

# 光線空間法によるデンタルトモシンセシス画像の生成 Generation of Dental Tomosynthesis Image by Light Field Rendering

垣内 友希†  
Yuki Kakiuchi

蚊野 浩†  
Hiroshi Kano

## 1. 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する。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、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。

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（以下、FPS と略す）が対向した撮影部が、頭部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せた画像に変換し、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。本稿は、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。

さらに、上記手法で生成した画像を用いて、患者の歯列形状に焦点のあった最終画像を生成する手法を考案する。

## 2. 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する。

FPSの一例を文献[1]に示す。このFPSは1512×60画素

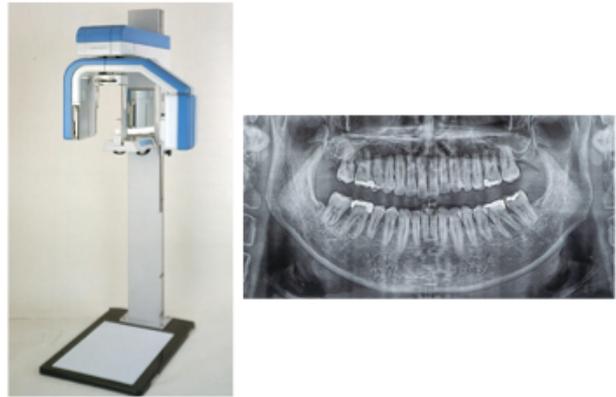


図 2.1 歯科 X 線パノラマ撮影装置と撮影画像の例

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。

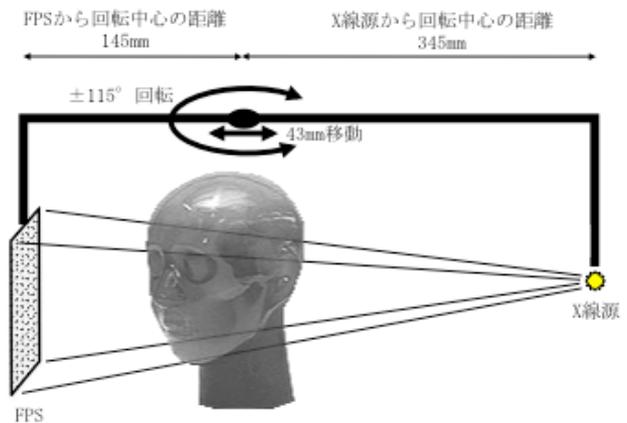


図 2.2 撮影装置の構成

### 3. トモシンセシス

トモシンセシスは、複数の X 線画像を一つの再構成面で位置合わせし、合成する技術である。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。その結果である 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。この節ではトモシンセシスの原理と、歯科 X 線パノラマ撮影装置における従来の位置合わせの計算手法について説明する。

#### 3.1 トモシンセシスの原理

図 3.1 を用いて、トモシンセシスの原理を説明する[2]。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。

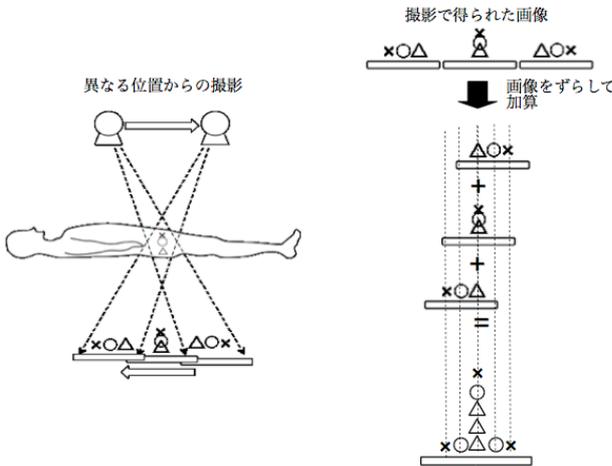


図 3.1 トモシンセシスの原理

歯科 X 線パノラマ撮影装置においては、複数のラインをもつ 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できる。これらは視点が異なるため、単純に加算平均すると、画像がぼける。トモシンセシスの原理を利用し、画像を適量ずらして重ね合わせることで、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 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  $\Delta\epsilon$  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。

$$x = \frac{R_s + R_D}{R_s + (D - \Delta\epsilon)\cos\theta} (D - \Delta\epsilon)\sin\theta \quad \dots (1)$$

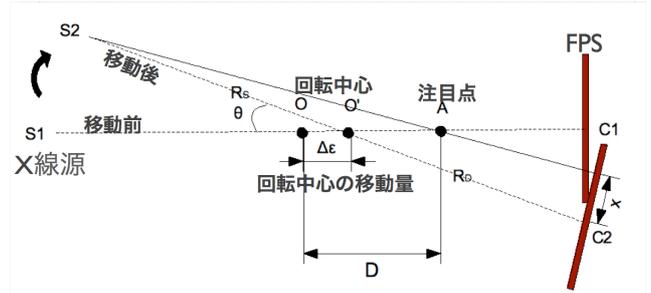


図 3.2 水平方向のずれ量  $x$  の計算方法

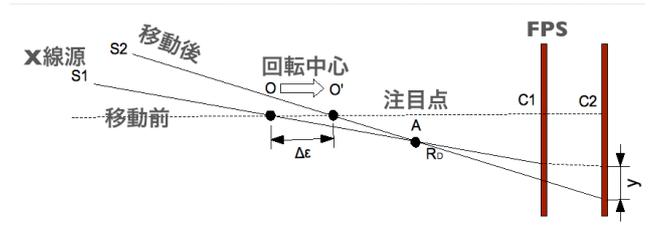


図 3.3 垂直方向のずれ量  $y$  の概要

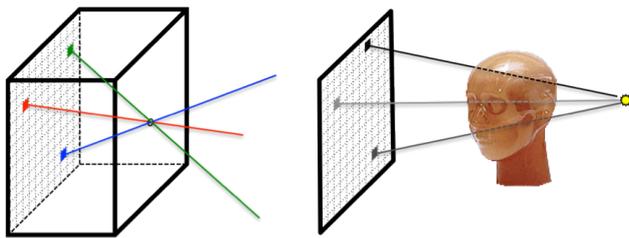
ここまでで、画素の水平方向のずれ量が求めた。しかし、回転中心が前後に移動する場合には、水平方向だけでなく、垂直方向のずれ量も発生する。そのときの垂直方向のずれ量  $y$  は図 3.3 のようになる。文献[3]のデンタルトモシンセシスにおいては、垂直方向のずれ量については明記されていない。正確にずれ量を求めるには、水平方向に加えて垂直方向のずれ量を求めることが必要である。従来の手法で垂直方向のずれ量を追加で求めた場合、水平方向のずれ量のみを考えた場合よりも計算量が多く、式の導出も複雑になる。また、装置の動きごとにずれ量の式の導出が必要になる。

### 4. 提案手法

#### 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、レーザー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[4]やルミグラフ[5]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[6]。

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。



ピンホールカメラによる光線の取得 X線撮影装置による光線の取得

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[6]。

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。

#### 4.3 光線空間法によるトモシンセシス画像の生成

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 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。

##### 4.3.1 光線集合の計算

X 線撮影装置における一本の X 線光線は、X 線光源の位置と 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。

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

$$\frac{x - X_{sensor}}{X_{source} - X_{sensor}} = \frac{y - Y_{sensor}}{Y_{source} - Y_{sensor}} = \frac{z - Z_{sensor}}{Z_{source} - Z_{sensor}} \dots (2)$$

となる。

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  $1480 \times 60$  画素であるので、全体で  $328,560,000 (=3700 \times 1480 \times 60)$  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慮して、フレーム数を 740、1 フレームを  $740 \times 30$  画素に削減した  $16,428,000$  本の光線を用いた。

##### 4.3.2 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 4.2 に示すように、空間に仮想的な投影面（この場合は、仮想

的な歯列面）を設定し、投影面と光線集合の交点の 3 次元座標を画像化することである。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（図 4.3）から歯列形状を抽出したデータ（図 4.4）を用いる。

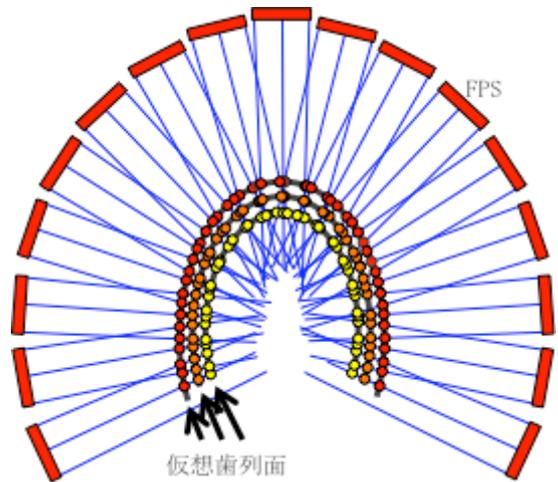


図 4.2 FPS の画素に対応した光線空間と仮想投影面

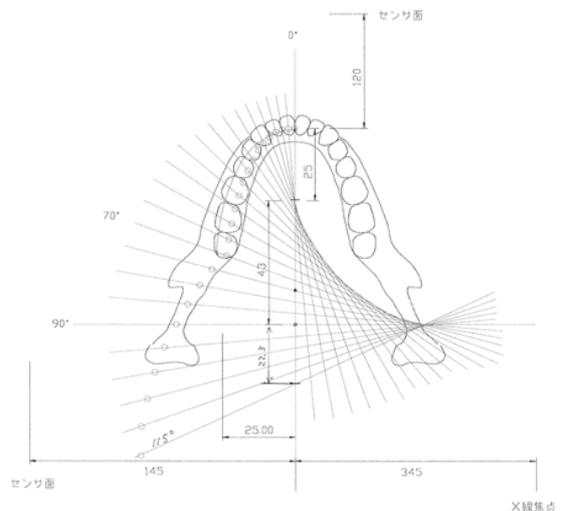


図 4.3 歯科ファントムの図面

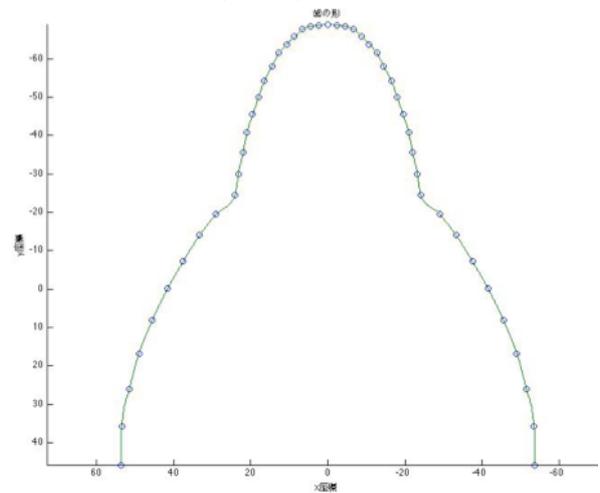


図 4.4 ファントム図面から得た歯列の形状データ

### 4.3.3 光線集合と仮想投影面の交点座標の計算

仮想投影面と光線の関係を図 4.5 に示す。仮想投影面は図 4.4 の形状を  $z$  軸（縦）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 4.4 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 4.4 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 4.6 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、光線が表す直線を  $xy$  平面に射影した 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。

$$h = \frac{|aX + bY + c|}{\sqrt{a^2 + b^2}} \quad \dots (3)$$

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 4.6 のような関係になる。

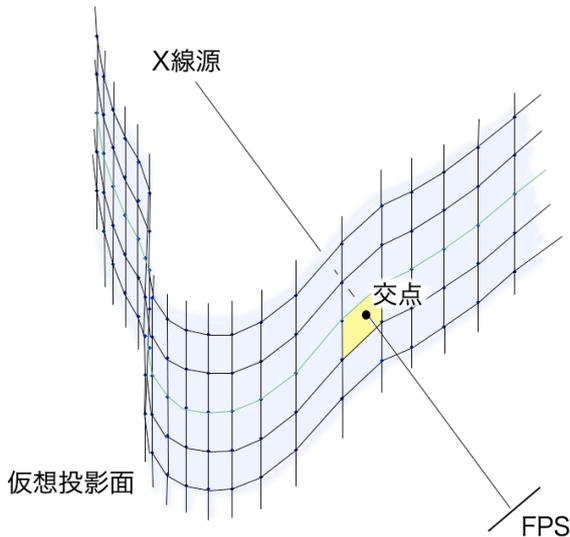


図 4.5 仮想投影面と光線の関係

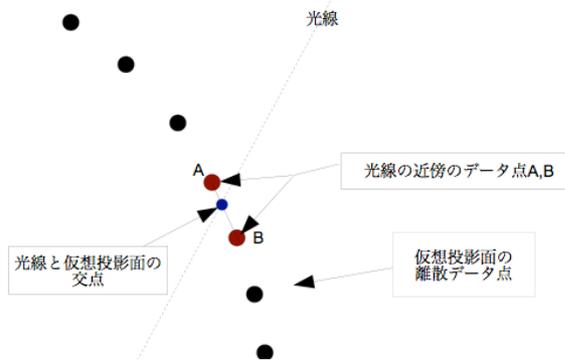


図 4.6 光線に対応する 2 次元直線と交点近傍の仮想投影面のデータ点 A、B の関係

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。

$$X_{cross} = \frac{bf - ce}{ae - bd}, Y_{cross} = \frac{ce - bf}{ae - bd} \quad \dots (4)$$

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。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集合を求める。

$$Z_{cross} = \frac{\sqrt{(X_{cross} - X_{source})^2 + (Y_{cross} - Y_{source})^2}}{\sqrt{(X_{sensor} - X_{source})^2 + (Y_{sensor} - Y_{source})^2}} Z_{sensor} \quad \dots (5)$$

### 4.3.4 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  $740 \times 740$  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ネシス画像である。

FPS の中央ラインである 15 列目の交点位置をトモシネ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。これは、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 4.7 を用いて、具体的に例をあげながら計算手順を説明する。

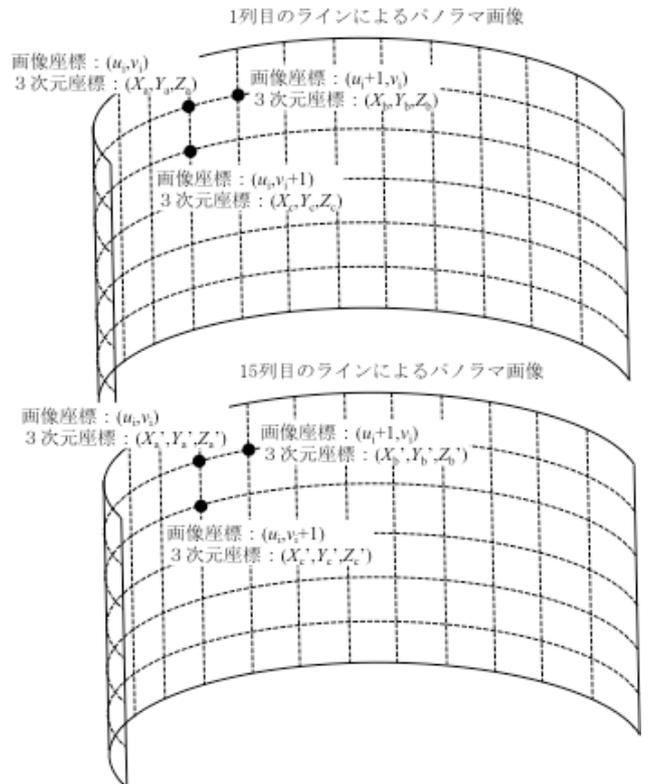


図 4.7 各ラインが生成するパノラマ画像の画像座標と 3 次元座標

図 4.7 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。

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。

$$\begin{aligned} dx &= \frac{X_b - X_a + X'_b - X'_a}{2}, \\ dy &= \frac{Y_b - Y_a + Y'_b - Y'_a}{2}, \quad \dots (6) \\ dz &= \frac{Z_c - Z_a + Z'_c - Z'_a}{2} \end{aligned}$$

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 (6) 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  $(u_{15}, v_{15})$  に対応する 1 列目の画像座標  $(u'_1, v'_1)$  を次のように推定した。

$$\begin{aligned} u'_1 &= u_i - \frac{dx(X_a - X'_a) + dy(Y_a - Y'_a)}{dx^2 + dy^2} \\ v'_1 &= v_i - \frac{Z_a - Z'_a}{dz} \end{aligned} \quad \dots (7)$$

このように推定した 1 列目の画像座標  $(u'_1, v'_1)$  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する。

#### 4.4 投影面の拡大・縮小による焦点変更画像の生成

4.3 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後、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合成することを考える。

今回の実験では、図 4.4 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・縮小の様子を図 4.8 に示す。

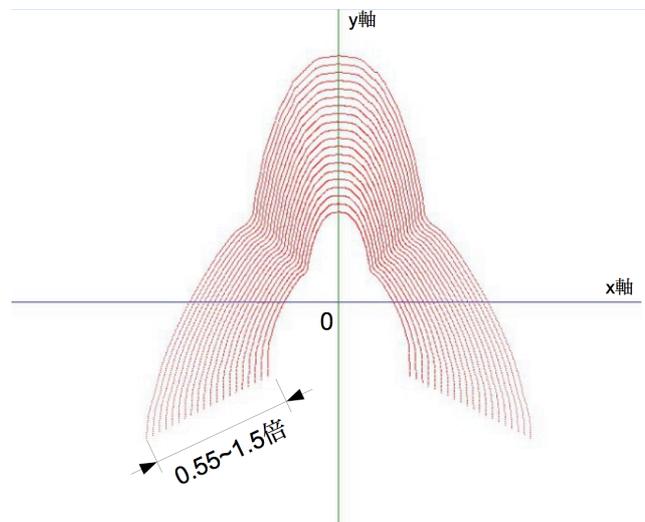


図 4.8 仮想投影面の拡大と縮小

#### 4.5 エッジ抽出を用いた最適な投影面の決定

4.4 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それらを除去する。結果、図 4.9 に示す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。

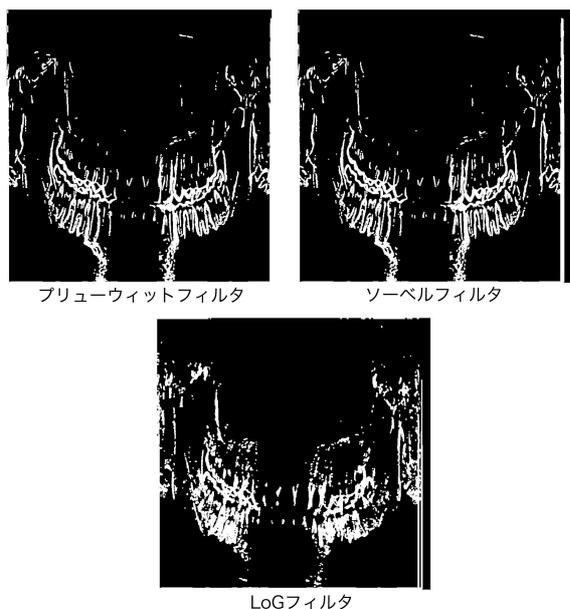


図 4.9 エッジの抽出

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拡大率は求まっていない。それらを、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 4.9 からもわかるように比較的不規則に分布している。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する場合、計算コストが少ない方法として、改良シェパード法がある[7]。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。その式を以下に示す。

$$f(x,y) = \sum_{j=1}^n w_j f_j, w_j = \frac{\left(\frac{R-h_i}{Rh_i}\right)^2}{\sum_{j=1}^n \left(\frac{R-h_j}{Rh_j}\right)^2} \dots (8)$$

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  $f_j$ 、それぞれのデータにかける重みを  $w_j$  とする。重み  $w_j$  は位置(x,y)と推定に使う点の距離  $h_j$  と、推定に使う点のうち最も遠い点の距離  $R$  によって表す。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。

## 5. 画像の生成結果と考察

### 5.1 仮想投影面におけるトモシンセシス画像の生成結果

図 5.1 と図 5.2 に、規定の位置にファントムを配置した場合と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。これらは内部構造が歯と重なっており、歯の状態が観察しづらい。また、図 5.2 は前歯部分が図 5.1 と比較すると拡大されている。これは、ファントムを X 線源に大きく近づけたためである。

図 5.3 と図 5.4 に、2カ所のファントムの位置に対して、仮想投影面の拡大率が 1.0 倍のトモシンセシス画像を示す。図 5.1 と図 5.3 を比較すると、投影面上にある歯列の構造が強調されており、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 5.4 では、前歯の歯根部がぼけていることも確認できる。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。



図 5.1 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)

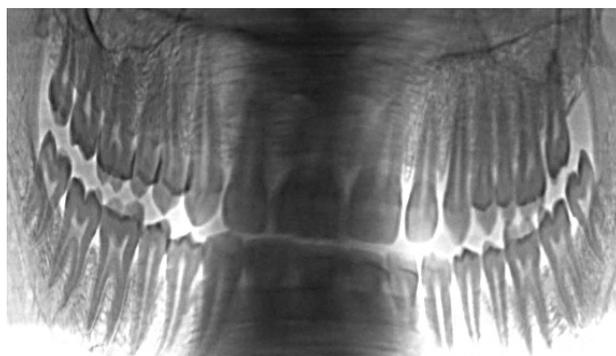


図 5.2 FPS の 15 列目が生成する X 線パノラマ画像 (位置をずらした場合)



図 5.3 仮想投影面の拡大率 1.0 倍のトモシンセシス画像 (規定位置の場合)



図 5.4 仮想投影面の拡大率 1.0 倍のトモシンセシス画像 (位置をずらした場合)

## 5.2 全ての歯列に焦点の合った最終画像の生成結果

仮想投影面を 0.55~1.5 倍に 0.05 倍間隔で拡大・縮小して提案手法で生成した 20 枚のトモンセシス画像から、4 章で示すようにエッジを抽出し、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、求めた投影面の拡大率に対応するトモンセシス画像の画素から、最終画像を生成した。結果を規定位置の場合について図 5.5~5.7 に、ファントムの位置をずらした場合について図 5.8~5.10 に示す。図 5.3 と図 5.5~5.7 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 倍のときのトモンセシス画像（図 5.3）が、全ての歯列に焦点の合っている画像である。プルーウィットフィルタとソーベルフィルタに関しては、アーチファクトが発生してしまい、図 5.3 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 5.3 と同等に鮮明な画像が得られている。次に、規定位置からファントムを大きくずらした場合である図 5.4 と図 5.8~6.10 を比較すると、どの微分フィルタにおいても図 5.4 より鮮明な画像が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 フィルタはプルーウィットフィルタ、ソーベルフィルタと比べると一番アーチファクトが少なく、鮮明な画像を得られている。

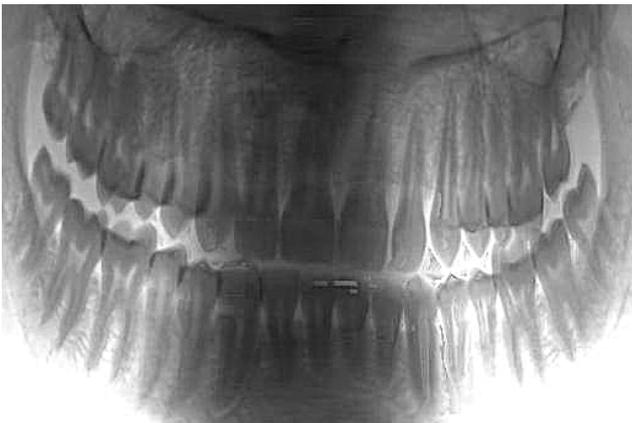


図 5.5 考案手法による拡大率の決定による最終画像  
(規定位置、プルーウィットフィルタ)



図 5.6 考案手法による拡大率の決定による最終画像  
(規定位置、ソーベルフィルタ)



図 5.7 考案手法による拡大率の決定による最終画像  
(規定位置、LoG フィルタ)

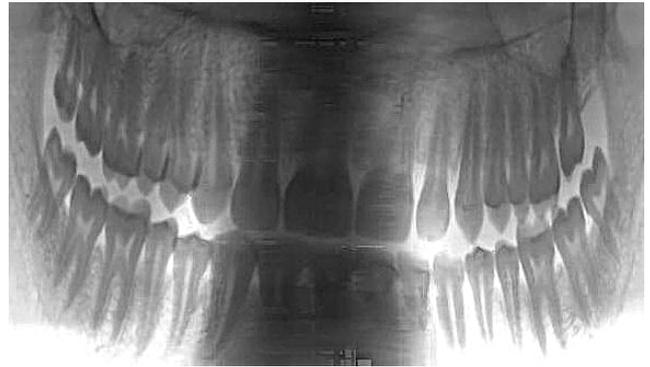


図 5.8 考案手法による拡大率の決定による最終画像  
(位置をずらした場合、プルーウィットフィルタ)



図 5.9 考案手法による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 5.10 考案手法による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)

### 5.3 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した。また、最適な仮想投影面の拡大率を求めることで、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 5.5~5.10 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。

## 6. 結論

### 6.1 成果

本研究では光線空間法の考え方にに基づき、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3次元座標を求めた。求めた3次元座標を位置合わせすることにより、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、複数のトモシンセシス画像を生成した。それらの画像に微分フィルタを利用することで、エッジ上の画素での適切な仮想投影面の拡大率を決定した。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。

### 6.2 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基準位置に配置したものと、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、取得データのうち、一部分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生成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。投影面の決定法についてはさらに検討の必要がある。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。

- [1] 浜松ホトニクス, “フラットパネルセンサ C10500D-4 データシート”, Cat No. KACC1183J01 Mar. 2011.
- [2] 篠原 広行, 陳 欣胤, 中世古 和真, 橋 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), pp. 47-53, 2010.
- [4] M. Levoy and P. Hanrahan, “Light Field Rendering,” *Proc. ACM SIGGRAPH’ 96*, pp. 31-42, 1996.
- [5] S. Gortler, R. Grzeszczuk, R. Szeliski and M. Cohen, “Lumigraph,” *Proc. ACM SIGGRAPH’ 96*, pp. 43-54, 1996.
- [6] 藤井俊彰, “光線空間法と3次元映像取得・表示方法,” 情報研究報告, Vol. 2011-CVIM-176, No. 27, pp. 1-11, 2011.
- [7] Renka, Robert J. “Multivariate interpolation of large sets of scattered data.” *ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS)* 14.2 (1988): 139-148.