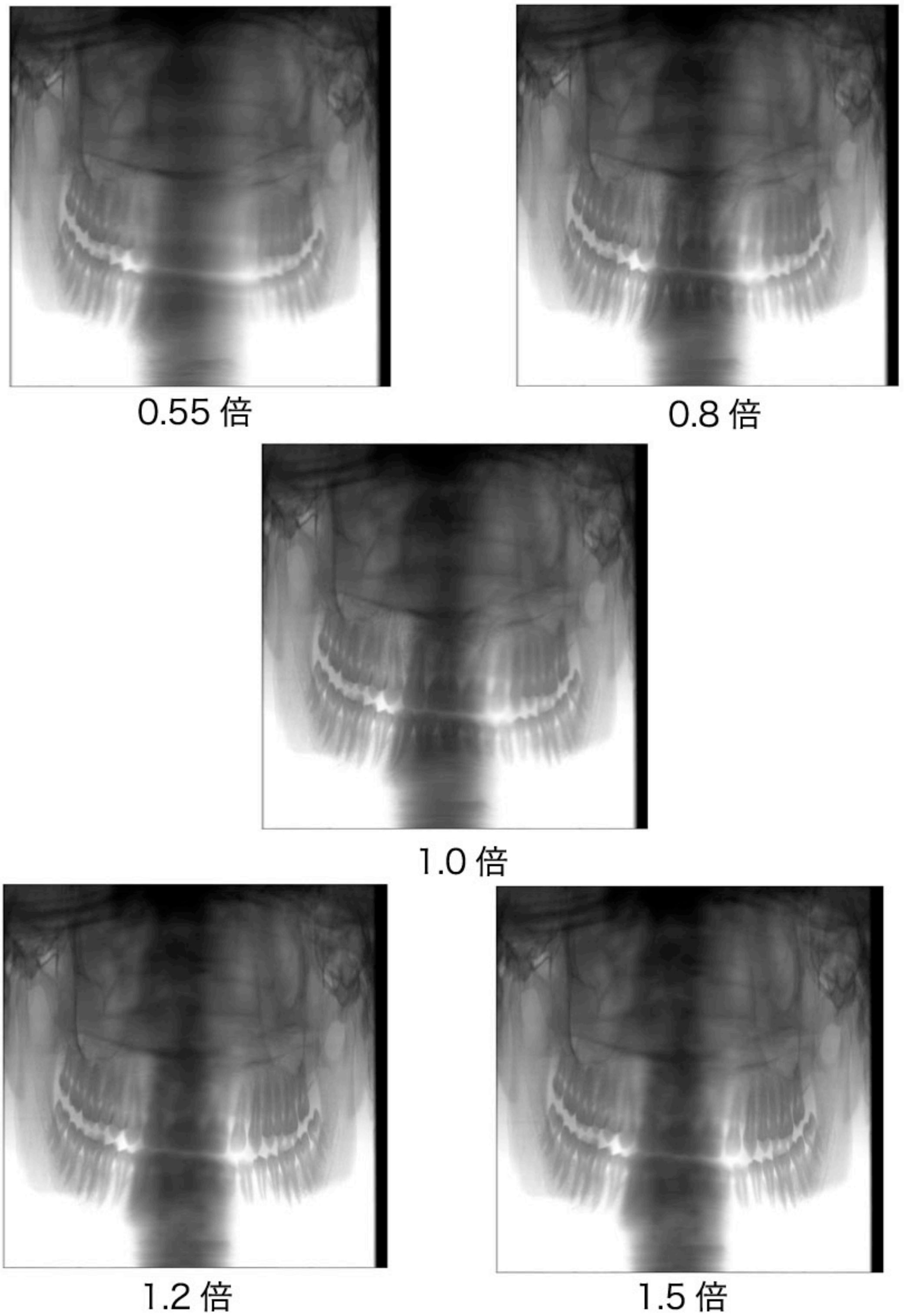

図 6.6　投影面を拡大・縮小したデンタルトモシンセシス画像のうちの５枚
(位置をずらした場合)

６.２　全ての歯列に焦点のあった最終画像の生成結果

６.１で生成した 20 枚のデンタルトモシンセシス画像から、５章で示すようにエッジを抽出してエッジ上の画素の最適な投影面の拡大率を決定した。そのデータを用いて、エッジ以外の画素での最適な投影面の拡大率を改良シェパード法によって推定し、全ての画素における最適な投影面の拡大率を決定した。最後に、求まった投影面の拡大率に対応するトモシンセシス画像の画素から最終画像を生成し、それぞれアンシャープマスクフィルタをかけた。結果を規定位置の場合について図 6.7~6.9 に、位置をずらした場合について図 6.10~6.12 に示す。図 6.3 と図 6.7~6.9 については、規定位置にファントムが配置されているため、拡大率 1.0 倍のときのトモシンセシス画像(図 6.3)が、全ての歯列に焦点の合っている画像である。プリューウィットフィルタとソーベルフィルタに関しては、ノイズが発生してしまい、図 6.3 より不鮮明になっている。LoG フィルタに関しては、おおむね図 6.3 と同等に鮮明な画像を得られている。次に、規定位置から歯科ファントムを大きくずらした場合である図 6.4 と図 6.10~6.12 を比較すると、どの微分フィルタにおいても図 6.4 より鮮明な画像を得られていることがわかる。前歯歯根部のぼけも改善されている。各フィルタによる最終画像においては、LoG フィルタはプリューウィットフィルタ、ソーベルフィルタと比べると一番ノイズが少なく、鮮明な画像を得られている。

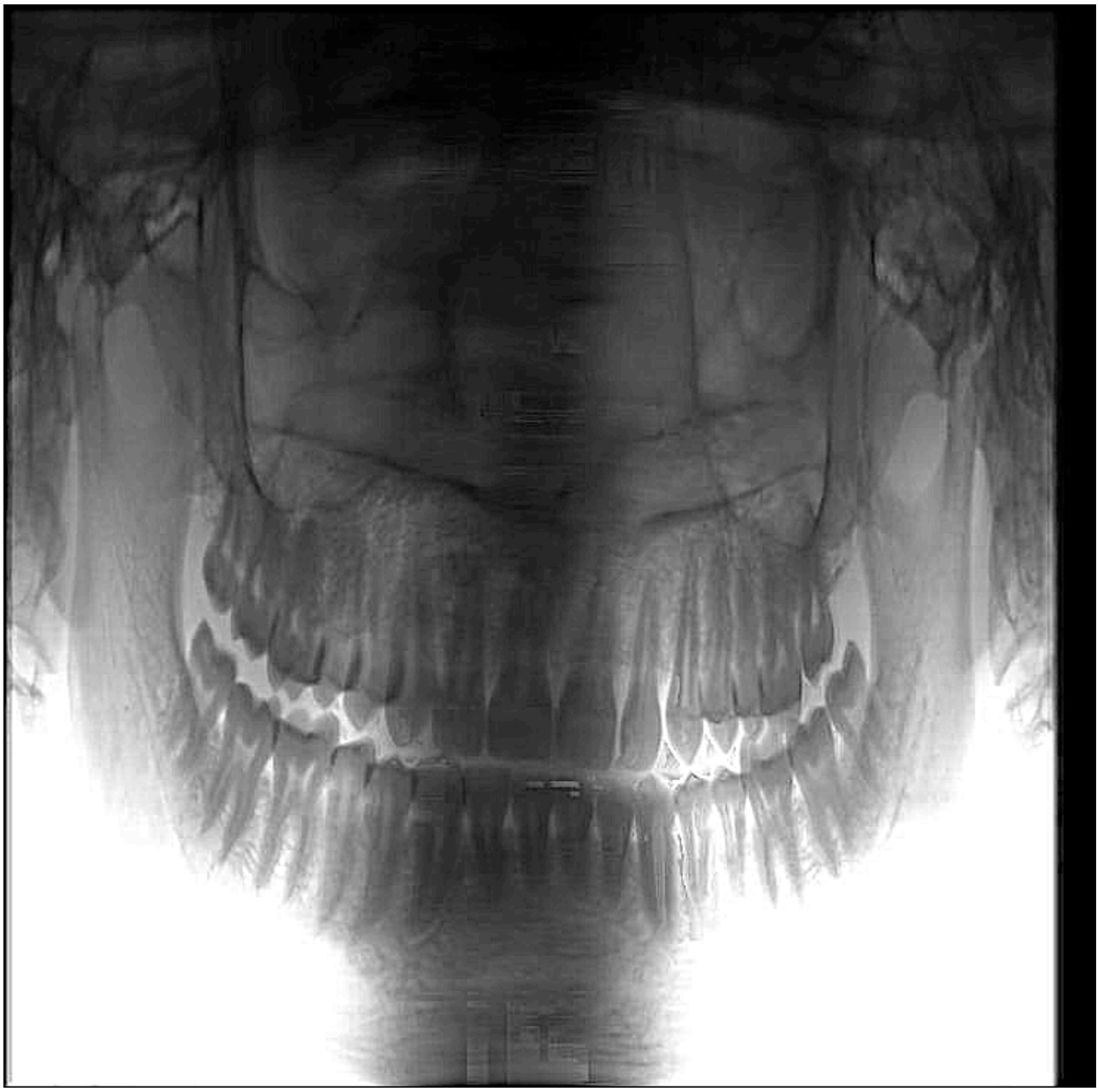

図 6.7　考案手法による仮想投影面の拡大率の決定による最終画像
(規定位置の場合,プリューウィットフィルタ)

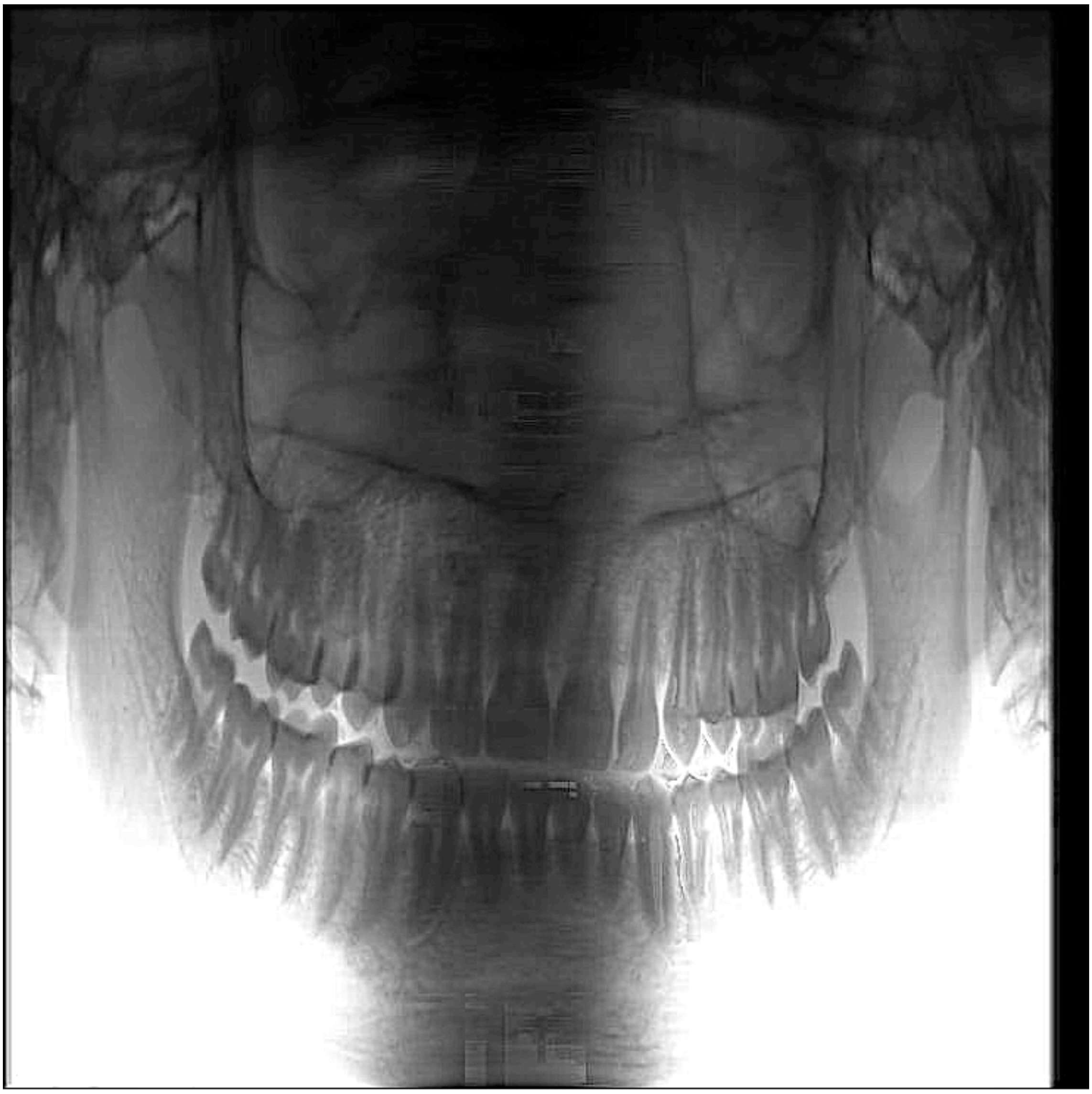

図 6.8　考案手法による仮想投影面の拡大率の決定による最終画像
(規定位置の場合,ソーベルフィルタ)

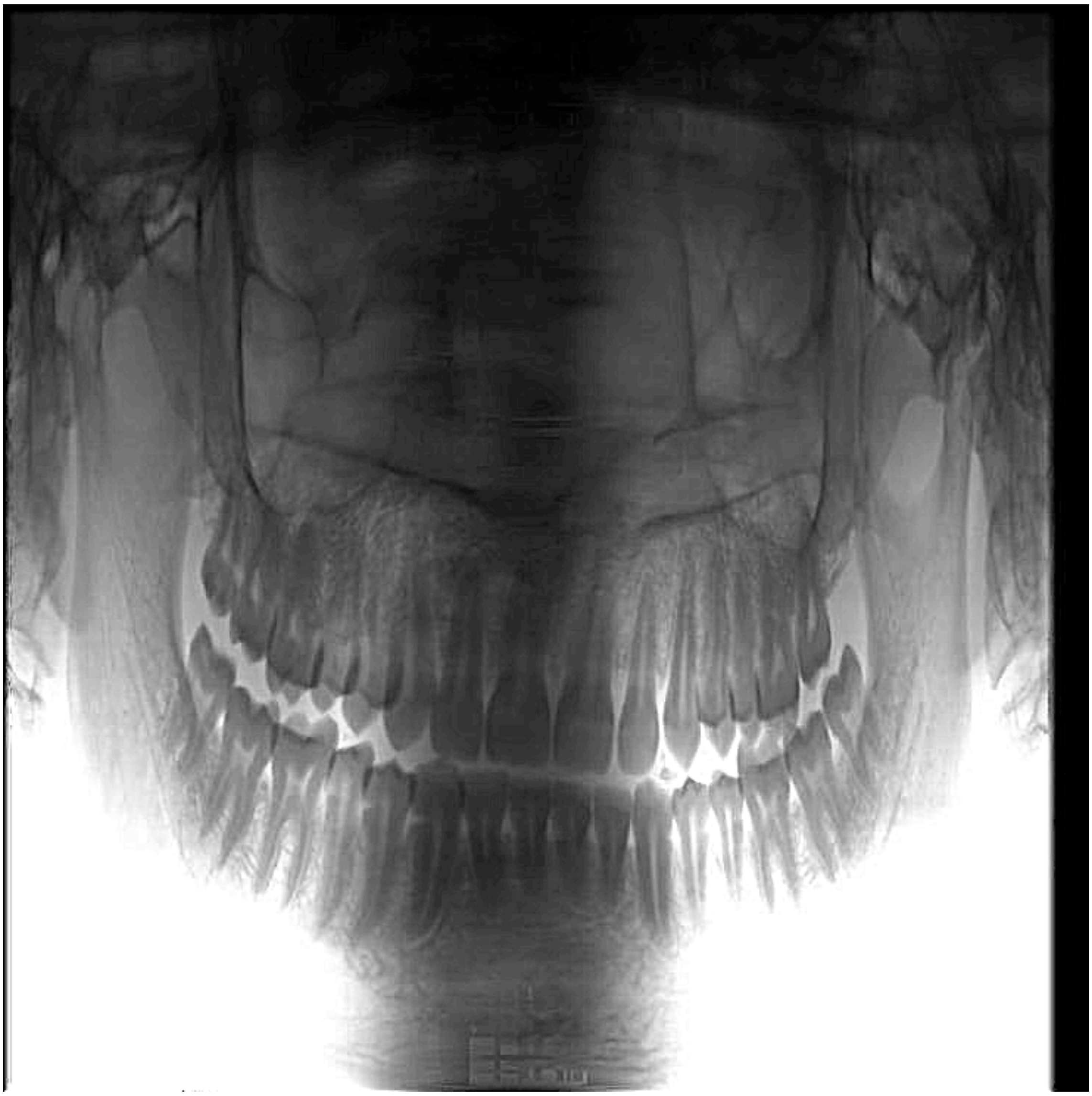

図 6.9　考案手法による仮想投影面の拡大率の決定による最終画像
(規定位置の場合,LoG フィルタ)

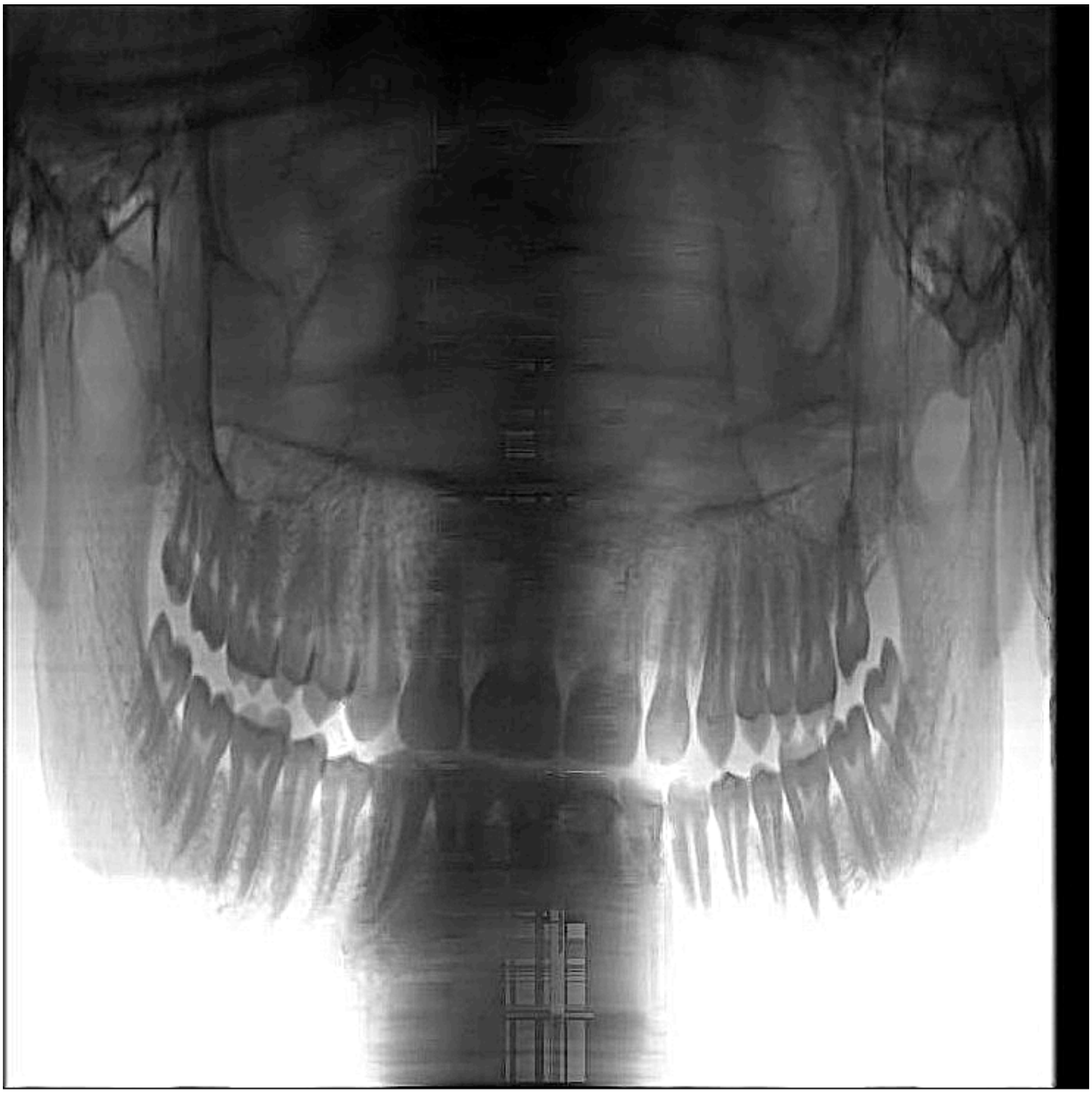

図 6.10　考案手法による仮想投影面の拡大率の決定による最終画像
(位置をずらした場合,プリューウィットフィルタ)

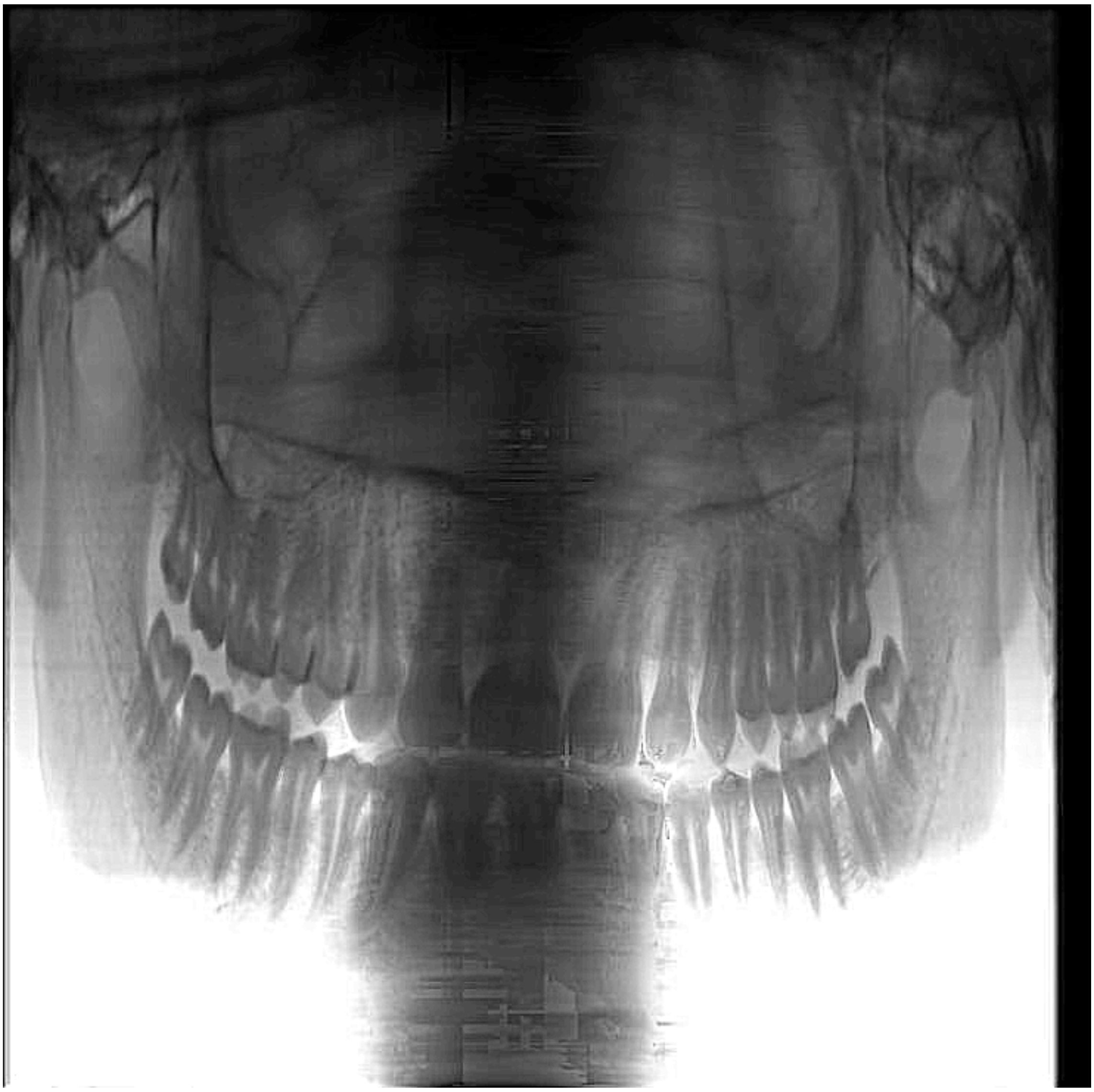

図 6.11　考案手法による仮想投影面の拡大率の決定による最終画像
(位置をずらした場合,ソーベルフィルタ)

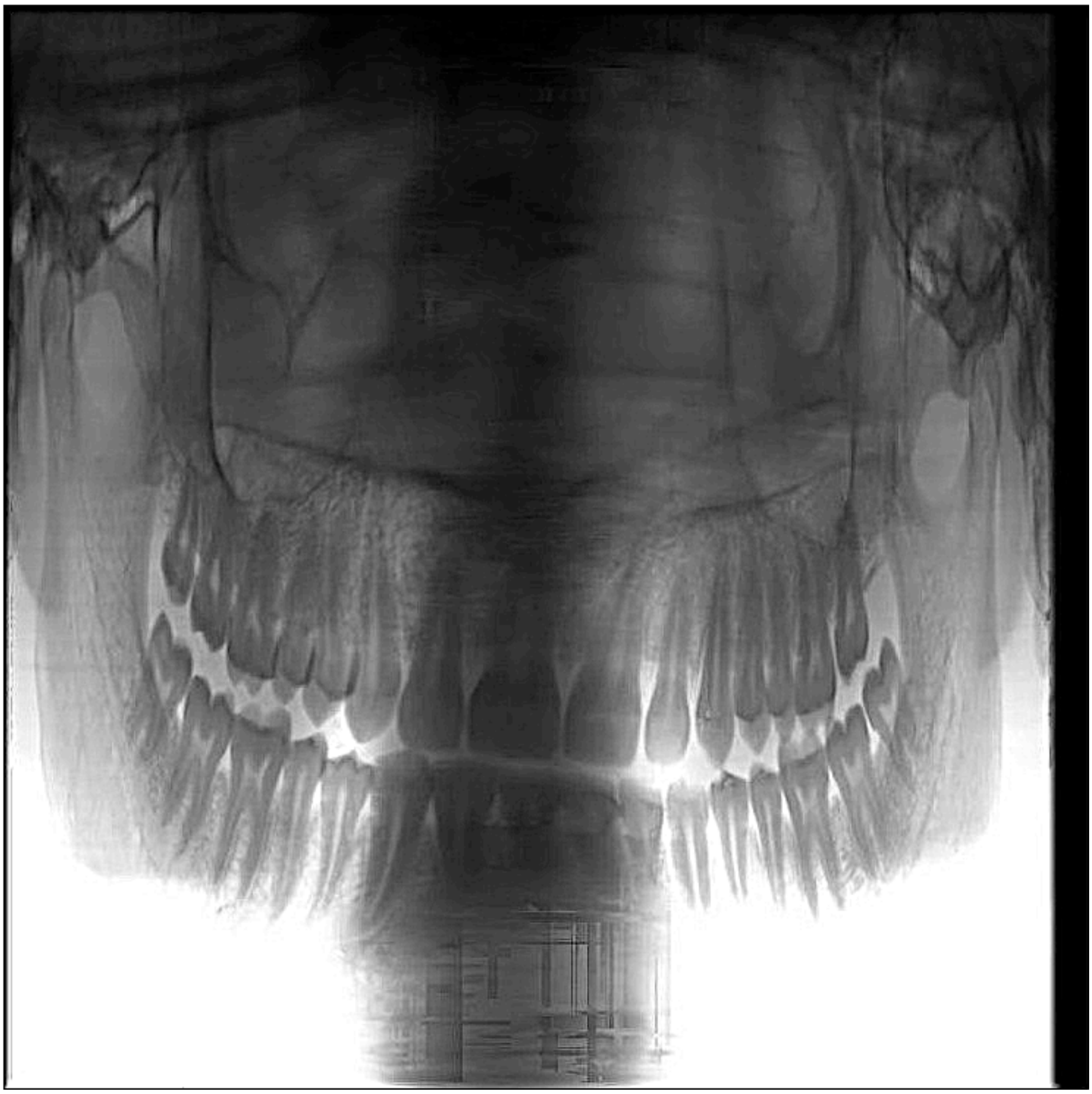

図 6.12　考案手法による仮想投影面の拡大率の決定による最終画像
(位置をずらした場合,LoG フィルタ)

６．３　生成結果に対する考察

光線空間法の考え方を用い、デンタルトモシンセシス画像を生成することができた。仮想投影面を拡大・縮小することによって、様々な位置に焦点のあった画像を生成できた。現時点では従来手法のアルゴリズムの実装ができていない。本手法の有効性を検証するには従来手法のアルゴリズムを実装し、生成さ

れた画像の比較をすることが必要である。

３種類の微分フィルタでエッジ抽出をし、エッジ上の画素において最もエッジの強い仮想投影面の拡大率を求めた。その後、全ての画素について改良シェパード法により、近傍のエッジから最適な仮想投影面の拡大率を補間し、推定した。その結果、全ての歯について焦点のあった画像を生成できた。しかし、図 6.7~6.12 にはアーチファクトがそれぞれ発生している部分がある。背骨の写り込みの影響からエッジがうまく抽出できなかった部位や、エッジのノイズの残った部位は最適な投影面を選択できていない可能性がある。エッジを抽出して最適な投影面を決定する方法においては、ノイズの少ない、安定したエッジ抽出法を考える必要がある。また、エッジ以外の仮想投影面の拡大率を求める際に、今回の実験では改良シェパード法のみを使用しており、空間補間法については、さらに検討の必要がある。

７章　結論

７.１　成果

本研究では光線空間法の考え方に基づき、トモシンセシス画像の生成を行った。撮影装置の設計値から、光線集合を 3 次元空間の直線の集まりとして取得した。基本的な仮想投影面をファントムの設計図を用いて設定し、光線集合との交点を求めた。求まった交点を二次元画像化することにより、デンタルトモシンセシス画像を生成した。これにより、装置の動きごとにずれ量の計算式の導出を行うことなく、トモシンセシス画像を生成できる。さらに、基本的な投影面を拡大・縮小し、画像を生成することで、様々な焦点位置の画像を生成できた。また、様々な仮想投影面の拡大率での画像についてエッジを微分フィルタで抽出し、最もエッジの強い仮想投影面の拡大率を求め、エッジ上の画素での適切な仮想投影面の拡大率とした。また、エッジ上の仮想投影面の拡大率のデータを用い、改良シェパード法によってエッジ上以外の画素の最適な仮想投影面の拡大率を計算した。結果、患者の歯列に焦点があった仮想投影面の拡大率を選択し、おおむね歯列に焦点のあった最終画像が得られた。

７.２　課題

本研究で画像生成に使用した測定データは歯科用ファントムを装置の設計値通りに配置したものと、大きくずらして配置したものの２つであった。さらに様々な歯列形状のデータによる実験を行い、評価を行う必要がある。

計算時間の関係から、取得データ 328560×10^3 画素(=3700×1480×60)のうち、16428×10^3 画素(=740×740×30)しか使用していない。より多くのデータを使用できれば、より画質のよい画像が取得できると考えられる。そのため、仮想投影面と光線の交点において、より計算効率のよいアルゴリズムを考える必要がある。

現状では従来のトモシンセシスの計算法の実装ができておらず、評価実験はできていない。この手法と従来手法の生成画像や計算時間の比較をするために、従来の計算法の実装が必要である。

エッジの抽出による画素ごとの最適投影面の決定においては、エッジの抽出精度によって、結果が大きく左右される。エッジにノイズが多く混入した場合や、必要なエッジが抽出できなかった場合は、最適な投影面を得られない。
エッジの抽出によって投影面を安定して決定するには、エッジ抽出のよりよい閾値の設定法など、ノイズが少なく安定したエッジの抽出法を考える必要があ

る。また、エッジ以外の仮想投影面の拡大率を求める際に、今回の実験では改良シェパード法のみを使用しており、空間補間法については、さらに検討の必要がある。

参考文献

[1]浜松ホトニクス,“フラットパネルセンサ C10500D-42 データシート”,Cat No. KACC1183J01 Mar.2011

[2] 篠原　広行,陳　欣胤,中世古　和真,橘　篤志,橋本　雄幸“断層映像法の基礎 第 37 回　トモシンセシス(ラミノグラフィ)”,断層映像処理学会,2012 年

[3] K. Ogawa, R.P. Langlais, W.D. McDavid, M. Noujeim, K. Seki, T. Okano and T. Sue, “Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method,” *Dentomaxillofacial Radiology*,*39*(1), 47-53.

[4] D.G. Grant,“TOMOSYNTHESIS: A Three-Dimensional Radiographics Imaing Technique, ” IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 19, No.1, pp.20-28, 1972.

[5] M. Levoy and P. Hanrahan, “Light Field Rendering,” Proc. ACM SIGGRAPH’96, pp.31-42, 1996.

[6] S. Gortler, R. Grzesczuk, R. Szeliski and M. Cohen, “Lumigraph, ” Proc. ACM SIGGRAPH’96, pp.43-54, 1996.

[7] 藤井俊彰, “光線空間法と 3 次元映像取得・表示方法, ” 情処研究報告, Vol. 2011-CVIM-176, No.27, pp.1-11.

[8] Renka, Robert J. "Multivariate interpolation of large sets of scattered data." ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS) 14.2 (1988): 139-148.

謝辞
本論文を作成にあたり、懇切丁寧な御指導を賜りました蚊野浩教授に感謝いたします。また、株式会社 近畿レントゲン工業社様には、貴重なデータを提供いただきました。ご協力賜り、厚く御礼申し上げます。

付録

表１.作成したプログラムの一覧と機能

プログラム名	機能
mechMotionWithTooth.m	歯科 X 線パノラマ装置の動きをシミュレーションし、光線集合と投影面の交点集合を求める
obtainTooth.m	歯科用ファントムの図面から読み取った座標を仮想投影面の水平断面線のデータに変換する
intersection.m	仮想投影面の水平断面線のデータと、光源、FPS 上の一点の xy 座標から、光線と仮想投影面の交点座標を計算する
geometoryTransform.m	FPS の各ラインが生成する複数のパノラマ画像を、交点集合の座標を用いて画素単位で位置合わせする
allFocus.m	仮想投影面の拡大率の異なる画像に対してエッジ抽出を行い、下記の calclatePlaneNum.m により、全ての歯列に焦点の合っている画像を生成する
calclatePlaneNum.m	改良シェパード法[8]を利用し、エッジ上の位置の仮想投影面の拡大率から、エッジ以外の位置における仮想投影面の拡大率を補間により推定する