

歯科口内法 X 線撮影訓練システムの開発 —X 線画像生成シミュレーションに関する評価—

徳安 達士*・山本 元司*・岡村 和俊**・吉浦 一紀**

Development of a Training System for Intraoral Radiography —Evaluation for Simulated Intraoral Radiography—

Tatsushi TOKUYASU,* Motoji YAMAMOTO,* Kazutoshi OKAMURA,** Kazunori YOSHIURA**

Abstract This paper proposes a simulation system for intraoral radiography. The simulator we have developed enables dental students or interns to practice intraoral radiography without X-ray radiation and film costs. A system user can quickly obtain an intraoral radiograph after setting an indicator cone and film with respect to the simple dental mannequin mounted on the system. In this paper, we develop a dental-shape database from multi-slice CT images of human teeth, and formulate an algorithm to output the image of the intraoral radiograph on a computer display, where the dental-shape data, three-dimensional positional data of the indicator cone and film are input. Realistic observations of actual intraoral radiography are simulated.

Keywords: computed tomography, medical training simulator, intraoral radiography.

1. はじめに

最近、歯学生および研修医の口内法 X 線撮影技術の低下が指摘されており、このことは歯科放射線学の卒前教育における最大の課題として考えられている[1]。口内法 X 線撮影とは、まず、診断すべき歯に対して適切な位置と角度に縦 30 mm×幅 40 mm の小型 X 線フィルム（以下、フィルム）を患者の口腔内に固定する。フィルムの固定は患者自身が指で行う。続いて、歯とフィルムの位置関係を考慮し、X 線照射指示コーン（以下、指示コーン）を口外の適切な位置に設置する。その後、X 線を照射すると、フィルムには歯の透視投影像が記録される。本撮影技法には、例えば、幼児のような骨格が未発達な患者のように、患者の個体差が撮影に大きく影響してくる場合が多く、熟練医でも撮影が困難な症例は少なくない。

近年の口内法 X 線撮影法の一般的な指導は、以下の手順で行われている。

- (I) X 線撮影理論の習得。
- (II) 人骨入り模型 (DXTTR-11 (RINN Inc.) 等) を用いた撮影実習 (図 1 参照)。
- (III) 患者撮影実習。

カリキュラムに組み込まれた講義外の時間帯での撮影練習を希望する学生には、主に模型を使った撮影実習を行わせている。但し、撮影実習は指導医の監視下で行うことが義務付けられている。そのため、歯学生の中には卒業までに十分な実習時間を確保できていない者もいることが考えられ

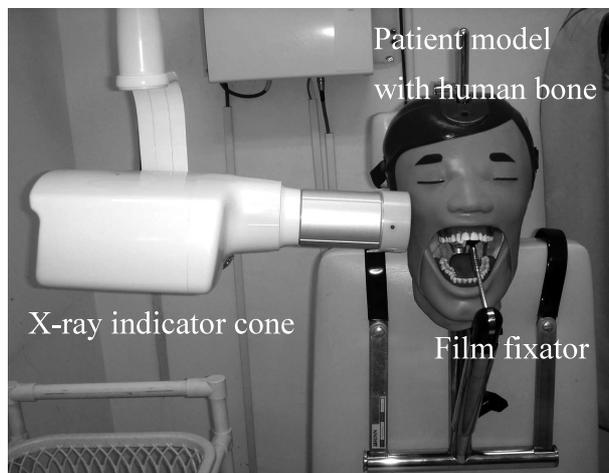


図 1 従来の人骨模型による口内法 X 線撮影訓練装置
Fig. 1 Conventional intraoral radiography training environment with human bone.

生体医工学シンポジウム 2005 発表 (2005 年 9 月, 大阪)
2005 年 7 月 22 日受付, 2005 年 9 月 30 日改訂
Received July 22, 2005; revised September 30, 2005.

*九州大学工学研究院知能機械システム部門

Departments of Intelligent Machinery and Systems, Faculty of Engineering, Kyushu University

**九州大学歯学研究院口腔画像情報科学教室

Department of Oral & Maxillofacial Radiology, Faculty of Dentistry, Kyushu University

る。

口内法 X 線撮影実習における写損の主な理由は、(a) 目的の歯がフィルム内に入っていないこと、(b) X 線画像の歯に著しい伸び縮みがあることである[1]。つまり、これらのことは学生らにフィルムと指示コーンの正しい位置付けの理論と技術が十分に備わっていないということの意味する。学生は1度の撮影に、指示コーンとフィルムの位置決めで3分程度を要する。また、フィルムの現像には5分程度の時間を要するので、従来の口内法 X 線撮影訓練の時間効率は低いといえる。

従来訓練方法の非効率性を克服するために、口内法 X 線撮影教育を目的としたシミュレーションシステムが報告されている[2-4]。しかしながら、これらのプログラムには、訓練者自身による口腔内へのフィルムの位置付けが訓練要素として含まれておらず、撮影実習と同等の訓練環境を提供するには至っていない。そこで本研究は、臨床実習と同様に、訓練者による指示コーンとフィルムの位置付けを訓練要素とした口内法 X 線撮影訓練システムの開発を行う。本システムは、訓練者が指示コーンとフィルムを患者モデルに位置付けるだけで、これらの位置関係が生み出す口内法 X 線画像を即座に PC 上に提示する機能を持つ。本システムが確立されたならば、撮影訓練効率が飛躍的に向上し、フィルムや現像コストが不要になるだけでなく、訓練に伴う X 線被曝問題も解決される。また、将来的には口内法 X 線撮影実技試験機としての利用も期待される。

通常、指示コーンの三次元位置と姿勢は、受動的な機構を持つ支持アームによって定められる。つまり、指示コーンの位置姿勢は、支持アームの各関節に角度センサを組み込む、もしくは位置姿勢を特定する六軸リンク機構などを用いることにより容易に計測が可能である。また、フィルムに対しても同様な方法を用いることで位置姿勢の計測は可能となる。よって、本研究がシステム構築のために解決すべき課題は、歯、指示コーン、フィルムの位置関係が生み出す口内法 X 線画像を推定し、PC 画面上に出力することである。今回、本研究はテストランのために PHANToM Omni (Sensable, Inc. 以下、PHANToM) [5] を用いることによって指示コーンとフィルムの位置姿勢計測を行うこととした。

これまでに報告されている口内法 X 線撮影シミュレーションシステムに関する文献[2-4]では、X 線画像再生手法に関する具体的な定式化はなされていない。本論文では、指示コーンとフィルムの三次元的な位置を入力とし、これに加えて、上顎のマルチスライス CT 画像より構築した歯の三次元形状データベースを用い、歯とフィルムと指示コーンの幾何学的関係が生成する口内法 X 線画像を PC 画面上に出力するアルゴリズムを定式化したので、これらについて述べる。最後に、実際に撮影された4枚の口内法 X 線画像とシミュレーション画像とを比較することで提案

した口内法 X 線画像生成法の有効性について検討する。

2. 方 法

2.1 システム構成

図2に本研究が開発した口内法 X 線撮影訓練システムの外観を示す。本システムは Simple Manikin 2 (Nissin Dental Products Inc.)、2台の PHANToM、ノート PC (Dell Inspiron 6000, CPU: Pentium M 1.85 GHz, memory size: 2GB, video card: Radeon X300) によって構成される。PC の OS は WindowsXP SP2 (Microsoft Inc.) であり、開発環境は VisualC++ .NET (Microsoft, Inc.) である。各 PHANToM のエンドエフェクタ先端には、指示コーンを模擬した円筒 (外径 83.5 mm, 内径 60 mm, 長さ 180 mm) と実際に使用されている X 線フィルム (30 mm × 40 mm) をそれぞれ固定し、指示コーンの位置姿勢およびフィルムの位置姿勢は実時間計測される。一般的な口内法 X 線撮影装置の指示コーンは5自由度 ($i_x, i_y, i_z, i_{pitch}, i_{yaw}$) であり、本システムでは指示コーンの支持アームに5自由度の制限を設けている。フィルムは6自由度 ($f_x, f_y, f_z, f_{roll}, f_{pitch}, f_{yaw}$) である。但し、 i は indicator cone, f は film の略称である。

2.2 歯列弓形状データベースの構築

マルチスライス CT (Aquilion TSX-101A, 東芝メディカル(株)) を用い、表1の条件において、人骨入り模型 (DXTTR-11, RINN Inc.) の上顎歯列弓を撮影し、53枚の CT 画像を得た。続いて、計算時間削減のために、全画像

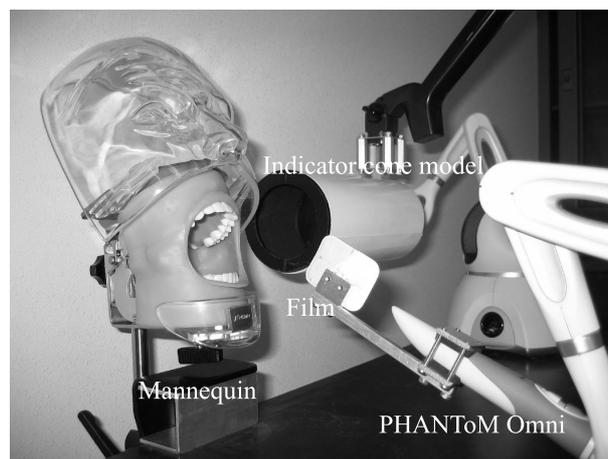


図2 口内法 X 線撮影訓練システムの外観図
Fig. 2 Overview of intraoral radiography training system.

表1 CT 撮影条件パラメータ
Table 1 Parameters for CT scanning.

Tube voltage	100 mA
Tube current	120 kV
Slice thickness	0.5 mm
FOV	127.5 mm

に対して、歯列弓のみトリミングすることで画像サイズを 270 pixel×260 pixel とした。通常、CT 画像は 12-bit の DICOM 形式で保存される。本研究ではシミュレーション結果を OpenGL を用いて画面上に出力するために 12-bit の DICOM 形式を 8-bit の PGM 形式に変換した。これらの画像に対して、画像のグレー・スケールを示す階調値 140 を閾値として設け、閾値処理を行った。ここでは、階調値が閾値以下であれば階調値をそのまま残し、閾値より大きければ階調値を 255 とした。但し、閾値は CT 画像に依存する値である。図 3(a) に処理前の画像と図 3(b) に処理後の画像を示す。また、図 3 において、ピクセルサイズは約 0.25 mm×0.25 mm であるのに対し、CT のスライス厚は 0.5 mm である。本研究では歯列形状データの分解能を向上させるために、各画像間を線形補間することでスライス幅を 0.25 mm とし、画像数を 106 枚へと補充した。こうして得た 106 枚の画像データを、プログラム開始時に読み込

み、その際、各画像の階調値は三次元配列 $\mathbf{A}_{\text{Film}}[i][j][k]$ ($i=1 \sim 270, j=1 \sim 260, k=1 \sim 106$) に格納する。三次元配列 \mathbf{A}_{Film} の i, j, k 成分をそれぞれ直交座標系の x, y, z 軸成分と考えることで、上顎歯列弓を三次元空間上に構築することができる。

2・3 X 線画像生成手法

本節では、指示コーン、およびフィルムの三次元位置姿勢データを入力とし、口内法 X 線画像の二次元画像を出力とする口内法 X 線画像生成アルゴリズムを構築する。始めに、PHANToM が計測する指示コーンの三次元位置を X 線照射原点とし、 $\mathbf{O}(i_x, i_y, i_z)$ で定義する。また、指示コーンの姿勢を $(i_{\text{pitch}}, i_{\text{yaw}})$ として定義する。フィルムを中心位置を $\mathbf{C}(f_x, f_y, f_z)$ とし、姿勢を $(f_{\text{roll}}, f_{\text{pitch}}, f_{\text{yaw}})$ として定義する。

口内法 X 線撮影は、指示コーン・歯・フィルムを三次元的に配置し、硬組織を透過する X 線量から画像を得ている。つまり口内法 X 線画像には X 線照射原点からの歯の透視投影像が記録されている。透視投影変換とは、遠近感(遠くのは小さく、近くのは大きく表示)を表現する変換法である。本システムの指示コーン内径は 6 cm であり、X 線照射点を指示コーン先端部から 20 cm 底の中心位置と定めた。以下において、口内法 X 線画像生成アルゴリズムについて述べる。

図 4 は X 線照射原点・歯・フィルムの位置関係を示した概略図である。歯を構成する任意の点 $\mathbf{T}(T_{xi}, T_{yj}, T_{zk})$ がフィルム上の点 $\mathbf{F}(F_x, F_y, F_z)$ に透視投影された場合、点 \mathbf{T} の階調値 $\mathbf{T}_{ijk} (= \mathbf{A}_{\text{Teeth}}[i][j][k])$ は点 \mathbf{F} の階調値として積算される。図 4 では、理解を簡単にするために X 線照射原点 \mathbf{O} とフィルムを中心点 \mathbf{C} の y 座標を一致させている。

図 4 において、フィルムを含む二次元平面 Q を考える。

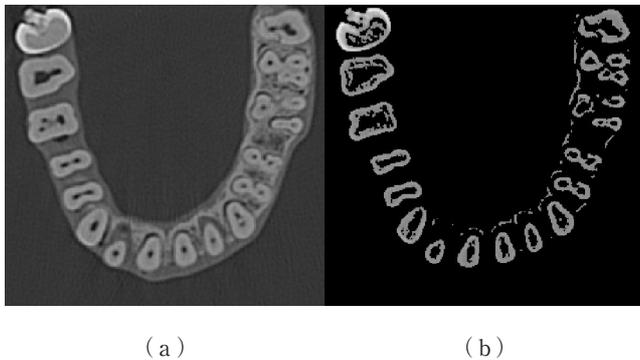


図 3 閾値処理前後の歯の画像
(a) 画像処理前, (b) 画像処理後.

Fig. 3 Dental images before and after threshold level processing.
(a) Before, (b) After.

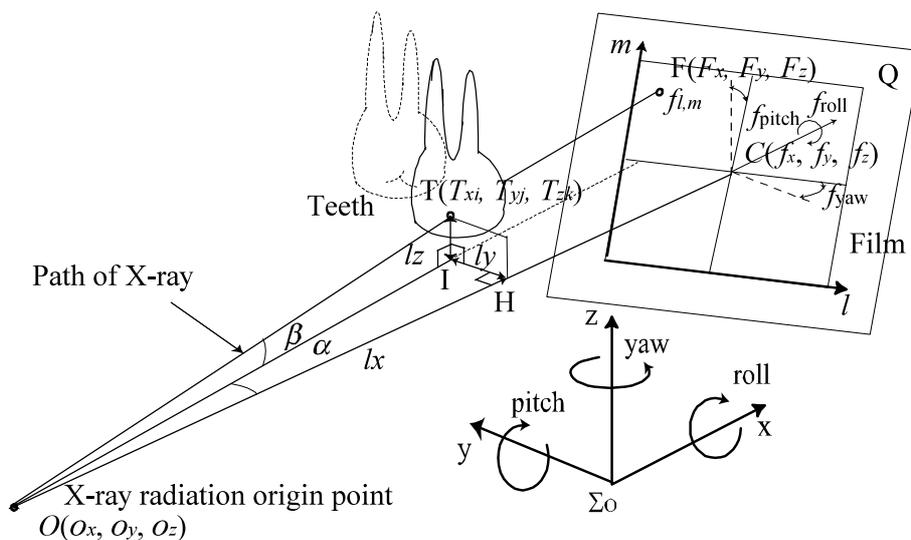


図 4 X 線照射原点、歯、フィルムの幾何学的関係を示した概略図

Fig. 4 Schematic diagram of geometric relationship between the origin of X ray, teeth, and film model.

平面 Q の重心点はフィルムの中心点 $C(f_x, f_y, f_z)$ と等しいとする。点 F は X 線照射原点 O と歯の任意点 T を結んだ直線と平面 Q との交点である。X 線照射原点 O とフィルムとの距離を \overline{OC} とし、図 4 に示すように点 I, 点 H を定義し、 $\overline{OH}=lx$, $\overline{IH}=ly$, $\overline{TI}=lz$ とすると、これらは式(1), (2), (3)となる。また、 $\angle IOH=\alpha$, $\angle IOT=\beta$ はそれぞれ式(4), (5)のように導かれる。フィルム上の点 F_y , F_z は式(6), (7)で導かれる。歯の全ての点 T, すなわち歯列弓形状データベースの全データ $\mathbf{A}_{Teeth}[i][j][k]$ ($i=1\sim 270, j=1\sim 260, k=1\sim 160$) に上記の計算を適用すると、平面 Q には二次元の口内法 X 線画像が描かれる。このとき、平面 Q を中心軸周りに f_{roll} 分だけ回転変換を施す。上記までで、フィルムの姿勢 ($f_{roll}, f_{pitch}, f_{yaw}$) は考慮されたこととなる。

次に、フィルムを二次元配列 $\mathbf{A}_{Film}[l][m]$ ($l=1\sim 116, m=1\sim 155$) として定義し、フィルム上の各階調度を $f_{l,m}$ で表す。上記の一連の手続きを $Xray_proc()$ と表記すれば、 $Xray_proc()$ の入出力関係は式(8)となる。最後に $\mathbf{A}_{Film}[l][m]$ に積算された階調値を 8-bit の 256 階調に変換するために $\mathbf{A}_{Film}[l][m]$ を定数で割ると式(9)が得られる。 \mathbf{A}_{Film} の各要素を階調値とみなし、116 pixel \times 155 pixel の平面上に OpenGL を用いて描画すると、PC 画面上に口内法 X 線画像を描画することができる。但し、二次元配列 \mathbf{A}_{Film} の要素数は使用する PC のモニタ解像度に依存する。

$$lx = T_x - x_o \tag{1}$$

$$ly = T_y - y_o \tag{2}$$

$$lz = T_z - z_o \tag{3}$$

$$\alpha = \tan^{-1}(ly/lx) \tag{4}$$

$$\beta = \tan^{-1}(lz/lx) \tag{5}$$

$$F_y = \overline{OC} \sin \alpha / \cos(\alpha + f_{yaw}) \tag{6}$$

$$F_z = \overline{OC} \sin \beta / \cos(\beta + f_{pitch}) \tag{7}$$

$$f_{l,m} = Xray_proc(T_{i,j,k}, T_{xi}, T_{yj}, T_{zk}, O_x, O_y, O_z, O_{pitch}, f_x, f_y, f_{roll}, f_{pitch}, f_{yaw}) \tag{8}$$

$$\mathbf{A}_{Film}[l][m] = \sum_{i=1}^{270} \sum_{j=1}^{260} \sum_{k=1}^{106} f_{l,m} / \text{Const} \tag{9}$$

指示コーンの姿勢 (i_{pitch}, i_{yaw}) は X 線照射方向を決めるものであり、これによってはフィルム上に X 線が照射される部位とされない部位が出てくる。X 線が照射されなかった所は、いわゆるコーンカットと呼ばれる何も写らない部分となる。コーンカットの提示は、本論文の趣旨とは異なるので議論しないこととする。一方、フィルムの角度 ($f_{roll}, f_{pitch}, f_{yaw}$) は式(6), (7)に示されるように、投影される像の伸び縮みに大きく影響する。

2.4 アルゴリズムの検証

上記までに提案した口内法 X 線画像生成アルゴリズムについて、その有効性について検討する。第一大臼歯の 3 本に分れた歯根先尖部の距離が 20 pixel (=5 mm) であることを考慮し、図 5(a)に示すように 20 pixel 間隔に白色に dot された phantom 画像と図 5(b)の全ピクセル階調値が 255 の画像を作成した。図 5(b)の画像を z 軸方向に並べ、5 枚おきに図 5(a)の画像を挿入すると、図 5(c)のように 5 mm 間隔で白点が配置された立方格子が形成される。続いて、図 6 に示すように点 C(-250, 30, 15) の位置に X 線照射原点を定め、フィルム中心点を F(100, 30, 15) に固定する。また、フィルムのローカル座標系 Σ_F をフィルム中心に定義し、フィルムの姿勢角を ($f_{roll}, f_{pitch}, f_{yaw}$) で定義する。

立方格子状に配置された白色点のうち 8 点で構成される

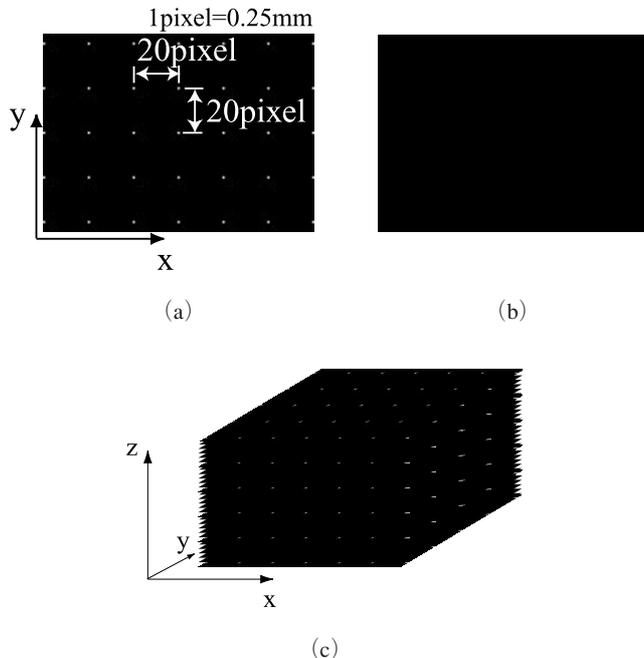


図 5 (a) 格子状にドットされた phantom 画像, (b) 階調値 0 の phantom 画像, (c) phantom 物体の画像
 Fig. 5 (a) Phantom image dotted in a reticulated pattern, (b) Zero gray-scale phantom image, (c) Graphical image of phantom object.

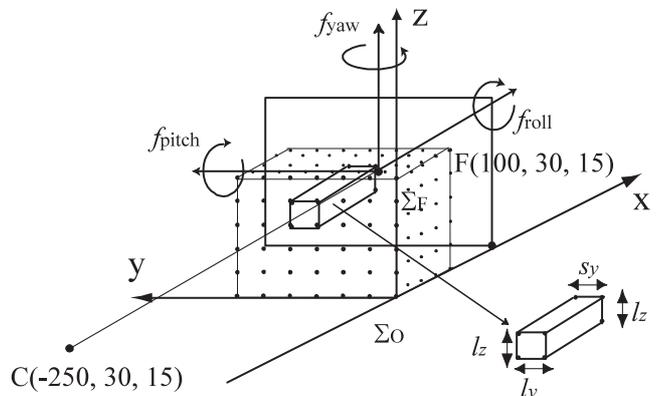


図 6 X 線画像生成アルゴリズムの評価のためのシミュレーション環境の模式図
 Fig. 6 Schematic diagram of the simulation environment for evaluating the X-ray photographic algorithm.

四角柱に着目し、これが歯に代用されるものとする。四角柱のサイズは 30 mm×5 mm×5 mm である。また、四角柱の各辺の長さを図 6 のように表記する。フィルムの姿勢角 (f_{roll} , f_{pitch} , f_{yaw}) をすべてゼロとし、2・3 節で示した口内法 X 線画像生成アルゴリズムを適用して得られた画像を図 7 に示す。フィルム姿勢角 (f_{roll} , f_{pitch} , f_{yaw}) の透視投影像への影響を定量評価するために、 f_{pitch} を 5 deg ずつ回転させて描いた画像から、フィルムの f_{pitch} 角によって変化する l_z , s_z の長さを pixel 単位 (1 pixel=0.25 mm) で測定した。

2・5 X 線写真との比較による検証

2・3 節で提案した口内法 X 線画像生成アルゴリズムを 2・2 節で構築した上顎形状データベースに適用することで得られるシミュレーション画像について評価を行う。評価のために、人骨入り模型の右上顎第一大臼歯を診断目的として二等分法によって撮影した 4 枚の X 線画像を用意した。

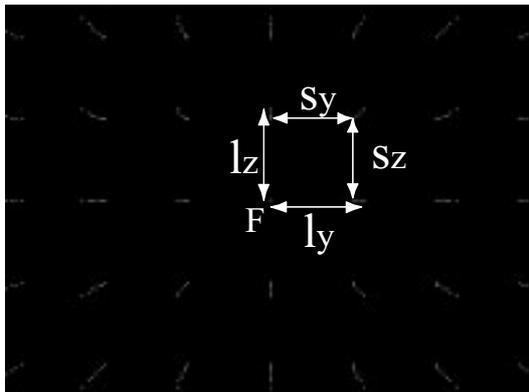


図 7 phantom 画像の透視投影図

Fig. 7 Graphical image of perspective projection of phantom image.

二等分法とは、フィルムを歯と接触させて固定し、歯軸とフィルムとのなす角度の二等分線に対して直角に X 線を照射する撮影手法である。図 8 は撮影した際の指示コーンと歯の配置関係を示したものであり、矢印は指示コーンの向きを示している。なお、図 8(a) は顎歯列弓を正面から、図 8(b) は真上から見た図である。但し、今回は、シミュレーション画像の評価を目的とするため、シミュレーションの構図をできるだけ実際の構図に近づけるように、指示コーンとフィルムの位置決めをキーボード入力で行った。

3. 結 果

2・4 節で行った口内法 X 線画像生成アルゴリズムの検証結果を理論値と共に図 9 に示す。図 9 の全ての測定値について、理論値との誤差が 0.25 mm 以上となることはなかった。同様に、 f_{yaw} , f_{roll} についても計測を行い、理論値との一致を確認した。以上により、提案した口内法 X 線画像生成アルゴリズムの有効性を示した。

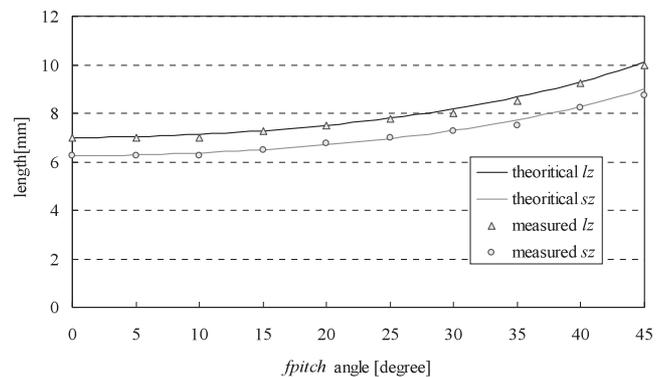


図 9 フィルム姿勢の X 線画像への影響の評価結果

Fig. 9 Evaluation results of influence of film posture to X-ray photographic image.

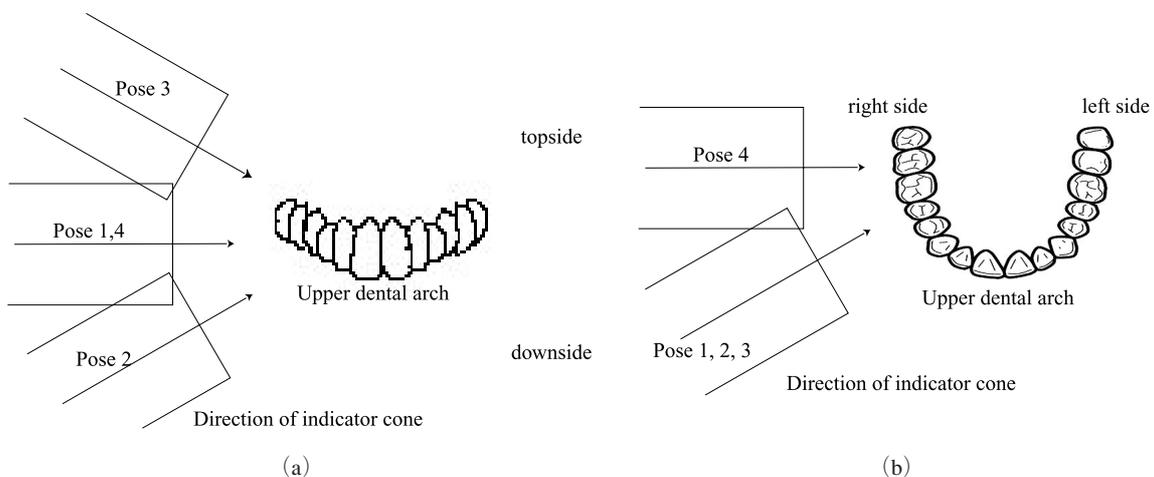


図 8 歯列弓と指示コーン方向の位置関係 (a) 正面図, (b) 上から見た図。

Fig. 8 Positional relationship between dental arch and indicator cone. (a) Front view, (b) Overhead view.

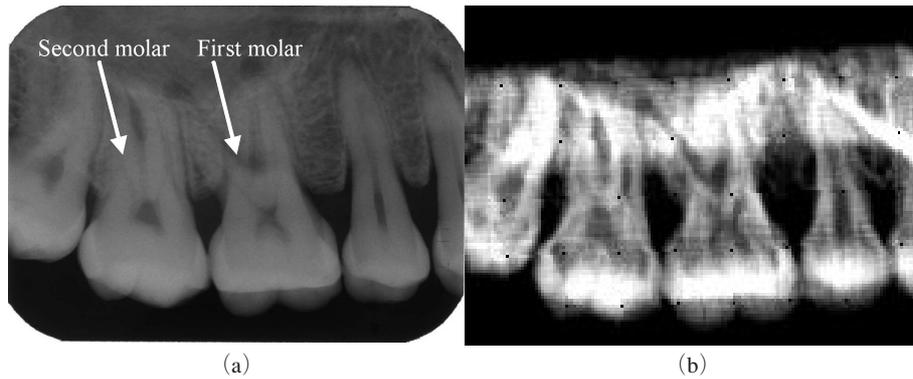


図 10 姿勢 1 に対するシミュレーション結果
(a) 実際の画像, (b) シミュレーション画像.

Fig. 10 Simulation results for pose 1.
(a) Actual image, (b) Simulated image.

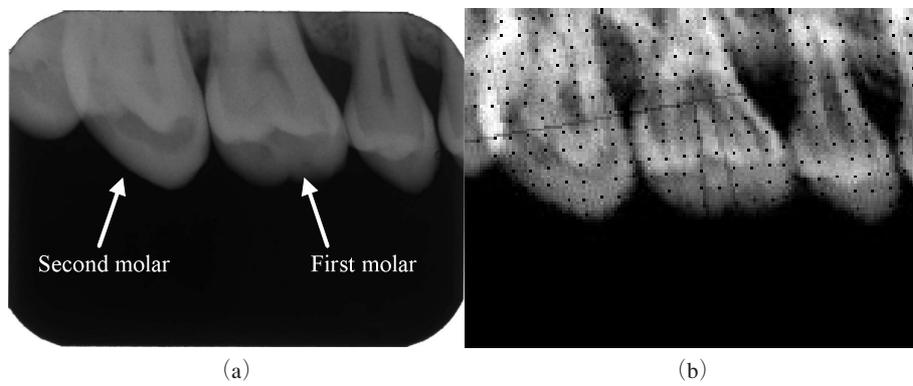


図 11 姿勢 2 に対するシミュレーション結果
(a) 実際の画像, (b) シミュレーション画像.

Fig. 11 Simulation results for pose 2.
(a) Actual image, (b) Simulated image.

次に、図 8 に示した Pose 1～4 の構図で撮影された X 線画像をそれぞれ図 10(a)～図 13(a) に示し、それぞれに対応するシミュレーション画像を図 10(b)～図 13(b) に示す。図 10 は右上顎第一大臼歯を診断する際の基本画像となる成功例である。図 11 は指示コーンの先端を必要以上に上向きに設定して写損した例である。図 12 は、図 13 とは逆に、指示コーンの先端を下向きに設定して写損した例である。図 13 は指示コーンを奥歯側（遠心側）に位置付けてしまい、第一大臼歯と第二大臼歯が重なって映った画像である。

4. 議 論

口内法 X 線撮影教育において重要なことは、指示コーン・歯・フィルムの位置関係がフィルムに写る像にどのように作用するかを理解させることである。つまり、口内法 X 線撮影技術の向上のためには、X 線撮影原理を理解し、実際に撮影を繰り返すことで、理論と感覚とを結びつけることが重要であると考えられる。

本研究は、訓練者が実際と同様に指示コーンとフィルム

の位置付けを行い、X 線とフィルムを利用せずにコンピュータ上に口内法 X 線画像を提示する訓練システムの開発を行うものであり、本論文では、口内法 X 線画像生成アルゴリズムについて提案し、これについて評価を行った。

提案した口内法 X 線画像生成手法では、X 線照射原点と歯を直線で結び、直線とフィルムの交点を投影点として定義することで歯の透視投影像を得た。図 9 において、phantom 画像を利用し、フィルム姿勢角度による像の伸び具合を定量的に評価し、提案した口内法 X 線画像生成アルゴリズムの正当性を示した。

図 11(a) は、上向きに設定された指示コーンに対して、フィルムを傾け、フィルム上端を上顎に接触させて撮影されたものである。そのため、歯冠部が伸びて写っており、歯根部をフィルムに収めることができていない。こうした写損原因は図 11(b) から容易に確認できる。図 13(a) は、必要以上に奥歯側に位置付けられた指示コーンに対して、隣接する歯冠同士が重なって写った画像である。同構図のシミュレーション画像である図 13(b) から歯冠部同士の重なりがみとれる。

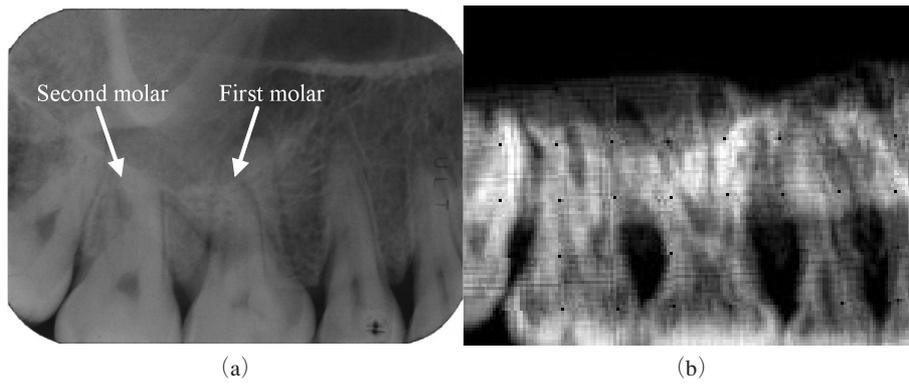


図 12 姿勢 3 に対するシミュレーション結果
(a) 実際の画像, (b) シミュレーション画像.

Fig. 12 Simulation result for pose 3.
(a) Actual image, (b) Simulated image.

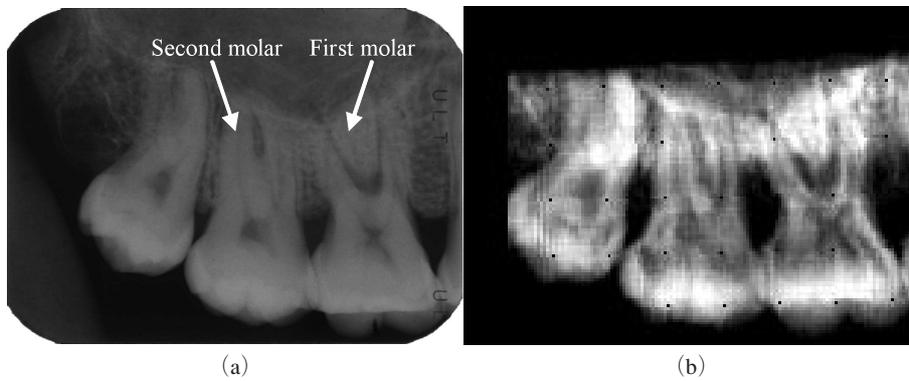


図 13 姿勢 4 に対するシミュレーション結果
(a) 実際の画像, (b) シミュレーション画像.

Fig. 13 Simulation result for pose 4.
(a) Actual image, (b) Simulated image.

歯科医が口内法 X 線画像より評価する点は、主に歯根の分れ具合と虫歯位置である。今回は人骨入り模型を撮影した CT データから X 線画像を生成したので、虫歯位置が画像に反映されることはなかった。歯科医らは、図 10～図 13 に示したシミュレーションについて、歯根の分れ方を読影できる程度の画質は確保されていると評価している。

シミュレーションでは OpenGL を用いて画像出力を行ったため、12-bit の CT 画像を 8-bit に変換した。その結果、シミュレーション結果に実際のような濃淡を表示できなかったため、シミュレーション結果のコントラストが実際の X 線画像よりも高い。本研究では式 (9) のように、歯を透過した X 線量に関わらず、照射方向のピクセル値の総和を定数で除した。本来であれば、歯の X 線吸収率 (X 線透過量) に依存した適切な数値を定義して用いることが望ましいと考えるが、そうした変数を定義することは困難な課題である。また、組織の X 線透過量と現像された画像の見目の色合との関係は非線形であり、フィルムの性質に依存する。本研究では、より現実的な画像コントラストを得ることについて、今後の課題として検討している。

現時点での X 線画像の更新速度は 20 fps であり、ほぼリアルタイムに画像を提示することができている。本論文で用いた CT 画像よりも高解像度の画像を用いれば、画質の向上は見込まれるが、計算時間が増すため、画像更新速度は低下すると思われる。しかしながら、従来、フィルムの現像に 5 分程度を要していたことを考えれば、訓練効率が飛躍的に向上することは明らかである。

5. 結 言

本研究は歯科診断法の一つである口内法 X 線撮影技術の訓練システムを開発するものである。本システムでは、訓練者が歯に対して指示コーンとフィルムを位置付けるだけで、X 線を照射することなく口内法 X 線画像を得ることができる。本論文ではシステム検証の前準備として、口内法 X 線画像生成アルゴリズムを構築し、シミュレーション画像について検討した。今後は、システムの機能を評価するために、熟練した歯科医らによるシステム検証を行う予定である。

文 献

1. 菅原由美子, 駒井伸也, 庄司憲明, 佐藤しづ子, 古内 寿, 小野寺大, 飯久保正弘, 阪本真弥, 丸茂町子, 高橋和裕, 笹野高嗣: 卒前臨床実習における口内法撮影実習の評価—撮影失敗の分析. 歯科放射線. **42** (3): 183-191, 2002.
2. 岡村和俊, 吉浦一紀, 徳森謙二, 田中武昌, 神田重信: 口内法 X 線撮影のコンピュータシミュレーションの研究—CT 画像データを用いた透視投影ポリウムレンダリングの応用—. 歯科放射線. **42** (1): 1-8, 2002.
3. 川俣明敏, 長屋美智代, 野尻みのり, 藤下昌巳: 三次元コンピュータグラフィックによる口内法 X 線撮影シミュレーション. 歯科放射線. **36** (4): 219-224, 1996.
4. Nilsson T, Ahlqvist J, Johansson M, Isberg A: Virtual reality for simulation of radiographic projections: validation of projection geometry. Dentomaxillofac Radiol. **33**: 44-50, 2004.
5. SensAble Technologies. <<http://www.sensable.com/>> [accessed July 19, 2005]

徳安 達士 (トクヤス タツシ)

2004年九州工業大学情報工学研究科博士課程修了(情報システム専攻). 2003年より日本学術振興会特別研究員, 05年九州大学工学研究院に所属, 現在に至る. 医工学の研究に従事.

日本ロボット学会, 日本コンピュータ外科学会などの会員.



山本 元司 (ヤマモト モトジ)

1990年九州大学大学院工学研究科博士課程修了(生産機械工学専攻). 同年九州大学工学部講師, 92年同助教授, 現在に至る. ロボット工学の研究に従事.

日本ロボット学会, 日本機械学会, 計測自動制御学会などの会員.



岡村 和俊 (オカムラ カズトシ)

2001年九州大学大学院歯学研究科博士課程修了(歯学臨床系専攻). 2002年九州大学歯学部附属病院助手, 2003年九州大学歯学部助手, 現在に至る. 口腔顎顔面領域の画像診断に従事.

日本歯科放射線学会, 日本口腔科学会などの会員.



吉浦 一紀 (ヨシウラ カズノリ)

1987年九州大学大学院歯学研究科博士課程修了(歯学臨床系専攻). 1991年九州大学歯学部附属病院講師, 1999年九州大学歯学部助教授, 2004年同教授, 現在に至る. 口腔顎顔面領域の画像診断に従事.

国際歯顎顔面放射線学会, 日本歯科放射線学会, 日本口腔科学会などの会員.

