法政大学学術機関リポジトリ

HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-04

デンタルパノラマ画像の疑似3次元表示システムの開発

山田, 武 / YAMADA, Takeru

(発行年 / Year)

2012-03-24

(学位授与年月日 / Date of Granted)

2012-03-24

(学位名 / Degree Name)

修士(工学)

(学位授与機関 / Degree Grantor)

法政大学 (Hosei University)

2011年度

修士論文

デンタルパノラマ画像の疑似3次元表示 システムの開発

Development of a pseudo three dimensional display system of dental panoramic images

指 導 教 授

尾川浩一教授

法政大学大学院 工学研究科 情報電子工学専攻

10R4155 山田 武



目 次

	Abstract	2
第1章	はじめに	4
第2章 2.1 2.2 2.3 2.4	2.3.1断層方式2.3.2対腔管方式PanoACT-10002.4.1半導体検出器の特徴	7 8
第3章 3.1 3.2	2.4.2 PanoACT のソフトウェア トモシンセシス法 トモシンセシス法の原理 デンタルパノラマ画像におけるトモシンセシス法 3.2.1 シフト量と断層面画像の関係 3.2.2 シフト量の計算方法 回転中心の補正あり 回転中心の補正なし	8 10 12 12 12 13 14
第4章 4.1 4.2 4.3	デンタルパノラマ装置のキャリブレーションキャリブレーションファントム4.1.1 キャリブレーションファントムの構造4.1.2 キャリブレーションファントムの収集データキャリブレーション方法4.2.1 基準断層面におけるシフト量の測定4.2.2 ジオメトリの決定キャリブレーション結果	15 15 17 17 17 19 21
第5章 5.1 5.2	再構成手法 最適断層面再構成 3次元再構成手法	23 23 25
第 6章 6.1	デンタルパノラマ画像の頸椎補正 頸椎補正の手法	26 26 27

	6.1.3 コンボリューション方法	28
6.2	頸椎焦点面における再構成	29
6.3	頸椎補正の実験結果	30
第7章	実験結果	33
7.1	実験 1 (フィルタ設定)	39
7.2	実験2(感度設定)	44
7.3	実験 3 (領域設定)	46
7.4	実験4(再構成断層面数設定)	54
第8章	考察	62
8.1	頸椎補正の考察・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	62
8.2	パノラマ画像再構成の考察	62
8.3	パラメータ変化の考察	64
	8.3.1 実験 1 (フィルタ設定) の考察	64
	8.3.2 実験 2 (感度設定) の考察	64
	8.3.3 実験 3 (領域設定) の考察	65
	8.3.4 実験 4 (断層面設定) の考察	65
第9章	まとめ	66
71 0 T		
	謝辞	67
	参考文献	68
	発表論文	69

Abstract

The purpose of this study is to develop a new dental panoramic imaging system with a tomosynthesis method. In this system we acquire many strip images of teeth and jaws, and reconstruct the standard curved plane of the image layer located at the dental arch. We used the tomosynthesis method, in which "shift and add" operations are applied to the strip images to make a dental panoramic image. To reconstruct this panoramic image accurately, we have to measure an actual geometry of the panoramic imaging system such as the movement of the x-ray source and the detector, and so on. In order to measure these parameters we developed a calibration phantom and determined the geometry. The calibration phantom consisted of 15 polymethyl methacrylate rods on which were located five brass wires. We acquired strip images of these wires and measured the positions of the wires at each projection angle. With these measured data we calculated several parameters defining the geometry of the dental panoramic system. If we can know these parameters accurately, we can easily change the position of the curved plane back and forth, and diagnose the condition of teeth freely. In addition, we can reconstruct a pseudo three dimensional display of the teeth and jaws. In this paper we showed our method to determine several parameters needed for an accurate image reconstruction.

第1章 はじめに

現在の医療現場において X 線を用いた画像診断は欠かせないものになっている。なぜなら、人体の内部組織や骨の異常を傷つけることなく検査を行うことが可能なため、患者への負担の減少や医師の診断の助けとなっているからである。歯科医療において用いられている撮影法は、口内法、口外法、歯科パノラマ X 線撮影法といったものがある。特に、現代の歯科医療では撮影対象が歯、歯周組織、顎骨、顔面領域まで、広範囲な画像を得ることができる、歯科パノラマ X 線撮影法が好まれる。歯科パノラマ X 線撮影法には、断層撮影に基づいた方式と、体腔管方式の 2 種類ある。現在の歯科パノラマ X 線写真の大部分は断層方式に基づいたものであり、本研究で用いている撮影法も断層方式である。

従来、デンタルパノラマ画像では3次元情報(位置情報)が失われてしまう。なぜなら、パノラマ装置は一般的な歯列に沿うように設定された一曲面の画像しか得ることしか出来ないからである。本研究ではデンタルパノラマ画像にトモシンセシス法を適応させ、複数枚のパノラマ画像を再構成し、デンタルパノラマ画像の最適断層面画像(オートフォーカス)及び、擬似3次元画像を表示するシステムの開発を目的としている。以下に、トモシンセシス法、歯科パノラマX線撮影装置の動き、擬似3次元画像について簡単に述べる。

トモシンセシスとは Tomography(断層) と synthesis(合成) からの造語で、一回の断層走査により得られた複数の投影データから、任意の位置の断層画像を得る手法である。 X 線の入射角度を変えながら投影された一連の画像に対して、それぞれの画像を走査方向に角度と焦点に応じた分をシフトし重ね合わせることで、任意の断層面に焦点を合わせた断面画像を得ることが出来る。歯科パノラマ X 線撮影法では、患者の頭部の周囲を回転しながら撮影され、湾曲した歯列を展開した画像を得ている。トモシンセシス法を用いる事によって、装置的に設定された断層面から前後方向に焦点面を移動した断層面画像を再構成する事が出来る。

歯科パノラマ X 線撮影装置は、患者の頭部を回転しながら撮影するが、X 線管と検出器の 軌跡は綺麗な円を描くわけではない。なぜなら、X 線の軌道が顎骨に被らないように回転中 心が角度毎に変化し撮影されるからである。トモシンセシス法は X 線管や検出器、焦点面の 位置関係からシフト量を計算し再構成されるため、それらの情報を把握していなければなら ない。そのため、本研究では歯科パノラマ X 線装置の動きを測定するために、キャリブレー ションファントムを用いたジオメトリの測定を行っている。

歯科パノラマX線写真は2次元画像のため、3次元的な位置情報が失われている。従来、3次元情報を得るためには歯科用X線 CT が用いられてきた。しかし、歯科パノラマX線撮影に比べ、被曝線量が多く、コストが高いといったデメリットがある。本研究では、トモシンセシス法を用いる事で3次元情報を保持したパノラマ画像を再構成する。その3次元情報からパノラマ画像を3次元空間にマッピングする事で、疑似3次元画像を再構成し3次元的な形状を把握する事ができるシステムを開発している。

本論文では、まず第2章で歯科用 X 線撮影方法および本研究で用いている PanoAct-1000 の説明していく。撮影法や特徴を述べる事により理解を深めていく。次に第3章では、トモシンセシス法について説明していく。トモシンセシス法の概念から、デンタルパノラマ画像におけるトモシンセシス法の適応、計算方法まで説明する。第4章では、歯科用パノラマ X 線装置のキャリブレーションについて説明していく。キャリブレーションに用いるファント

ムや、測定方法、本研究で用いた装置のキャリブレーション結果までを示す。第5章では、トモシンセシス法を用いて得られる3次元情報から、すべての位置において焦点が合ったオートフォーカス画像と、擬似3次元画像の再構成法について説明をしていく。第6章では、歯科用パノラマX線撮影では必ず写りこんでしまう、頸椎の影響を減らす補正について説明する。この章では、補正の手法から実測のデータを用いた実験までを示す。第7章では、デンタルパノラマ画像の最適断層面画像、擬似3次元画像の実験結果を様々なパラメータを変える事によって比較をしていく。第8章では第6、7章での結果から、有効性や比較結果について考察をしていく。そして、第9章で本研究のまとめとする。

第2章 歯科用X線撮影法

歯科医療における X 線撮影法は、口内法、口外法、歯科パノラマ X 線撮影法といったものがある。特に現代では、撮影対象が歯、歯周組織、顎骨、顔面領域まで、広範囲な画像を得ることが出来る歯科パノラマ X 線撮影法によるパノラマ X 線写真は歯科医療の臨床現場では欠かせないものになっている。また、歯科パノラマ X 線撮影法には、断層撮影に基づいた方式と体腔管方式の 2 種類ある。現在の歯科パノラマ X 線写真の大部分は、断層方式に基づいたものであり、本研究で用いている撮影法も断層方式である。この章では、これらの歯科 X 線撮影法について説明する。また、本研究で用いている歯科パノラマ X 線装置(PanoACT-1000) について説明する。

2.1 口内法

口内法による X 線写真は、口腔内にフィルムを挿入、固定して口腔外より X 線を照射する事で撮影を行う方法で、二等分法や平行法、咬合法、正放線投影法などの種類があり、歯科医療で使用される撮影法である。この撮影法は歯やその周囲の歯周組織などの状態を見る事を目的とし、主に虫歯や歯周病の検査に用いられる。この撮影法の利点は、像の拡大や歪みがなく鮮明な画像を得る事ができ、詳細な病変部の撮影には最も有効である。しかし、欠点として撮影できる範囲が狭く診断領域が制限されてしまう。また、口腔内にフィルムを入れるため、患者に負担がかかり開口障害のある患者には撮影ができないといった問題もある。近年では、口内撮影法においてもデジタル化が進み、フィルムの代わりにイメージングプレートや電荷結合素子 (CCD) を用いた撮影も多く行われている。

2.2 口外法

口外撮影法とは、患者の外頬部、顔面全部、顎関節部、その他の口腔外側部にフィルムをあてがい、目的部の反対側から X 線を照射して行われる撮影法である。口外法には、Waters 法や斜位撮影法、側斜位経頭蓋撮影法、頭部軸位撮影法などがある。口外法は、上下顎骨、上顎洞、前頭洞、下顎枝など、広範囲の X 線診断を要する場合に用いられ、口内法による診査とは技術的にも、観察の要点など異なるところがある。口外法は口内法に比べ、撮影対象が広範囲の X 線撮影のため、周辺組織との関係を見る時などに優れている。しかし、口外法撮影の大部分で、X 線は頭蓋を縦断、横断をしなければならないため、透過力や線量はそれに応じて十分なものでなければならない。

2.3 パノラマX線撮影法

2.3.1 断層方式

歯科パノラマ X 写真のほとんどがこの断層方式で撮影されたものである。この方式で撮影された写真は全歯列だけでなく、上下顎、顎骨、鼻腔、歯周組織など、広範囲の画像を得る事が出来る。断層方式では、頭部の周囲を X 線管及び検出器が回転しながら撮影される。被写体の目的の平面の運動速度と同じ速度になるように焦点を動かすと、他の部分は運動によってボケが生じるが、目的部位では焦点と等速度で動くためにその部位では静止したボケのない写真を得る事が出来る。

2.3.2 対腔管方式

この方式は、パナグラフィまたは口腔内線源方式と呼ばれる。断層方式のパノラマ X 線装置は、かなりの種類の装置が製造されているが、この種のパノラマ X 線撮影装置はヨーロッパの 4 種類だけである。

非常に小さな焦点(直径 $0.1 \mathrm{mm}$)の X 線管を口の中にいれて、細い筒状の管球の先端部から、その先端方向と反対方向に 270 度の範囲で X 線を発生させる。通常の X 線撮影では、フィルムこそ口腔内で保持されたり、口腔外に位置づけされたりするものの焦点の位置は常に口腔外にある。この方式のパノラマ X 線撮影だけが口腔内に焦点を置いて撮影を行う。口腔内に焦点が位置されているので、体腔管式あるいは口腔内線源方式と呼ばれるのである。通常は上顎あるいは下顎のそれぞれを別々に 2 枚で撮影される事になるが、上下顎を 1 枚に 1 回で撮る方法も行われる。

2.4 PanoACT-1000

PanoACT-1000 は、高速データ収集可能な半導体検出器と Panoramic Corporation 社のパノラマ装置(PC-1000)を組み合わせた歯科用デジタルパノラマ X 線装置である。この装置は半導体検出器の特徴を最大限発揮するための独自の PanoACT ソフトウェアを搭載する事で、最適なコントラストや高い分解能とダイナミックレンジを持つ世界最高水準の画像を実現している。特徴として、PanoACT ソフトウェアであるトモシンセシス法という技術を用いる事によって、短時間に得た多数の短柵状の画像データから、パノラマ断層面を断層域内で自在に変更できるようにしている。

また、従来のパノラマ撮影は上下の歯列とそれを支える歯槽骨と顎骨を展開表示する事で、大まかに歯科疾患の病態を表示するもので、歯と周囲組織の詳細を観察するときには、口内法撮影を追加する必要があった。しかし、PanoACT-1000は標準歯列断層面に基づいた画像を再構成していた従来のパノラマ撮影装置と異なり、検査対象にてきした断層域内の焦点面を選択する事が出来るので、ピンぼけなどによる撮り直しの必要がなく臨床的な有用性が高いと考えられる。

2.4.1 半導体検出器の特徴

PanoACT-1000で用いている高速データ収集可能な半導体検出器は、SCAN-300FPC(Oy-Ajat Ltd., Finland)である。検出器は X 線を直接電子信号に変換する CdTe(カドミウムテルル)半導体と CMOS からなるハイブリット構造である。各画素単位で X 線量に比例した電気信号を検出するので、画素間にクロストークが少なくシャープな画像を得る事ができる。また、検出器信号の処理回路が半導体の直下に構成されるため、低雑音を実現している。そのため、画像のコントラスト処理に極めて優れている。各画素は 12Bits の深さを有しているため、低吸収から高吸収領域まで、広いレンジで画像のつぶれが少ない。さらに、検出器の応答スピードが速いため、 1510×64 画素の繊細な画像であるにも関わらず、毎秒 300 フレームと超高速の収集が可能である。また、パノラマ撮影で用いられる X 線管電圧($60\sim80kV$)において従来の CCD 検出器と比較して、X 線量を $1/2\sim1/3$ (同一の X 線管の条件)としてもほぼ同じ画質で映像化できるという特徴を持つ。

以下の Table 2.1 に半導体検出器の仕様を示す。

検出器の仕様	詳細
画素サイズ	$100 \ \mu \text{m} \times 100 \ \mu \text{m}$
検出器サイズ(画素数)	151.0 mm×6.4 mm
画素あたりの深さ	12 Bits
半導体素材	CdTe (カドミウムテルル)
半導体検出器の厚み	0.75 mm
DQE (0 lp/mm)	> 90 % 60 keV にて
MTF	> 75 % 2lp/mm にて
コントラスト分解能	< 0.6 %
X線エネルギー範囲	60~160 keV
収集フレームレート	300 fps
収集インターフェース	CameraLink PCI Card
仕様設定温度	20∼28 ℃

Table 2.1: 半導体検出器の仕様

2.4.2 PanoACTのソフトウェア

PanoAct のソフトウェアは、検出器から送られてくる毎秒 300 枚ものフレーム画像をパソコンのメモリ上にいったん保管し、装置にあらかじめ設定された歯列面のパノラマ画像を作成する。パノラマ画像を構成するために必要となる 4000 枚前後のフレーム画像をメモリ上に保持しているので、必要に応じて焦点面を自由に変更する事が可能である。

パノラマ画像はトモシンセシス法の原理に基づいて再構成が行われる。この原理について は第3章で説明する。

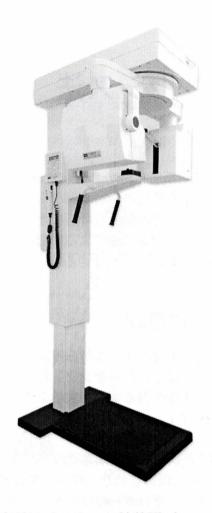


Fig. 2.1: 歯科用パノラマ X 線装置(PanoACT-1000)

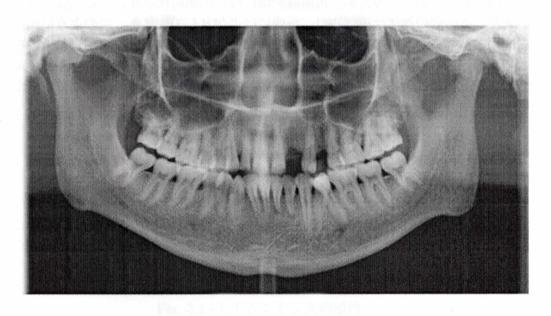


Fig. 2.2: デンタルパノラマ画像

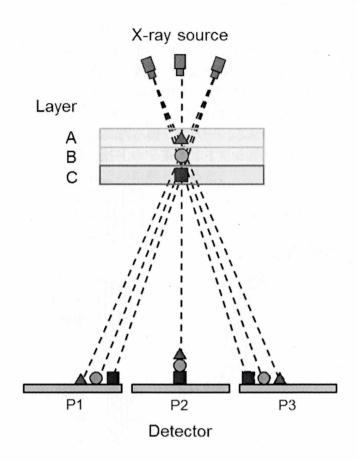
第3章 トモシンセシス法

トモシンセシスとは Tomography(断層)と synthesis(合成)からの造語で、一回の断層走査により得られた複数の投影データから任意の断層画像を得る手法である。また、トモシンセシス法を用いた撮影では、立位や座位での撮影も可能なため、歯科用及びマンモグラフィで多く用いられている。また、トモシンセシス法による断層撮影は CT に比べ、被曝線量、コストにおいて優れており高解像度の断層撮影ができる。

3.1 トモシンセシス法の原理

トモシンセシス法は、X線の入射角度を変えながら投影された一連の画像に対して、それぞれの画像を走査方向に角度と焦点に応じた分をシフトし、画像を重ね合わせることで、特定の断層面に焦点を合わせた断面画像を得る事が出来る手法である。トモシンセシスの原理について Fig.3.1 を用いて説明する。

Fig.3.1 に示すように断層域 A、B、C にそれぞれ、三角形、丸、四角形の物体があるとする。これらの物体に対し、X 線管と検出器を同期させながら 3 枚の画像が角度毎に P1、P2、P3 のように撮影される。このように撮影された 3 枚の画像に対して、断層域 A に焦点面を合わせる場合、三角形が重なるようにそれぞれの画像をシフトし重ね合わせる。この操作をシフトアンドアッド操作(shift and add)と呼ぶ。一方、断層域 C に焦点面を合わせる場合、四角形が重なるようにシフトアンドアッド操作を行う。それぞれ三角形、四角形が重なることで、その物体が強調されるため、再構成画像には目的面に焦点が合った画像を得る事ができる。また、その他の物体は拡散され、画像にはボケとして生じる。このように焦点面とする断層面が X 線管から離れるにつれてシフト量は大きくなる。また、X 線管に近い物体は拡大されて画像化される。したがって、微少角度ずつ動かしながら撮影されたたくさんの画像に対してシフト量と拡大率を適性に調整し重ね合わせる事で、任意の断層面に焦点が合った断層面を得る事が可能となる。



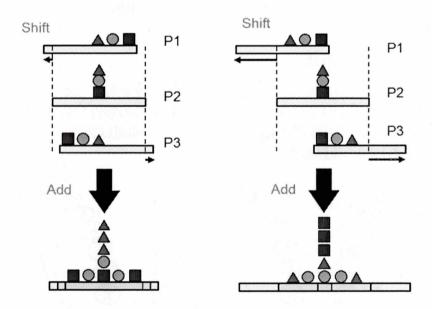


Fig. 3.1: トモシンセシスの原理

3.2 デンタルパノラマ画像におけるトモシンセシス法

3.2.1 シフト量と断層面画像の関係

湾曲した歯列に沿うように、歯科パノラマ X 線装置は基準となる断層面を設定している。トモシンセシス法を用いることにより基準の断層面から前後方向に焦点を変えた画像を再構成することができる。デンタルパノラマ画像を再構成する際のシフト量と断層面画像の位置関係について Fig.3.2 を用いて説明をする。基準断層面を破線の位置と仮定する。前方向の断層面(実線)の位置に焦点を合わせる場合は、シフト量は大きくしシフトアンドアッド操作を行う事で再構成することが出来る。一方で、後ろ方向の断層面(点線)の位置に焦点を合わせる場合は、シフト量は小さしシフトアンドアッド操作を行う。

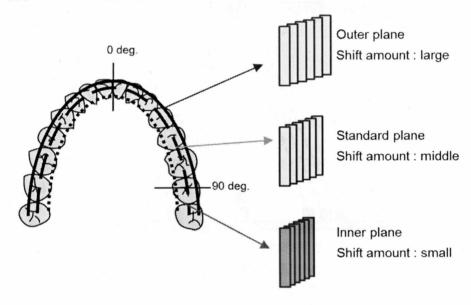


Fig. 3.2: シフト量と歯列断層面の関係

3.2.2 シフト量の計算方法

歯科パノラマ装置は検出器と X 線管が同期し頭部の周囲を回転しながら撮影されるが、回転の軌道は綺麗な円を描くわけではない。なぜなら、反対側の顎骨の影響を少なくするために、回転中心が移動しながら撮影されるからである。その軌道は装置毎に設定されている。Fig.3.3 に回転中心の移動の軌跡の例を示す。

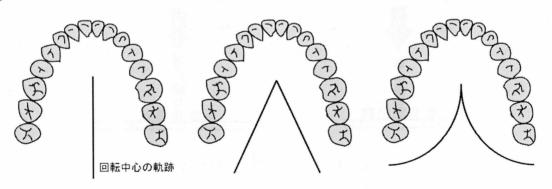


Fig. 3.3: 回転中心の軌跡

回転中心の補正あり

トモシンセシス法を用いるために、シフト量を正確に計算する必要がある。しかし、歯科パノラマ装置は回転中心が移動しながら撮影されるため、角度毎にその動きを考慮したシフト量の計算を行わなければならない。以下にシフト量の計算方法を Fig.3.4 を用いて示す。

 S_1 に線源があり対をなす位置 D_1 に検出器があるとすると、焦点 A は D_1 の検出器において中心に検出される。線源及び検出器が微小角度 θ 回転した線源の位置を S_2 、検出器の位置を D_2 とすると、点 A が D_2 の検出器に映し出される位置は x のずれ(シフト量)が生じる。この際、回転中心は $\Delta \xi$ 移動している。焦点 A が重なるように D_1 と D_2 をシフトし重ね合わせ(シフトアンドアッド)をすることによって、トモシンセシス法を用いたパノラマ画像を再構成する事が出来る。 R_S を回転中心から線源までの距離、 R_D を回転中心から検出器までの距離、D を回転中心から焦点までの距離とすると、

$$R_S + (D - \Delta \xi) \cos \theta : R_S + (D - \Delta \xi) \sin \theta \tag{3.1}$$

という関係式からxについて解くと、

$$x = \frac{R_S + R_D}{R_S + (D - \Delta \xi) \cos \theta} (D - \Delta \xi) \sin \theta$$
 (3.2)

となる。この計算を得られる収集データ約 4000 枚に対して行い、シフトアンドアッド操作をする事により、トモシンセシス法によるパノラマ画像の再構成を行う事が出来る。

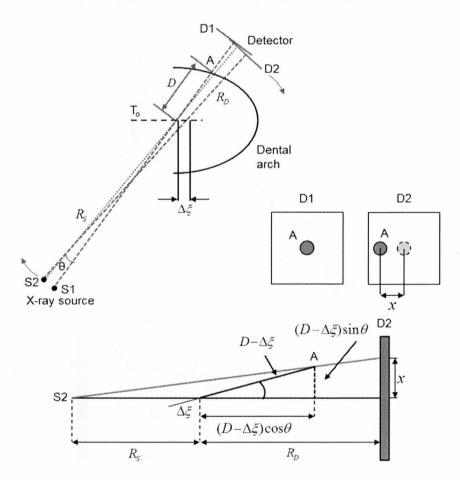


Fig. 3.4: シフト量の計算方法

回転中心の補正なし

前述の回転中心の補正ありのシフト量の計算では、回転中心のファクタが必要になる。しかし、回転中心の軌道は本来、後述するキャリブレーションを行う際に式(3.2)を逆算しながら演算していくことになる。そのため、モンテカルロ法を用いたシミュレーション等のキャリブレーションが必要でない場合では、回転中心の動きの項を求めることができないため、式(3.2)ではシフト量を求めることができない。そのため、回転中心の動きの項が必要なく、正確にシフト量を演算する式が必要になる。その式をFig.3.5を用いて示す。

X 線管 S1 と検出器 D1 を結ぶ直線と、微小角 θ 回転した位置における X 線管 S2 と検出器 D2 を結ぶ直線の交点を Q とする。この交点 Q から X 線管までの距離を L_S 、検出器までの距離を L_D 、焦点面までの距離を D_n とすると、

$$L_S + D_n \cos \theta : L_S + D_n \sin \theta \tag{3.3}$$

という関係式から x について解くと、

$$x = \frac{L_S + L_D}{L_S + D_n \cos \theta} D_n \sin \theta \tag{3.4}$$

となる。この式では回転中心の動きがどのような場合にも関わらず、X線管、検出器、焦点面の位置を把握していれば、パノラマ画像を再構成することが出来る。

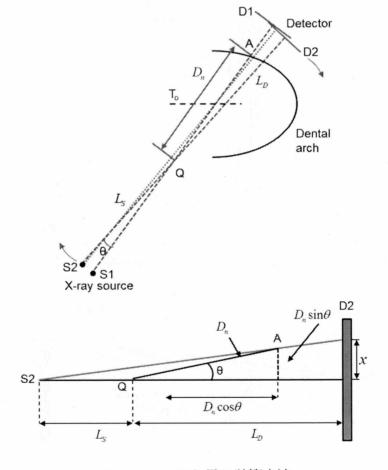


Fig. 3.5: シフト量の計算方法

第4章 デンタルパノラマ装置のキャリブ レーション

歯科パノラマX線装置は、各メーカ間で違いがあるのは勿論のこと、同じメーカの製造であっても、その装置毎に機械的な動作にバラツキがある。特に、X線管と検出器を回転させる機構では、そのようなバラツキの影響は誤差として、再構成されるパノラマ画像に影響する。そのため、X線管と検出器との間の位置関係、X線管及び検出器の対の回転中心の移動状況、その移動速度、更には、X線の照射方向などのファクタを装置毎に把握し、そのバラツキの情報を持っておく必要がある。この情報を得る事は撮像空間の構造(基準断層面に対する位置関係)を3次元的に把握する事を意味する。この章では、第3章で説明したトモシンセシス法を用いたシフトアンドアッド操作による断層面画像を再構成するために、撮像空間の構造をファントムを用いたスキャンによって的確に把握しジオメトリの測定を行った。

4.1 キャリブレーションファントム

4.1.1 キャリブレーションファントムの構造

本研究では、歯科パノラマ X 線装置のジオメトリの撮像空間を把握するために、キャリブレーションファントムを用いている。そのキャリブレーションファントムの構造と設計をそれぞれ Fig.4.1、Fig.4.2 に示す。このファントムは、透明な樹脂製の板状のベース及び天板に挟まれた複数の支柱で構成されている。これらの支柱には、X 線の透過率が樹脂材と異なる金属製のワイヤを備えている。この支柱は、基準となる断層面の軌道とその軌道から 20 mm 外側にある断層面の軌道において、各々 $0,\pm15,\pm30,\pm45,\pm60,\pm75,\pm90,\pm97.5$ 度の位置に設置されている。このファントムは、キャリブレーションに必要なパラメータの測定を 1 個で間に合わすことが出来る。1 Table 1 Tab

Table 4.1: キャリブレーションファントムの座標

la-d	X	Y
1	29.0	-9.5
2	26.2	0
3	17.7	14.8
4	16.8	29.7
5	14.5	42.5
6	9.8	50.6
7	5.0	56.5
8	0	56.3

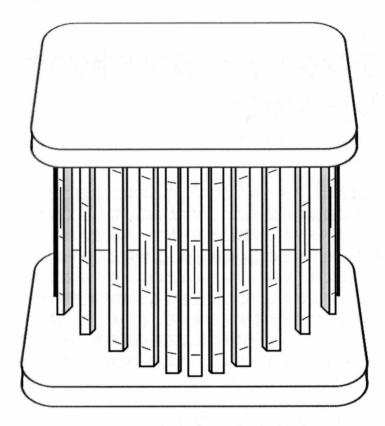


Fig. 4.1: キャリブレーションファントムの構造

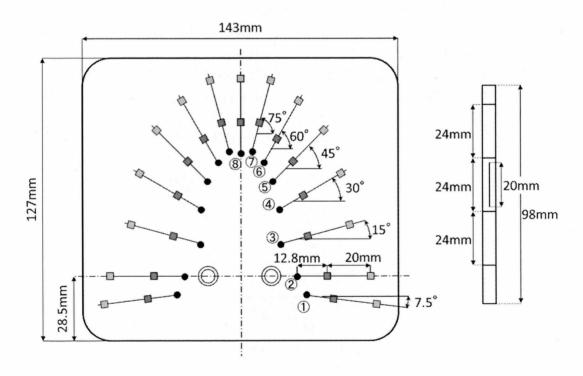


Fig. 4.2: キャリブレーションファントムの設計(左:ベース設計図右:支柱設計図)

4.1.2 キャリブレーションファントムの収集データ

Fig.4.3 にキャリブレーションファントムを投影した画像を示す。このような画像が角度毎に投影され、約 4000 枚得られる。この画像に映っている水平方向と垂直方向のワイヤの間隔や位置等からジオメトリを幾何的に測定する事が可能となる。

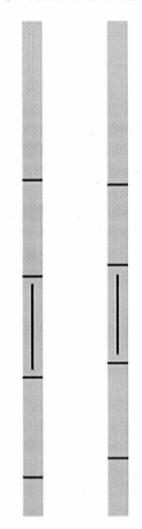


Fig. 4.3: キャリブレーションファントムの投影データ (左:基準断層面 右:外側断層面)

4.2 キャリブレーション方法

4.2.1 基準断層面におけるシフト量の測定

基準断層面におけるシフト量の測定は垂直のワイヤを用いる事によって計測する事が出来る。Fig.4.4 のように垂直のワイヤは角度毎にずれて投影データに映し出される。そのため、フレーム毎に垂直ワイヤが重なるようにシフト量を計測する必要がある。Fig.4.5 で示すように、正しいシフト量でシフトアンドアッド操作をする事が出来れば、再構成画像に映る垂直ワイヤはシャープになるが、誤ったシフト量でシフトアンドアッド操作をすると、垂直ワイヤはボケて映し出されてしまうため、焦点が合っていない画像が再構成されてしまう。したがって、キャリブレーションファントムの支柱が設置されている位置毎にゲインと呼ばれる

フレームデータあたりに対するシフト量を計測する事で、基準断層面に焦点を合わせたシフト量の情報を得る事が出来る。

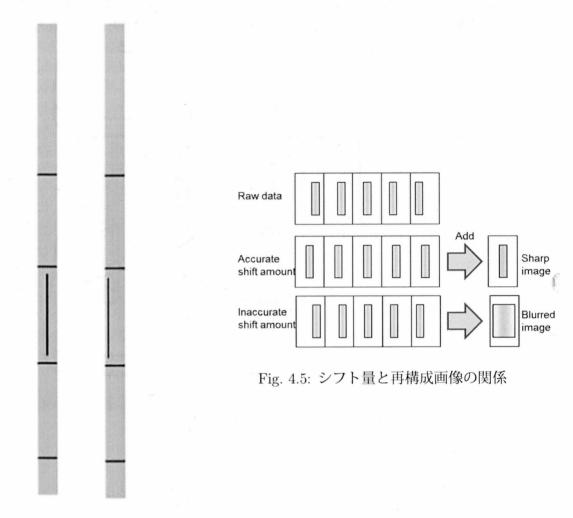


Fig. 4.4: 垂直ワイヤのずれ

以下に垂直ワイヤを用いたキャリブレーション方法を記述する。

- 1. 各角度の支柱の垂直ワイヤが中心に映っているフレームデータを決める。この決定は、フレームデータを目視しながら決める。
- 2. 基準断層面位置の支柱それぞれのファントムに対して、一番焦点が合うフレームデータの重ね合わせの量を求める。中心フレームデータの両サイドにあるフレームデータを重ねてその画像のボケを観察するという方法を試行錯誤繰り返して決める。
- 3. 基準断層面に沿った各支柱のワイヤに対応した中心フレームデータとその最適な重ね 合わせの量が決定したので、それらのデータを繋ぎあわせることでフレームデータあ たりに対するシフト量のプロファイル(ゲインカーブ)を求める。
- 4. X線照射角度に対する実際の照射角度のずれの量を求める。
- 5. 外側断層面に対して1~3を行い、外側断層面のゲイン及びプロファイルを作成する
- 6. 基準断層面及び外側断層面ににある垂直ワイヤの横方向のずれの量を求める。

7. 6 で求めたずれの量を L、基準断層面と外側断層面との既知の距離を DS とすると実際 のずれの角度 θ shift は、以下の式で求める事が出来る。

$$\theta \text{shift} = \arctan \frac{L}{DS} \tag{4.1}$$

4.2.2 ジオメトリの決定

基準断層面と外側断層面のキャリブレーションファントムの水平方向のワイヤの位置関係を計測する事によって、撮像空間の X 線管、検出器、回転中心、及び X 線管と検出器に対する高さ関係の情報を測定する事が出来る。

X線照射角度が0°の時のX線管・回転中心の距離 Rs、検出器・回転中心の距離 Rd、及びX線管の焦点位置の高さ情報 B1 を定数パラメータとして演算する。キャリブレーション方法を Fig. 4.6 を用いて説明する。以下にキャリブレーション方法についてまとめる。

1. 照射角度が0°の場合、回転中心の動きの補正項となる $\Delta \xi$ を0 とみなすことが出来る。つまり、回転中心の動きを考慮せずに演算することが出来る。フレームデータを Fi とすると、式 (3.2) が以下のようになる。

$$\frac{\Delta x}{\Delta \text{Fi}} = \left(\frac{\Delta \theta}{\Delta \text{Fi}}\right) \left(\frac{Rs + Rd}{Rs + D}\right) D \tag{4.2}$$

2. Fig.4.6 のジオメトリの関係から水平ワイヤ間の既知の距離をhとすると、

$$\frac{Rs + Rd}{Rs + D} = \frac{\alpha}{h} = K_{(D)} \tag{4.3}$$

が成り立つ。ここで、 $K_{(D)}$ は基準断層面の照射角度 0 の時の拡大率となる。

3.2と同様に外側断層面の関係をみると、

$$\frac{Rs + Rd}{Rs + (D+20)} = \frac{\beta}{h} = K_{(D+20)}$$
(4.4)

が成り立つ。

4. 式 (4.3) と式 (4.4) において X = Rs + Rd、 Y = Rs + D とおくと、

$$\frac{X}{V} = K_{(D)} \tag{4.5}$$

$$\frac{X}{V + 20} = K_{(D+20)} \tag{4.6}$$

となり、この2つの式をX、Yについて値を求めていく。

5. 一方、式 (4.3) と式 (4.4) を用いれば、

$$\frac{\Delta x}{\Delta \text{Fi}} = \left(\frac{\Delta \theta}{\Delta \text{Fi}}\right) \text{K}_{\text{D}} D \tag{4.7}$$

と書き換えることが出来る。 K_D は投影データから計測することが出来るので、既知でない項は D だけである。そのため、基準断層面における、回転中心から焦点面の距離を演算することが出来る。X、Y の値もわかっているので、X 線管から回転中心の距離 R_S 、及び検出器から回転中心の距離 R_S を求めることが出来る。

6. 距離 D、Rs、Rd が求められると、図.4.6 において幾何学的に成立する、

$$\frac{B2_{(D+20)} - B1}{H} = K_{(D+20)} \tag{4.8}$$

$$\frac{B2_{(D)} - B1}{H} = K_{(D)} \tag{4.9}$$

の2式を解くことで、X 線管の上下方向の位置 B1, 及び下側ファントムの X 線管からの高さを求めることが出来る。

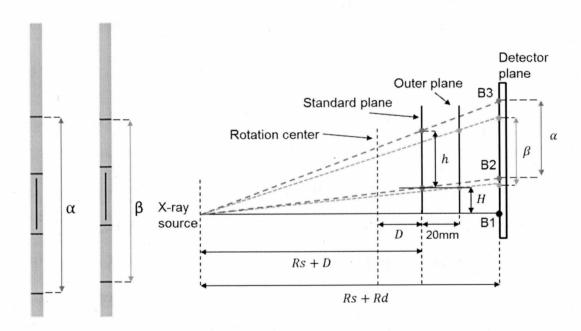


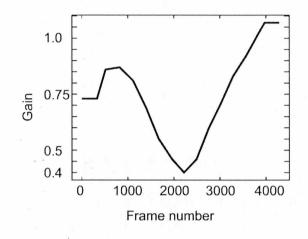
Fig. 4.6: 照射角度 0°における測定

次に 0 ° のキャリブレーションに用いられた情報から、0 ° 以外の照射角度におけるパラメータの演算を図.4.7を用いて以下に説明する。

- 1. 0°以外の角度であっても、前述した式 (4.3) は成立している。そのため、これらの式に基づいて、各角度における水平ワイヤ映る位置を求めることによって、各照射角度における回転中心と基準断層面の距離 D を演算する。この距離がわかれば既知となっている X 線照射角度を用いて、回転中心の位置座標も演算することが出来る。
- 2. X線の照射角度が0°以外の場合、回転中心の動きの補正項 $\Delta\xi$ を考慮しなければならない。しかし、式(3.2) において、補正項の $\Delta\xi$ 以外の項は既知であるため、式(3.2) に当てはめて補正項 $\Delta\xi$ を演算することが出来る。

4.3 キャリブレーション結果

本研究で用いた歯科パノラマ X 線装置 PanoACT-1000 をキャリブレーションした結果を示す。



1.25 1.00 0.75 0 1000 2000 3000 4000 Frame number

Fig. 4.7: ゲインカーブ (基準断層面)

Fig. 4.8: ゲインカーブ (外側断層面)

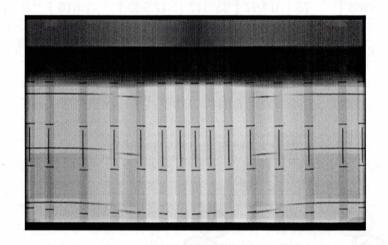


Fig. 4.9: 基準断層面における再構成画像

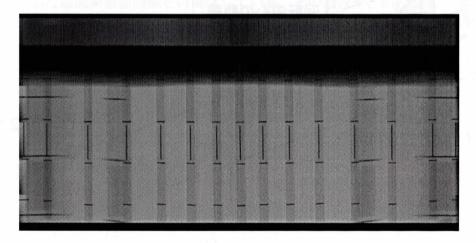


Fig. 4.10: 外側断層面における再構成画像

Table 4.2: キャリブレーション結果

FrameNo.	Angle	Gain	D	$\Delta \xi$	CenterX	CenterY
Transcrio.				,		
333	-97.5	0.730	44.823	-54.504	0.245	-5.461
519	-90	0.837	40.890	-60.665	-0.609	0.214
819	-75	0.833	32.428	-48.332	-1.113	10.522
1114	-60	0.779	34.091	-41.453	-0.526	20.304
1396	-45	0.665	34.928	-25.764	-0.514	28.753
1670	-30	0.536	34.428	-11.863	-1.025	35.888
1956	-15	0.457	32.015	-7.1743	-0.986	40.269
2219	0	0.406	32.015	0.000	0.1959	39.585
2493	15	0.454	34.509	-2.464	-0.533	38.100
2760	30	0.577	36.190	-15.912	-0.523	32.438
3022	45	0.709	36.190	-28.330	0.078	27.382
3284	60	0.791	35.347	-33.348	-0.019	18.767
3563	75	0.897	35.347	-47.920	-1.616	9.4344
3830	90	1.014	42.192	-51.531	-0.681	-0.982
3971	97.5	1.054	46.151	-42.108	-1.623	-5.751

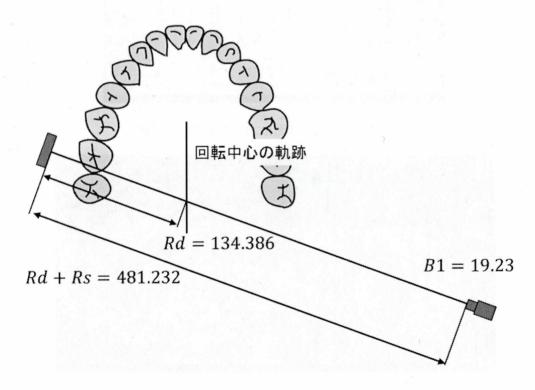


Fig. 4.11: キャリブレーション結果

第5章 再構成手法

この章では、トモシンセシス法を用いたパノラマ画像の最適断層面再構成手法(オートフォーカス)と疑似3次元再構成の手法について説明する。

5.1 最適断層面再構成

人間の歯列は人それぞれで形状が異なるため焦点面と一致しない場合や、正しいポジションで撮影が行われない場合がある。その場合、再構成画像においてフォーカスが合っていないためぼけが生じてしまう。従来では、ぼけている部分のみを口内法を用いて撮影をし直したり、ポジションを変えて撮影をする必要があったため、医師や患者の負担になってしまっていた。しかし、トモシンセシス法を用いた断層撮影では、シフト量によって位置を調整できるため、撮影をし直すことがなく1回の撮影によりフォーカスの合った画像を得ることが出来る。以下に最適断層面再構成の手法について説明する。

最適断層面画像(オートフォーカス画像)は、再構成断面が異なる複数枚のパノラマ画像 を再構成する必要がある。それら複数の断層画像はシフト量が異なるため、再構成画像にサ イズの違いが出てくる。そのため、それぞれの再構成画像に対し、濃度値の情報を保持した まま基準断層面に合わせるようにスケーリングする。

スケーリングを行った後は、再構成画像を小領域毎に周波数解析を行い、高周波成分を多く含んでいる断層面を選択していく。Fig.5.1 のように、トモシンセシス法を用いた再構成画像において、焦点が歯列と一致してる断層面では鮮鋭な画像を得ることが出来るが、焦点が一致していない断層面はボケが生じるからである。つまり、高周波成分を多く含んでいる断層面は、歯列が存在している事を示している。本研究では高周波成分を計算する方法として、エッジ抽出フィルタを用いて小領域毎に最適断層面を選択していく事で画像全体が焦点が歯列と一致した最適断層面画像を再構成している。その過程を、Fig.5.2 に示す。

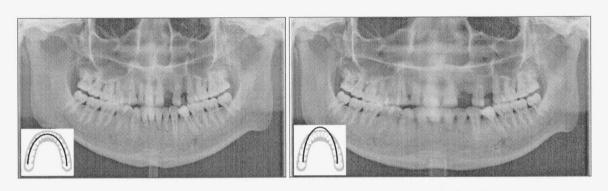


Fig. 5.1: パノラマ画像(左図:焦点面が歯列に一致 右図:焦点面が歯列に不一致)

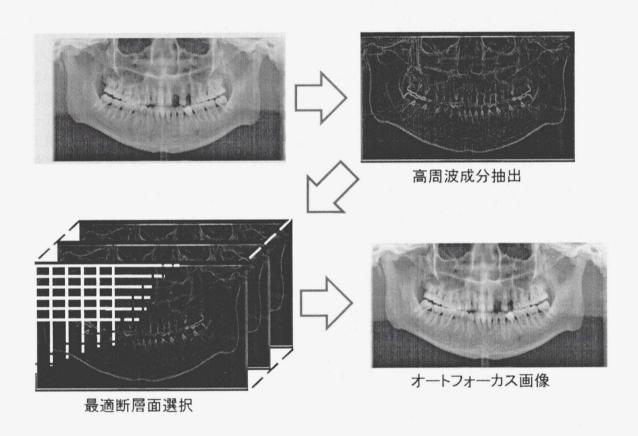


Fig. 5.2: 最適断層面選択手順

5.2 3次元再構成手法

キャリブレーションを行い再構成したパノラマ画像は、3次元の位置情報を持っている。 再構成した断層面とジオメトリの3次元幾何は Fig.5.3 のようになる。

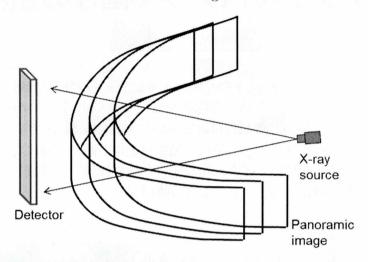


Fig. 5.3: 3 次元幾何

前述では、デンタルパノラマ画像の最適断層面画像の再構成において、周波数解析において高周波成分を最も含んでいる断層面を小領域毎に決定した。再構成断面は Fig.5.3 のように位置情報が既知であるため、各々の領域の 3 次元的な位置を特定する事ができる。そのため、選択された断層面を 3 次元空間上にマッピングすることで、デンタルパノラマ画像の疑似 3 次元画像の再構成する事ができ、歯列の角度や形状を把握する事が出来る。

しかし、マッピングの際に、断層面に変化がある位置においては、切れ目が生じてしまい、 擬似3次元画像はつながりのない画像になってしまう。そのため、Fig.5.5に示す方法で補正 を行っている。断層面の末端同士の中点とし、お互いの末端がその中点を頂点となるように 補正することで、位置情報を残しながら、つながりのある3次元画像を再構成することが出 来る。

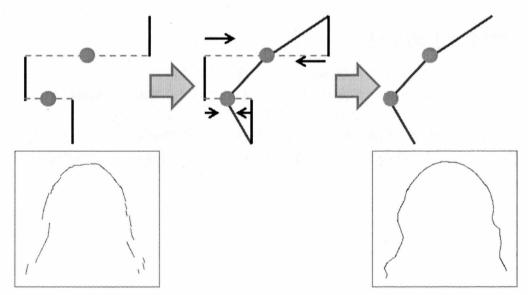


Fig. 5.4: 断層面の補正方法

第6章 デンタルパノラマ画像の頸椎補正

歯科パノラマ X 線撮影では、Fig.6.1 の左図のように X 線管と検出器は患者の頭部の周囲を回転しながら撮影される。そのため、再構成をしたデンタルパノラマ画像では頸椎及び、反対側の顎骨の影響により前歯、側顎の付近において Fig.6.1 の右図で示すように X 線の減衰の影響がみられる。この影響により、前歯、側顎付近の診断が困難になってしまう。この章では、トモシンセシス法を用いて頸椎に焦点を合わせた画像を再構成し、その画像を用いて頸椎及び顎骨の影響を補正する手法について説明する。

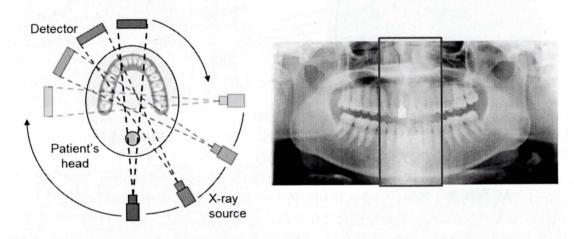


Fig. 6.1: 頸椎の影響

6.1 頸椎補正の手法

トモシンセシス法で得られた再構成パノラマ画像は、焦点面以外の情報はぼけとして影響している。つまり、頸椎のぼけが歯列に焦点を合わせたパノラマ画像に影響している。一方で、頸椎に焦点を合わせパノラマ画像を再構成した場合は、歯列がぼけとして再構成画像に影響している。そのため、頸椎に焦点を合わせたパノラマ画像を歯列に合わせたパノラマ画像に影響しているぼけに変換し処理をすることで補正を行う。Fig.6.2を用いて頸椎補正手法について説明する。

6.1.1 頸椎補正の式の展開

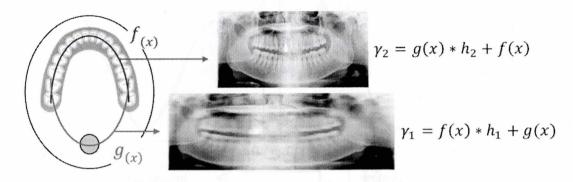


Fig. 6.2: 再構成画像のぼけの影響

x を断層面の位置とすると、Fig.6.2 のように歯列の断層面を f(x)、頸椎の断層面を g(x)、頸椎、歯列に焦点を合わせた場合のぼけ関数をそれぞれ h_1 、 h_2 、頸椎、歯列に焦点を合わせた場合の再構成画像をそれぞれ γ_1 、 γ_2 と表せるため、関係式は以下のようになる。

$$\gamma_1 = f(x) * h_1 + g(x) \tag{6.1}$$

$$\gamma_2 = g(x) * h_2 + f(x) \tag{6.2}$$

式 (6.1) と (6.2) から f(x)、g(x) について解くと、

$$f(x) = \frac{\gamma_2 - \gamma_1 * h_2}{1 - h_1 * h_2} \tag{6.3}$$

$$g(x) = \frac{\gamma_1 - \gamma_2 * h_1}{1 - h_1 * h_2} \tag{6.4}$$

となり、焦点面のみのぼけのない画像を得ることが出来る。

6.1.2 ぼけ関数の作成

 h_1 、 h_2 はそれぞれ、頸椎と歯列に焦点を合わせた場合のぼけ関数である。これらのぼけ関数は再構成断面のシフト量に依存している。つまり、それぞれのゲインカーブがぼけ関数となる。しかし、ゲインカーブは横軸がフレーム番号なので、画像の幅に合わせてスケーリングを行う必要がある。

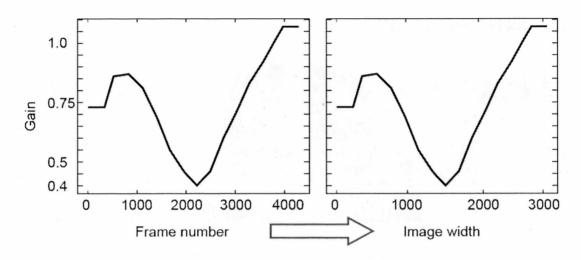


Fig. 6.3: ゲインカーブのスケーリング

6.1.3 コンボリューション方法

歯列に焦点面を合わせた画像と頸椎に焦点面を合わせた画像では、シフト量の違いから画像サイズがかなり違ってくる。また、再構成断面の形状も異なるためゲインカーブの形状も異る。そのままコンボリューションを行うと、位置がずれたままになってしまい頸椎が写っている部分が異なる。そのため、キャリブレーションファントムの垂直ワイヤが中心に映っているフレーム情報を用いて区分的かつ連続的なコンボリューションを行う。コンボリューションを行う領域の決定は Fig.6.3 のようにワイヤ間の幅をそのワイヤ間の中点のコンボリューション範囲とし、となりの領域の中点までの位置毎に補正し決定していく。そして、決定領域毎にコンボリューションを行うことで位置情報を合わせながらコンボリューションを行う。

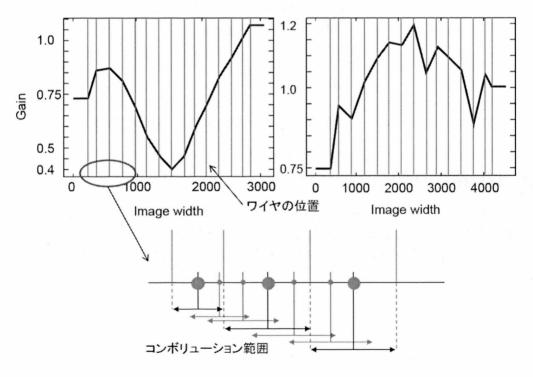


Fig. 6.4: コンボリューション範囲決定

6.2 頸椎焦点面における再構成

頸椎に焦点面を合わせて再構成を行う場合は、歯列の位置で再構成を行う場合とシフトする方向が異なる。Fig.6.5 と.6.6 を用いて説明する。歯列の位置に α と β があるとする。X 線管から遠く検出器に近い α は、拡大率が小さいため小さく撮影され角度毎に左方向に移動していく。一方 X 線管に近く検出器に遠い β は、拡大率が大きいため大きく撮影され角度毎に右方向に移動していく。

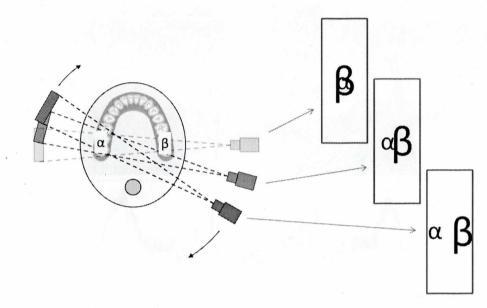


Fig. 6.5: データの映り方

Fig.6.5 のように、 α が重なるように焦点を合わせるためには、シフト方向を右方向にする必要がある。一方で、 β が重なるように焦点を合わせる場合には、シフト方向を左方向にしなければならない。したがって、再構成する断層面の形状が異なる場合にはその形状によってシフト方向を考慮する必要がある。

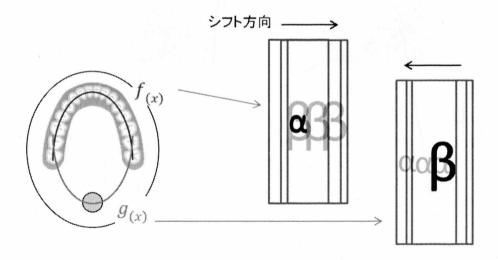


Fig. 6.6: シフト方向の違い

6.3 頸椎補正の実験結果

頸椎補正の実験結果を以下に示す。Fig.6.7に示す歯列のパノラマ画像は基準断層面を焦点面とし、Fig.6.8に示す頸椎のパノラマ画像は基準断層面の座標の正負を逆にした位置における断層面を再構成している。プロファイルは点線の位置を表しており点線のないものも全て同じ位置におけるプロファイルである。

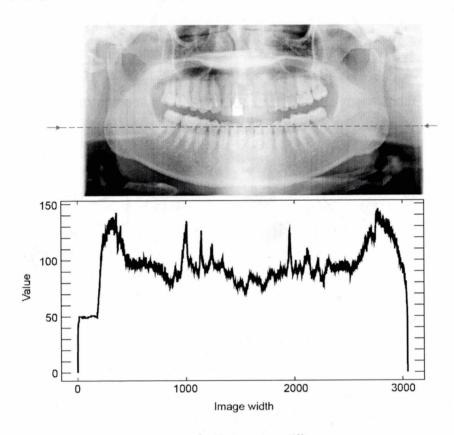


Fig. 6.7: 歯列パノラマ画像 γ_2

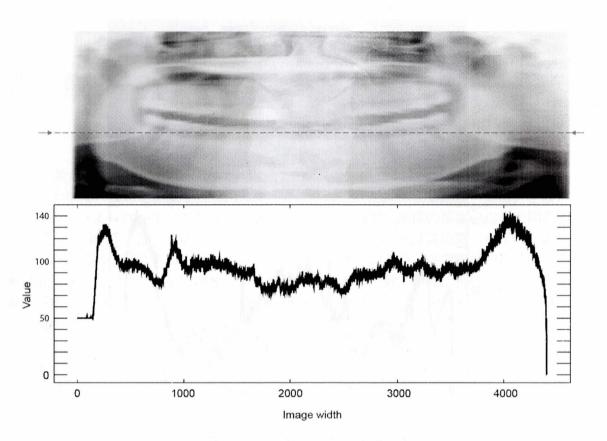


Fig. 6.8: 頸椎パノラマ画像 γ_1

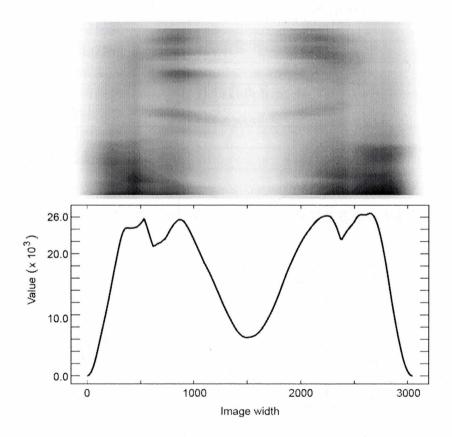


Fig. 6.9: コンボリューション画像(ボケ画像) γ_1*h_2

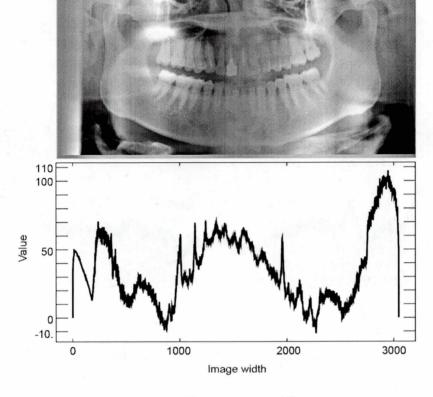


Fig. 6.10: 補正パノラマ画像 f_x

第7章 実験結果

この章では、疑似3次元再構成の実験結果を示す。実験1では、フィルタの違いから再構成画像の精度の違いを検証を行う。実験2では、エッジを検出する感度(閾値)を設定して検証を行う。より強いエッジだけを検出することで、再構成画像の精度の向上を図る。実験3では、最適断層面を決定する領域及び領域を決定するための計算領域のサイズを調整して行う。計算領域を調整することによりエッジ検出感度の向上や、決定領域の調整による最適断層面と疑似3次元の再構成画像の精度の検証を行う。実験4では、再構成する断層面の数および間隔を調整して行う。奥行き情報を組み込む範囲によって最適断層面画像や疑似3次元画像の精度の検証を行う。実験で用いるデータはPanoACT-1000で収集された投影データであり、ドライスカルファントムと人間で実験を行っている。以下に、デフォルト値となる実験条件及び、実験結果を示す。

パノラマ装置 PanoACT-1000 画素サイズ $100 \ \mu \text{m} \times 100 \ \mu \text{m}$ 検出器サイズ(画素数) 1510×56 (pixel) 投影数 4290 再構成断面数 27 再構成断面間隔 1.0 Dryskullphantom, Yamakawa Normal 被検体 高周波抽出フィルタ Sobel 最適断層面決定領域 60×30 最適断層面決定計算領域 120×60

Table 7.1: 実験条件 (デフォルト値)

デフォルト値として用いているエッジ成分抽出フィルタである Sobel オペレータを Fig7.1 に示す。

-1	-2	-1	-1	0	1
0	0	0	-2	0	2
1	2	1	-1	0	1

Fig. 7.1: Sobel オペレータ (右:垂直成分 左:水平成分)

Fig.7.2 に示すように、最適断層面を再構成するために必要である断面数を再構成断面数とし、再構成する断面の間隔を再構成断面間隔とする。デフォルト値は基準断層面から±13枚の画像を間隔 1.0mm で再構成しているため、計 27 枚 2.7cm の断層面の情報を得る。

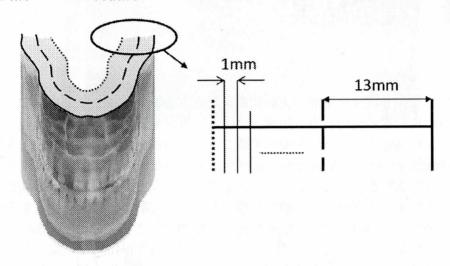


Fig. 7.2: 再構成断面数と間隔

領域設定として、断層面決定領域と計算領域の2つのパラメータがある。Fig.7.3 に示すように、断層面決定領域では高周波成分を計算する矩形領域の移動量であり、実施的な断層面を決定する矩形領域のことである。計算領域は高周波成分を計算する矩形領域である。

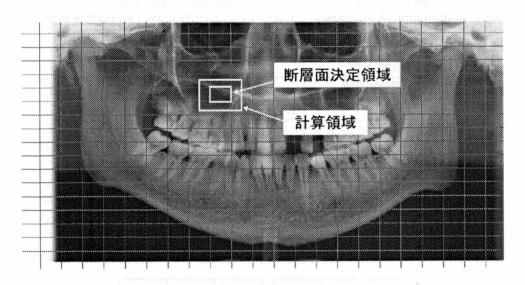


Fig. 7.3: 領域設定

以下にデフォルト値における Dryskullphantom と YamakawaNormal の基準断層面、基準断層面から ±13mm の再構成画像及び、最適断層面再構成画像と疑似 3 次元画像を示す。

${\bf Dryskull phantom}$

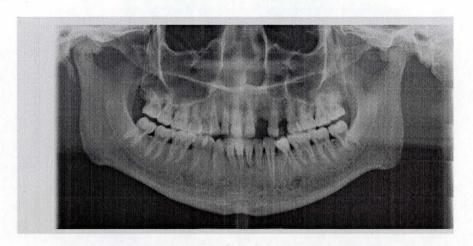


Fig. 7.4: 基準断層面再構成画像(Dryskullphantom)

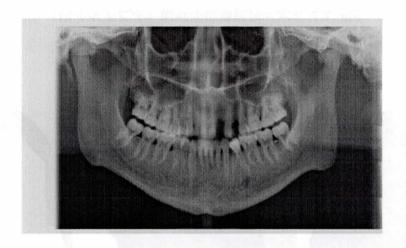


Fig. 7.5: 基準断層面-13mm 再構成画像(Dryskullphantom)

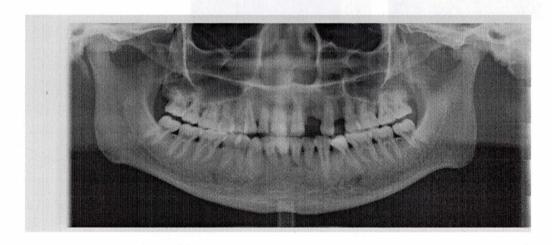


Fig. 7.6: 基準断層面+13mm 再構成画像(Dryskullphantom)

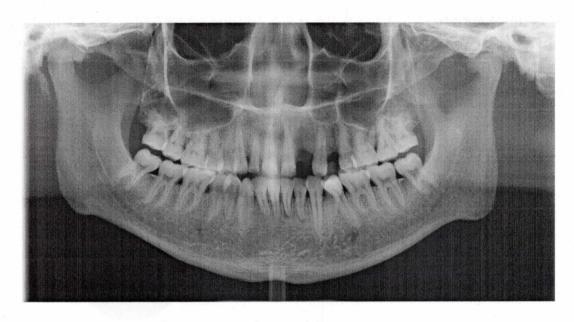


Fig. 7.7: 2次元最適断層面画像(デフォルト値)

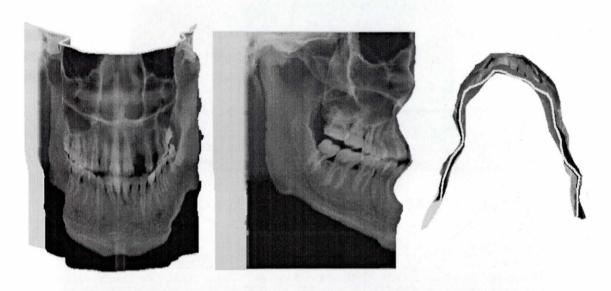


Fig. 7.8: 疑似3次元画像(デフォルト値)(左から:正面、側面、下)

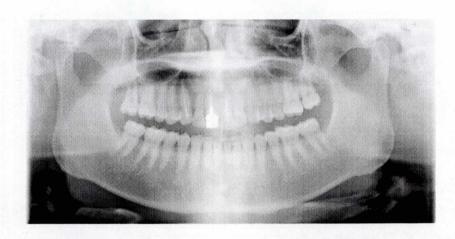


Fig. 7.9: 基準断層面再構成画像(YamakawaNormal)

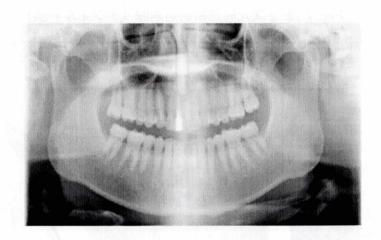


Fig. 7.10: 基準断層面-13mm 再構成画像(YamakawaNormal)

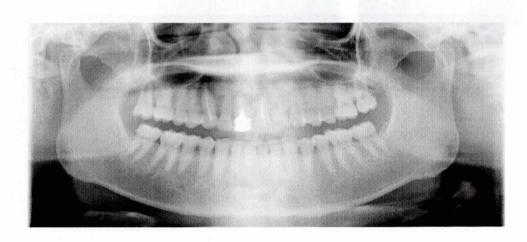


Fig. 7.11: 基準断層面+13mm 再構成画像(YamakawaNormal)

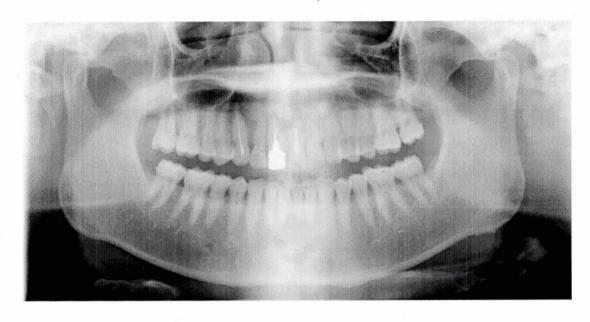


Fig. 7.12: 2次元最適断層面画像(デフォルト値)

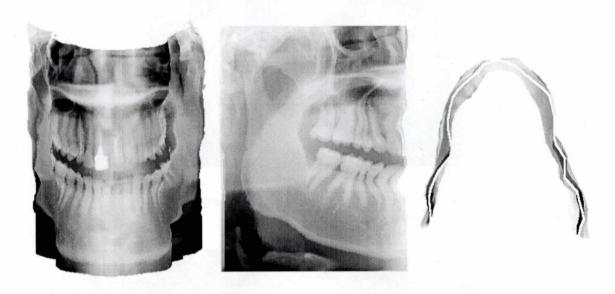


Fig. 7.13: 疑似 3 次元画像(デフォルト値)(左から:正面、側面、下)

7.1 実験1 (フィルタ設定)

実験1では高周波抽出フィルタを変えて再構成行っている。この実験で用いているフィルタは、Sobelフィルタに比べエッジ検出が弱いフィルタであるPrewittフィルタと、エッジ検出が強いフィルタで実験を行っている。以下にそれぞれのフィルタのオペレータを示す。

-1	-1	-1	-1	0	1
0	0	0	-1	0	1
1	1	1	-1	0	1

Fig. 7.14: Prewitt オペレータ (右:垂直成分 左:水平成分)

-1	-4	-1	-1	0	1
0	0	0	-4	0	4
1	4	1	-1	0	1

Fig. 7.15: エッジ検出:強フィルタ(右:垂直成分左:水平成分)

Prewitt フィルタ

${\bf Dryskull phantom}$

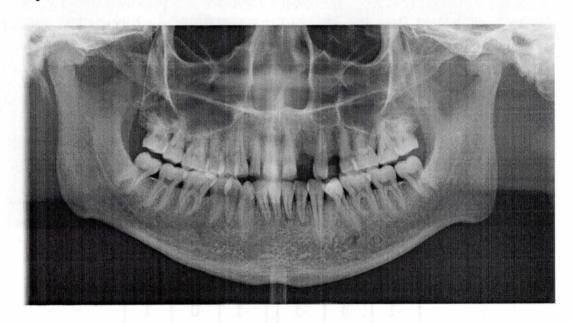


Fig. 7.16: 2次元最適断層面画像(Prewitt)

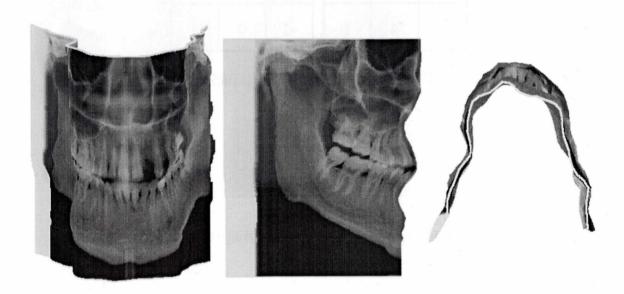


Fig. 7.17: 疑似 3 次元画像(Prewitt)(左から:正面、側面、下)

${\bf Yamakawa Normal}$

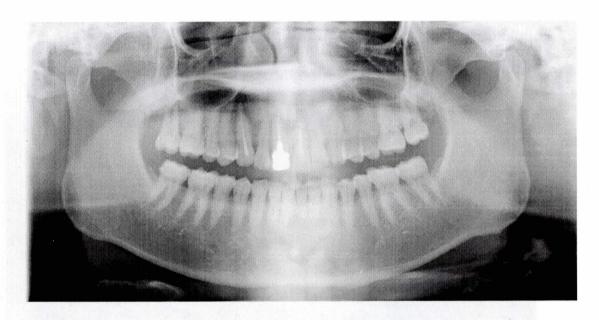


Fig. 7.18: 2次元最適断層面画像(Prewitt)

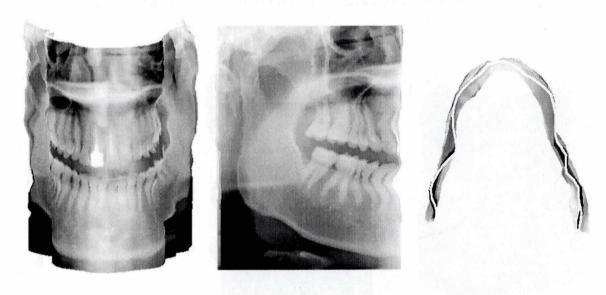


Fig. 7.19: 疑似 3 次元画像(Prewitt)(左から:正面、側面、下)

エッジ検出:強

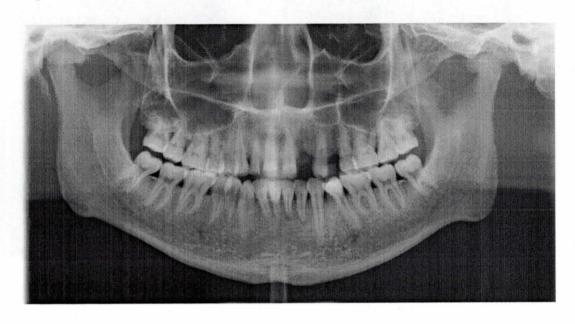


Fig. 7.20: 2次元最適断層面画像(エッジ検出:強)

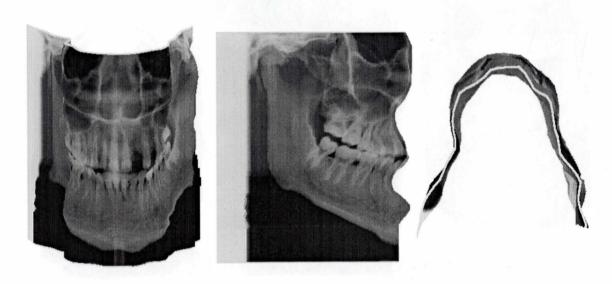


Fig. 7.21: 疑似 3 次元画像(エッジ検出:強)(左から:正面、側面、下)

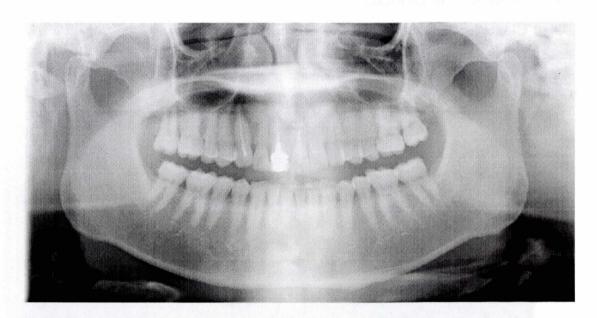


Fig. 7.22: 2次元最適断層面画像(エッジ検出:強)

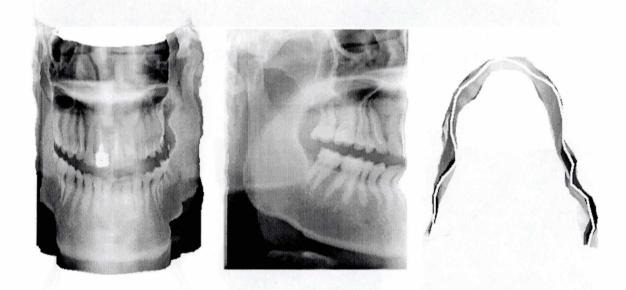


Fig. 7.23: 疑似 3 次元画像(エッジ検出:強)(左から:正面、側面、下)

7.2 実験2 (感度設定)

実験2では高周波成分を検出する感度を設定し再構成を行っている。弱い高周波成分はカットし、強い高周波成分のみを抽出する。

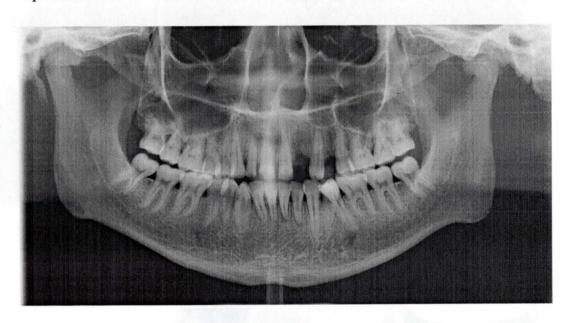


Fig. 7.24: 2次元最適断層面画像(感度設定あり)

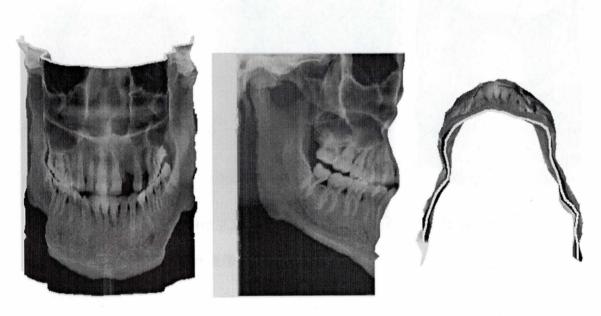


Fig. 7.25: 疑似 3 次元画像(感度設定あり)(左から:正面、側面、下)

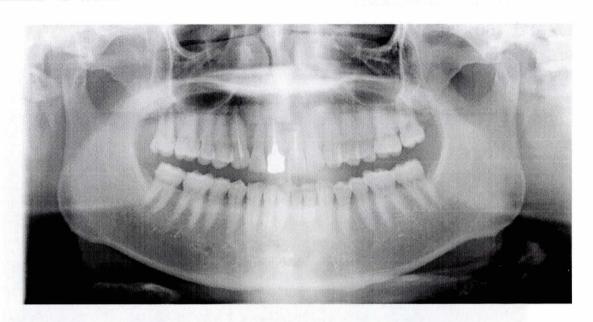


Fig. 7.26: 2次元最適断層面画像(感度設定あり)

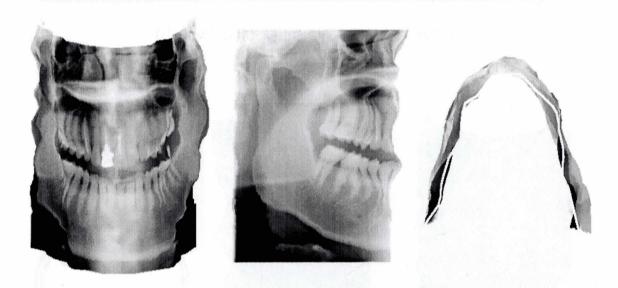


Fig. 7.27: 疑似 3 次元画像(感度設定あり)(左から:正面、側面、下)

7.3 実験3 (領域設定)

決定領域(60×30)、計算領域(60×30)

${\bf Dryskull phantom}$

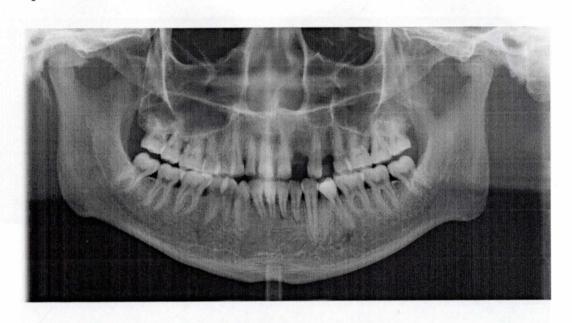


Fig. 7.28: 2次元最適断層面画像(計算領域:小)

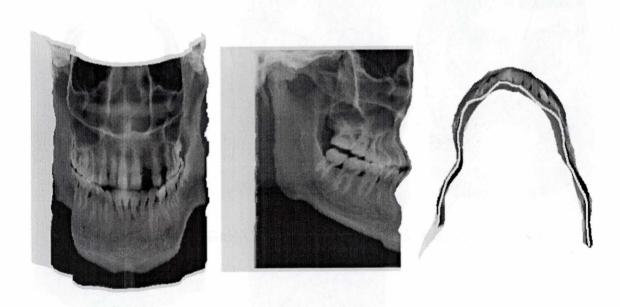


Fig. 7.29: 疑似 3 次元画像(計算領域:小)(左から:正面、側面、下)

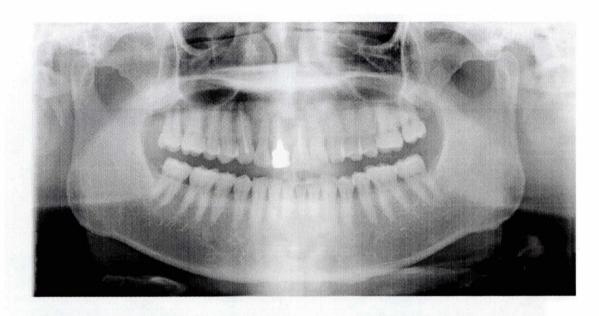


Fig. 7.30: 2次元最適断層面画像(計算領域:小)

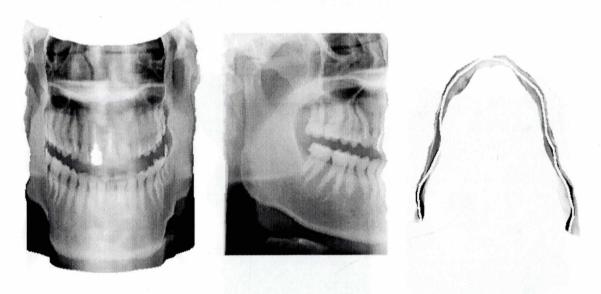


Fig. 7.31: 疑似 3 次元画像(計算領域:小)(左から:正面、側面、下)

決定領域(60×30)、計算領域(240×120)

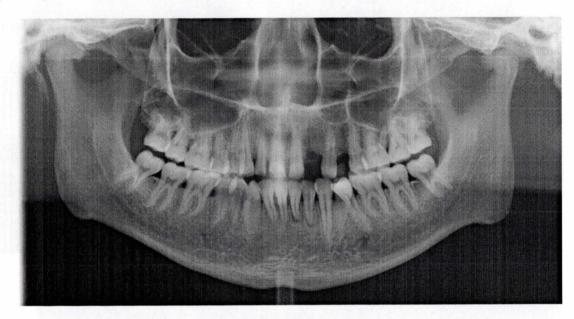


Fig. 7.32: 2次元最適断層面画像(計算領域:大)

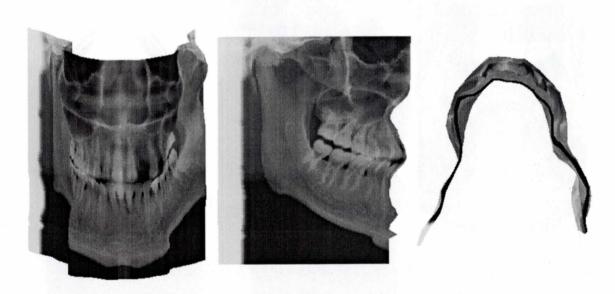


Fig. 7.33: 疑似 3 次元画像(計算領域:大)(左から:正面、側面、下)

${\bf Yamakawa Normal}$

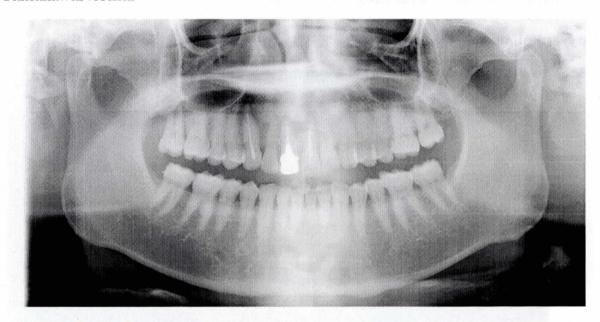


Fig. 7.34: 2次元最適断層面画像(計算領域:大)

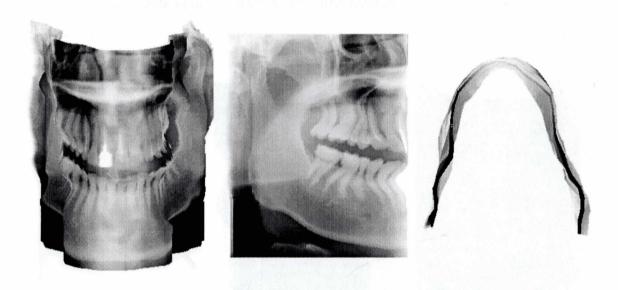


Fig. 7.35: 疑似 3 次元画像(計算領域:大)(左から:正面、側面、下)

決定領域(80×40)、計算領域(160×80)

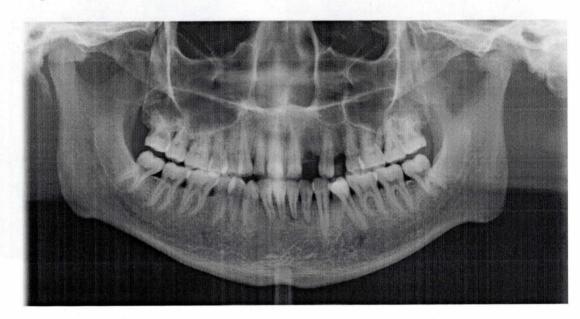


Fig. 7.36: 2次元最適断層面画像(決定領域:大計算領域:大)

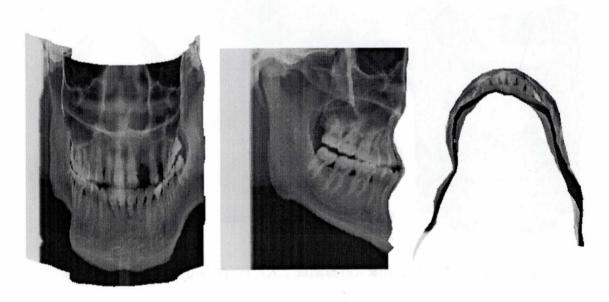


Fig. 7.37: 疑似 3 次元画像(決定領域:大 計算領域:大)(左から:正面、側面、下)

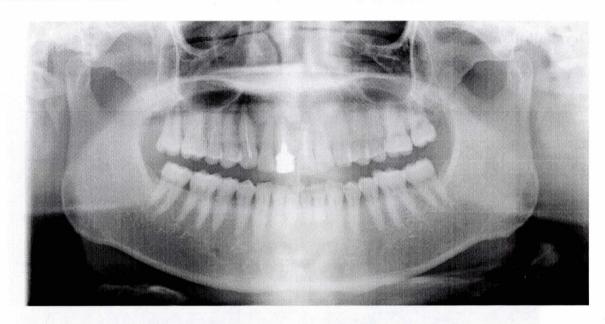


Fig. 7.38: 2次元最適断層面画像(決定領域:大計算領域:大)

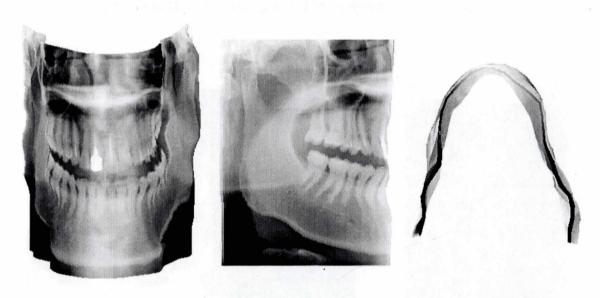


Fig. 7.39: 疑似 3 次元画像(決定領域:大 計算領域:大)(左から:正面、側面、下)

決定領域(40×20)、計算領域(80×40)

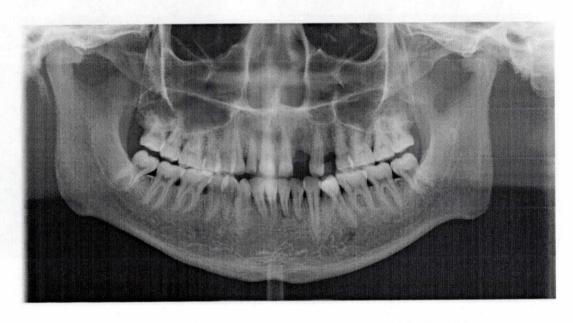


Fig. 7.40: 2 次元最適断層面画像(決定領域:小 計算領域:小)

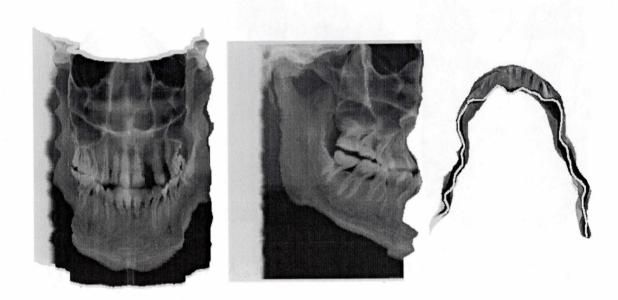


Fig. 7.41: 疑似 3 次元画像(決定領域:小 計算領域:小)(左から:正面、側面、下)

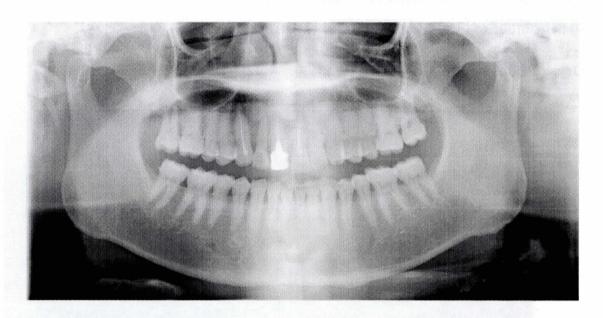


Fig. 7.42: 2次元最適断層面画像(決定領域:小 計算領域:小)

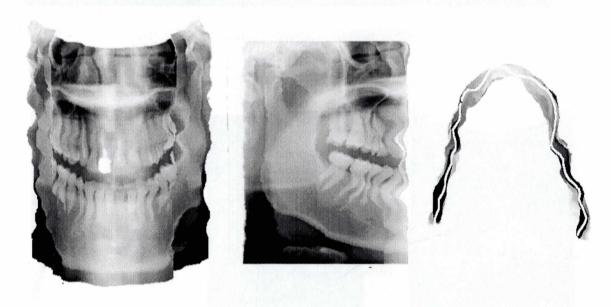


Fig. 7.43: 疑似 3 次元画像(決定領域:小計算領域:小)(左から:正面、側面、下)

7.4 実験4 (再構成断層面数設定)

再構成断面数(13)、断層面間隔(1.0mm)

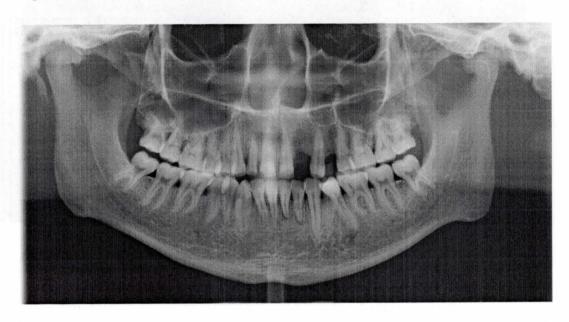


Fig. 7.44: 2次元最適断層面画像(再構成断面数:少)

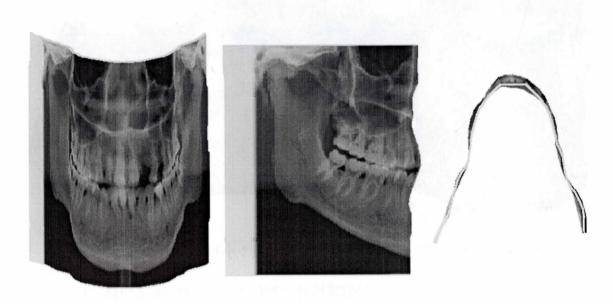


Fig. 7.45: 疑似 3 次元画像(再構成断面数:少)(左から:正面、側面、下)

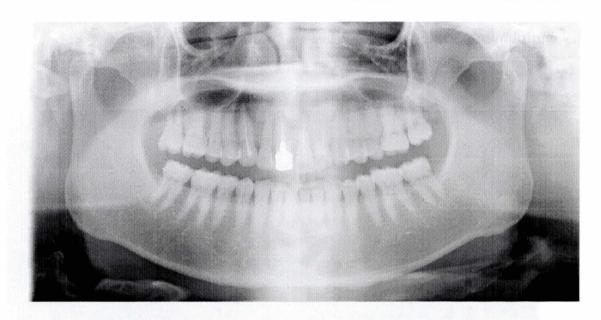


Fig. 7.46: 2次元最適断層面画像(再構成断面数:少)

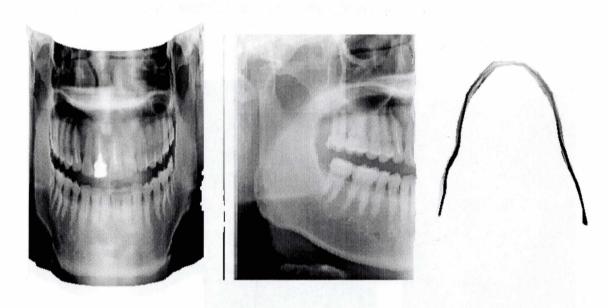


Fig. 7.47: 疑似 3 次元画像(再構成断面数:少)(左から:正面、側面、下)

再構成断面数(27)、断層面間隔(0.5mm)

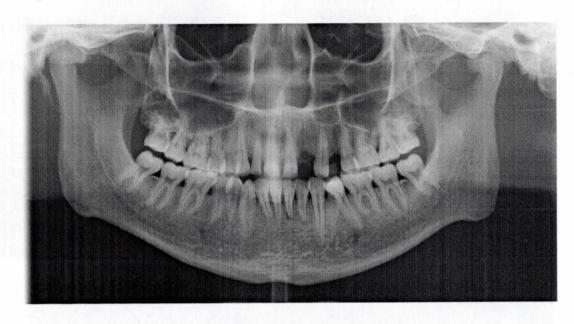


Fig. 7.48: 2次元最適断層面画像(断層面間隔:小)

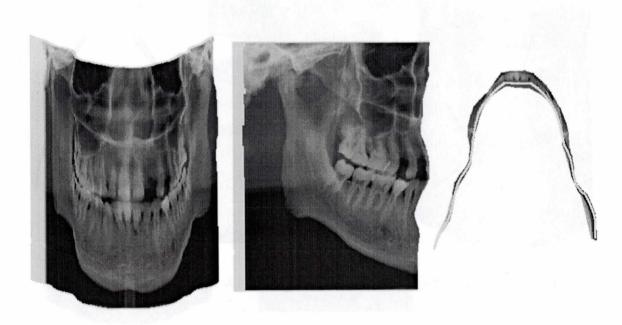


Fig. 7.49: 疑似 3 次元画像(断層面間隔:小)(左から:正面、側面、下)

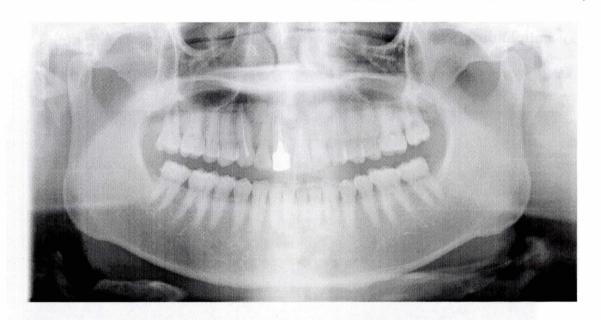


Fig. 7.50: 2次元最適断層面画像(断層面間隔:小)

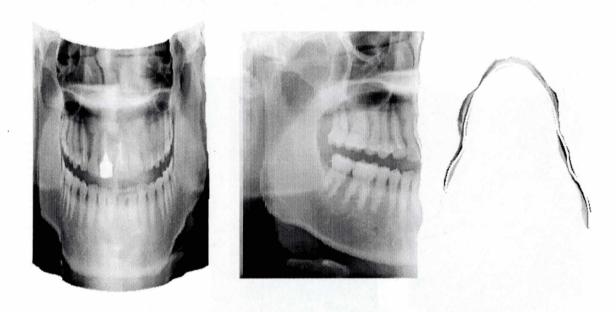


Fig. 7.51: 疑似 3 次元画像(断層面間隔:小)(左から:正面、側面、下)

再構成断面数(53)、断層面間隔(0.5mm)

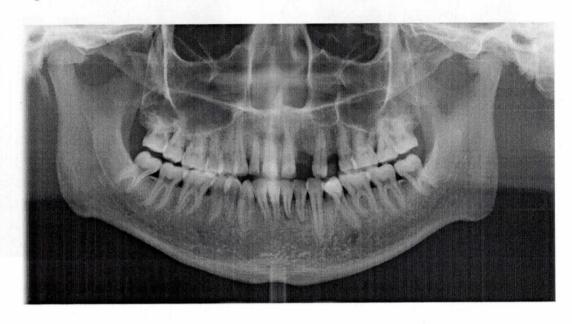


Fig. 7.52: 2 次元最適断層面画像(再構成断面数:多 断層面間隔:小)

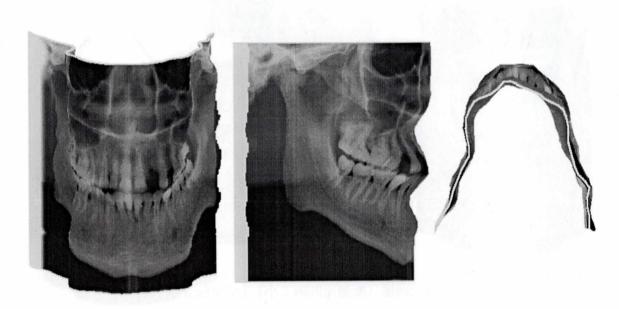


Fig. 7.53: 疑似 3 次元画像(再構成断面数:多 断層面間隔:小)(左から:正面、側面、下)

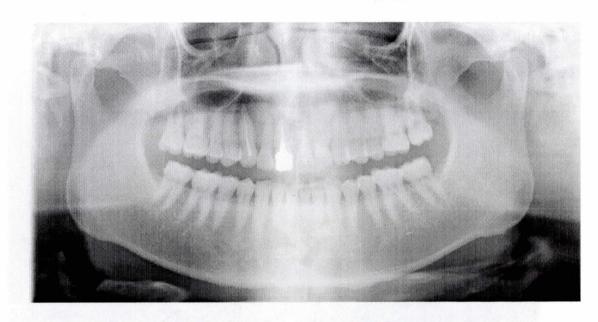


Fig. 7.54: 2次元最適断層面画像(再構成断面数:多 断層面間隔:小)

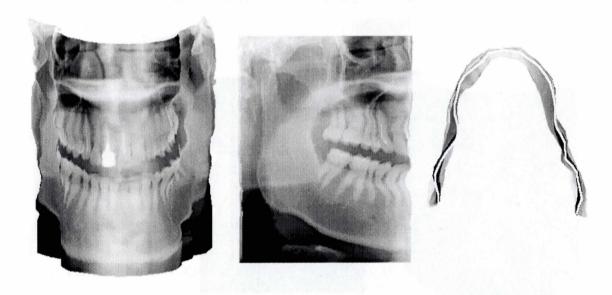


Fig. 7.55: 疑似 3 次元画像(再構成断面数:多 断層面間隔:小)(左から:正面、側面、下)

再構成断面数(53)、断層面間隔(1.0mm)

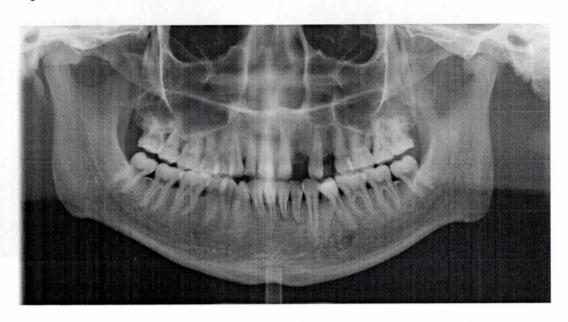


Fig. 7.56: 2次元最適断層面画像(再構成断面数:多)

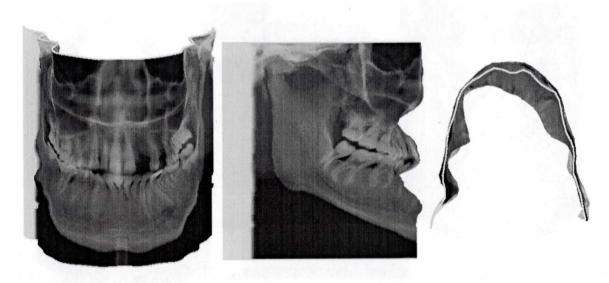


Fig. 7.57: 疑似 3 次元画像(再構成断面数:多)(左から:正面、側面、下)

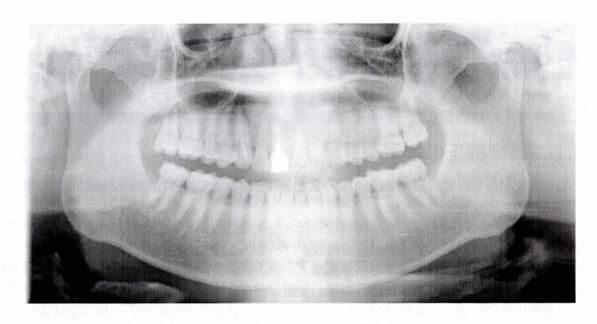


Fig. 7.58: 2次元最適断層面画像(再構成断面数:多)

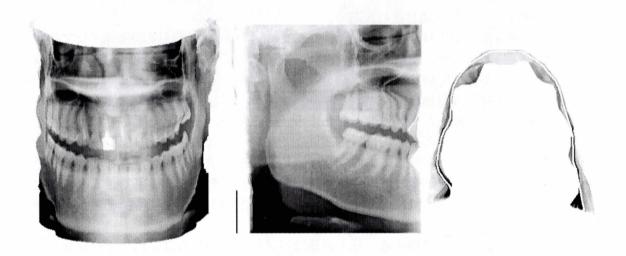


Fig. 7.59: 疑似 3 次元画像(再構成断面数:多)(左から:正面、側面、下)

第8章 考察

8.1 頸椎補正の考察

第6章で記述した頸椎補正では、パノラマ撮影で映ってしまう頸椎や反対側の顎の陰影の 影響に関して補正を行っている。

まず、頸椎に焦点面を合わせて再構成を行った画像について考察する。歯列に焦点を合わせた場合と同じフレームデータから再構成を行っているにも関わらず、Fig.6.8の画像のように頸椎の形状をしっかり把握する事が出来る。焦点面の位置座標は基準断層面の座標の正負を反対にしているだけであるため、頸椎の位置がはたして正しい位置にあるのかという検証ができていない。また、キャリブレーションによって計測した回転中心の補正項は歯列の方向に合わせて作られた項であるため、シフト方向及びゲインカーブの形状がかなり異なる、頸椎に焦点面を合わせたパノラマ画像では回転中心の補正項の値が異なってくると考えられる。そのため、頸椎方向のキャリブレーションを行う事によって正確な頸椎焦点面のパノラマ画像を再構成する事が可能となるだろう。

次にぼけ関数及びコンボリューション画像について考察する。ぼけ関数はパノラマ装置のジオメトリの関係から歯列、頸椎それぞれの画像に及ぼしているぼけを推定する事で作成されている。ぼけが影響している範囲はそれぞれのゲインカーブからわかるように位置がかなり異なっている。異なったままコンボリューションを行ってしまうと、位置情報が異なるため、ぼけの推定はかけ離れたものになってしまう。そのため、ぼけを及ぼしている範囲を特定する事が重要になってくる。そのぼけの範囲を一致させるため、キャリブレーションファントムの垂直ワイヤが中心に映っているフレーム情報を使う事で範囲を合わせている。そのため、コンボリューション画像ではぼけを及ぼしている範囲を正確に特定できていることが確認できる。頸椎部分は勿論のこと、反対側における陰影のぼけの影響も確認する事ができる。

次に、補正画像について考察する。補正画像はパノラマ画像からコンボリューション画像を引いたものに重みをかけられて作成される。頸椎の位置を観察すると、補正前に比べコントラストがつき歯列の識別をする事が容易になっているのが確認できる。プロファイルからも、頸椎の付近における減衰の影響が改善されているのがわかる。しかし、顎の陰影に関してはコンボリューション画像に映っていたにも関わらず、補正はあまりされていないように見える。また、頸椎付近においても補正されてはいるが消えるまでの補正はできていない。それらの理由としては、頸椎や顎骨の厚みの影響だと考えられる。補正により画質はかなり改善されているため、この手法は有効なものであると実証する事ができた。

8.2 パノラマ画像再構成の考察

キャリブレーションファントムを用いる事によってトモシンセシス法をデンタルパノラマ 画像の適応させ断層撮影を可能とした。画像サイズは約3000×1500の高解像度の画像であ るため、Fig.7.4~Fig.7.6、Fig.7.9~Fig.7.11 の断層面再構成画像の前歯付近の拡大画像と破線と点線の位置でのプロファイル(上:破線 下:点線)をFig.8.1 と Fig.8.2 に示す。

Dryskullphantom の断層面画像では、上の破線の位置では+13mmの画像の方が基準断層面に比べわずかにシャープになっているのがわかる。プロファイルからもわずかに高周波成分を含んでいる事を読み取ることができる。また、下の点線の位置では、基準断層面の画像がシャープに再構成されている事がわかる。特に、歯の根管の部分までくっきりと出ている事が確認できる。プロファイルからも基準断層面のエッジがしっかりでており、根管の部分も確認する事ができる。したがって、このファントムは上歯は外側に存在しており、下歯は基準断層面に位置している事がわかる。また、-13mmの画像は全体的にぼけているため、この関心領域では歯列は前方向にあることがわかる。そのため、疑似3次元画像では前歯付近では、前に出ている形となり、上歯の方が下歯より前に出ている画像となった。

YamakawaNormal は人のデータであるため、前歯付近は頸椎の影響を直接的に受けるため、画像自体にあまりコントラストがついていない。しかし、上の破線の位置では基準断層面が最もシャープに再構成されている事が確認する事ができる。下の破線の位置においても基準断層面の画像がシャープである。それぞれのプロファイルでは、わずかに、基準断層面が高周波成分を多く含んでいる事を確認する事ができる。したがって、この関心領域においては上歯も下歯も基準断層面に近い位置に存在している事がわかる。

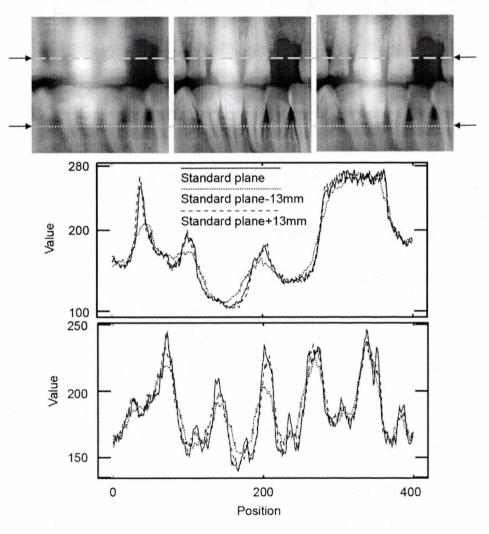


Fig. 8.1: プロファイル (Dryskullphantom)

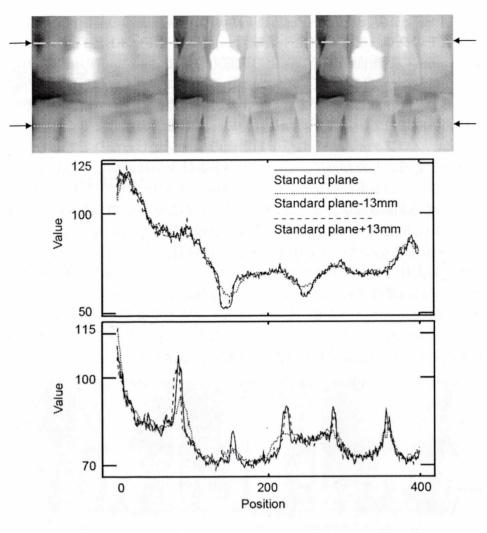


Fig. 8.2: プロファイル (YamakawaNormal)

8.3 パラメータ変化の考察

8.3.1 実験1 (フィルタ設定) の考察

エッジ検出の強度を変える事で、フィルタが最適断層面画像と疑似3次元画像に及ぼす影響を調べた。フィルタによるエッジの検出感度による再構成画像の変化はあまり見てとれない結果となった。これは、同じ形のフィルタを用いた事が原因である。エッジの値が変わったとしても、周囲のエッジとの比は変わらないからである。フィルタによる変化を観察する場合には、エッジ検出の方向や抽出する大きさなどが異なるフィルタを用いる必要がある。また、ウェーブレット変換やフーリエ変換による周波数解析によるハイパスフィルタを用いることで最適断層面決定の精度の向上を図る事ができると考えられる。

8.3.2 実験2 (感度設定) の考察

エッジ成分を計算する際に閾値処理をする事で、弱いエッジを除去して強いエッジ成分の みで最適断層面の決定を行った。その閾値はエッジ抽出フィルタをかけた画像を観察し、歯 や顎のエッジ部分の値のおおよその平均により設定を行っている。その結果、断層面の変化 が滑らかになり、位置検出の精度は向上したと考える事ができる。高周波成分を計算し最適 焦点面を決定しているが、その決定された断層面にもその他の断層面のぼけの影響があるた め、その影響が弱いエッジとしてエッジ抽出を行った画像に映っていると考えられる。その ため、それらを除去する事で計算したいエッジ成分のみで決定をすることができたので、位 置検出が向上した結果となった。

8.3.3 実験3 (領域設定)の考察

最適断層面決定領域と計算領域がどのような変化をもたらすかを観察した。計算領域を変化させた場合、歯列の位置などのエッジ成分を多く含んでいる部分による変化はあまり見られない。しかし、鼻骨の付近では計算領域を大きくした場合の方が、多くのエッジ情報を読み取ることができるため、焦点面決定の精度は上がっている結果となっている。そして、決定領域と計算領域が大きい場合では、断層面の変化が滑らかになった。これは決定領域が大きいので、断層面を決定する領域の数が少ないため滑らかになっているのだと考える事ができる。決定領域と計算領域が小さい場合では、断層面の変化が顕著に出る結果となった。小さい範囲で計算及び決定をしているので、位置によってはエッジ成分を計測するには不十分となり、誤った位置を検出し周囲の領域もそれに引っ張られたため、変化が顕著に出る結果となったと考えられる。

8.3.4 実験4 (断層面設定) の考察

再構成する断面数と間隔がどのような変化をもたらすかを観察した。断層面数が少ない場合、奥行情報が失われるため歯列の位置関係を読み取るには不十分な結果となった。また、再構成断面間隔が小さい場合では、断面数が少ない場合より奥行情報が密になっているため歯列の位置関係は読み取れるが、断層の範囲は狭まっているため、デフォルト値での再構成画像の方が良い結果と言える。断層面数が多く間隔が小さい場合では、さほど断層面の変化を読み取ることができない。これは、断層面が変化するところではその領域の周囲の断層面位置に合わせるためにスムージングを行っているため、再構成断層面間隔を小さくしても変化を見てとることができないからである。したがって、断層面数は多い方が位置情報を詳細に決定する事ができるが、断層面間隔は 1mm 程度が良いと考えられる。

第9章 まとめ

本研究では、トモシンセシス法をデンタルパノラマ画像に適応することによって、デンタルパノラマ画像の断層撮影を可能とし、最適断層面画像と疑似3次元画像の再構成を行った。高周波成分を最も含んでいる断層面画像を決定していくことで、ボケの少ない焦点が合ったオートフォーカス画像を再構成することができる。このことは、患者の歯列の形状の違いや撮影の際のポジションのずれに対しても1回の撮影で焦点の合った画像を得ることができることを示している。そして、最適断層面を再構成することで得られた3次元位置情報を用いることによってパノラマ画像の疑似3次元再構成を可能とした。その結果、歯列や顎などの3次元的位置関係を確認することができる。しかし、パノラマ画像の撮影では前歯、顎の付近の撮影の際に頸椎や反対側の顎が陰影として映りこんでしまう問題がある。この影響により焦点が合っている断層面でも、ぼけが生じてしまい、エッジの検出感度が落ちてしまう問題がある。そのため、今後の課題としてはこの陰影に対し補正処理を行う事で、疑似3次元画像の精度を上げていく必要がある。

また、本研究ではデンタルパノラマ画像の頸椎補正を行っている。トモシンセシス法によって焦点面を頸椎に合わせることで頸椎に焦点の合ったパノラマ画像を再構成することができた。歯列の焦点面と頸椎の焦点面の撮像空間の関係からそれぞれに及ぼしているぼけを計測することによって、陰影の影響を減らす補正を行った。結果としてはぼけを完全に消すことはできなかったが、前歯付近の補正における頸椎のぼけの影響を減らすことができたため、この手法の有効性は示すことができた。陰影を完全に消すことができれば最適断層面決定の精度向上にもつながるため、今後の課題となる。

謝辞

本研究にあたり、全般に渡りご指導をして頂きました尾川浩一教授、様々な的確なアドバイスをして頂きました彌富仁助手、システム開発と実験に協力して頂いた株式会社テレシステムズ山河勉氏、長岡秀行氏に心より感謝致します。

参考文献

- [1] K Ogawa, R P Langlais, W D McDavid, M Noujeim, K Seki, T Okano, T Yamakawa and T Sue, "Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method", Dentomaxillofacial Radiology (2010) 39, 47-53
- [2] Langland OE, Langlais RP, McDavid WD, DelBalso AM. Panoramic radiology (2nd edn). Philadelphia: Lea& Febiger, 1989
- [3] Grant DG. Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique. IEEE Trans Biomed Eng. 1972; 19: 20-28
- [4] Francisco EE, William CS, Hayakawa Y, Smith M, Farman AG. "Image Layer Characteristics of the PC 1000 (mark)". Oral Radiol 1997; 13: 11-21
- [5] http://www.e-radfan.com/oldsite/item/PanoACT1.pdf
- [6] 関健次,原田康雄, 岡野友宏, 尾川浩一, 山河勉, "高速データ収集可能な半導体検出器を利用したデジタルパノラマX線撮影装置(PanoACT-1000)の開発", インナービジョン, vol. 23, No. 8 pp. 98-100, 2008
- [7] Groenthuis RAJ, Webber RL, Ruttimann UE. Computerized tomosynthesis of dental tissue. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1983; 56: 206-214
- [8] Spartiots K, Pantsar T. Dental extra-oral x-ray imaging system and method. US patent 7336763, 2008.
- [9] Welander U, Shiojima M, McDavid WD, Tronje G. A general mathematical theory of rotational panoramic radiography incorporating non-rotational scanographic methods. Oral Radiol 1990; 6: 69-88
- [10] Osamu Tokuoka. The principles of panoramic tomography. Oral Radiography volume 5, Number 1, 31-38, DOI: 10.1007/BF02350100
- [11] S.I. Choi, Y.O.Park, H.S. Cho, J.E. Oh, H.M. Cho, D.K. Hong, M.S. Lee, Y.J. Yang, U.K. Je, D.S. Kim, H.K. Lee, "Development of a digital panoramic X-ray imaging system of adaptive image layers for dental applications", Nuclear Instruments and Methods and Physics Research A 652(2011) 767-770

発表論文

国際会議における発表

1. Takeru Yamada, Koichi Ogawa, Hideyuki Nagaoka, Tsutomu Yamakawa "Determining a geometry of dental x-ray system required for a pseudo three dimensional display of panoramic images" International Forum on Medical Imaging in Asia (IFMIA) 2011, Okinawa, Japan, 1/18-19, 2011