

平成 26 年 6 月 19 日現在

機関番号：17701

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2011～2013

課題番号：23592879

研究課題名(和文) 歯科治療ロボットの開発

研究課題名(英文) Development of a dental treatment robot

研究代表者

菊地 聖史 (Kikuchi, Masafumi)

鹿児島大学・医歯(薬)学総合研究科・教授

研究者番号：50250791

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,000,000円、(間接経費) 1,200,000円

研究成果の概要(和文)：歯科CAD/CAMシステムやジルコニアセラミックスの利点を最大限に生かすには、歯の切削精度を向上させる必要がある。本研究は、歯の形成を自動で行う歯科治療ロボットの開発を目的とした。まず、歯科治療ロボットを構成する基本要素の検討を行った。さらに、装置とソフトウェアを試作し、歯科用マネキンを用いて評価した。その結果、試作システムに改良の余地はあるものの、歯科治療ロボット開発の可能性が示された。

研究成果の概要(英文)：To achieve the ideal result with dental CAD/CAM systems and zirconia ceramics, precise tooth preparation is necessary. The purpose of this study was to develop a dental treatment robot for computerized tooth preparation. First, basic components of the robot were designed. Then, the experimental robot and its software were developed and tested using a dental mannequin. The results suggest the possibility of developing a dental treatment robot, although there is still room for improvement of the experimental system.

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：歯学 歯科医用工学・再生歯学

キーワード：歯科理工学 歯科CAD/CAMシステム 歯牙切削 形成

1. 研究開始当初の背景

回転切削機器であるエアタービンハンドピースやマイクロモーターハンドピースは、現在の歯科治療に欠かすことのできない歯科医療機器である。これらは、主に切削効率や耐久性、騒音などの面において改良が積み重ねられ、現在では臨床的に十分な性能を有するに至っている。しかし、術者である歯科医師がフリーハンドでハンドピースを操作するという点については、ほとんど改良されていない。そのため、切削精度が術者の技量に大きく左右されるという問題が残されたままである。

一方で、歯科医療に対する社会的な要求は益々高まってきており、それにこたえるべく、歯の形成に対する要求もさらに高度なものになってきている。例えば、健全な歯質は可能な限り保存することが望まれている。また、治療に用いる材料によっても適切な形成形状は異なり、審美性に非常に優れるが脆性であるセラミックスで修復する場合は、材料の十分な厚みの確保と鋭角部の排除に努めなければならない。そのため、歯質削除量は金属で修復する場合よりも必然的に多くなるが、有髄歯の場合は、同時に歯髄保護も考慮する必要がある。

窩洞形成や支台歯形成は、歯科鑄造や歯科CAD/CAMシステムによる修復物製作の出発点であり、その仕上がりは、以降のすべての工程に大きな影響を及ぼす。例えば、滑らかであるべき形成面に無用なうねりや段差があると、それに合わせて修復物を作ることになる。また、アンダーカットの発生を恐れてテーパを過剰に付与すると、修復物が脱落しやすくなるという弊害がある。

近年普及が著しい歯科CAD/CAMシステムにおいても、窩洞形成や支台歯形成に問題があるために、装置や材料の性能が十分に発揮できない場合がある。実際、形状測定の精度が低下したり、本来不要なカッターパス(切削工具の移動経路)の補正が必要になったりすることにより、修復物の適合精度が悪化したり、製作時間が長くなったりするなどの問題が生じている。

歯科CAD/CAMシステムやジルコニアセラミックスなど、新しい加工技術や材料の利点を最大限に生かすには、歯の切削精度も向上させる必要がある。その方法の一つとして、コンピューターによる形成の自動化が考えられる。近年のコンピューターや精密機械技術の飛躍的な進歩によって、医科では様々な手術用ロボットが開発され、既に実用化されているものもある。しかし、歯科では治療のためのロボットの研究がほとんど進んでいないのが現状である。平行形成に関しては、過去に研究代表者による、コンピューター支援によって支台歯形成の高精度化を試みた研究があるが、自動形成は前例がないため、解決すべき課題が多い。

2. 研究の目的

修復物の適合性の向上や歯質削除量の最少化など、歯科治療品質のさらなる向上のためには、歯の形成を自動で行う歯科治療ロボットを開発することが考えられる。しかし、自動形成の実現には、安全性の確保や専用のハードウェアとソフトウェアの新規開発など、様々な課題がある。そこで、本研究は、現在の技術で実現可能な範囲でシステムを試作し、歯科治療ロボットの開発の可能性を検証することを目的とした。具体的には、次の項目について検討および開発するものとした。

(1) 安全装置の検討

自動形成の最大の課題である安全性の確保のため、患者の不意の動きなど、想定される緊急事態に対応できる安全装置を検討する。なお、本ロボットは、無人運転を目指したものではありません。術者が患者や装置を常に監視していることが大前提である。

(2) 装置の固定方法の検討

口腔内に固定源を求め、形成対象歯に対する口腔外の装置の位置決めを行う方法として、歯科インプラントの手術で行われているように、口腔内に適合するプレートアンカーピンで顎骨に固定する方法が考えられる。この方法は、固定力の点では確実であるが、侵襲的であるため、歯の自動形成に用いる方法として必ずしも理想的なものではない。そこで、非侵襲的な固定方法を検討する。

(3) 形状測定方法の検討

形成範囲が1級窩洞のように直視可能な範囲に局限している場合は、光学印象で形状測定が可能である。しかし、2級窩洞や支台歯などの場合は、隣接面や歯肉縁下など、直視できない部位の形状データも必要となり、現在の光学印象では測定が困難あるいは不可能である。そこで、自動形成に適した形状測定方法を検討する。

(4) 装置の開発

歯科治療ロボットを構成する、口腔内で形状測定や自動形成を行う装置などの設計と試作を行い、動作検証を行って、自動形成の問題点を検討する。

(5) プログラムの開発

形状データを基に窩洞や支台歯の形状を設計するプログラム、カッターパスを計算するプログラム、装置を制御するプログラムなどの設計と試作を行い、自動形成装置と併せて動作検証を行う。

3. 研究の方法

本研究では、まず、歯科治療ロボットを実現する上で必要な基本要素を検討した。次に、自動形成装置やプログラムを設計し、試作した。さらに、歯科用マネキンを用いて自動形成を試み、動作検証と評価を行って改良を進めた。具体的には、次のとおりである。

(1) 安全装置の検討

自動形成中の危険性を極力排除し、患者と術者の両方にとって安全、安心なシステムとするための装置としてどのようなものが考えられるか検討した。

(2) 装置の固定方法の検討

口腔内の形成対象歯に対する口腔外の装置の位置決めを非侵襲的に実現する方法を固定力などの点から検討した。

(3) 形状測定方法の検討

狭小な口腔内で自動形成に必要な対象歯の形状データを迅速に得るため、接触式と非接触式を併用した方法を検討した。

(4) 装置の試作

自動ステージやエアタービン、歯列に対する位置決め機構などからなる自動形成装置、対象歯の形状を得るためのカメラやタッチプローブ、およびそれらを制御するための周辺装置を試作した。

(5) プログラムの試作

形成形状（窩洞外形）を設計するためのプログラム、形成形状からカッターパスを生成するためのプログラム、カッターパスに基づいて自動形成装置を制御するプログラムを試作した。

従来のハンドピースによる形成においては、軽荷重で間欠的に行うのがよいとされ、適切な送り速度の明確な基準はない。切削を間欠的に行うことにより、切削熱の歯髄への影響が低減されると考えられる。また、一度に削り過ぎないようにするためにも、ハンドピースによる形成は間欠的に行わざるを得ないと思われる。

一方、自動形成においては、効率の点から連続切削が適していると考えられる。切削熱は切削動力に起因するので、連続切削であっても、送り速度を小さくすれば切削動力が小さくなり、切削熱の問題を回避できると考えられる。また、装置側の問題として、送り速度を大きくすると、負荷が大きくなったときに工具の回転が止まり、その結果、送りも止まってしまうということが挙げられる。しかし、装置が止まらないように最大負荷時を基準に送り速度を設定すると、形成時間が非常に長くなってしまふ。また、装置が止まらないように出力を大きくすることは、安全性の低下につながりかねない。

形成時には、溝切削となる場合や片側切削となる場合があり、切込み量も変化し、エナメル質と象牙質でも切削性が異なるので、カッターパスからあらかじめ切削抵抗を予測し、それに基づいて切削速度を制御することは困難である。そこで、形成中の負荷に応じて送り速度をフィードバック制御する機能を自動形成プログラムに組み込んだ。

(6) 動作検証と評価

歯科用マネキンの歯列模型に対して計測、設計、自動形成を試みた。各部が意図したとおり動作するか調べ、装置やプログラムに改良を加えた。

4. 研究成果

以下、研究の方法の項目に沿って述べる。

(1) 安全装置の検討

形成中の緊急事態に対する安全装置として、手足で操作する非常停止スイッチのほか、患者の急な動きを検出し、自動的に非常停止する仕組みが必要であると考えられた。具体的には、変位センサーや加速度・角速度センサー、荷重センサー、モーションキャプチャー装置、トレー（印象材）の浮き上がりを検出するための減圧ポンプと圧力センサーなどの利用が考えられた。また、切削工具から舌や頬粘膜などを保護するためのプロテクター、歯髄を切削熱から保護するための切削動力の自動制御機構などが考えられた。

術者がハンドピースで形成中に患者が急に動くなどの危険を感じてからフットコントローラーに乗せた足を離すまでどれくらいの時間を要するのかについては、調べられていないようである。自動車運転中の危険回避行動に関する文献を調査したところ、反応時間（危険事態が発生してから回避行動を始めるまでの時間）は、条件にもよるが0.5秒程度であることが分かった。このことから、ハンドピースによる形成においても同程度の反応時間を要すると類推された。

装置が完全に停止するまでには、反応時間に加えて、切削工具の回転が止まるまでの時間などもある。また、術者は、視覚、聴覚、触覚などから総合的に状況判断をしているのに対し、装置の場合は、収集や処理できる情報が限られているので、反応時間は極力短くすべきと考えられた。ただし、各種センサーが敏感すぎても自動形成が行えないので、適切なしきい値などについて、さらなる検討が必要と考えられた。

(2) 装置の固定方法の検討

口腔内に非侵襲的に固定源を求める方法として、形成対象歯部分に穴を開けた印象用トレーと印象材の使用が考えられた。使用するトレーは、外力に対する印象材の変形を小さくできるという点で、既成トレーより個人トレーの方が良いと考えられた。しかし、トレーの柄に関しては、口腔外の装置と連結する部分となるので、規格化された形状であり、装置の他の部分と干渉しないこと、たわみにくいようにステンレス鋼のようなヤング率が大きい材質で作られていることが望ましいと考えられた。また、印象材は、硬化後の寸法変化が少ないシリコンゴム印象材の使用が必須と考えられた。

トレーと印象材による固定力は、トレーを歯列に圧下する方向および咬合平面と平行な方向には比較的強いが、撤去する方向には弱いと考えられるので、トレーに加わる力の監視と浮き上がりの検出が必要と考えられた。前者は、口腔外の装置のトレーとの結合部分に荷重センサーを取り付けることで可能と考えられた。また、後者は、トレーの外

側から印象面に達する穴を開けて管を通し、減圧ポンプで吸引しながら圧力センサーで監視することにより、圧力値の変化として検出することが可能と考えられた。

(3) 形状測定方法の検討

対象歯の直視可能な部位については、光学印象（非接触式）で対応できるが、直視できない部位については、現状ではタッチプローブ（接触式）を併用せざるを得ないと考えられた。タッチプローブには様々な方式があるが、口腔内で使うことを考えると、プローブの動きの自由度が大きい多関節型が適していると考えられた。しかし、同型の既製品は、大きさの点で試作装置との一体化が難しく、また、高精度なものは極めて高価である点が問題と考えられた。口腔内で形成対象歯の形状測定を行うのに必要な自由度や装置の大きさなどを考慮すると、可動範囲を限定したタッチプローブ式形状測定装置の開発が必要と考えられた。

(4) 装置の試作

試作歯科治療ロボットシステムを図1に示す。システムを中心となる装置本体は、3軸自動ステージと着脱式のエアタービン、カメラ、タッチプローブの各ユニットで構成した。同装置は、歯列に対する位置の調整がで

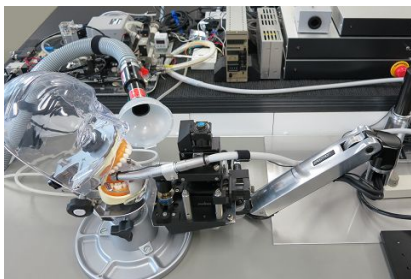


図1 試作歯科治療ロボットシステム



図2 エアタービンユニット



図3 カメラユニット



図4 タッチプローブユニット

きるように、自在アームに取り付けた。また、トレーの柄との接合は、ボールヘッドを介して行った。

エアタービンユニット（図2）には、市販のハンドピースを用い、ヘッド部分に磁気センサーを装着して切削工具の回転速度を計測できるようにした。エアタービンに供給するエアと冷却水は、圧力レギュレーターと電磁弁により制御した。カメラユニット（図3）は、撮像素子と照明用LEDにテストインジケータを組み合わせた。画像取り込み時は、インジケータの先端が対象歯に接触したところで自動ステージを止め、撮影距離が一定となるようにした。なお、画像と実際の長さとの関係は、大きさが既知の基準試料を用いてあらかじめ較正した。タッチプローブユニット（図4）は、回転角度センサーや直動変位センサーなどで構成した。

(5) プログラムの試作

窩洞外形設計プログラム

試作プログラムを図5に示す。従来の1級単純インレー窩洞用のプログラムを拡張し、1級複雑インレーならびに2級インレーについても咬合面の窩洞外形が設計できるようにした。2級窩洞の咬合面と隣接面の移行部の形状は、用途に応じてストレート、スライピングカーブ、リバースカーブの3タイプから選択するものとし、直線やベジエ曲線を用いて設計した。2級窩洞の側室部分は、ローリングボール法により歯の輪郭に平行な補助曲線を描き、その補助曲線と上記直線またはベジエ曲線の両方に接する円弧を描くことにより設計した。接点の座標は、プレント法により算出した。

窩洞外形は、滑らかであることが求められ、また、設計した窩洞が実際に形成可能であるためには、窩洞の最狭部にも工具が到達可能でなければならない。上顎第一大臼歯の2級窩洞の設計例を図6に示す。試作プログラムを用いることにより、上記要件を満たす窩洞外形が設計できることが分かった。

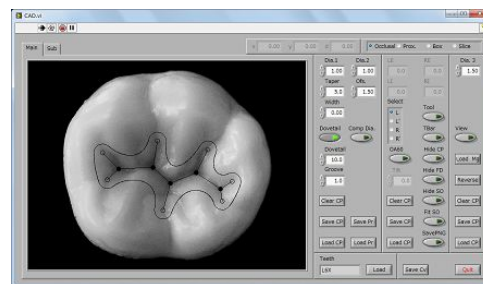


図5 試作窩洞外形設計プログラム

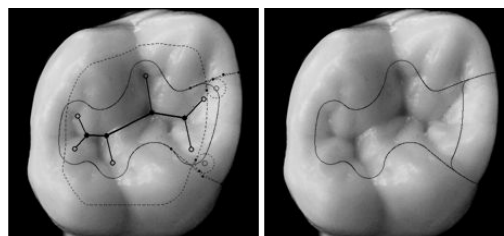


図6 2級窩洞の設計例

カッターパス生成プログラム

試作プログラムを図7に示す。1級窩洞の場合、2.5軸加工で裂溝に沿って切削工具径と同じ幅の溝を形成したのち、2軸加工で設計した窩洞外形まで拡大形成するものとし、2種類のカッターパスを生成した。

溝形成用カッターパスは、窩洞設計時に指定した裂溝（補助線）を壁伝い法で探索し、一巡させることで生成した。なお、最終的な窩洞の深さを形成前に設定することは必ずしも容易ではない。そこで、カッターパスの座標情報は2軸のみとし、深さ（工具軸）方向の処理は、形成実行時に行った。具体的には、1回目で指定した深さまで徐々に掘り下げ、2回目で底を平らに仕上げる2パス方式を基本とし、それを術者がウ蝕の深さなどを確認しながら繰り返すものとした。

拡大形成用カッターパスは、窩洞外形に内接する円を移動させたときの中心の軌跡をローリングボール法により求めることで生成した。このとき、円の直径は切削工具の直径から開始し、円が移動できなくなるまで段階的に大きくした。なお、この方法で得られた軌跡は、実際のカッターパスと逆順なので、順番を反転した。また、そのままではラスタデータであり、ステップ数が非常に多くなってしまうので、ベクターデータに変換してステップ数を削減した。

自動形成装置制御プログラム

自動形成に関する計測制御と状態表示を行う試作プログラムを図8に示す。切削動力や送り速度の上限などの形成条件を設定し、形成を開始すると、試作プログラムはエアタービンを始動し、カッターパスに基づいて自動ステージの位置を制御する。送り速度については、エアタービンの無負荷回転状態からの回転数の低下により切削動力を推定し、それが目標値に近づくようにフィードバック制御した。

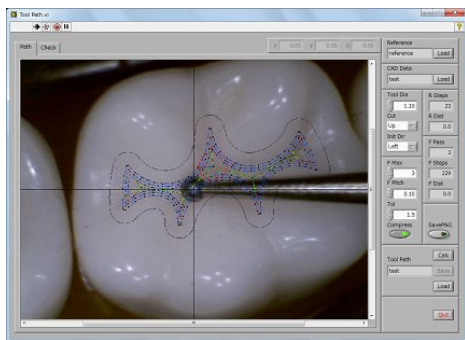


図7 試作カッターパス生成プログラム

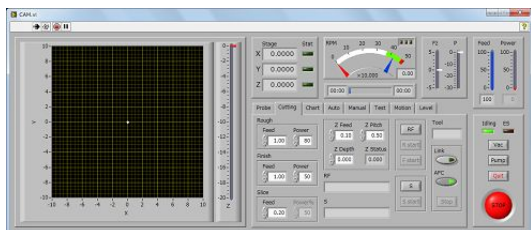


図8 試作自動形成装置制御プログラム

(6) 動作検証と評価

試作システムにおける自動形成の工程は、次のとおりである。まず、歯科用マネキンの歯列に対して印象材を用いてトレーを装着し、トレーの柄の部分で装置本体と連結する。次に、装置本体の自動ステージに口腔内カメラユニットまたはタッチプローブユニットを装着し、形成対象歯の形状を取り込む。さらに、対象歯の形状データを用いて形成形状を設計してからカッターパスを計算する。最後に、エアタービンユニットを装着して自動形成を行う。

試作システムは、おおむね意図したとおりに動作した。図9に1級窩洞の自動形成例を示す。送り速度を一定とした場合、切込み量が大きくなるなど負荷が増加すると、エアタービンや自動ステージが止まってしまうことがあった。しかし、自動制御を行った場合は、負荷に応じて送り速度が変化し、高負荷時も装置が止まることはなかった。この結果から、自動形成における送り速度の自動制御の有効性が確認された。

一方で、試作システムの問題点も明らかになった。試作装置においては、エアタービン、カメラ、タッチプローブが別ユニットとなっているため、それらの基準点を一致させる調整や装置への着脱が煩雑であった。これは、装置を一体化することで改善が可能と考えられた。2級窩洞など、アンダーカット部を含む形成の場合に用いる予定だった試作タッチプローブユニットは、動作原理の確認はできたものの、十分な精度が得られなかった。これは、高精度なロータリーエンコーダーを使用するとともに、各部の精度と剛性の向上を図れば改善されると考えられた。プログラムについては、作りやすさを重視して機能ごとに分割したため、操作性の面で改善の余地があった。

以上の結果から、装置やプログラムに課題は残されているものの、将来的には解決可能と思われる、歯の形成を自動で行う歯科治療ロボット開発の可能性が示された。

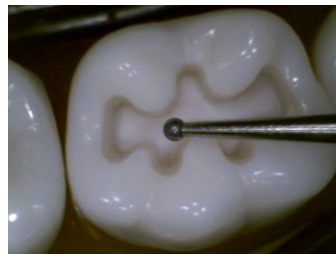


図9 自動形成例

上：溝形成後、下：拡大形成後

5. 主な発表論文等
(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計1件)

Kikuchi M, Takahashi M, Takada Y.
Geometric design method for occlusal outlines of complex class I and class II inlay cavities. Dent Mater J 2011, 30(5): 648-654. (査読有り)

〔学会発表〕(計2件)

菊地聖史、高橋正敏、高田雄京. 複雑インレー窩洞の幾何学的設計法、第59回日本歯科理工学会学術講演会、平成24年4月14日、徳島市.

菊地聖史、高橋正敏、高田雄京. インレー窩洞の幾何学的設計法、第58回日本歯科理工学会学術講演会、平成23年10月22日、郡山市.

〔図書〕(計0件)

〔産業財産権〕

出願状況(計0件)

取得状況(計0件)

〔その他〕

ホームページ等

6. 研究組織

(1)研究代表者

菊地 聖史 (Kikuchi, Masafumi)

鹿児島大学・大学院医歯学総合研究科・教授

研究者番号：50250791

(2)研究分担者

高橋 正敏 (Takahashi, Masatoshi)

東北大学・大学院歯学研究科・助教

研究者番号：50400255

(平成25年度より連携研究者)

(3)連携研究者

高田 雄京 (Takada, Yukyo)

東北大学・大学院歯学研究科・准教授

研究者番号：10206766

佐藤 秀樹 (Sato, Hideki)

東北大学・大学院歯学研究科・助教

研究者番号：60154085