

歯科映像情報の統合と没入空間における提示システムの開発

(課題番号: 22500436)

平成 22 年度 ~ 平成 24 年度 科学研究費補助金
基盤研究 (C)

研究成果報告書

平成 25 年 3 月

研究代表者 大城 理

(大阪大学 大学院基礎工学研究科)

平成 22 年度 ~ 平成 24 年度 科学研究費補助金基盤研究 (C)

研究成果報告書

研究課題 22500436

研究課題 歯科映像情報の統合と没入空間における提示システムの開発

研究組織

平成 22 年度

研究代表者 大城 理 大阪大学 大学院基礎工学研究科 教授
研究分担者 八木雅和 大阪大学 MEI センタ 特任准教授
井村誠孝 大阪大学 大学院基礎工学研究科 准教授
黒田嘉宏 大阪大学 大学院基礎工学研究科 助教
高田健治 大阪大学 大学院歯学研究科 教授

平成 23 年度

研究代表者 大城 理 大阪大学 大学院基礎工学研究科 教授
研究分担者 八木雅和 大阪大学 MEI センタ 特任准教授
井村誠孝 大阪大学 大学院基礎工学研究科 准教授
黒田嘉宏 大阪大学 大学院基礎工学研究科 助教
高田健治 大阪大学 大学院歯学研究科 教授

平成 24 年度

研究代表者 大城 理 大阪大学 大学院基礎工学研究科 教授
研究分担者 八木雅和 大阪大学 MEI センタ 特任准教授
井村誠孝 大阪大学 大学院基礎工学研究科 准教授
黒田嘉宏 大阪大学 大学院基礎工学研究科 助教

研究経費

	直接経費 (円)	間接経費 (円)	合計 (円)
平成 22 年度	1,000,000	300,000	1,300,000
平成 23 年度	900,000	270,000	1,170,000
平成 24 年度	800,000	240,000	1,024,000

研究業績

● 論文

- 井村誠孝, 黒田知宏, 鍵山善之, 黒田嘉宏, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 歯列パノラマ断層画像と表面形状情報の統合による擬似的三次元歯列形状情報の構成手法. 日本生体医工学会誌, vol.48, no.1, pp.75 - 82 (2010).
- Tomohiro Kuroda, Tetsuro Kaga, Hiroko Azuma, Masakazu Yagi, Yoshihiro Kuroda, Masataka Imura, Osamu Oshiro and Kenji Takada: Method to Develop Pseudo Three - dimensional Dental Image from Dental Panoramic Radiograph. Biocybernetics and Biomedical Engineering, vol.31, no.2, pp.59 - 70 (2011).
- 吉元俊輔, 重枝 慧, 黒田嘉宏, 井村誠孝, 大城 理, 八木雅和, 東 寛子, 高田健治: 対話的相互参照のための可触歯科画像の構成手法. Medical Imaging Technology, vol.29, no.4, pp.181 - 190 (2011).
- 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 井村誠孝, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 歯科模型の可触化による切削訓練システムの構築. Medical Imaging Technology, vol.30, no.4, pp.172 - 180 (2012).

● proceeding

- Tomohiro Kuroda, Tetsuro Kaga, Hiroko Azuma, Masakazu Yagi, Yoshihiro Kuroda, Masataka Imura, Osamu Oshiro and Kenji Takada: Method to Develop Pseudo Three - dimensional Dental Image from Dental Panoramic Radiography. Lecture Notes of the ICB Seminar: 10th Japanese - Polish Seminar on Biomedical Engineering: New Trends in biomedical and clinical engineering, no.84, pp.51 - 63 (2010).

● 国際会議発表

- Osamu Oshiro, Tomohiro Kuroda, Masataka Imura, Hiroko Azuma, Masakazu Yagi and Kenji Takada: Physiome Image Fusion - multi modal image integration for dental clinic. Polish - Japanese Seminar, vol.10, pp.37 - 38 (2009/09/15) Warsaw / POLAND.
- Yoshihiro Kuroda, Shunsuke Yoshimoto, Ei Shigeeda, Masataka Imura, Osamu Oshiro, Hiroko Azuma, Masakazu Yagi and Kenji Takada: Cross - Reference Dental Images with Haptic Feedback for Dentist - Patient Mutual Communication. The 4th Global COE International Symposium on Physiome and Systems Biology for Integrated Life Sciences and Predictive Medicine, p.58 (2011/11/23) Toyonaka / JAPAN.

- 国内会議発表

- 井村誠孝, 黒田知宏, 黒田嘉宏, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 歯列パノラマ断層画像と表面形状情報の統合による疑似的三次元歯列形状情報の構成手法. 生体医工学シンポジウム講演予稿集, p.319 (2009/09/19) 千葉.
- 重枝 慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 歯列形状再構成のためのパノラマ X 線画像と三次元印象形状の位置合わせ手法. 電気関係学会関西支部連合大会, G308 (2009/11/07) 吹田.
- 重枝 慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 2D - 3D Registration of Multimodal Images for Crowded Dental Arch. 日本生体医工学会誌, vol.48, Suppl.1, p.307 (2010/06/25) 大阪.
- 重枝 慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 叢生が認められる症例のための複数モダリティ歯列形状情報の統合手法. 電子情報通信学会技術研究報告, vol.110, no.280, pp.17 - 22 (2010/11/15) 京都.
- 重枝 慧, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 複数モダリティの補完的利用による歯列情報の統合手法. 日本生体医工学会誌, vol.49, Suppl.1, p.169 (2011/04/29) 東京.
- 井村誠孝, 重枝 慧, 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 多元的歯列情報の可視化・可触化プラットフォームの構築. システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, vol.55, pp.193 - 194 (2011/05/17) 吹田.
- 吉元俊輔, 重枝 慧, 黒田嘉宏, 井村誠孝, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 対話的相互参照のための可触歯科画像の構成手法. 日本医用画像工学会予稿集, OP7 - 4 (2011/08/06) 大田原.
- 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 井村誠孝, 大城 理, 東 寛子, 八木雅和, 高田健治: 歯科模型の可触化による切削訓練システムの構築. 日本医用画像工学会予稿集, vol.31, OP3 - 7 (2012/08/04) 札幌.
- 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 井村誠孝, 大城 理, 八木雅和, 東 寛子, 高田健治: 歯牙切削支援のための電気触覚重畳による振動覚の変調に関する一検討. 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, vol.17, pp.429 - 432 (2012/09/12) 横浜.

- その他

- 黒田知宏, 加賀徹郎, 八木雅和, 大城 理, 高田健治: 歯列の3次元像生成方法及び装置. 特開 2010 - 184090 (2009/02/13).

目次

1	はじめに	1
1.1	研究目的	1
1.2	研究内容	3
2	三次元歯用画像の統合	5
2.1	歯用情報の取得	6
2.2	歯用情報の統合	6
2.3	歯用情報の計測	8
2.4	パノラマ画像のパラメータ決定	9
2.5	歯列モデル	13
2.6	歯用情報の統合結果	16
3	歯列医療情報の可触化	19
3.1	歯科治療と触覚化技術	20
3.2	触覚帰還システム	21
3.3	触覚提示装置	22
3.4	歯列形状画像からの可触化情報生成	23
3.5	可触化情報の参照と更新	25
3.6	システムの構築と評価	27
4	まとめ	31

1 はじめに

1.1 研究目的

本研究は，図1で示すように，パノラマ X 線写真と印象（歯型）を三次元計測したデジタルデータを統合することで，歯科診断に情報を与えることを目的とする．

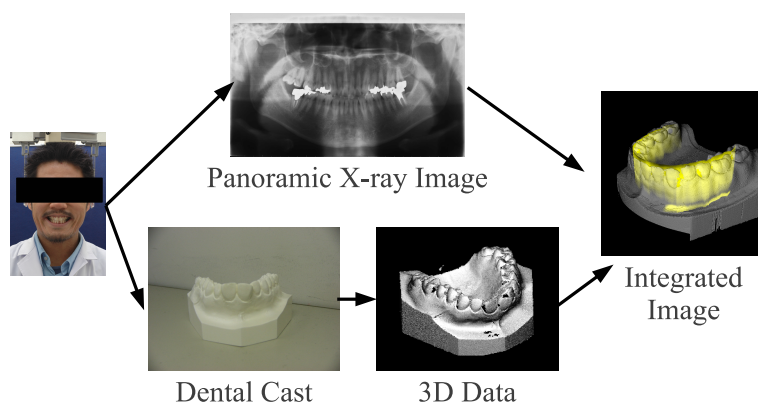


図 1: システム概要

医学と工学・情報学が融合して，新たな診断・診療技術を創成する「医工連携」という取り組みは数十年前から行われており，X 線 CT (Computed Tomography)，MRI (Magnetic Resonance Imaging)，超音波画像等はその代表的な成果である．図2に示すように医工連携は，「身体を傷付けることなく体内が可視化できる段階（第一段階）」から「身体にメスを入れることなく術野が可視化できる段階（第二段階）」へと進んでいる．第二段階の具体例として，脳神経外科等の分野において，MRI 等で獲得可能な形態情報と脳磁図等で獲得可能な機能情報とを融合し，単独のモダリティでは提示不可能であった情報を医師に提供するものがある．本研究は，さらに次の段階，すなわち「身体を開かずとも手術が体感できる段階（第三段階）」を見据えたチャレンジングな研究である．

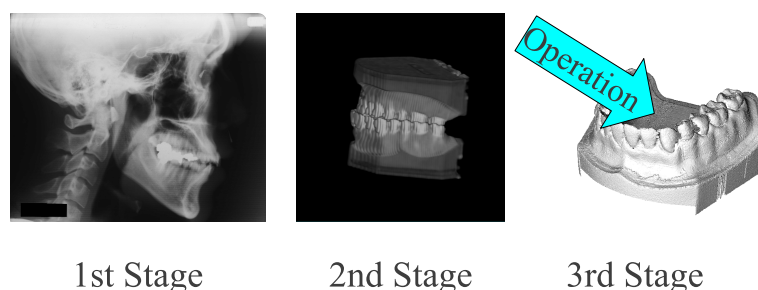


図 2: 医工連携の推移

歯科領域もこの「医工連携」の恩恵を受け、様々なモダリティを用いた映像が診療で活用されている。しかしながら、歯科領域における異種映像融合に関する研究はさほど盛んでない。従って、本研究では、歯学と工学・情報学が融合して新たな診断・診療技術を創成する「歯工連携」という新しい取り組みにチャレンジする。

歯科診療では、直視できる歯列だけではなく、直視できない歯茎内における構造物の把握が必要である。X線 CT を用いることにより両者の形態的情報を獲得することは容易であるが、X線被曝、特に、頭部近辺での被曝の問題があるため、他の計測手法を用いた歯列と歯茎内における構造物の情報収集手法が求められている。ところで、歯科診療においては、様々な映像情報が有用とされている。しかしながら、顔面写真、頭部三次元形状は患部映像の解像度が低い、X線写真は頭蓋骨により患部が遮蔽される、歯列写真は歯の片方しか提示できない等の問題がある。本研究では、上述した計測手法以外の装置を用いて異種映像情報を収集してそれらを統合し、対話的な実時間表示や視覚・触覚提示を行うことで、的確な口腔内診療のための歯科形態情報が提供可能なシステムを開発する。

本研究では、印象（歯列模型）の三次元形状データと、パノラマ X線写真を統合することで、歯列と歯茎内における構造物の再構築を行う。ところが、両者は、計測原理、映像の次元、情報の保存形態等が異なる。そのため、両データの整合、さらには、融合のためのノウハウの確立を目論む。さらに、ユーザの視覚だけでなく触覚にも訴える提示方法の開発を行うことで、歯科領域における診察や治療計画・シミュレーションに適したシステム構築を目指す。

まず、本研究で開発するシステムを歯科診療に適応することで、診察的には被曝量が少なく、かつ、計測時間が少ない画像診断が可能となり、患者に安全で低負担である診察が行える。また、今回表示する画像は三次元計測装置やパノラマ X線写真という非常に空間解像度の高い映像であるため、医師には X線 CT 以上の解像度を有する口腔内三次元情報を提示可能となる。さらに、治療的には、様々な視点から眺めた口腔内画像が表示可能であるだけでなく、仮想的に歯に触れることが可能となることから、治療前の計画だけでなくシミュレーションが可能となり、困難な治療も円滑に実施することが可能であると考えられる。また、計算機や表示装置は低価格になり、パノラマ X線写真は一般歯科病院の標準的設備であり、三次元計測装置を安価で受託するサービスが存在する。従って、本研究で構築するシステムは、一般の歯科病院でも使用が容易である。また、患者にとって、データ収集は確立された手法であるため、安全面に関しては問題がない。さらに、従来、提示できなかった多機能なデータを医師に提示することが可能となる。

次に、歯科診療では様々な診断用映像が取得されているが、各々は単独で使用され、単独で保存されているのが多いのが現状である。医学・工学・情報学を中心とする融合研究の一つとして、個別に整理されている生体の解剖、機能等の情報を定量的に統合する研究が進みつつある。これらの研究は、経験と予想だけに基づく従来の医学からの脱却を目指すものである。本研究もこの概念に立脚するものであり、本研究で構築するシステムは、医師の経験や勘への依存度が低い Evidence Based Medicine をサポートすることに期待が持てる。

1.2 研究内容

歯列形態情報収集のため、ファントムの歯列模型を用いる。図3に示すように、光学式の三次元計測装置を用いて、歯列模型のデジタル化を行う。光学的三次元計測を行うため、計測時に、ある歯が別の歯を隠べいして、三次元情報が計測できない箇所が生じる。従って、複数回計測を行うこと等の工夫によって、計測できない領域を可能な限り少なくする。また、パノラマ X 線写真との統合に備えて、歯列模型に印を設置して計測を行う。

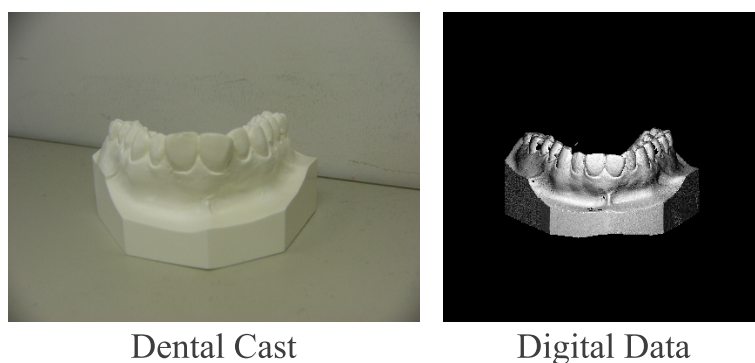


図 3: 歯列模型のデジタル化

歯茎内構造物計測のために、ファントムのパノラマ X 線写真を撮影する。歯列模型三次元データとの統合に備えて、「歯列模型のデジタル」でも記述した歯列模型に印を設置して撮影を行い、さらに、パノラマ X 線写真撮影時に X 線源と X 線検出部が描く軌道を求める。パノラマ X 線写真上で強調される部位はこの軌道に依存するため、歯茎内外の歯列が強調されるように調整する。

デジタル化した歯列三次元情報上に、二次元情報であるパノラマ X 線写真を、計算機内において投影する。パノラマ写真は X 線源やフィルムは、図4左に示した軸を中心に回転する。

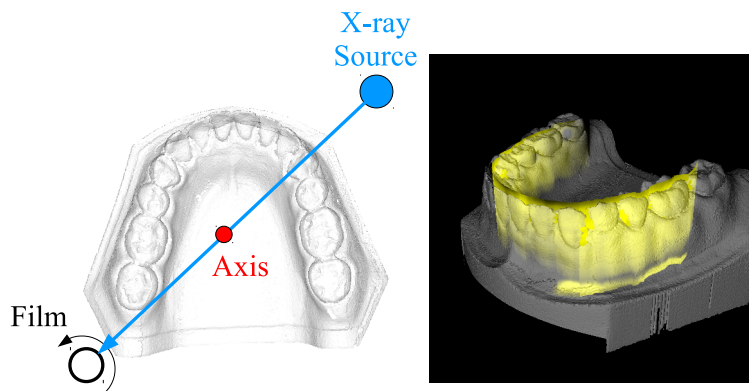


図 4: 情報統合

歯型模型三次元計測データより，歯列や歯茎部位を抽出し，上述した回転軸をパラメータとして，パノラマ X 線写真との位置合わせを行うアルゴリズムを開発する．特に，歯茎内部を透明表示することで歯茎と歯茎内に存在する歯列を同時に表示することを試みる (図 4 右)．歯列三次元情報，パノラマ X 線写真とも大容量データであるが，臨床応用を鑑み，大容量データでも高速に行えるようにする．

歯列模型データは表面形状データであるためポリゴンを，パノラマ X 線写真は二次元画像データであるためテクスチャを描画することで三次元再構成を行う．ここでは，歯列や歯茎には透明度を与え，表面だけでなく内部表示への拡張をも施す．また，視点，視線，拡大率，さらには，透明度がインタラクティブに実時間表示できるようにする．なお，三次元医用画像を表示するアプリケーションは存在するが，本研究ではポリゴンとテクスチャデータを重ね合わせるという特異性より，統合映像のビューワは自作する．

統合した三次元データをディスプレイに表示する視覚提示だけでなく，図 5 に示すようにハプティックデバイスを介して触覚提示をも行う．



図 5: 触覚提示

この際，歯と歯茎には異なる硬さ (弾性率) を与え，実際に口腔内治療をするのと同じ感触をユーザに提示する．提示に関する定性的な歯科医の評価を元に，提示方法の改善を施す．

2 三次元歯用画像の統合

X線 CT や MRI といった計測技術の発達により、医療分野における画像診断の適用領域は拡大の一途をたどっている。

歯科領域においても、計測技術の発達に伴い、様々な画像診断が適用されるようになった。歯列の画像診断を行う際には三次元データの利用が理想的である。しかし、MRI は診察対象である歯や顎骨に対する感度が低く、歯科領域での利用には適していない。一方、歯は脳に近い場所にあるため、被曝量が多い医科用 X 線 CT の使用は極力避けるべきとされている。以上のような事情から、歯科分野において三次元データが必要である場合には、歯科用 X 線 CT が利用されている。歯科用 X 線 CT では、被曝量の低減を優先して円錐状の X 線を使用しているために照射野が小さく、得られる形状情報は局所的である。加えて、本装置が導入されている施設の少なさから、使用は局所的な病変で外科手術が必要となるような症例に限定されている。一般的な歯科医院は三次元データの恩恵を享受できていないのが現状である。

通常、矯正治療計画時や初診時には、X 線パノラマ断層撮影法により歯列の画像を取得する。また、合わせて採取した歯列の印象から口腔模型を作成し、歯列の三次元形状の保存や矯正装置製作に用いる。パノラマ画像は、低被曝で撮影が可能で、歯列の内部情報を有しているという特長を持つ。しかしながら、三次元位置情報は有しておらず、撮影法による歪みが生じるという欠点がある。一方で口腔模型は、歯列表面の三次元形状データを有しているが、顎骨内部にある歯根の位置や形状に関する情報は有していない。

歯科医師は長年の訓練、および、経験の蓄積により、これら複数の情報の対応関係を把握する技量を獲得している。一方、非専門家である患者にとって、顔面を左右に広げた形で撮像されるパノラマ画像は実物から得られる視覚情報とは著しく異なるため、対応関係が分かりにくい資料の一つとなっている。そのため、歯科医師の脳内で行われている統合処理を計算機で行って歯列の状態を誰もが容易に理解できる形で提示することは、患者の病態の理解を助け、近年医療で求められているインフォームドコンセントを効果的に実現する上で極めて有用である。

2.1 歯用情報の取得

歯列の型を採ることを印象採取，採取した印象から作成した歯型を口腔模型と呼ぶ．印象採取の主たる目的は，患者の歯列の記録を保存するための保存用模型を作成すること，治療計画をたてるための診断用模型を作成すること，矯正装置などを作成するための作業用模型を作成することである．印象採取，および，口腔模型製作を行う手順は以下の通りである．

1. 粉状の印象材に適量の水を加え手早く練り，個人の歯列に適した印象容器に盛り付ける．
2. 印象容器に盛った印象材を対象歯列に押し当て，印象材が固まるまで保持して印象を得る．
3. 印象材を歯列から離れた後，流水で印象表面の唾液を洗い流し，素早く模型用石膏を流し込み，石膏内の気泡を抜きながら固めて口腔模型を得る．

歯の三次元データは，歯科用 X 線 CT により取得することができる．しかし，撮像範囲が局所的であるため，口腔情報を取得するには不向きである．また，歯科用 X 線 CT の普及率は低く，現状では一般的な患者に対して用いられる状況ではない．従って，通常の診断には，二次元 X 線画像を出力する口内 X 線撮影法やパノラマ断層撮影法が用いられている．両者は，診察の場面に応じて使い分けられる．

口内 X 線撮影法は，診察対象部位が局所的である時に用いられる．パノラマ断層撮影法と比較し，頸椎の障害陰影が映らないため鮮明な X 線透過画像を得ることができる．

パノラマ断層撮影法は，スリットグラフィの原理と断層撮影法の原理を用いて，特に歯列部分を先鋭に写すための方法であり，初診時や矯正治療など，一口腔単位の画像情報が必要とされる際に用いられる．パノラマ画像は，装置と断層域と対象歯列の位置が合致しないと，出力画像に歪みが生じる．断層域を歯列の形に合わせることで出力画像の歪みを低減できるため，一軸回転方式から二軸回転方式，三軸回転方式，中心軸スライド方式へと機構の改良が重ねられてきた．現在は，いずれの回転方式のパノラマ断層撮影装置も広く用いられている．

2.2 歯用情報の統合

データ統合手法の手順を，図 6 に示す．提案手法では，三次元表面形状データに対して，パノラマ画像を投影する最適な面を決定し，投影面にパノラマ画像を写像することにより，位置合わせとデータの統合を達成する．投影面の決定は三次元表面形状データから仮想パノラマ画像を作成し，実際のパノラマ画像と比較することにより行う．

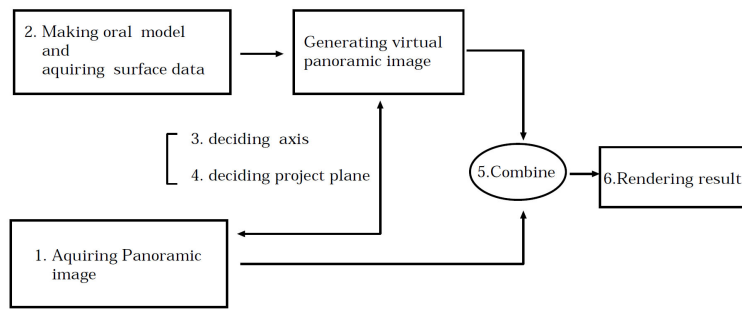


図 6: 提案システム概要

データの統合は、次の六段階の処理から構成される。

1. 対象患者の印象から口腔模型を作成し、三次元形状計測により表面の形状を得る。
2. 対象患者のパノラマ画像を取得し、画像から歯列部分を切り出す。
3. 対象歯列に対する最適な回転軸の位置を、探索により決定する。
4. 決定した回転軸を基に、投影面を決定する。
5. 投影面とパノラマ画像のテクスチャ座標系を対応させて、両データを統合する。
6. 結果を出力する。

2.3 歯用情報の計測

歯列の印象から口腔模型を作成し、能動的三次元計測法を用いて口腔模型の三次元形状計測を行う。多数の視点から計測された表面形状データを統合することで、歯列全体を含む三次元表面形状データを得ることができる。

また、一軸回転方式のパノラマ断層撮影によって、歯列弓画像を取得する。図7に示すように、線源とフィルムの一対が対象物の周囲を反時計方向に回転することによって、一枚のパノラマ画像が生成される。

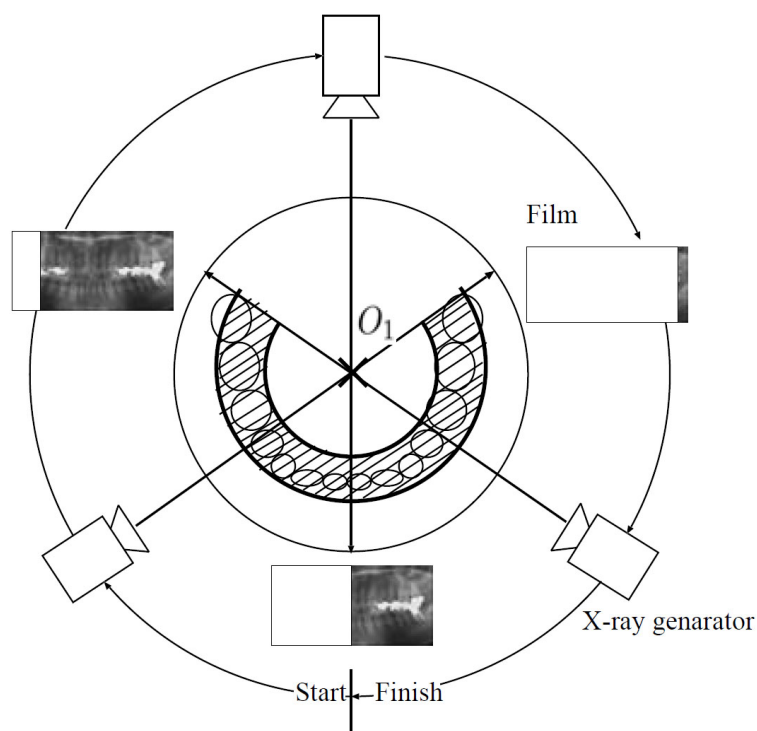


図 7: 一軸回転方式の機構

得られた画像から、図8に示すように、最も長い歯根の先端が下端になるように、歯列部分を切り出す。

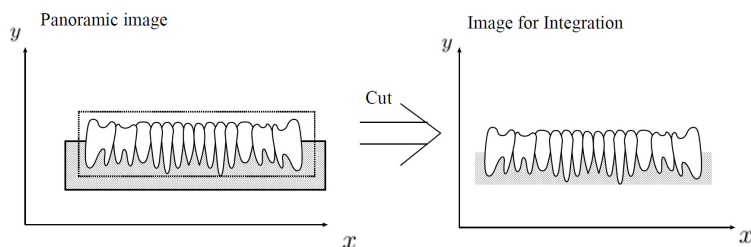


図 8: 歯列部分の切り出し

2.4 パノラマ画像のパラメータ決定

パノラマ画像を三次元表面形状データと統合の際，一軸回転方式のパノラマ画像は回転軸から等距離にある円筒面上に投影された歯列形状情報として，パノラマ画像取得時の回転軸の位置を決定する．提案手法では，回転軸の位置を様々に変化させ，各々の場合について位置の整合度合いを評価し，最適な結果が得られる位置を探索する．ある回転軸を定めた場合に表面形状データから仮想パノラマ画像を生成し，実パノラマ画像との一致度を評価することで，最も合致する仮想パノラマ画像が得られる回転軸の位置を探索する．

パノラマ断層撮影装置では，照射される X 線をスリットに通すことで，X 線が無視できるほどに絞られる．X 線の高指向性と合わせて考えると，一軸回転方式のパノラマ断層撮影により得られる画像は，X 線源から発せられたスリット状の X 線が回転軸を中心として回転することにより得られる投影像であると考えられる．X 線の減衰量は，回転軸と投影面を結ぶ半直線上の歯の厚みと比例する．上記のことを踏まえ，X 線源から放射状に引かれた半直線上での歯の厚みを，三次元表面形状データから求めることによって，歯列の仮想的なパノラマ画像を構成できる．

歯の厚みの算出には，Computer Graphics (CG) において隠面除去に広く使われている z バッファ法を利用する． z バッファには画素ごとの視点からの距離情報が格納されている．

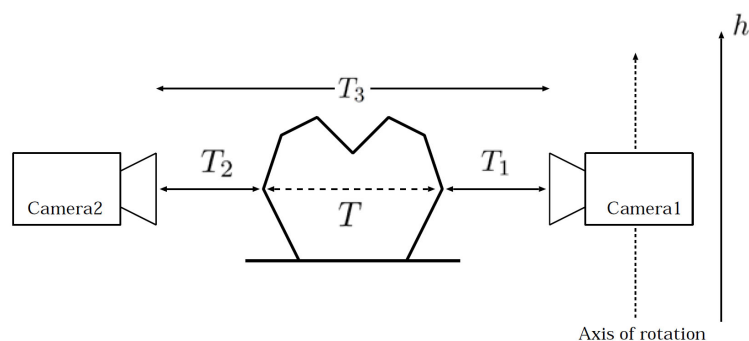


図 9: 歯の厚みの計測

図 9 に示す通り，回転軸上の視点 1 (図中 Camera1) と，回転軸から半径 T_3 だけ離れた同心円上から中心軸方向を向いている視点 2 (図中 Camera2) から，歯列の三次元表面形状データを描画し，視点から歯列表面までの距離 T_1 ，および， T_2 を z バッファから取得する．これらの値を利用すると，歯の厚み T は，

$$T = T_3 - (T_1 + T_2) \quad (1)$$

により与えられる．X 線の高さ方向 h への広がり，描画時に透視投影を用いることで結果に反映させることができる． z バッファ法を利用する提案手法により，障害陰影のない仮想パノラマ像を高速に作成することが可能となる．

画像の一致度の評価は，実パノラマ画像と仮想パノラマ画像に写る歯の幅に基づいて行う．臨床現場での利用を念頭に置くと，画像処理は自動で行う必要がある．しかし，個々の歯を画像から自動抽出することは，パノラマ画像特有の頸椎の投影像の重畳や偏心投影の影響により困難である．歯列全体を左側臼歯，前歯，右側臼歯の三領域に分割し，各領域が歯列全体に占める比率を求める（図 10）．

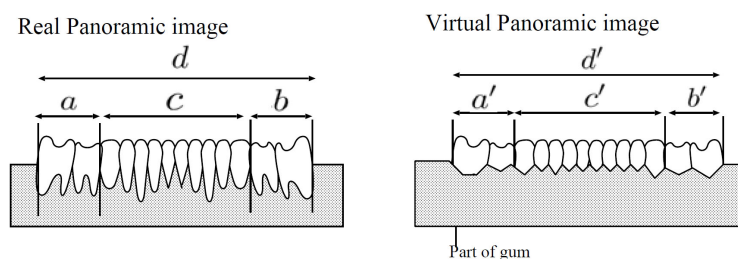


図 10: パノラマ画像の歯列の領域分割

実パノラマ画像上での左側臼歯，右側臼歯，前歯，歯列全体の幅を順に a, b, c, d とすると，各比率 r_a, r_b, r_c は

$$r_a = \frac{a}{d} \quad (2)$$

$$r_b = \frac{b}{d} \quad (3)$$

$$r_c = \frac{c}{d} \quad (4)$$

となる．仮想パノラマ画像において対応する各比率 r'_a, r'_b, r'_c も同様に計算できる．一致度の評価基準 C は，画像間の比率の差に基づいて，次式で与える．

$$C = |r_a - r'_a| + |r_b - r'_b| + |r_c - r'_c| \quad (5)$$

歯列の自動領域分割は，パノラマ画像の歯と歯の間隙では画素が持つ輝度値が急激に小さくなることを利用して行う（図 11）．

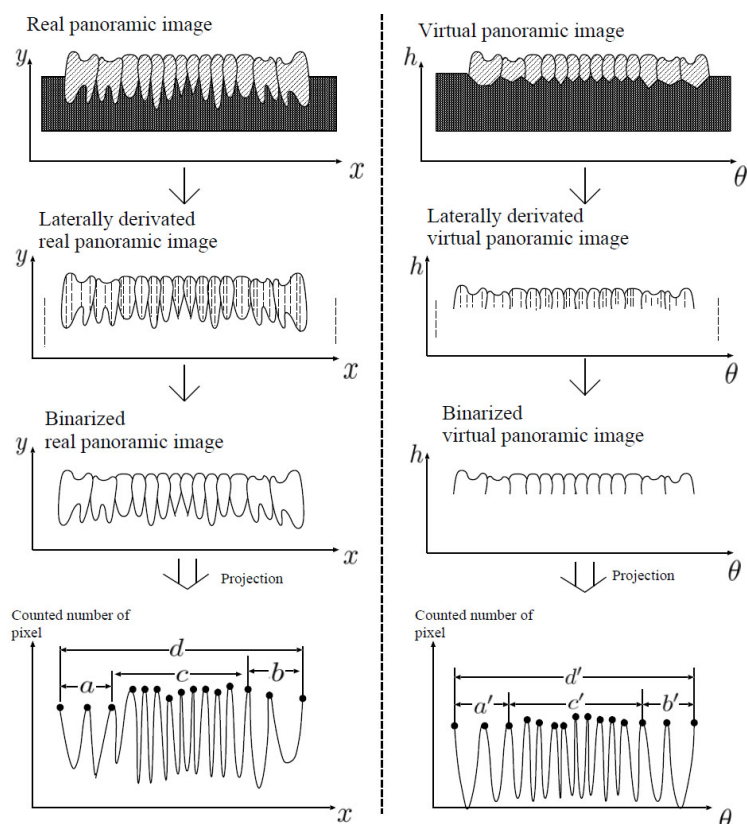


図 11: 歯間検出手法

パノラマ画像（一段目）に対して横方向の Sobel フィルタを適用し（二段目），二値化することで，主に縦方向の輪郭を抽出する（三段目）．輪郭抽出画像の輝度値を縦方向に加算した累積値（四段目）が，極大値を持つ部分（四段目の黒点）を歯間とみなす．左から一番目の歯間位置から三番目の歯間位置までの幅を a ，右から一番目の歯間位置から三番目の歯間位置までの幅を b その間の幅を c とする．

同様の方法を横方向の輪郭に適用することによって，歯の咬合面を決定することができる．

回転軸の位置探索は階層的な手法によって行う．回転軸の向きは表面形状データの鉛直方向であるものとし，水平面上を一定間隔 e で回転軸を移動させ，それぞれの位置における仮想パノラマ画像を作成する．式 (5) によって一致度を評価し，最も一致度が高い仮想パノラマ画像に対応する回転軸 O_1 を得る．

次に，先に探索した軸 O_1 付近の領域で，半分の間隔 $e' \equiv e/2$ で回転軸を縦横に移動し，同様に最も一致する仮想パノラマ画像に対応する回転軸 O_2 を得る．この手順を，探索間隔が三次元形状計測の精度以下となるまで小さくしながら繰り返し，回転軸を最終的に決定する．

パノラマ画像には，断層域内にあるものが投影像として出力されている．従って，

パノラマ画像を三次元表面形状データに統合する際には，断層域の中心である回転軸を基準に，断層域内に適当な投影面を用意する必要がある．歯列に着目して，投影面として歯の中心線を接続して得られる折れ線を鉛直方向に掃引した面を採用する (図 12) ．

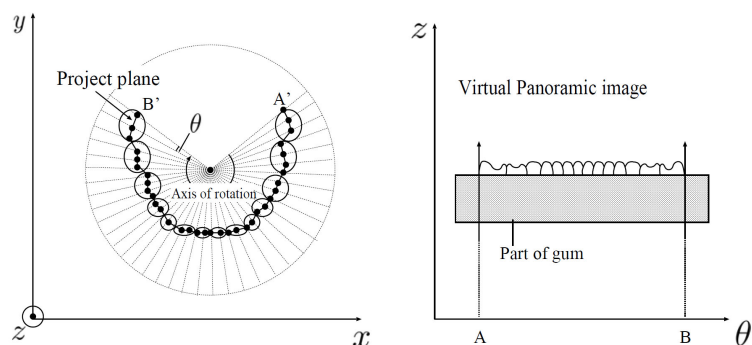


図 12: 歯の厚みの中心点を結んだ投影面の作成

歯の中心線は，回転軸から投影面までの距離 L で記述できる． L は，仮想パノラマ画像を作成する際に取得した z バッファ値を用いて，以下のように算出される．

$$L = T_1 + \frac{T}{2} \quad (6)$$

投影面にパノラマ画像を写像するには，パノラマ画像の各辺が投影面のどこに位置するかという対応関係を明確にする必要がある．投影面の左右両端，および，上端は，歯間検出の過程で既にわかっているが，下端に関しては，仮想パノラマ画像は歯茎内部の情報を有していないため，直接測定することができない．そのため，歯の全長の統計データから決定する．下顎において，歯の全長が最も長い犬歯の平均の長さである約 25 mm 上端から下げた部分を投影面の下端とする．

投影面が決定したら，パノラマ画像のうち回転軸の探索のために切り出された歯列部分を，前節で決定した投影面にマッピングすることによって，パノラマ画像を三次元表面形状データに統合する．

2.5 歯列モデル

歯列モデル (12D - 400C, ニッシン社製) を対象歯列として, 印象材 (アローマファイン DF3 ファストセット, ジーシー社製) と, 模型用石膏 (ニュープラストーン, ジーシー社製) を用いて口腔模型を製作した.

口腔模型の三次元計測は, スリット光投影法計測装置 (SURFLACER, UNISN 社製) を用いて行った. 計測間隔は 0.25 mm である. 計測結果を図 13 に示す.

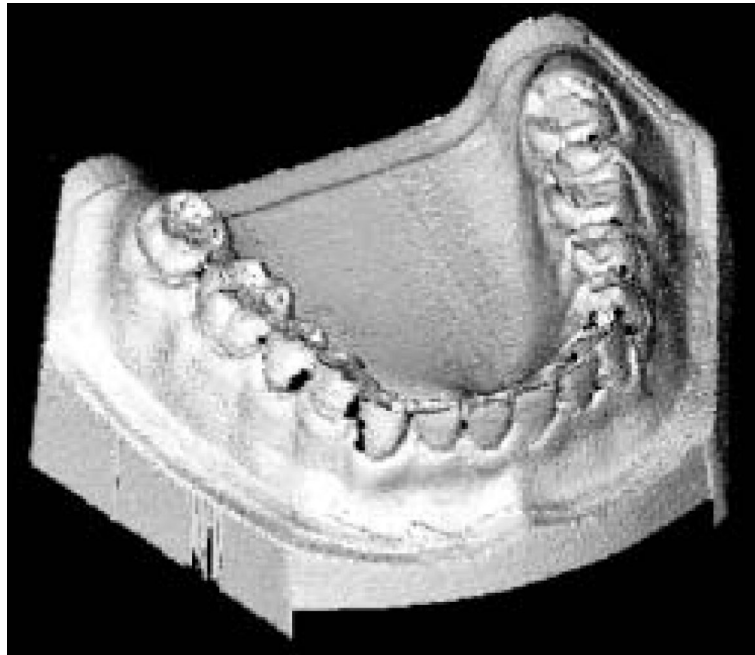


図 13: 口腔模型から得られた三次元表面形状データ

歯列モデルのパノラマ断層撮影には一軸パノラマ断層撮影装置 (PANOURA FW, 吉田製作所社製) を用いた。口腔模型の歯の部分の X 線減衰率を上げるために, 歯をニッケル鍍金で表面塗装した。X 線照射条件は管電圧 70 kV, 管電流 10 mA としして撮像を行った。得られたパノラマ画像を図 14 左に示す。

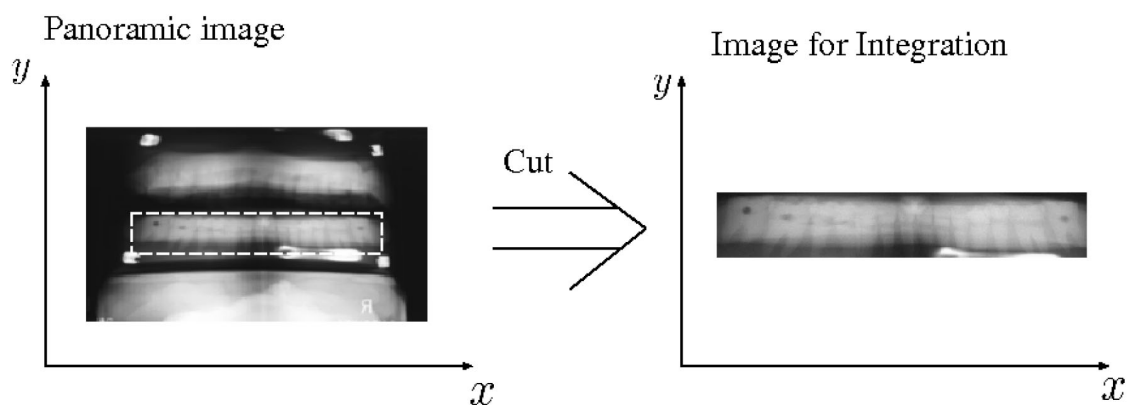


図 14: パノラマ画像取得 パノラマ画像 (左) 歯列部分の切り出し (右)

撮影したパノラマ画像のフィルムをデジタルレントゲンスキャナ (GT - X970, EPSON 社製) でデジタル化した。下顎の歯列部分を切り出した画像を図 14 右に示す。

比較対象となる仮想パノラマ画像は，歯茎内部の情報を持たないため，歯茎より上の部分の画像情報から歯間を検出することになる．隙間検出の条件を同一にするために，実パノラマ画像においても，歯茎より上の部分だけを切り出した部分から歯間を検出する．ただし，本実験では，歯にニッケル鍍金加工を行う際に歯に穴を空けたため，穴の部分で輝度値変化が大きい．従って，該当部分を手動で削除した後，画像処理による自動抽出を行った．歯間検出の実例を図 15 に示す．実パノラマ画像の特徴量は， $r_a = 0.24$ ， $r_b = 0.20$ ， $r_c = 0.56$ であった．

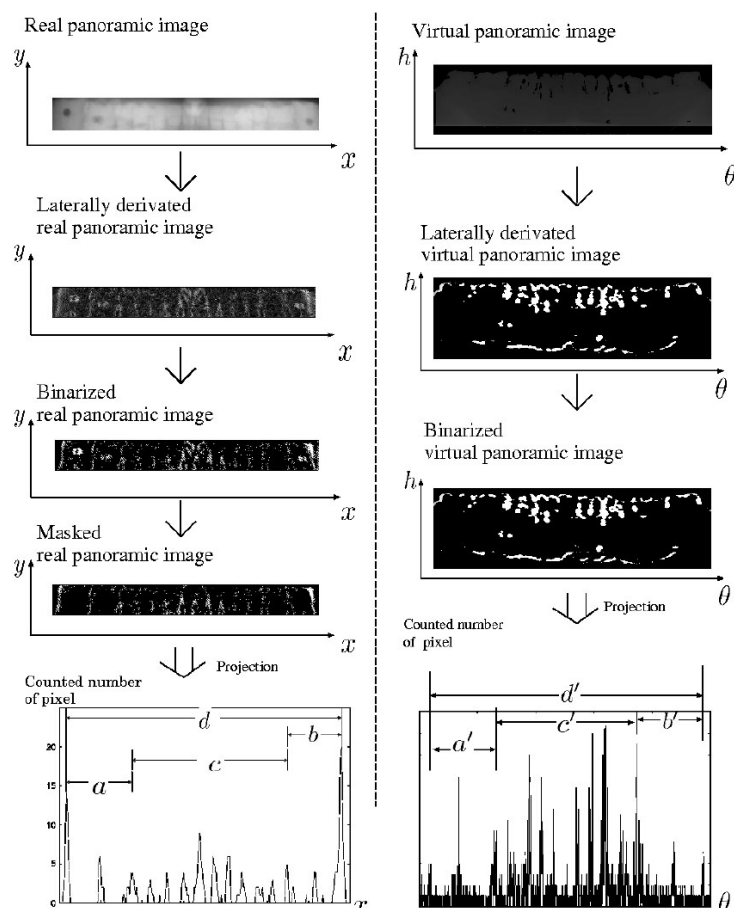


図 15: 歯間検出の実例

回転軸の探索は，初期探索間隔を 8 mm，最終探索間隔を 0.25 mm とする階層処理により行った．実パノラマ画像を取得する際に，レーザガイドラインを利用することで歯列模型を左右方向には中央に配置できたため，探索は前後方向のみに行って，回転軸の位置を得た．

2.6 歯用情報の統合結果

歯列の左右両終端，および，咬合面を検出し，パノラマ画像と三次元表面形状データとの統合した．結果を図 16 に示す．図 16 に示す統合結果から，パノラマ画像上では偏心投影になり歪んでいた臼歯部分が，表面形状モデルとの位置合わせによって歪みが少なく補正されたことが見て取れる．

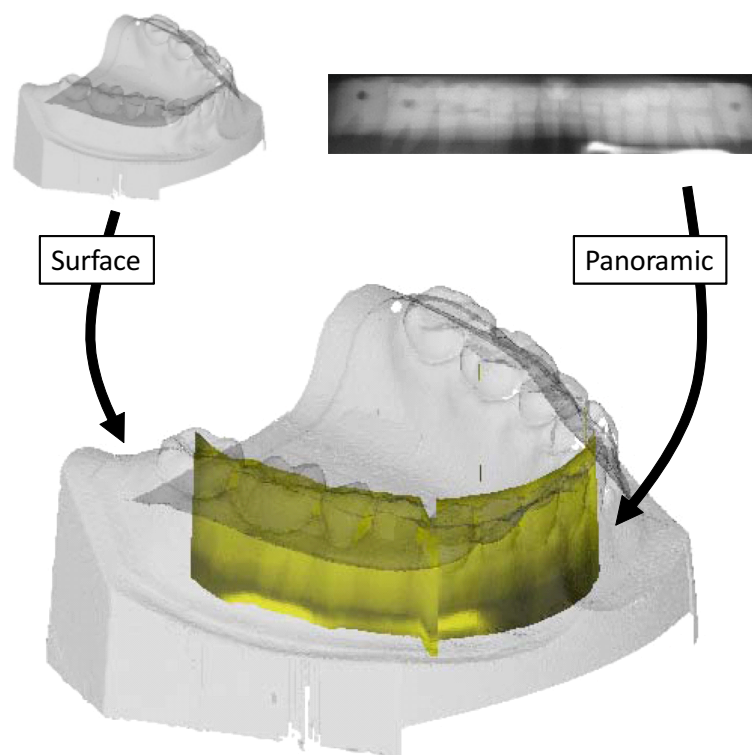
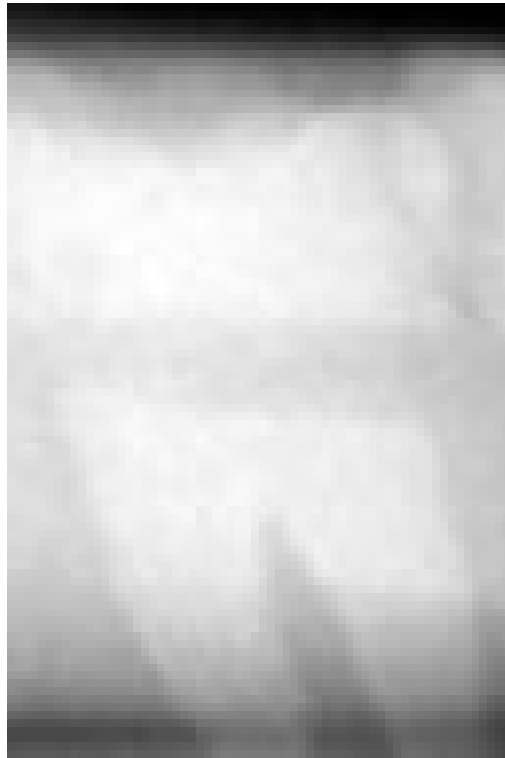
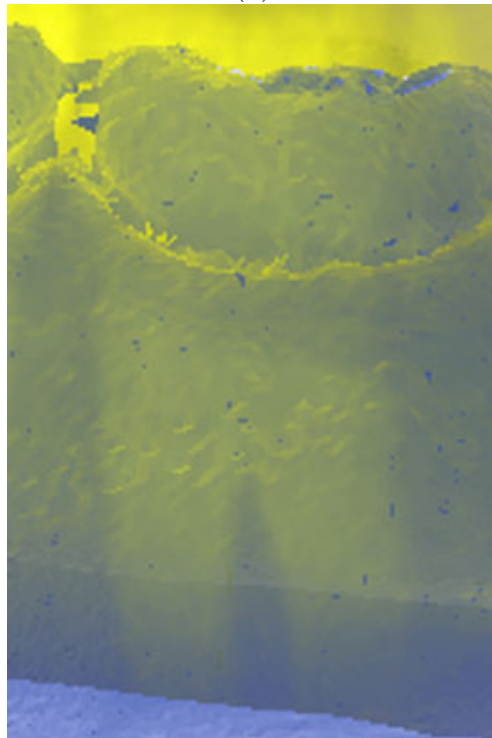


図 16: データ統合結果

図 17 に拡大図を示す．回転軸決定と投影面作成に用いた仮想パノラマ画像は，パノラマ断層撮影装置の機構に基づいて作成したものであるが，作成したパノラマ画像が，実際に撮像されるパノラマ画像と同等のものであったため，偏心投影になっていた臼歯部を，元々の三次元空間へ再投影出来たものと考えられる．歯根の情報を保持しない三次元形状データに対して，パノラマ画像が持つ歯根の情報を付与することができることが確認できた．



(a)



(b)

図 17: 臼歯の歪み補正 (a) 原画像 (b) 処理画像

回転軸は歯列モデルに対して垂直であるとしたが、実際のパノラマ断層撮影では、

頭部位置付けや，患者の顎関節の角度により，回転軸と歯列モデルが垂直で無い場合が考えられる．また，別の幾何学的な要因として，本実験では，歯列モデルを，パノラマ断層撮影装置に対して中央に置くことができたとし，前後方向にのみ回転軸探索を行った．しかし，実際には，左右方向への探索や，回転軸の傾きといった複数のパラメータを考慮しなければならず，実用化には効率のよい探索を実現することが課題であると言える．

提案手法では，仮想パノラマ画像と実パノラマ X 線画像間の対応度合いの評価の際に，画像に基づいた歯列の分割を行うが，この処理では対象が一軸回転で撮像されたことは前提となっていないため，実パノラマ X 線画像の撮像方法に依存せず画像内に歯列が撮像されている限りにおいては，本手法は適用可能である．これは二軸・三軸回転方式の装置から得られた画像を擬似的に一軸回転方式により得られた画像であると見なすことに相当する．

また，本実験では対象として歯列モデルを用いたため，画像処理による分割点の抽出が比較的容易であったが，実口腔を対象とする場合には歯並びの悪さが問題になると考えられる．この問題に対しては，歯並びが悪く歯が重なっている箇所では減衰量が通常より大きくなることを利用して，この箇所を歯列を分割する分割点として用いるといった，対象に適合した分割点の設定により対処可能である．

3 歯列医療情報の可触化

歯科治療において、歯牙の切削は様々な場面で行われる重要な作業である。この切削操作には、ハンドピースと呼ばれる手持ち型の電動ドリルを代表とする、歯牙切削装置が用いられる。歯牙はエナメル質・象牙質・セメント質・歯髓腔から構成される。最外殻にある厚さ数 mm のエナメル質は身体の中で最も硬い組織である。歯科治療においては、この硬いエナメル質を 1 mm 以下の大きさを切削することになる。従って、切削圧を適切に制御しながら繊細な操作を行う必要がある。この操作は「フェザタッチ」と呼ばれ、経験と感覚に依存した難しい手技である。この感覚を客観的に伝えることは難しく、初心者は試行錯誤の上でその技術を習得している。最も基本的な訓練の形態は、歯牙模型を用いた切削作業によって「フェザタッチ」の感覚を身につけるものである。一方で、近年の計算科学や計測技術の向上に伴って、計算機支援システムや切削のシミュレータの開発に注目が集まっている。

切削自体は実際に行い、道具や対象物の計測情報に基づいて、操作を支援する方法が提案されている。その例として、ハンドピース自体にアクチュエータを備え付け、刃先を理想的な角度に補正するものや、事前に取得した画像中に現在の道具の位置情報を表示することで画像的に誘導するものがある。一方で切削シミュレータは、切削の訓練環境を Virtual Reality (VR) 技術によって提供しようとするものである。特に切削を行う際の力触覚が重要であることから、切削を行う際の環境を視覚的に再現するだけでなく、力触覚提示装置を用いて削る感覚を再現する技術が着目されている。いずれのシステムにおいても、再現性が高く定量性にも優れているが、課題が残されている。

この課題を克服するため、切削の感覚は歯科模型のハンドピースによる切削に任せ、切削量や切削圧の目標値を客観的に教示するために切削状態に応じた情報提示システムを構築する。その提示方法として、視覚や音・触覚などが考えられるが、術野の遮蔽がなく、かつ、操作に直結した情報提示が可能であると考えられる触覚による提示を利用する。触覚提示装置はその構造上、道具操作との共存が難しいが、我々はこの問題に対して、手持ちの道具の把持や操作を邪魔せずに、かつ、人工的な触覚を生成可能な空間透明型電気触覚提示装置を開発してきた。この触覚提示装置では、電気刺激を指中節側面に提示することで指の腹に多自由度な触覚を生成することができる。従って、実際の切削感覚を損なうことなく人工的な触覚を重畳し、目標の切削状態を可触化することができると考えられる。

切削量や切削圧の目標値を可触化するためには、予め計測した画像や力の情報を使い、目標値を決定しておく必要がある。歯科領域において広く利用されている情報として、口腔内模型の表面形状画像があり、切削量の目標値を決めるための情報は比較的容易に入手可能である。従って、切削量の教示を対象とした可触化情報の生成に焦点を当てる。

3.1 歯科治療と触覚化技術

1. 歯科治療

歯科領域における切削作業は、歯の清掃や、詰め物を被せる場合など、歯牙の形状を整形するために行われる。歯牙の外殻は厚さ数 mm のエナメル質と呼ばれる硬い組織で構成されるが、その硬い組織を削るためにハンドピースと呼ばれる切削装置が利用されている。ハンドピースの操作においては、先端ビットの回転軸を切削面に対して数度傾けて接触させ、切削圧を $1 - 5 \times 10^{-4}$ kg 程度に保ちながら切削を行うことが効果的であると言われている。この操作は極めて繊細であり、経験と感覚に依存した難しい操作であることが知られている。この感覚を学ぶために模型を利用した切削操作の学習が行われているが、十分な技術として習得するために時間を要することや、実際には状況に応じた操作が求められるために実践を通して柔軟性を磨いていく必要があることが問題点として挙げられる。この問題に対して、画像による誘導や切削作業の操作自体の支援、或いは学習を定量的かつ効率的に支援するためのシステムの開発が行われてきた。一方で、切削操作の訓練システムとして、VR 技術を利用したシミュレータが開発されている。実際の切削を物理法則に従ってモデリングし、再現性と定量性の高い訓練システムを実現しているが、操作感覚の質に課題が残っている。

2. 触覚化技術

歯科領域において切削作業中の触覚が重要であるということは共通の認識であるが、その習得や工学的な再現は難しい。従来の切削シミュレータにおいても、高品質な触覚を再現することが第一の要請であった。それに対して、学習する感覚自体は実際に切削によって生じさせ、その際に切削量の誤差のどの評価情報に応じて触覚を帰還する。視覚や聴覚ではなく触覚提示を利用する利点として、遮蔽問題に強く、多自由度でかつ操作に直結した情報が得られるという点がある。触覚提示は、身体の一部に力を加えたり神経活動を誘発したりすることによって実現される。そのため、身体と装置あるいは空気などの力を伝播する媒体との接触が必然的であり、ハンドピースを用いた切削作業に干渉させることなく触覚提示を行うことは難しい。振動提示を用いて切削操作を支援するシステムも提案されているが、振動自体が道具の微細な動きを妨害してしまうという問題がある。一方で、我々が開発してきた電気触覚提示装置は、この物理的な干渉の問題を解決した触覚提示装置である。その詳細については述べているが、指中節に電気刺激を与え、指の腹に触覚を生成できるという特徴がある。さらに、与える刺激のパルス頻度を変化させることで感覚強度を制御可能であり、道具操作の空間的な誘導に応用することができる。

3.2 触覚帰還システム

図 18 に示すシステムでは、予め設定した目標の形状に物体を切削するために、切削超過量の触覚帰還システムを構築する。

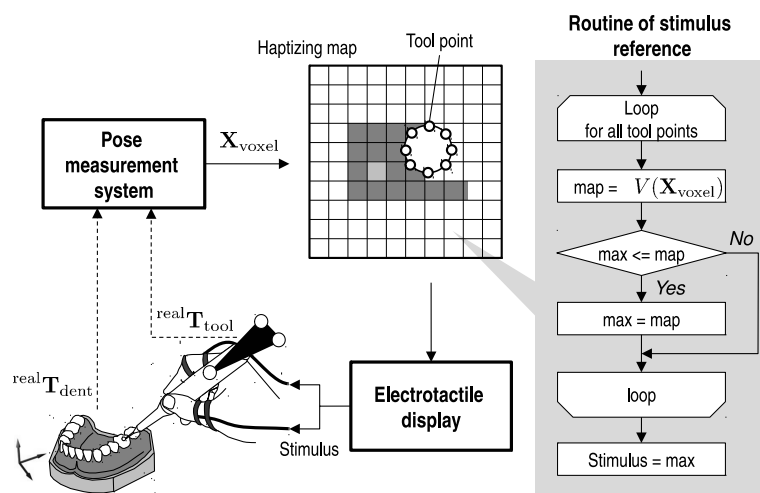


図 18: システムの概略図

本システムは、主に、道具の位置計測、可触化情報の参照、触覚提示の三つの要素から構成され、歯列形状画像を用いて可触化情報を生成するための前処理が必要となる。

3.3 触覚提示装置

本システムでは，切削器具を目標位置よりも歯牙の内部に侵入させないように，触覚帰還を施すことで切削量を教示する．歯牙の内部への侵入に応じて触覚を帰還するためには，目標位置からの侵入誤差を逐次計測して可触化情報を生成するか，予め目標位置からの侵入量に応じた可触化情報を生成しておく必要がある．切削操作には高精度かつ迅速な教示が必要とされることから，予め可触化情報をマップとして生成する方法を選択する．ボクセルベースの可触化情報の計算を行うことで，術中の道具の位置におけるボクセルを参照し，刺激量を取得することで高い解像度の目標切削量の教示を実時間で実現可能になると考えられる．図 19 に帰還制御の概要と触覚提示装置を示す．

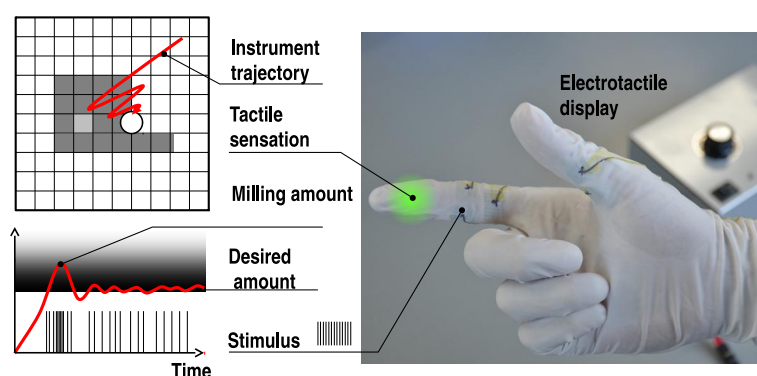


図 19: 帰還制御の概要と触覚提示装置

目標の形状に添って切削を行うためには，切削器具の位置を計測し，目標切削量からの超過量に応じて帰還制御を行うことになる．この際，単なる ON / OFF 制御ではなく，比例制御等による誘導が効果的であると考えられる．本システムにおいて，帰還量は指腹部の触覚であり，目標からの誤差に比例して触覚の知覚強度を制御する．従って，触覚の知覚強度を制御するためには，誤差情報を刺激のパルス頻度に変換すれば良い．パルス頻度と触覚の知覚強度が比例関係にあるのはパルス頻度が 0 - 100 pps 程度の時である．従って，この範囲に収まるよう，比例制御の利得を決定する．

3.4 歯列形状画像からの可触化情報生成

提示する触覚の刺激を決定するためには、目標となる形状が分かっている必要がある。本システムにおいては、切削を行う歯列形状モデルの三次元形状画像が事前に入手されているということを前提としている。この画像に基づき、可触化情報を生成し、実際の操作時に重畳提示する。目標となる切削形状を可触化するためには、切削道具の先端が対象物の内外のいずれの領域にあり、切削が行われているかを求める必要がある。一方で、三次元形状画像は表面形状が三角形ポリゴンにより構成されるものであり、対象物の内外の情報は存在しない。さらに、計測されたデータはモデルの表面を完全に再現するような閉曲面ではなく、歯間などの部位を中心に穴が存在する。従って、単純に計測したデータを利用して可触化情報を生成することは難しく、画像処理による工夫が必要である。また、モデル全体の形状画像を高精度に表現するためにはポリゴンの数が非常に多くなり、そのままでは計算を実時間で行うことが難しい。従って、切削の関心となる領域のデータのみを切り抜き、目標値の設計に利用することが望ましい。

1. 歯列形状画像の取得

歯列の型を採ることを印象採取、採取した印象を鋳型として模型用石膏を流し込み作成した歯型を口腔模型と呼ぶ。口腔模型によって歯列の表面形状を正確に把握することができ、矯正やインプラント治療の説明等に利用することができる。近年では、能動的三次元計測法等を用いて口腔模型の三次元形状計測を行うことにより、計算機上で三次元歯列表面形状を扱うことができる。本システムにおいては、取得された三次元歯列表面形状が三角形ポリゴンの集合体として表現されていることを想定している。

2. 関心領域の切り抜きと閉曲面化

切削する歯を含む直方体領域をユーザが指定してすることで関心領域の切り抜きを行う。関心領域外のポリゴンは触覚の可触化情報を計算する上で不用であるため、直方体領域の内部にあるポリゴンのみで表面形状画像を再構成する。その際、表面形状を分断する直方体の各境界面と交差するポリゴンは境界面に頂点を設定することでポリゴンを再形成する。さらに、ポリゴンが切断された断面の輪郭を閉曲線により表現し、閉曲線の内角を調べることで順次凸ポリゴンを形成して境界面の閉曲面化を行う。次に、ポリゴン同士の線の共有状態を調べることで穴を検出し、Advancing Front Mesh (AFM) アルゴリズムを用いて閉曲面化する。

3. ボクセル情報への変換

刺激の計算は表面形状画像に基づいて先端との接触を判定する方法や、可触化情報が割り当てられたボクセルを参照する方法が考えられる。本システムでは、比較的大きな記憶容量が必要とされるが、刺激の計算速度を向上させることができるため、表面形状画像から擬似的にボクセル情報を生成し、可触化情

報の参照に利用する．表面形状を含む空間を任意の大きさの立方体に分割し，ポリゴンの包含関係を調べることで物体境界面に位置するボクセルを検出し，全て一様のボクセル値を割り当てる．形状画像からボクセルへの変換までの処理過程を図 20 に示す．

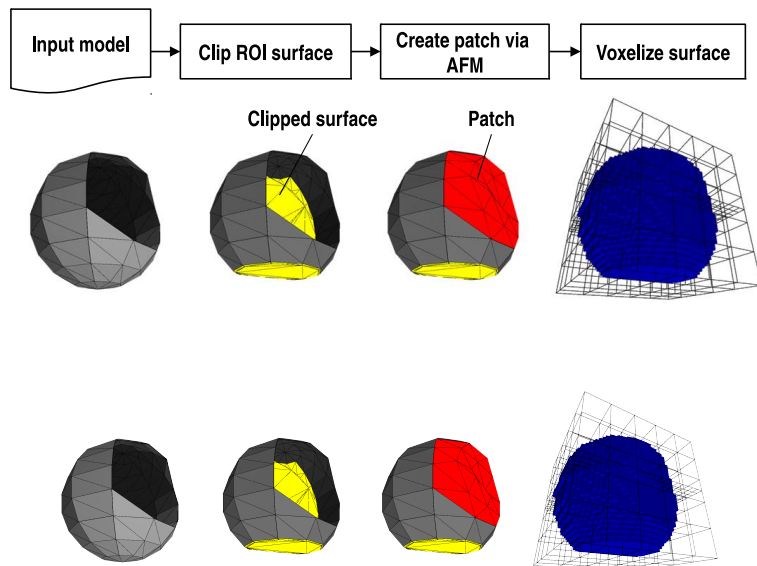


図 20: 形状画像からボクセルへの変換までの処理過程

表面形状は閉曲面化されているため，ボクセル値の連結領域を調べることで各ボクセルは物体の内部，表面，外部という三つの異なる領域に分類することができる．連結領域は各ボクセルの 26 近傍内に同一のボクセル値があるかを調べることで検出される．

4. 表面位置の更新による目標形状の設定

切削量を教示するために，予め取得したデータから目標の切削状態に更新し，その情報を利用することで刺激提示を行なう．すなわち，計測した形状そのものから生成されたボクセルデータの表面位置を切削の計画に従って更新する必要がある．切削道具の先端をモデリングしてボクセル画像中で操作することで，目標の切削形状の更新を行うことができる．先端ビットのモデルとボクセルの干渉は，先端ビットの各頂点座標におけるボクセルについて，以下の二つの処理を行う．

- (a) 表面であれば削除する．
- (b) 近傍を内部であれば表面に更新する．

この処理により，仮想的な切削による表面形状の更新を行い，目標形状を生成することができる．

5. 可触化情報の生成

前の手順において、ボクセル情報を物体の内部・表面・外部という三つの領域に分割しているため、その情報を利用することで切削量に応じた可触化情報を生成することができる。物体表面に分類されたボクセルの近傍を探索し、物体内部であれば新しい可触化情報を割り当てる。さらに、可触化情報を割り当てたボクセルについて同様の探索を行い、物体内部のボクセルがなくなるまで処理を続けることで物体内部全体に可触化情報を割り当てることができる。この一ステップごとに表面からの距離が遠くなるため、可触化情報に物体表面からの距離に応じた勾配をつけることができる。本システムでは、目標の切削量を教示するために、刺激の頻度に応じた比例制御を行うことを既に述べている。従って、パルス頻度を可触化情報として設定し、計算のステップごとに増加させながら全てのボクセルに可触化情報を割り当てる。可触化情報の生成過程を図 21 に示す。

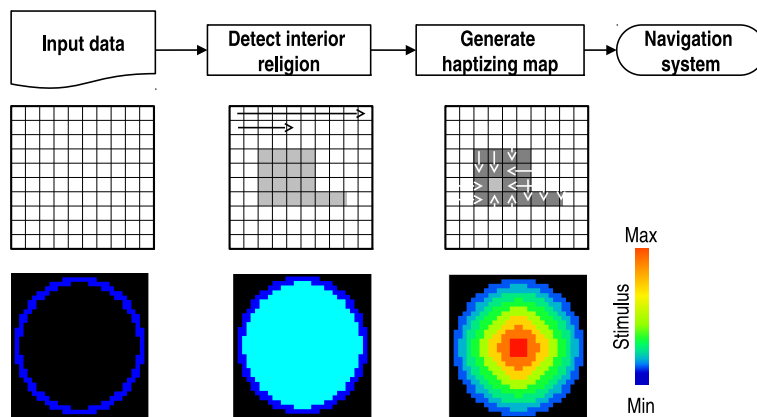


図 21: 可触化情報の生成過程

以下では各処理の内容について詳細に述べる。

3.5 可触化情報の参照と更新

実際に模型を切削しながら事前に生成した可触化情報を参照して触覚を帰還させるために、先端ビットの現実空間における座標とボクセル空間における座標の位置合わせが必要となる。環境情報の変化による影響を抑制して位置計測の誤差を軽減するために、道具の位置姿勢を推定する他に、切削対象物の基準座標系の原点を同時に計測して参照として用いる。実際には、模型の近傍に印を配置し、その点を基準に道具の位置姿勢を推定する。道具の位置姿勢は道具に取り付けた三つの印の位置を三次元計測によって求めることで推定する。さらに、予め取得しておいた道具の座標系における先端の座標を用いて現実空間における先端ビットの座標を求めることができる。先端は予め形状を仮想空間における座標系を基準にしているため、仮

想空間における座標系へ変換した後，各頂点の座標をボクセル空間の座標系へ変換することで可触化情報の参照が可能となる．可触化情報は先端を構成する頂点ごとに異なるが，参照された刺激のうち最も刺激強度の高いものを採用する．

また，切削操作を指導する教師が訓練を行う生徒に対して対話的に切削状態を教示可能であることが望ましい．従って，目標値を切削状態に応じて随時更新しながら切削の訓練の支援を行うことが効果的であると考えられる．本システムではボクセル情報を利用していることから，目標値を更新することも比較的容易に行うことができる．目標値を更新するためには，仮想空間中でボクセルの切削操作を行い，勾配を再計算する．仮想空間におけるボクセルの切削は，表面位置の更新による目標値の設定において行った操作を再度行う．

3.6 システムの構築と評価

歯列模型の形状画像から可触化情報の生成を行った。口腔模型に関しては、まず印象を採取し、印象を鋳型として模型用石膏を流しこんで口腔模型を作成した。次に、光学計測装置 (VMS150R - D, UNISN Inc. 社製) を用いて、スリット光投影法により三次元表面形状の取得を行った。使用した歯列模型は下顎で、形状データは頂点数が 120590、ポリゴン数が 239790 であった。切削の関心領域として下顎第二大臼歯、および、三大臼歯の近傍を切り抜き、表面形状画像からボクセル情報への変換を行った。切り抜き後の頂点数は 13590、ポリゴン数は 27130 であり、ボクセル化の際の分割数は各辺 128 とし、一辺の長さは 0.2 mm であった。表面形状画像からボクセル情報の生成までの処理結果を図 22(a) に示す。

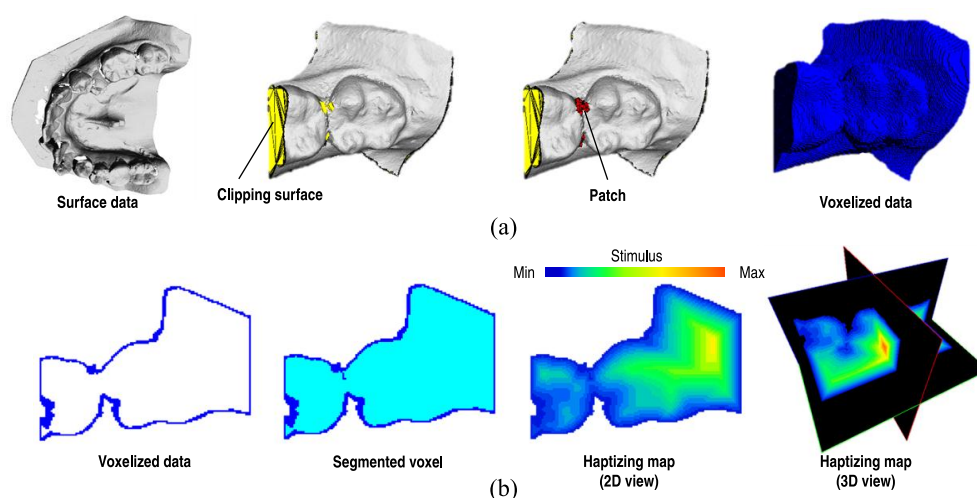


図 22: ボクセル情報の生成までの処理結果 (a) 切り抜き結果 (b) 可視化情報

結果より、歯列模型の三次元形状画像を閉曲面化し、ボクセル情報に変換することが可能であることが確認できた。さらに、物体の内外を判定し、可触化情報を各ボクセルに割り当てた結果を図 22(b) に示す。結果より、歯列形状画像の表面からの距離に応じて勾配図を生成することが可能であることが示された。従って、この可触化情報に基づいた刺激を提示することが可能となった。

道具の位置姿勢の計測には再帰性反射印と赤外カメラ二台 (FLEX:V100R2, Opti-Track, NaturalPoint 社製) を利用して三次元計測システムを構築した。切削道具には歯科用ハンドピースの代わりに、汎用のミニルータ (MM50/D, Proxxon 社製) に半径 1 mm の球状ハイスカッターを装着して使用した。実装したシステムの全体像を図 23 に示す。

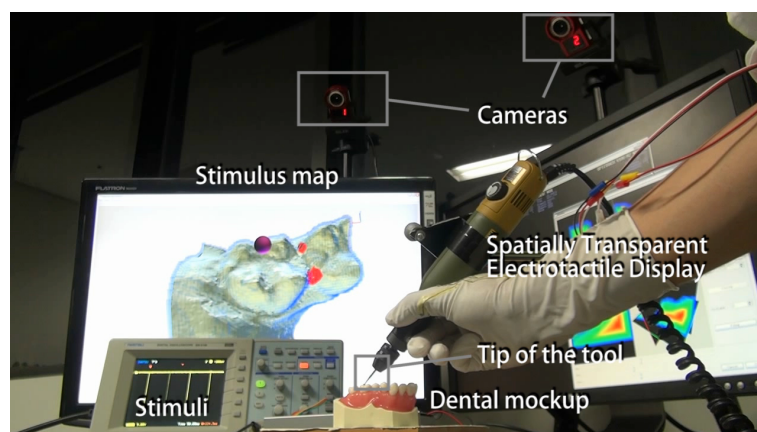


図 23: 実装システム

構築したシステムを用いて切削操作の支援を行った．基本的な性能を確認するために，比較的硬度が高く歯科模型にも利用されるアクリル素材の板を用いて切削操作を行った．従来の切削支援システムにおける評価では，円形領域の切削を行った際の形状の誤差について調べる．従って，目標の切削形状として図 24(a) に示す半径 5.0，10.0 mm，幅 4 mm の円形の溝を目標形状としてして可触化情報を生成した．視覚的な誘導なしに重ねられた触覚情報のみを頼りに切削を行った結果を図 24(b) に示す．結果より，切削を行った領域の外側の形状が目標形状に沿って切削されていることが確認できる．

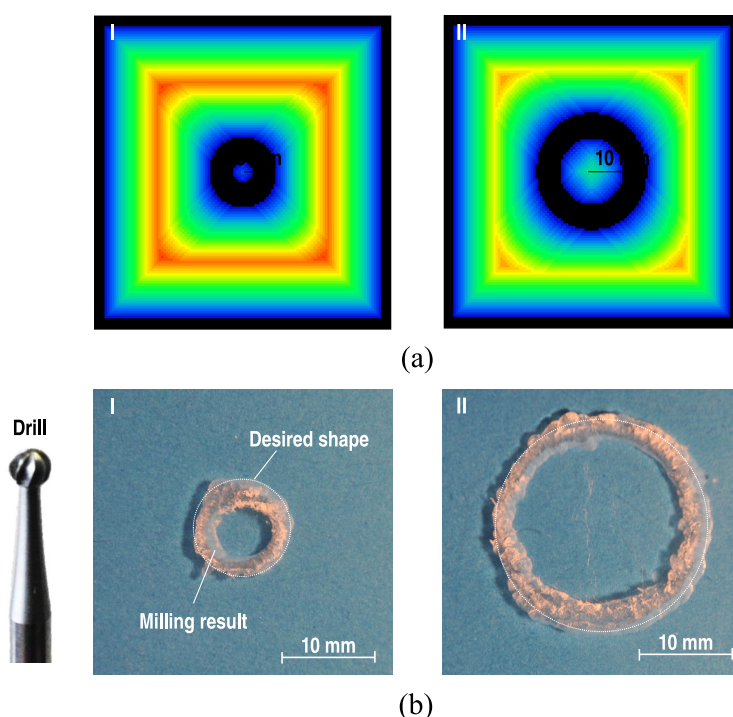


図 24: 切削操作 (a) シミュレーション (b) 操作結果

実際の切削操作においては，1 mm 以下の精度が必要とされる．可触化情報に関しては，0.2 mm の解像度の刺激量を短時間で生成することが可能であった．一方で，最初に切り出す領域が重要であり，切断面によっては閉曲面化することが難しい場合もあり，頑強性を向上させることが課題の一つである．道具の位置計測に関しては，誤差が 1 mm 程度であり，切削結果の主な誤差は位置計測の誤差によって生じていると考えられる．この精度を考慮して図 24(b) における切削結果に着目すると，目標の切削量を効果的に教示可能であったと考えられる．

また，目標の切削量からの超過量に応じた刺激の比例制御を行ったが，この際の利得と偏差は操作の精度や安定性に影響すると考えられる．触覚を提示するための刺激パルス頻度と切削道具の振動による感覚の周波数が同程度であれば，実際の切削道具の振動による感覚と融合され，切削の目標量を知覚することが難しくなる．従って，切削道具による振動周波数と異なる周波数帯のパルス頻度が利用されるよ

うに利得と偏差を設定する必要がある。

本提案したシステムでは、道具を動かす方向までは教示していない。しかし使用した触覚提示装置は、触覚を提示する指の単軸方向の部位を制御可能であり、ベクトルの表現による方向教示に応用することも可能である。さらに、目標となる切削量の教示を目指したが、切削圧の教示も同様の考え方により実現可能であると考えられる。また、異種画像から統合的に情報を生成することで切削状態を機能的に支援することも可能である。例えばパノラマ画像から得られた情報を用いて、歯の上部構造を突き破ってしまう露髄の危険が生じた際に触覚提示を行うといった方法が考えられる。

4 まとめ

本研究では、主に、下記の二項目を行った。

1. 三次元歯用画像の統合
2. 歯列医療情報の可触化

三次元歯用画像統合では、歯根の情報を持たない口腔模型のデータに対して、パノラマ画像が持つ歯根の情報を統合し、擬似的な三次元歯列形状情報を構成する手法を提案した。口腔模型の三次元形状データから仮想パノラマ画像を作成し、実際のパノラマ画像と比較することで、三次元データである口腔模型と、二次元データであるパノラマ画像の位置合わせを行った。一軸回転方式のパノラマ断層撮影装置から取得したパノラマ画像と、口腔模型の三次元形状データを統合するパイプラインを確立することが出来た。

歯列医療情報可触化では、歯牙模型の切削操作の訓練を触覚帰還によって支援するためのシステムの構築を目的とした。本システムでは、切削感覚を損なわず、かつ、目標の切削量を教示するために、空間透明型電気触覚ディスプレイを利用する。予め取得した歯列模型の三次元形状画像からボクセル毎の可触化情報を生成し、目標の切削量を教示する方法を提案した。実際の歯列形状画像に対して提案手法を適用したところ、可触化情報の生成が可能であることが確認された。さらに、提案システムの評価を行うために基礎システムを構築して切削操作を行ったところ、目標形状に沿った切削を行うことが可能であった。また、切削圧や道具の姿勢を教示するための可触化情報を統合することで、切削操作の学習支援において、さらなる効果が期待される。

本研究で構築した三次元歯用画像統合システムを活用することで、様々な種類の断層撮影装置を用いて取得したパノラマ画像であっても、口腔模型の三次元表面形状データとの統合が可能であると考えられる。また、歯列医療情報可触化システムは極めて小型かつ簡便な装置で構築されており、様々な場所においても切削訓練時の支援システムとして容易に導入が可能であると考えられる。すなわち、一般的な歯科医院等における広範な状況に対しても、これらのシステムが適用可能であると考えられる。