

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-320369
(P2006-320369A)

(43) 公開日 平成18年11月30日(2006.11.30)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 23 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2005-143692 (P2005-143692) (22) 出願日 平成17年5月17日 (2005.5.17)</p>	<p>(71) 出願人 302057269 永井 道彰 兵庫県神戸市中央区東川崎町1丁目3番6号115号室 (72) 発明者 永井 道彰 兵庫県神戸市中央区東川崎町1丁目3番6号115号室 Fターム(参考) 4C601 BB03 DD12 EE16 GA01 GC10 JC25</p>
---	---

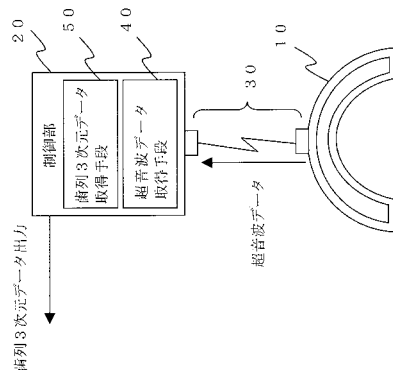
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および歯の詰め物造形装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波を用いて歯列の表面の3次元画像または歯列内部の3次元画像を得る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠10を用いる。歯列装着型枠10を歯列に装着する。超音波データ取得手段40の制御のもと超音波振動子11により歯列の外表面に超音波を発信して超音波振動子11により外表面において反射する反射波を受信して超音波データを得る。歯列3次元データ取得手段50によって、超音波データ取得手段40で得た超音波データと、発信と受信にかかるそれぞれの超音波振動子11間の既知の位置関係データに基づいて歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠と、

前記歯列装着型枠を歯列に装着し、前記超音波振動子により前記歯列の外表面に超音波を発信して前記超音波振動子により前記外表面において反射する反射波を受信して超音波データを得る超音波データ取得手段と、

前記超音波データ取得手段で得た超音波データと、前記発信と前記受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する歯列3次元データ取得手段とを備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠と、

前記歯列装着型枠を歯列に装着し、前記超音波振動子により前記歯列の外表面から内部に超音波を発信・打ち込んで前記超音波振動子により前記歯列の内部から反射する反射波を受信して超音波データを得る超音波データ取得手段と、

前記超音波データ取得手段で得た超音波データと、前記発信と前記受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する歯列3次元データ取得手段とを備えた超音波診断装置。

20

【請求項 3】

読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠と、

前記歯列装着型枠を歯列に装着し、前記超音波振動子により前記歯列の外表面から内部に超音波を発信・打ち込んで前記超音波振動子により前記歯列の内部を通過した通過波を受信して超音波データを得る超音波データ取得手段と、

前記超音波データ取得手段で得た超音波データと、前記発信と前記受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する歯列3次元データ取得手段とを備えた超音波診断装置。

【請求項 4】

前記歯列3次元データ取得手段は、前記超音波データ取得手段から得た超音波データを基に、前記超音波データの前記発信と前記受信にかかる超音波振動子を特定する情報と、前記超音波データの前記発信と前記受信の遅延時間情報を抽出し、それらと前記超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する請求項1から3のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記超音波データ取得手段において、前記超音波振動子アレイのそれぞれの前記超音波振動子が相互に異なる周波数の超音波を発信し、

前記歯列3次元データ取得手段が周波数分解手段を備え、それぞれの前記超音波振動子で受信した超音波データを周波数分解して周波数別の超音波データに分解し、前記歯列3次元データ取得手段において、前記周波数分解されたそれぞれの超音波データの発信にか

40

【請求項 6】

前記超音波データ取得手段において、

前記超音波振動子アレイの超音波発信をそれぞれの前記超音波振動子ごとに一つずつシーケンシャルに行い、

前記超音波振動子アレイの超音波受信を前記発信にかかる超音波振動子およびその近隣の超音波振動子から選ばれた2つ以上の超音波振動子により平行に行う請求項1から3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

50

前記超音波振動子アレイの超音波振動子を、前記歯列前面に対応する群と前記歯列裏面に対応する群と前記歯列噛みあわせ面に対応する群に分け、前記超音波データ取得手段において、各群ごと独立に、前記超音波振動子アレイの前記超音波発信のシーケンシャル処理と前記超音波受信の平行処理を行う請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記歯列内部の 3 次元データにおいて、健常部分と虫歯部分の超音波反射率の違いから前記虫歯部分の存在を検知する虫歯検知機能を備えた請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記歯列内部の 3 次元データにおいて、健常部分と虫歯部分の超音波吸収率の違いから前記虫歯部分の存在を検知する虫歯検知機能を備えた請求項 3 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

歯の詰め物（差し歯、歯の被せ物、歯のブリッジ物など）を製作する材料を用いた自動 3 次元立体物造形装置を備え、請求項 1 から 9 のいずれかに記載の歯列超音波診断装置により採取した歯列の外表面形状の 3 次元データを入力し、前記歯列の外表面形状の 3 次元データを基に、前記自動 3 次元立体物造形装置により歯の詰め物を自動的に製作する歯の詰め物造形装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は超音波診断装置および歯の詰め物造形装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

歯科では虫歯を治療する手順は概ね以下のように行なわれていた。

歯科では、虫歯の診断にあたり、小型のレントゲン装置によりあごを中心とする X 線写真を撮影し、歯の健常部分と虫歯部分の X 線吸収率の違いから、X 線写真画像において黒くなっている部分を虫歯部分として診断することが広く行なわれている。患者に対して当該 X 線写真画像を見せて虫歯の存在などを告知すること（インフォームド Consent）も広く行われている。

歯科では、虫歯を削った後に詰め物を入れる場合や、抜歯して両横の歯からブリッジを設ける場合など、歯型を造ることが広く行なわれている。この歯型は通常、マウスピース型の歯型枠に硬化性を持つプラスチック製の練り物剤を流し込んでおき、マウスピース型の歯型枠を歯列に装着して歯列を押し込み、暫くプラスチック製の練り物が硬化するのを待ち、所定時間（3分～5分の間）の経過後、マウスピース型の歯型枠ごと外して歯型を取る。つまり、石膏を流し込んで像を造るのと同じ原理で歯型を製作していた。

30

当該歯型の採取後、患者には詰め物ができるまでの一週間程度の間は歯の詰め物がないので、簡単な仮の詰め物を施していた。

歯科医院（病院、医院、診療所など歯科治療を行なう場所）から当該歯型を専門の技工士に渡し、一週間程度の間は技工士が歯の詰め物を完成して歯科医院に渡し、再び歯科医院を訪れた患者に対してようやく歯の詰め物を埋設して歯科治療が終わる。

40

【0003】

一方、人体の消化管の診療の場では内視鏡やカテーテルが良く用いられている。人体の胃、食道、大腸、小腸などの消化管の内壁を観察し、内壁面に対する治療や薬の注入などを行なう内視鏡が知られている。概ね、先端部、挿入管部、操作部を備えている。先端部にはレンズが仕込まれ、挿入管部にはレンズから取り込んだ像を送る光学系を備えている。これら光学系を介して得た画像はモニタなどに映し出される。

ここで、内視鏡で得られる画像は、レンズが設けられている先端部を視点として見た画像となる。つまり、先端部が進入するにつれ、その先端部を視点して進行方向の様子を目視するような画像が得られる。挿入管部を由に変形させつつ先端部の進入方向を制御し、その進入中の内壁の様子を目視するには適したものとなっている。

50

【特許文献1】特開2003-144432号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記従来技術における歯科診療では、歯科医がX線写真画像を見て虫歯の存在を発見することができる。さらに、硬化性のあるプラスチック製などの練り物剤を流し込んで型を取るにより歯型をとる事ができる。

しかし、上記従来技術における歯科診療には以下の問題点がある。

【0005】

第1には、X線被曝の問題である。歯科診療におけるX線写真時に患者が浴びるX線は少量ではあるが、X線被曝の問題はある。さらに、X線写真を撮る歯科医、歯科衛生士には線被曝量が蓄積してゆくのでX線被曝の問題がある。 10

第2には、レントゲン装置が高価で装置筐体が大いという問題がある。レントゲン装置は高精度で高価な機器であり、歯科医院の負担は大きい。さらに、装置筐体は大きく設置場所をとるので歯科医院の負担は大きい。

第3には、歯型を取るときの患者の負担が大いという問題がある。マウスピース型の歯型枠を嵌めた後、プラスチック製の練り物が硬化するまでの間、その姿勢で待つ必要があり、患者の負担が大い。

第4には、歯型を採った後、詰め物が実際に入って治療が終了するまで、一定期間が必要となり、患者の負担が大いという問題がある。歯型を取った後、専門の技工士の元に届け、技工士が詰め物を成型・調整し、さらに歯科医院に届けるには一定の期間、例えば一週間程度かかり、その間患者は仮の詰め物で過ごさざるを得ず、患者の負担が大い。 20

【0006】

上記問題点に鑑み、本発明は、超音波を用いて歯列の表面の3次元画像または歯列内部の3次元画像を得ることにより、虫歯の診断、歯型データの採取を行い、歯科医、歯科衛生士、患者の負担を小さくする超音波診断装置を提供することを目的とする。

また、上記問題点に鑑み、本発明は、上記超音波診断装置を用いて得た歯列外表面形状の3次元画像データを基に、歯の詰め物(差し歯、歯の被せ物、歯のブリッジ物など)を製作する材料を用いた自動3次元立体物造形装置を用いて歯の詰め物を自動的に製作する歯の詰め物造形装置を提供することを目的とする。 30

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するため、本発明の第1の超音波診断装置は、読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠と、前記歯列装着型枠を歯列に装着し、前記超音波振動子により前記歯列の外表面に超音波を発信して前記超音波振動子により前記外表面において反射する反射波を受信して超音波データを得る超音波データ取得手段と、前記超音波データ取得手段で得た超音波データと、前記発信と前記受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する歯列3次元データ取得手段とを備えたものである。 40

上記構成により、超音波エコーを用いて歯列の外表面を3次元データとして短時間に得ることができ、従来のようにプラスチック練り物の硬化を待つ必要はなく短時間に歯型の3次元データを得ることができる。さらに、3次元データをネットワークを介して送信すれば、従来のように採取した歯型を持ち運ぶ必要はなくなる。

【0008】

本発明の第2の超音波診断装置は、読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠と、前記歯列装着型枠を歯列に装着し、前記超音波振動子により前記歯列の外表面から内部に超音波を発信・打ち込んで前記超音波振動子により前記歯列の内部から反射する反射波を受信して超音波データを得る超音波データ取得手段と、前記超音波データ取得手段で得た超音波デ 50

ータと、前記発信と前記受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する歯列3次元データ取得手段とを備えたものである。

上記構成により、超音波エコーを用いて歯列の内部の様子を示す画像を短時間に得ることができる。従来のようにX線を用いたX線写真を撮ることなく歯の内部画像を得ることができ、X線被曝量を減らし、高価なレントゲン装置を用いなくても歯の内部画像を得ることができる。超音波の反射率は歯の健常部分と歯の虫歯部分では異なるので、採取した超音波画像において両者の判別を行なうことが可能であり歯科医の虫歯診断に資することができる。

【0009】

本発明の第3の超音波診断装置は、読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠と、前記歯列装着型枠を歯列に装着し、前記超音波振動子により前記歯列の外表面から内部に超音波を発信・打ち込んで前記超音波振動子により前記歯列の内部を通過した通過波を受信して超音波データを得る超音波データ取得手段と、前記超音波データ取得手段で得た超音波データと、前記発信と前記受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する歯列3次元データ取得手段とを備えたものである。

上記構成により、超音波エコーを用いて歯列の内部の様子を示す画像を短時間に得ることができる。従来のようにX線を用いたX線写真を撮ることなく歯の内部画像を得ることができ、X線被曝量を減らし、高価なレントゲン装置を用いなくても歯の内部画像を得ることができる。超音波の吸収率は歯の健常部分と歯の虫歯部分では異なるので、採取した超音波画像において両者の判別を行なうことが可能であり歯科医の虫歯診断に資することができる。

【0010】

なお、前記歯列3次元データ取得手段は、前記超音波データ取得手段から得た超音波データを基に、前記超音波データの前記発信と前記受信にかかる超音波振動子を特定する情報と、前記超音波データの前記発信と前記受信の遅延時間情報を抽出し、それらと前記超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得することができる。

【0011】

次に、発信にかかる超音波振動子を特定するために以下の工夫を行うことができる。

第1の工夫は、前記超音波データ取得手段において、前記超音波振動子アレイのそれぞれの前記超音波振動子が相互に異なる周波数の超音波を発信し、

前記歯列3次元データ取得手段が周波数分解手段を備え、それぞれの前記超音波振動子で受信した超音波データを周波数分解して周波数別の超音波データに分解し、前記歯列3次元データ取得手段において、前記周波数分解されたそれぞれの超音波データの発信にかかる超音波振動子の特定を前記周波数に基づいて行うことを特徴とするものである。

上記構成により、各超音波振動子が相互に異なる周波数の超音波を発信するので周波数別に分解することで簡単にデータの分離・整理を行うことができる。

【0012】

第2の工夫は、前記超音波データ取得手段において、前記超音波振動子アレイの超音波発信をそれぞれの前記超音波振動子ごとに一つずつシーケンシャルに行い、前記超音波振動子アレイの超音波受信を前記発信にかかる超音波振動子およびその近隣の超音波振動子から選ばれた2つ以上の超音波振動子によりパラレルに行うものである。

上記構成によれば各超音波振動子がシーケンシャルに超音波を発信するのでデータの混在はなくなる。

なお、すべて超音波振動子からシーケンシャルに発信しなくても、データの混在がない条件ならば複数個の超音波振動子を用いてパラレルに発信しても良い。例えば、また、第2の工夫の応用形として、前記超音波振動子アレイの超音波振動子を、前記歯列前面に対

10

20

30

40

50

応する群と前記歯列裏面に対応する群と前記歯列噛みあわせ面に対応する群に分け、前記超音波データ取得手段において、各群ごと独立に、前記超音波振動子アレイの前記超音波発信のシーケンシャル処理と前記超音波受信の平行処理を行うものとする事ができる。

【0013】

上記本発明の第1から第3の超音波診断装置を用いれば、虫歯の検知・診断を行うことも可能となる。

例えば、前記歯列内部の3次元データにおいて、健常部分と虫歯部分の超音波反射率の違いから前記虫歯部分の存在を検知する虫歯検知機能を備えたものとする。健常部分と虫歯部分は超音波の反射率が異なるので超音波データを解析すれば反射率の違いを目安に虫歯の検知を行うことができる。

10

また例えば、前記歯列内部の3次元データにおいて、健常部分と虫歯部分の超音波吸収率の違いから前記虫歯部分の存在を検知する虫歯検知機能を備えたものとする。健常部分と虫歯部分は超音波の吸収率が異なるので超音波データを解析すれば吸収率の違いを目安に虫歯の検知を行うことができる。

【0014】

次に、本発明の詰め物造形装置は、歯の詰め物（差し歯、歯の被せ物、歯のブリッジ物など）を製作する材料を用いた自動3次元立体物造形装置を備え、上記本発明の歯列超音波診断装置により採取した歯列の外表面形状の3次元データを入力し、前記歯列の外表面形状の3次元データを基に、前記自動3次元立体物造形装置により歯の詰め物を自動的に製作するものである。

20

上記構成により、本発明の歯列超音波診断装置により読み取った歯列の外表面形状の3次元データを基にシリコン素材やプラスチック素材などを用いた3次元立体物生成装置を用いて自動的に差し歯、歯の被せ物、歯のブリッジ物などの歯の詰め物を製作することができる。

【発明の効果】

【0015】

本発明の超音波診断装置によれば、歯列の外表面を3次元データとして短時間に得ることができる。3次元立体物生成装置を用いて3次元画像データから歯型を自動的に成型することも可能となる。超音波エコーを用いて歯列の内部の様子を示す画像を短時間に得ることができる。採取した超音波画像において超音波の反射率や吸収率の違いから歯の健常部分と歯の虫歯部分の判別を行なうことが可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照しつつ、本発明の歯列超音波診断装置の実施例を説明する。ただし、本発明の範囲は以下の実施例に示した具体的な形状、個数、角度などには限定されないことは言うまでもない。

【実施例1】

【0017】

実施例1にかかる本発明の第1の歯列超音波診断装置の例を示す。

40

実施例1にかかる歯列超音波診断装置は、読み取り対象となる歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対向するように超音波振動子アレイを並べた歯列装着型枠と、前記歯列装着型枠を歯列に装着し、前記超音波振動子により前記歯列の外表面に超音波を発信して前記超音波振動子により前記外表面において反射する反射波を受信して超音波データを得る超音波データ取得手段と、前記超音波データ取得手段で得た超音波データと、前記発信と前記受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データに基づいて前記歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する歯列3次元データ取得手段とを備えたものである。

【0018】

図1は、本発明の実施例1の歯列超音波診断装置100の基本構成を模式的に示した図

50

である。歯列に取り付ける歯列装着型枠10と制御部20(コンピュータ装置など)と歯列装着型枠10と制御部20をつなぐインタフェース30を備えている。なお、図1の歯列装着型枠10は上あごの歯列に取り付けるものを上面から見た状態の図が示されている。下あごの歯列に取り付ける場合はその天地を反転させた状態となる。

【0019】

歯列装着型枠10は、概ね図2に示す形状を備えている。図2は歯列装着型枠10の6面図と、A-A線に沿った歯列装着型枠10の断面図である。実施例1の歯列超音波診断装置100の歯列装着型枠10の外形は概ね、いわゆるマウスピースなど歯列に装着する馬蹄型で縦断面がコの字断面の内壁面を持つ型枠形状となっている。この図では簡単に縦断面がいわゆる「コの字型」形状としているが、歯の断面形状に合わせてカーブを持たせても良い。つまり、前歯(門歯)の断面形状は前面側には少し膨らみを持ち裏面側にはスコップ状に反っており、噛み合わせ面は鋭く尖っている。一方、奥歯(臼歯)の断面形状は前面側も裏面側も少し膨らみを持ち、噛み合わせ面は略平らとなっている。このように、コの字型の縦断面形状を歯の縦断面形状に合わせたものに調整することができる。

10

なお、図2の歯列装着型枠10の状態は上あご歯列に嵌める天地方向で示しているが、天地を逆にすれば下あご歯列に嵌めることができる。

【0020】

歯列装着型枠10の凹部の内壁面には超音波振動子アレイ11が設けられている。図3は歯列装着型枠10の凹部の内壁面に超音波振動子が設けられている様子をA1-A1断面において模式的に示している。超音波振動子11は歯列装着型枠10の歯列の並び方向(湾曲している横並びの方向)に多数並べられたアレイとなっている。便宜上、凹部の各面として、歯列装着時に歯列の表面側に対向する面を前面、歯列装着時に歯列の裏面に対向する面を後面、歯列装着時に歯列の噛み合わせ面に対向する面を底面とする。このように、超音波振動子アレイが凹部の内壁面の各面(3面)に設けられ、歯列装着型枠10を読み取り対象となる歯列に装着した状態において歯列前面と歯列裏面と噛み合わせ面(3面)に対向するように超音波振動子が並べられたものとなっている。

20

なお、超音波振動子アレイにおける超音波振動子の個数や配置間隔は限定されないが、例えば、前面、後面、底面のそれぞれに、歯の個数(16個)の超音波振動子を各歯に概ね正対する位置に並べて設けておくことができる。また、例えば、各歯の境および親不知の両端に概ね正対するように、前面、後面、底面のそれぞれに17個(歯の境15個+両端2個)の超音波振動子を設けておくことができる。

30

【0021】

次に、制御部20は超音波データ取得手段40と歯列3次元データ取得手段50を備えている。

【0022】

超音波データ取得手段40は、歯列装着型枠10の超音波振動子11を操作し、超音波振動子11により歯列の外表面に超音波を発信して外表面において反射する反射波を受信した超音波振動子11により超音波データを得るものである。

超音波振動子11は、超音波データ取得手段40からインタフェース30を介して与えられた電気信号に基づいて振動子を振動させ、その振動により超音波を発生させて発射する。また、超音波振動子11は、歯列外表面で反射して返って来る反射波としての超音波の振動を受信してその振動を電気信号に変換する。この各電気信号が超音波データである。ここでは各電気信号はAD変換器(図示せず)によりAD変換され、デジタル信号として出力されるものとする。超音波データ取得手段40は超音波振動子アレイ11で受信して得た各電気信号をインタフェース30を介して取得する。

40

【0023】

次に、歯列3次元データ取得手段50は、超音波データ取得手段40が取得した超音波データと、発信と受信にかかるそれぞれの超音波振動子間の既知の位置関係データとに基づいて歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得するものである。

歯列3次元データ取得手段50が歯列の外表面形状の3次元データを計算・取得する基

50

本原理は、超音波を用いたステレオ計測である。一般に超音波を用いたステレオ計測は、超音波を発信する1つの超音波振動子と反射波である超音波を受信する2つの超音波振動子で行うのが基本形であり、2種類の情報が必要である。第1の情報は発信にかかる超音波振動子11と受信にかかる超音波振動子11の相互の位置関係の情報である。第2の情報は実際に超音波の発信された時刻から、各々の超音波振動子11で受信された時刻の差分、つまり、超音波が発信されてから各々の超音波振動子で受信されるまでの時間の情報である。

発信にかかる超音波振動子が1つで、受信にかかる超音波振動子が2つというシンプルな構成では上記の2種類の情報が得られればステレオ計測を行うことができる。

【0024】

しかし、本発明の超音波診断装置では、発信にかかる超音波振動子が1つで受信にかかる超音波振動子が2つというシンプルな構成ではなく、ステレオ計測の原理を適用するためには工夫が必要となる。

まず、本発明の超音波診断装置は上記のようなシンプルな構成ではないという理由は以下の理由による。本発明は読み取り対象となる歯列は全体が概ね馬蹄形状に湾曲しており、一箇所(1個)の超音波振動子で発信した超音波が届かない部分(影になる部分)が生じてしまう上、さらに、歯列装着型枠10を歯列に装着する関係上、超音波振動子と歯列との間の距離が比較的近い場合、一箇所(1個)の超音波振動子がカバーできる範囲が狭いため、適当な複数箇所(複数個)の超音波振動子を用いて超音波を発信しなければならない。つまり、発信にかかる超音波振動子は1つではないのである。

また、読み取り対象の歯は一つ一つが複雑な曲面をなしており、多様な方向に反射することが想定される。そのため、受信にかかる超音波振動子には多様な方向からの反射波が受信されることとなる。そのため、発信される超音波が複数個あり、受信される超音波の反射波が多様な方向から届くため、超音波振動子に受信されたデータは複数のものが混在(合成・干渉)しており、そのままでは有為なデータとして整理できない。

【0025】

そこで、本発明では、超音波データ取得手段40による歯列装着型枠10の超音波振動子11の駆動方法において下記の第1の工夫が第2の工夫のいずれかを施すことにより後工程における歯列3次元画像取得手段50における処理を簡単にする。

第1の工夫は、発信にかかる超音波振動子をすべて同時に駆動するものの、各超音波振動子ごとに発信する周波数を異なるものとして整理する工夫である。

第2の工夫は、発信にかかる超音波振動子をすべて同時には駆動せず、超音波を発信する超音波振動子を時系列に、全体で1つずつ、または群ごとに1つずつ選択して行くことにより整理する工夫である。

【0026】

まず、第1の工夫を適用した例を説明する。

図4および図5は第1の工夫を用いて超音波データ取得手段40において超音波データを取得する原理を模式的に示す図である。説明を分かりやすくするために、超音波振動子を3つのみ(11a, 11b, 11c)を示している。

【0027】

図4は超音波振動子の発信時の様子を示す図である。超音波は超音波振動子から様々な方向に打ち出されるが、ここでは説明を分かりやすくするため、超音波振動子に正対する方向に発信される超音波のみを示している。

タイミング t_1 で持続期間にて、超音波振動子11aから周波数 f_a の超音波 $S(t_1)$ が図示の方向(歯 T_a への方向)に打ち出され、超音波振動子11bから周波数 f_b の超音波 $S(t_1)$ が図示の方向(歯 T_b への方向)に打ち出され、超音波振動子11cから周波数 f_c の超音波 $S(t_1)$ が図示の方向(歯 T_c への方向)に打ち出される。このように同時に3つの超音波が発信されるが、それぞれの周波数は異なるものとなっている。

【0028】

図5は超音波振動子の受信時の様子を示す図である。実際には超音波反射波は多様な部位からの反射波が到達するが、ここでは説明を分かりやすくするため、単純化して示している。

ここでは、超音波振動子11aにおいてタイミングt2にて周波数 f_a の歯T_aからの超音波反射波S(t2)が受信され、タイミングt3にて周波数 f_b の歯T_bからの超音波反射波S(t3)が受信され、タイミングt4にて周波数 f_c の歯T_cからの超音波反射波S(t4)が受信される。ここで、超音波振動子11aには超音波反射波S(t2)、超音波反射波S(t3)、超音波反射波S(t4)の3つが混在した形で受信される。また、超音波振動子11bにおいてタイミングt5にて周波数 f_a の歯T_aからの超音波反射波S(t5)が受信され、タイミングt6にて周波数 f_b の歯T_bからの超音波反射波S(t6)が受信され、タイミングt7にて周波数 f_c の歯T_cからの超音波反射波S(t7)が受信される。ここで、超音波振動子11bには超音波反射波S(t5)、超音波反射波S(t6)、超音波反射波S(t7)の3つが混在した形で受信される。また、超音波振動子11cにおいてタイミングt8にて周波数 f_a の歯T_aからの超音波反射波S(t8)が受信され、タイミングt9にて周波数 f_b の歯T_bからの超音波反射波S(t9)が受信され、タイミングt10にて周波数 f_c の歯T_cからの超音波反射波S(t10)が受信される。ここで、超音波振動子11cには超音波反射波S(t8)、超音波反射波S(t9)、超音波反射波S(t10)の3つが混在した形で受信される。なお、図示しないカウンタによって、各超音波反射波のタイミング t_n ($n:1\sim 10$)が決定される。

10

20

【0029】

これら超音波データがAD変換されてインタフェース30を介して超音波データ取得手段40により取得されることとなる。超音波データ取得手段40は取得したこれらの超音波データS(t2)からS(t10)を歯列3次元データ取得手段50に対して渡す。その際、超音波振動子11aからのデータとして超音波反射波S(t2)とS(t3)とS(t4)が合成された形の生データとして渡され、また、超音波振動子11bからのデータとして超音波反射波S(t5)とS(t6)とS(t7)が合成された形の生データとして渡され、また、超音波振動子11cからのデータとして超音波反射波S(t8)とS(t9)とS(t10)が合成された形の生データとして渡される。

【0030】

この第1の工夫を用いる例では、歯列3次元データ取得手段50は、周波数分解手段51と歯列データ取得手段52と重畳手段53を備えている。

周波数分解手段51は、超音波データ取得手段40で得られた、それぞれの超音波振動子11で受信した超音波データを周波数分解して周波数別の超音波データに分解するものである。上記の例では各超音波振動子11a~11cにはそれぞれ3つの超音波反射波が混在した形で受信され、もし仮に工夫がなく超音波の周波数が同じならば分解が難しいところであるが、ここでは第1の工夫として各超音波振動子が発信する超音波の周波数は相互に異なっているので、周波数を手がかりに分解することができる。超音波データ分解手段51は、周波数分解した超音波データを、受信タイミング $t(n)$ と、発信にかかる超音波振動子と受信にかかる超音波振動子の属性情報を付けた形で歯列データ取得手段52

30

40

【0031】

図6は各超音波振動子11a~11cで受信された、3つの超音波反射波が混在している超音波データを超音波データ分解手段51によって周波数別に分解する様子を模式的に示した図である。周波数分解によりそれぞれの超音波振動子11a~11cの受信データがそれぞれ3つの超音波データ(S(t2)~S(t10))に分解される。図6では代表的に、超音波振動子11aにおいて受信された超音波データS(t2)からS(t4)が周波数分解される様子のみを示した。

【0032】

次に、歯列データ取得手段52は、周波数分解された各超音波データに基づいて反射面

50

の形状データを計算・取得するものである。歯列データ取得手段52は、超音波データ分解手段51により得られた各周波数ごとの超音波データと、発信と受信にかかる超音波振動子11a~11cの既知の位置関係データに基づいて反射面データを計算・取得する。

【0033】

歯列データ取得手段52は2つのテーブルデータを管理する。図7の例を用いつつ説明する。

歯列データ取得手段52は、超音波データ分解手段51から図6に示したように周波数分解された超音波データを、受信にかかる超音波振動子ごとに整理された形で得る。歯列データ取得手段52は、それぞれの超音波データについて、どの超音波振動子で発信され、どの超音波振動子で受信され、どれだけの遅延時間が発生したかの属性データを整理して超音波データ管理テーブルの形で管理する。例えば、歯列データ取得手段52は、受信にかかる超音波振動子が超音波振動子11aである3つの超音波データ $S(t_2)$ 、 $S(t_3)$ 、 $S(t_4)$ を受け取る。超音波データ管理テーブル中の超音波データ $S(t_2)$ 、 $S(t_3)$ 、 $S(t_4)$ の受信超音波振動子の欄を11aとして埋めることができる。次に、それぞれの周波数を調べ、対応する発信超音波振動子の欄を埋める。例えば、 $S(t_2)$ は周波数が f_a であるので発信超音波振動子の欄を11aとして埋めることができる。遅れ時間に関しては、例えば、超音波データ $S(t_2)$ の受信時刻は t_2 であるが、発信時刻は t_1 であったので $t_2 - t_1$ として遅れ時間の欄を埋めることができる。

以上の手順により歯列データ取得手段52は図7に示す超音波データ管理テーブルデータを作成する。

【0034】

一方、超音波振動子間の位置情報は、歯列装着型枠10内に設けた各超音波振動子の位置(相対位置)は不変であり設計値としてあらかじめ既知である。つまり、超音波振動子間の位置情報管理テーブルの各欄のデータはあらかじめ歯列データ取得手段52に与えられ格納されているものとする。

【0035】

歯列データ取得手段52は、ステレオ計測の原理を用いて反射面データを計算・取得する。

まず、歯列データ取得手段52は、超音波データ管理テーブルを参照し、各超音波データごとにその遅れ時間と超音波の伝播速度より超音波が走った距離を計算する。次に、歯列データ取得手段52は、超音波振動子間の位置情報管理テーブルを参照し、各超音波データの発信および受信にかかる超音波振動子間の距離を抽出する。

【0036】

次に、歯列データ取得手段52は、発信および受信にかかる超音波振動子間の距離と、実際に超音波が走った距離を比較すると、発信および受信にかかる超音波振動子と反射面との相対距離が求まる。ステレオ計測は2つ以上の超音波振動子からの相対距離を求めることで反射面の相対位置を特定する手法である。例えば、図5の例において、超音波データ $S(t_2)$ 、超音波データ $S(t_5)$ 、超音波データ $S(t_8)$ の3つそれぞれを用い、超音波振動子11a、超音波振動子11b、超音波振動子11cそれぞれと歯Taの反射面との相対距離を求めることにより歯Taの反射面の正確な位置を決めることができる。同様に、歯Tbの反射面の正確な位置、歯Tcの反射面の正確な位置を決めることができる。

実際には上記のステレオ計測による反射面の位置決めを細かく精密に行い、所望の解像度の反射面の外表面形状データを取得する。

【0037】

重畳部53は、歯列データ取得手段52で取得した反射面データを受け取り、各反射面データを重畳して行くことにより、歯列全体の外表面の3次元データを取得する部分である。歯列は馬蹄状に湾曲しているため一つの超音波振動子から発信された超音波でカバーされる範囲は狭く、一つの超音波振動子の発信にかかる超音波反射波で取得される一つの反射面データは歯列の一部分の外表面の3次元データに過ぎない。そこで重畳部53

10

20

30

40

50

によりすべての反射面データを重畳し、歯列全体の外表面の3次元データを作成する。

【0038】

実施例1にかかる歯列3次元データ取得手段50は、上記手順により歯列3次元データを計算・取得する。なお、制御部20は、歯列3次元データ取得手段50が生成した歯列3次元データを出力することができる。ここでは出力後の歯列3次元データの利用方法については限定しないが、歯の詰め物の造形など歯科治療に利用する。例えば、歯の詰め物を造形する拠点が遠隔地にある場合、取得した歯列3次元データをCD-RやDVDなどの記録媒体に記録して持ち運んでも良く、ネットワークを介して当該拠点のコンピュータに送信しても良い。

本発明の歯列超音波診断装置100によれば、超音波を用いて歯列の外表面を3次元データとして短時間に得ることができる。従来のように歯型を採取するためにプラスチック練り物を型枠に埋め、歯列を挿入してプラスチック練り物の硬化を待つという必要はなくなる。

【0039】

なお、本発明の実施例1の歯列超音波診断装置100は、読み取り対象物体である歯列の3次元外形データを取得するものであるが、さらにモニタを備え、歯列の3次元外形データを基に歯列の外表面形状の3次元画像を映し出す機能を備えた構成とすることも可能である。

このように採取した歯列の3次元外形データを基に歯列外表面形状の3次元画像を映し出す機能を備えておけば、歯列の3次元外形データが正確に採取できたのか否かを歯科医、歯科衛生士、患者がその場で目視することができる。また、患者に対して当該画像を用いてインフォームドコンセントを行なうことも可能となる。

【実施例2】

【0040】

実施例2の歯列超音波診断装置は、基本的構成は実施例1にかかる歯列超音波診断装置と同様であるが、超音波データ取得手段40における駆動方法と、歯列3次元データ取得手段50におけるステレオ計測の手法が少し異なるものとなっている。

上記実施例1において触れたが、歯列3次元データ取得手段50においてステレオ計測法により歯列3次元データを取得するには、発信にかかる超音波振動子11と受信にかかる超音波振動子11の相互の位置関係の情報と、超音波が発信されてから各々の超音波振動子で受信されるまでの時間の情報が必要であり、歯列3次元データ取得手段50における処理を簡素化するために第1の工夫と第2の工夫を挙げ、実施例1では第1の工夫を適用した例を示したが、実施例2では第2の工夫を適用した例を示す。第1の工夫は発信にかかる超音波振動子間で発信周波数を異なるものとし、周波数を手掛かりに発信にかかる超音波振動子を特定する工夫であったが、第2の工夫は発信にかかる超音波振動子間で発信タイミングを異なるものとし、受信タイミングにより発信にかかる超音波振動子を特定する工夫である。

【0041】

実施例2の歯列超音波診断装置の基本的構成は図1に示した構成と同様で良く、歯列装着型枠10の形状は図2のものと同様で良く、歯列装着型枠の凹部の内壁面には図3の縦断面図に示すように超音波振動子11が設けられている。

制御部20は実施例1と同様、超音波データ取得手段40と歯列3次元データ取得手段50が設けられている。

実施例2の超音波データ取得手段40は、超音波振動子アレイの超音波発信をそれぞれの超音波振動子11ごとに一つずつシーケンシャルに行う。超音波反射波の受信は発信にかかる超音波振動子およびその近隣の超音波振動子から選ばれた2つ以上の超音波振動子によりパラレルに行う。

【0042】

図8は、超音波振動子11ごと一つずつシーケンシャルに超音波発信を行う様子を模式的に説明した図であり、図9は図8の発信を受け、隣接する超音波振動子において超音波

10

20

30

40

50

反射波を受信する様子を模式的に説明した図である。

図 8 の例では超音波振動子 1 1 a がタイミング $t 1 0$ にて超音波 $S (t 1 0)$ を周波数 $f a$ で発信している様子を示している。

【 0 0 4 3 】

この超音波振動子 1 1 a の発信タイミング $t 1 0$ から、超音波振動子 1 1 a およびその隣接する超音波振動子は一定期間の受信モードに入る。当該期間は歯列表面で反射して帰ってくるまでの期間が適切にカバーされていれば良い。ステレオ計測を行うので受信にかかる超音波振動子として 2 つ以上選択する。図 9 の例では、受信モードに入っている各超音波振動子 1 1 a ~ 1 1 c において超音波反射波が受信される。超音波振動子 1 1 a において時刻 $t 1 1$ で超音波反射波 $S (t 1 1)$ が受信され、超音波振動子 1 1 b において時刻 $t 1 2$ で超音波反射波 $S (t 1 2)$ が受信され、超音波振動子 1 1 c において時刻 $t 1 3$ で超音波反射波 $S (t 1 3)$ が受信される。

10

【 0 0 4 4 】

時刻 $t 1 0$ の発信にかかる超音波に対する受信モードが経過した後、次に、図 1 0 に示すように、超音波振動子 1 1 b がタイミング $t 2 0$ にて超音波 $S (t 2 0)$ を周波数 $f a$ で発信する。この超音波振動子 1 1 b の発信タイミング $t 2 0$ から各超音波振動子は一定期間の受信モードに入る。図 1 1 に示すように、受信モードに入っている各超音波振動子 1 1 a ~ 1 1 c において超音波反射波が受信される。超音波振動子 1 1 a において時刻 $t 2 1$ で超音波反射波 $S (t 2 1)$ が受信され、超音波振動子 1 1 b において時刻 $t 2 2$ で超音波反射波 $S (t 2 2)$ が受信され、超音波振動子 1 1 c において時刻 $t 2 3$ で超音波反射波 $S (t 2 3)$ が受信される。

20

図 8 から図 1 1 に示す手順を次々と繰り返し、受発信処理をシーケンシャルに実行して行く。

【 0 0 4 5 】

この第 2 の工夫を用いる例では、超音波振動子による発信は 1 つずつであるので、受信にかかる超音波振動子には他の超音波振動子から発信された超音波の混在はなく、発信にかかる超音波振動子を一意に定めることができる。

この第 2 の工夫を用いる例では、歯列 3 次元データ取得手段 5 0 は、図 1 2 に示すように、歯列データ取得手段 5 2 と重畳手段 5 3 を備えており、周波数分解手段 5 1 に相当するものが設けられていない。第 2 の工夫では受信された超音波データの発信にかかる超音波振動子の特定を周波数ではなく、タイミングで特定するため、周波数分解の機能は設けておく必要がないためである。

30

【 0 0 4 6 】

歯列データ取得手段 5 2 は、超音波データ管理テーブルと超音波振動子間の位置情報管理テーブルの 2 つのテーブルデータを管理する。図 1 3 の例を用いつつ説明する。

歯列データ取得手段 5 2 は、超音波データ分解手段 5 1 から各受信モードで受信された超音波データを得る。歯列データ取得手段 5 2 は、それぞれの超音波データについて、どの超音波振動子で発信され、どの超音波振動子で受信され、どれだけの遅延時間が発生したかの属性データを整理して超音波データ管理テーブルの形で管理する。例えば、発信タイミング $t 1 0$ (発信にかかる超音波振動子は 1 1 a) に対応する受信モードにかかる 3 つの超音波データ $S (t 1 1)$ 、 $S (t 1 2)$ 、 $S (t 1 3)$ を受け取る。超音波データ管理テーブル中の超音波データ $S (t 1 1)$ 、 $S (t 1 2)$ 、 $S (t 1 3)$ の発信超音波振動子の欄を 1 1 a として埋めることができる。受信超音波振動子の欄はそれぞれ 1 1 a、1 1 b、1 1 c として埋めることができる。遅れ時間に関しては、例えば、超音波データ $S (t 1 1)$ の受信時刻は $t 1 1$ であるが、発信時刻は $t 1 0$ であったので $t 1 1 - t 1 0$ として遅れ時間の欄を埋めることができる。

40

以上の手順により歯列データ取得手段 5 2 は図 1 3 に示す超音波データ管理テーブルデータを作成する。

【 0 0 4 7 】

一方、超音波振動子間の位置情報は、歯列装着型枠 1 0 内に設けた各超音波振動子の位

50

置（相対位置）は不変であり設計値としてあらかじめ既知である。つまり、超音波振動子間の位置情報管理テーブルの各欄のデータはあらかじめ歯列データ取得手段52に与えられ格納されているものとする。

歯列データ取得手段52は、実施例1と同様、超音波データ管理テーブルと超音波振動子間の位置情報管理テーブルの2つのテーブルデータが得られれば、ステレオ計測の原理を用いて反射面データを計算・取得することができる。

実際には上記のステレオ計測による反射面の位置決めを細かく精密に行い、所望の解像度の反射面の外表面形状データを取得する。

【0048】

重畳部53は、歯列データ取得手段52で取得した反射面データを受け取り、各反射面データを重畳して行く。重畳部53によりすべての反射面データを重畳し、歯列全体の外表面の3次元データを作成する。

歯列3次元データ取得手段50は、上記手順により歯列3次元データを計算・取得する。

【0049】

次に、超音波発信のシーケンシャル処理と超音波受信の平行処理を各群ごとに行う工夫について述べる。

歯列超音波診断装置は歯列を読み取るが、歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面の各面に対する超音波の発信と超音波反射波の受信は相互に混在・干渉することは少ないので、発信をすべての超音波振動子についてシーケンシャルに処理しなくても、歯列前面と歯列裏面と歯列噛み合わせ面のグループ分けをすれば各グループ単位で相互に独立して処理しても問題は少ない。

そこで、超音波振動子アレイの超音波振動子を、歯列前面に対応する群と、歯列裏面に対応する群と、歯列噛み合わせ面に対応する群に分け、超音波データ取得手段40において、各群ごと独立に超音波発信のシーケンシャル処理と超音波受信の平行処理を行うこととすることができる。

【0050】

図14と図15は、発信にかかる超音波振動子の選択を各群ごと独立に行う様子を模式的に示した図である。なお、実際の歯列装着型枠10は馬蹄状に湾曲しており超音波振動子アレイは湾曲しているが、説明の便宜上、超音波振動子アレイの並びを模式的に直線的に示している。

【0051】

図14に示すパターン1は、歯列前面に対応する群と、歯列噛み合わせ面に対応する群と、歯列裏面に対応する群の各群とも、左端（左の奥歯側）から右側（右の奥歯側）までシーケンシャルに発信にかかる超音波振動子を選択していくものである。

図15に示すパターン2は、歯列前面に対応する群と、歯列噛み合わせ面に対応する群と、歯列裏面に対応する群において、選択する超音波振動子の場所を適宜ずらしたものである。この例では、歯列前面に対応する群は左端（左の奥歯側）から右側（右の奥歯側）までシーケンシャルに発信にかかる超音波振動子を選択していく。歯列噛み合わせ面に対応する群は歯列全体のうち左端から3分の1あたりを始点として右端に向かってシーケンシャルに発信にかかる超音波振動子を選択してゆき、右端に到達すれば左端に飛んで左端から始点までの残りを選択してゆく。歯列裏面に対応する群は歯列全体のうち左端から3分の2あたりを始点として右端に向かってシーケンシャルに発信にかかる超音波振動子を選択してゆき、右端に到達すれば左端に飛んで左端から始点までの残りを選択してゆく。

【実施例3】

【0052】

実施例3にかかる超音波診断装置は、超音波振動子により歯列の外表面から内部に超音波を発信・打ち込んで超音波振動子により歯列の内部から反射する反射波を受信して超音波データを得るものである。

超音波診断により歯列内部の様子を調べることができれば、歯列内部の3次元データに

において、健常部分と虫歯部分の超音波反射率や超音波吸収率の違いから虫歯部分の存在を検知する虫歯検知機能を実現することができる。

【0053】

一般に、歯などの硬い物体に対して一つの超音波振動子により単に超音波を照射すれば、図16(a)に示すように、その境界面(歯の外表面)での反射が大きく内部に打ち込まれる量は少ない。そこで、図16(b)に示すように、複数の超音波振動子を用いて歯の内部の所定位置で共振させることにより超音波を歯の内部に打ち込む。本発明の歯列装着型棒10の凹部の内壁面には超音波振動子アレイが設けられているので、当該超音波振動子アレイにより複数の超音波を発信して共振させ、当該位置を前後左右に移動させて行くことにより歯列の表面から裏面までの内部に超音波を打ち込んで行く。歯列内部の所望の位置において共振の結果、発生した超音波について当該場所において反射が起こり、超音波反射波が超音波振動子に帰ってくる。当該超音波反射波を基に、実施例1または2に示したステレオ計測を用いた歯列3次元データの取得方法により歯列内部のデータを

10

【0054】

実施例3の超音波診断装置の基本構成ブロック図を図17に示す。

歯列装着型棒10は実施例1で説明したものと同様で良いが、ここではブロック図で示している。

【0055】

制御部20の超音波データ取得手段40は、共振制御手段41を備え、歯列装着型棒10の2つ以上の超音波振動子11を操作し、歯列の内部の所望位置で超音波が共振するように発信する機能を備えている。歯列内部での共振位置は共振制御手段41によって超音波振動子11の発信(発射角度、タイミングなど)を調整することにより自由に設定すること可能である。ここでは共振位置を走査して歯列内部のすべての部分についてデータを取得する。

20

歯列3次元データ取得手段50は実施例1または実施例2に示したものと同様で良いが、歯列データ取得手段52は、単に歯列の外表面データのみならず、歯列内部において反射するデータを基に歯列内部のデータを取得する。

【0056】

本実施例3の超音波診断装置は、虫歯検知機能60を備えた例となっている。虫歯検知機能60は、歯列3次元データ取得手段50から受け取った歯列内部の3次元データにおいて、健常部分と虫歯部分の超音波反射率の違いから虫歯部分の存在を検知する。虫歯の状態にもよるが、虫歯部分の超音波反射率が健常部分の超音波反射率より小さい患部の場合(つまり吸収率が大きい患部の場合)、超音波反射率を比較してゆき、超音波反射率が小さい部分を虫歯として検知する。また、虫歯部分の超音波反射率が健常部分の超音波反射率より大きい患部の場合(つまり吸収率が小さい患部の場合)、超音波反射率を比較してゆき、超音波反射率が大きい部分を虫歯として検知する。

30

【0057】

画像表示機能70は、歯列内部の3次元データおよび虫歯検知の結果を表示する機能を備えている。歯列内部の3次元データを受けて画像化し、モニタ(図示せず)上に歯列内部の3次元画像を表示する。あたかも従来の歯列のレントゲン写真画像のように、反射率を濃淡に置き換えて画像化しても良い。また、虫歯検知機能により検知した虫歯の診断結果を受け、当該虫歯と判断した個所をハイライト表示することも可能である。

40

なお、上記において虫歯検知手段60は、健常部分と虫歯部分の超音波反射率の違いから虫歯部分の存在を検知する機能としたが、健常部分と虫歯部分の超音波吸収率の違いから虫歯部分の存在を検知する機能としても良い。

【実施例4】

【0058】

実施例4にかかる超音波診断装置は、超音波振動子により歯列の外表面から内部に超音波を発信・打ち込んで超音波振動子により歯列の内部を通過した通過波を受信して超音波

50

データを得るものである。

歯列装着型枠は、図1から図3に示すように全体が馬蹄状の形状を持ち凹部の内壁面に超音波振動子アレイが設けられている構造をしているが、歯列前面に対応する超音波振動子アレイと歯列裏面に対応する超音波振動子アレイが歯列を挟んで対向し合うように並んでいる。そこで、一方（例えば歯列表面側）の超音波振動子アレイから実施例3に示したように共振により歯列内部に打ち込んだ超音波が歯列内部を通過し、対向する他方（例えば歯列裏面側）の超音波振動子アレイにおいて受信することが可能である。

超音波診断により歯列内部の様子を調べることができれば、歯列内部の3次元データにおいて、健常部分と虫歯部分の超音波反射率や吸収率の違いから虫歯部分の存在を検知する虫歯検知機能を実現することができる。

10

【0059】

図18は歯列内を通過する超音波通過波によって歯列内部のデータを得る原理を簡単に説明したものである。一般には図18(a)に示すように、その境界面（歯の外表面）での反射が大きく内部に打ち込まれる量は少ないが。そこで、実施例3と同様、図18(b)に示すように、複数の超音波振動子を用いて歯の内部の位置で共振させることにより超音波を歯の内部に打ち込む。本発明の歯列装着型枠10の凹部の内壁面には超音波振動子アレイが設けられているので、当該超音波振動子アレイにより複数の超音波を発信して共振させ、当該位置を前後左右に移動させて行くことにより歯列の表面から裏面までの内部に超音波を打ち込んで行く。歯列内部の所望の位置において共振の結果、発生した超音波について当該場所において吸収が起こる。ここで、超音波通過波が対向する超音波振動子（11q、11rなど）に到達する。この超音波通過波を基に、実施例1または2に示したステレオ計測を用いた歯列3次元データの取得方法により歯列内部のデータを得る。

20

【0060】

実施例4の超音波診断装置の基本構成ブロック図を図19に示す。

歯列装着型枠10は実施例1で説明したものと同様で良いが、ここではブロック図で示している。

【0061】

制御部20の超音波データ取得手段40は、共振制御手段41と受信制御手段42を備えている。共振制御手段41は、実施例3と同様、歯列装着型枠10の2つ以上の超音波振動子11を操作し、歯列の内部の所望位置で超音波が共振するように発信する機能を備えている。歯列内部での共振位置は共振制御手段41によって超音波振動子11の発信（発射角度、タイミングなど）を調整することにより自由に設定すること可能である。ここでは共振位置を走査して歯列内部のすべての部分についてデータを取得する。

30

【0062】

受信制御手段42は、歯列の超音波通過波に限定して超音波を捉えるために受信にかかる超音波振動子を選択するものであり、発信にかかる超音波振動子とは対向する面に存在する超音波振動子を受信にかかるものとして選択する。例えば、歯列表面側の2つの超音波振動子11aと11bを選択して操作し、超音波を共振させて歯列内部に超音波を打ち込んだ場合において、受信にかかる超音波振動子に対向する歯列裏面側の2つ以上の超音波振動子11qと11rを選択する。歯列内部に打ち込まれた超音波は歯列の表面側に対して反射して戻ってくるものもあるが、ここでは歯列を通過して裏面側に突き抜けたものを受信すべく、超音波振動子を選択するのである。

40

【0063】

歯列3次元データ取得手段50は実施例1または実施例2に示したものと同様で良いが、通過面データ取得手段52は、歯列内部を通過して得られたデータを基に歯列内部のデータを取得する。

【0064】

本実施例4の超音波診断装置は、虫歯検知機能60を備えた構成となっているが、この虫歯検知機能60は、歯列3次元データ取得手段50から受け取った歯列内部の3次元データにおいて、健常部分と虫歯部分の超音波吸収率の違いから虫歯部分の存在を検知する

50

。虫歯の状態にもよるが、虫歯部分の超音波吸収率が健常部分の超音波吸収率より小さい患部の場合、超音波吸収率を比較してゆき、超音波吸収率が小さい部分を虫歯として検知する。また、虫歯部分の超音波吸収率が健常部分の超音波吸収率より大きい患部の場合、超音波吸収率を比較してゆき、超音波吸収率が大きい部分を虫歯として検知する。

【0065】

なお、実施例3と実施例4を組み合わせた構成も可能である。つまり、発信にかかる2つ以上の超音波振動子を用いて超音波を共振させて歯列内部に打ち込み、歯列内部で反射して戻ってくる超音波反射波を発信と同じ側の超音波振動子により受信し、歯列内部を通過して突き抜ける超音波通過波を発信とは対向する側の超音波振動子により受信する構成も可能である。

10

【実施例5】

【0066】

実施例5は、歯の詰め物造形装置の構成例を示している。

実施例5にかかる歯の詰め物造形装置は、歯列の3次元データの入力を受け付け、当該歯列の3次元データに基づき、生成すべき箇所を指定を受けると当該箇所の歯の詰め物を自動的に造形する装置である。

【0067】

図20は、本発明の歯の詰め物造形装置の構成例を模式的に示す図である。上記本発明の超音波診断装置100と、自動3次元立体物造形装置200を備えている。

本発明の超音波診断装置100は上記実施例1や実施例2に示した構成のもので良い。

20

【0068】

自動3次元立体物造形装置200は、入力された3次元データに基づいて3次元立体物を造形するものであり、公知技術として存在する物で良い。ただし、本発明の歯の詰め物造形装置に適用されるものは、造形材料が歯の詰め物（差し歯、歯の被せ物、歯のブリッジ物など）を製作する材料を用いて3次元立体物を自動的に造形する。3次元立体物の造形に必要な3次元データは上記実施例1や実施例2に示した歯列超音波診断装置100から受ける。歯列超音波診断装置100により採取した歯列の外表面形状の3次元データを入力し、歯列の外表面形状の3次元データを基に、自動3次元立体物造形装置により歯の詰め物を自動的に製作する。

従来のように歯の詰め物を製作するために一週間や10日間の期間を要することなく、

30

歯科医院の中でその場で即座に歯の詰め物を造形することが可能となる。

【0069】

また、さらに、図20(b)に示した構成例のように、ネットワーク300を介して超音波診断装置100と自動3次元立体物造形装置200をつなぎ、超音波診断装置100で採取した歯列の外表面形状の3次元画像データをネットワークを介して自動3次元立体物造形装置200に送信することも可能である。このように歯列の外表面形状の3次元画像データをネットワーク300を介して遠隔地に居る技工士（歯の詰め物を成型する技工士）に送信することも可能である。

【0070】

以上、本発明の好ましい実施形態を図示して説明してきたが、本発明の技術的範囲を逸脱することなく種々の変更が可能であることは理解されるであろう。従って本発明の技術的範囲は添付された特許請求の範囲の記載によってのみ限定されるものである。

40

【産業上の利用可能性】

【0071】

本発明の超音波診断装置は、歯科治療用の医療機器であり、医療機器分野において利用することができる。

また、本発明の歯の詰め物造形装置も歯科治療用の医療機器であり、医療機器分野において利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0072】

50

【図 1】本発明の実施例 1 の歯列超音波診断装置 100 の基本構成を模式的に示した図

【図 2】歯列装着型枠 10 の 6 面図と、A - A 線に沿った歯列装着型枠 10 の断面図

【図 3】歯列装着型枠 10 の凹部の内壁面に超音波振動子が設けられている様子を A 1 - A 1 断面において模式的に示した図

【図 4】第 1 の工夫を用いて超音波データを取得する場合の超音波振動子の発信時の様子を示す図

【図 5】第 1 の工夫を用いて超音波データを取得する場合の超音波振動子の受信時の様子を示す図

【図 6】混在している超音波データを超音波データ分解手段 51 によって周波数別に分解する様子を模式的に示した図

【図 7】実施例 1 にかかる歯列データ取得手段 52 が管理する 2 つのテーブルデータを示す図

【図 8】実施例 2 にかかる超音波データ取得部 40 による超音波振動子のシーケンシャルな超音波発信を模式的に説明した図 (11a 発信)

【図 9】超音波振動子 11a 発信に対して超音波反射波を受信する様子を模式的に説明した図

【図 10】実施例 2 にかかる超音波データ取得部 40 による超音波振動子のシーケンシャルな超音波発信を模式的に説明した図 (11b 発信)

【図 11】超音波振動子 11b 発信に対して超音波反射波を受信する様子を模式的に説明した図

【図 12】第 2 の工夫を用いる例における歯列 3 次元データ取得手段 50 の構成要素を示す図

【図 13】実施例 1 にかかる歯列データ取得手段 52 が管理する 2 つのテーブルデータを示す図

【図 14】発信にかかる超音波振動子の選択を各群ごと独立に行う様子を模式的に示した図 (パターン 1)

【図 15】発信にかかる超音波振動子の選択を各群ごと独立に行う様子を模式的に示した図 (パターン 2)

【図 16】共振させることにより超音波を歯の内部に打ち込む様子を模式的に示す図

【図 17】実施例 3 の超音波診断装置の基本構成ブロック図

【図 18】歯列内を通過する超音波通過波によって歯列内部のデータを得る原理を簡単に説明した図

【図 19】実施例 4 の超音波診断装置の基本構成ブロック図

【図 20】本発明の歯の詰め物造形装置の構成例を模式的に示す図

【符号の説明】

【0073】

- 10 歯列装着型枠
- 11 超音波振動子
- 20 制御部
- 30 インタフェース
- 40 超音波データ取得手段
- 41 共振制御手段
- 42 受信選択手段
- 50 歯列 3 次元データ取得手段
- 51 周波数分解手段
- 52 歯列データ取得手段
- 53 重畳手段
- 60 虫歯検知手段
- 70 画像表示機能
- 100 歯列超音波診断装置

10

20

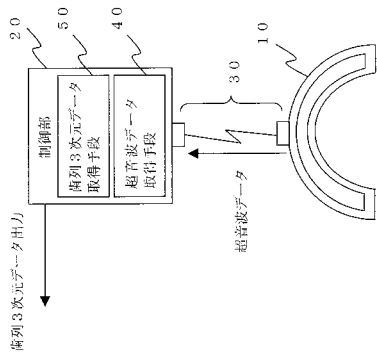
30

40

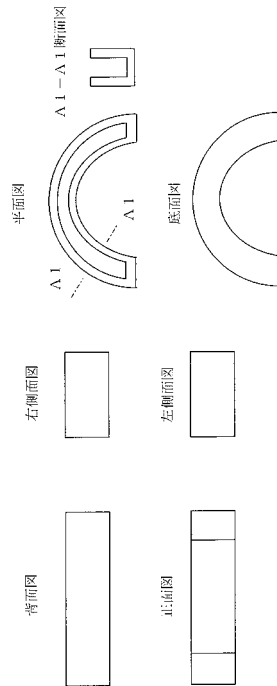
50

200 自動3次元立体物造形装置
300 ネットワーク

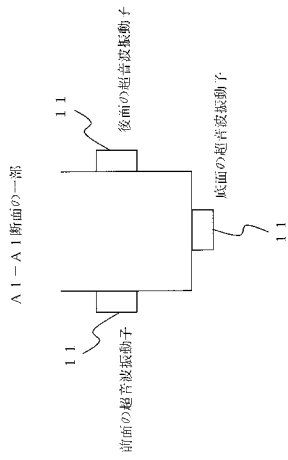
【図1】



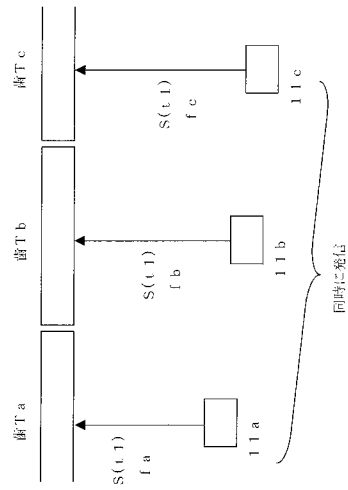
【図2】



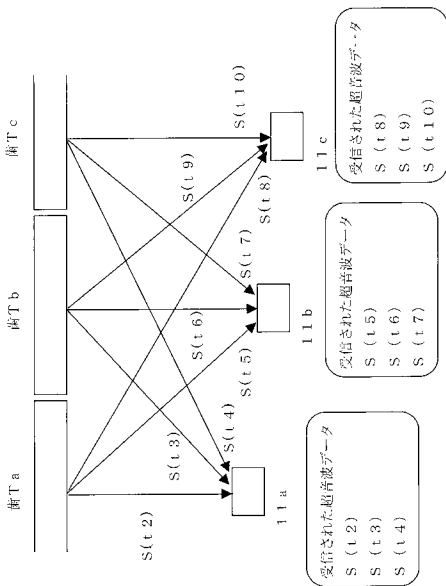
【 図 3 】



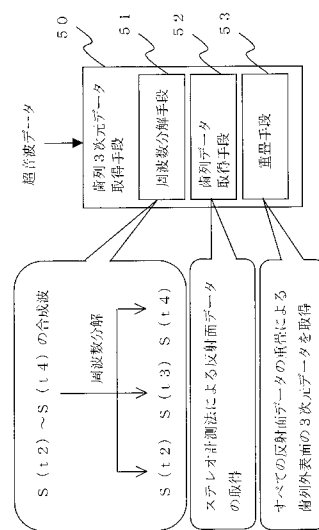
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

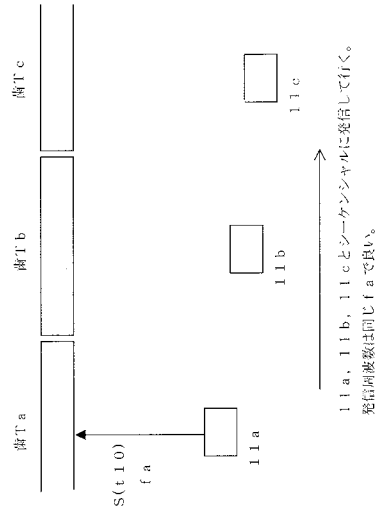
超音波移動子間の位置情報管理テーブル

11a	0	11b	11c
11b	Pa-Pb	0	Pb-Pc
11c	Pa-Pc	Pb-Pc	0

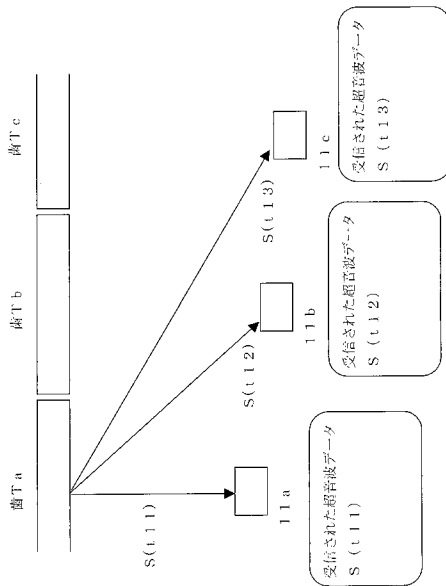
超音波データ管理テーブル

超音波データ	発信超音波 振動子	受信超音波 振動子	遅延時間
S(t2)	11a	11a	t2-t1
S(t3)	11b	11a	t3-t1
S(t4)	11c	11a	t4-t1
S(t5)	11a	11b	t5-t1
S(t6)	11b	11b	t6-t1
S(t7)	11c	11b	t7-t1
S(t8)	11a	11c	t8-t1
S(t9)	11b	11c	t9-t1
S(t10)	11c	11c	t10-t1

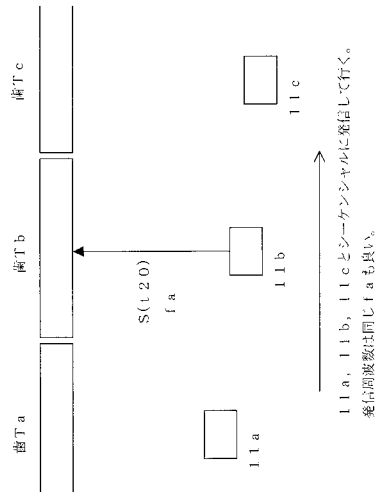
【 図 8 】



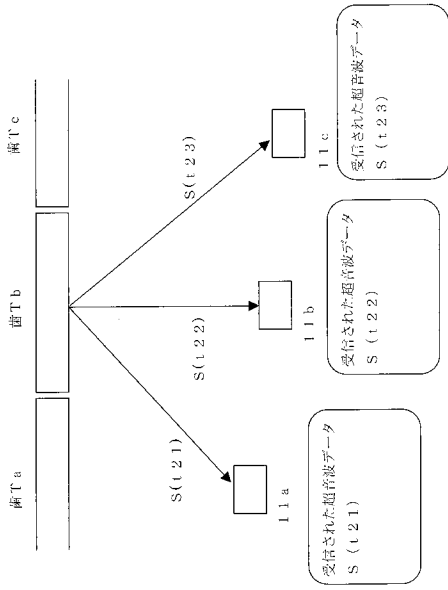
【 図 9 】



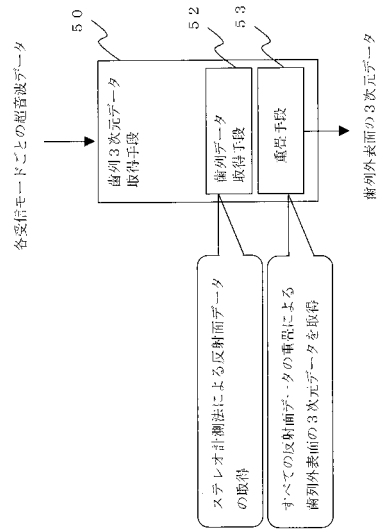
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】

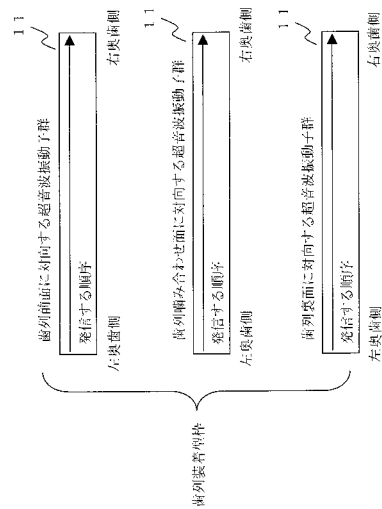
超音波振動子間の位置関係管理テーブル

11 a	11 b	11 c
0	Pa-Pb	Pa-Pc
Pa-Pb	0	Pb-Pc
Pa-Pc	Pb-Pc	0

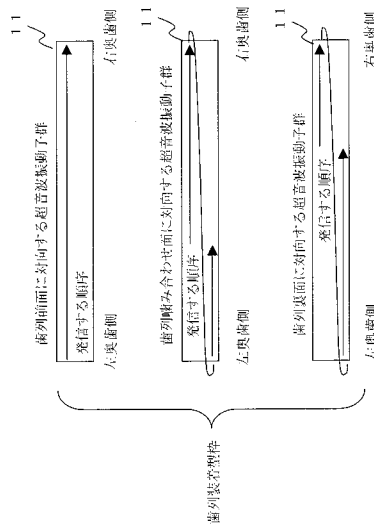
超音波データ管理テーブル

超音波データ	発信超音波振動子	受信超音波振動子	遅延時間
S(t, 11)	11 a	11 a	t11-t10
S(t, 12)	11 a	11 b	t12-t10
S(t, 13)	11 a	11 c	t13-t10
S(t, 21)	11 b	11 a	t21-t20
S(t, 22)	11 b	11 b	t22-t20
S(t, 23)	11 b	11 c	t23-t20
S(t, 31)	11 c	11 a	t31-t30
S(t, 32)	11 c	11 b	t32-t30
S(t, 33)	11 c	11 c	t33-t30

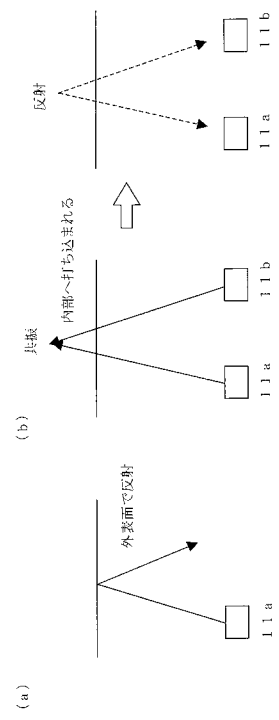
【 図 1 4 】



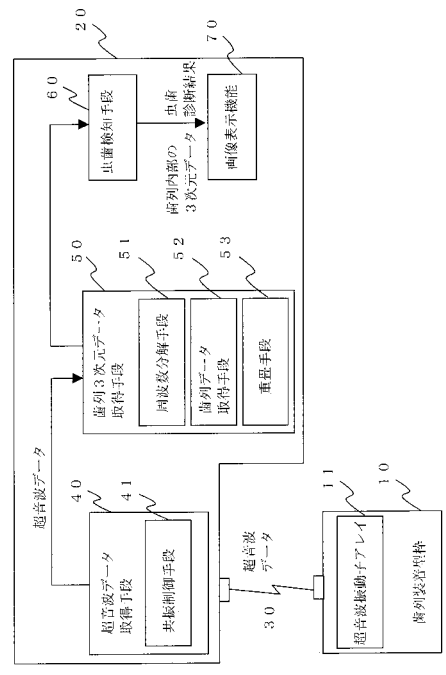
【図 15】



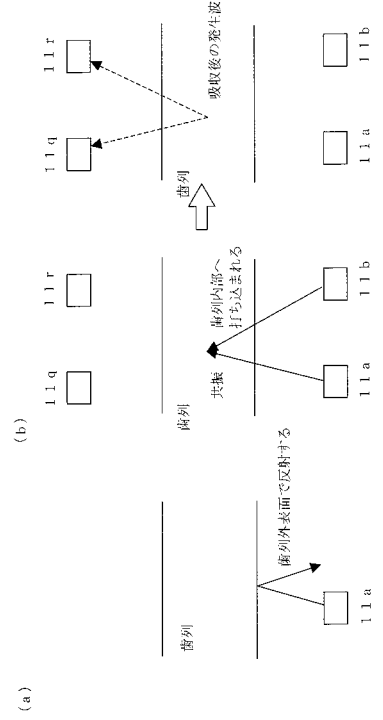
【図 16】



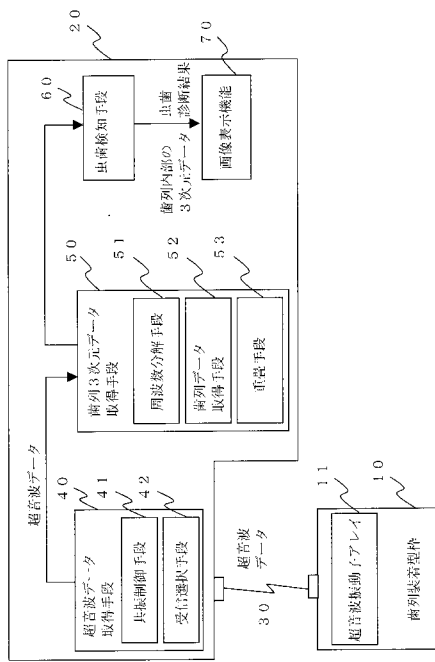
【図 17】



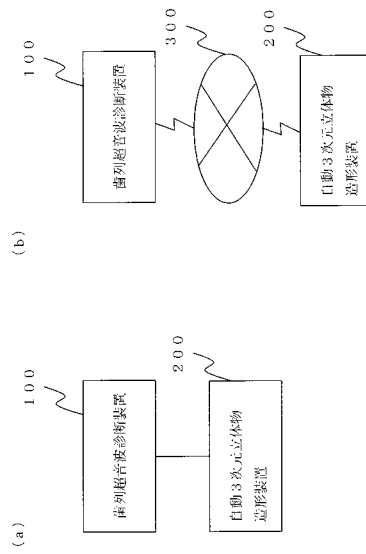
【図 18】



【図 19】



【図 20】



专利名称(译)	超声诊断设备和牙齿填充设备		
公开(公告)号	JP2006320369A	公开(公告)日	2006-11-30
申请号	JP2005143692	申请日	2005-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	永井MichiAkira		
申请(专利权)人(译)	永井MichiAkira		
[标]发明人	永井道彰		
发明人	永井 道彰		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD12 4C601/EE16 4C601/GA01 4C601/GC10 4C601/JC25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备用于通过使用超声波来获得牙列表面的三维图像或牙列内部的三维图像。使用齿列安装框架10，在该齿列安装框架10中，以与要读取的齿列前表面，齿列后表面以及齿列啮合面分别相对的方式配置超声波换能器阵列。牙列安装模板10安装在牙列上。在超声波数据获取装置40的控制下，超声波由超声波振子11发送到牙列的外表面，并且由超声波振子11接收在外表面上反射的反射波以获得超声波数据。得到牙列三维数据获取装置50基于由超声波数据获取装置40获取的超声波数据和用于发送和接收的各个超声波换能器11之间的已知位置关系数据。计算并获取表面形状的3D数据。 [选型图]图1

