

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4719869号

(P4719869)

(45) 発行日 平成23年7月6日 (2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月15日 (2011.4.15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 C 3/03 (2006.01)

A 6 1 C 3/03

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 C 19/04 (2006.01)

A 6 1 C 19/04

Z

A 6 1 C 1/07 (2006.01)

A 6 1 C 1/07

A

A 6 1 C 17/00 (2006.01)

A 6 1 C 17/00

J

請求項の数 5 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2005-43012 (P2005-43012)
 (22) 出願日 平成17年2月18日 (2005.2.18)
 (65) 公開番号 特開2006-223676 (P2006-223676A)
 (43) 公開日 平成18年8月31日 (2006.8.31)
 審査請求日 平成19年12月17日 (2007.12.17)

(73) 特許権者 390011121
 株式会社モリタ東京製作所
 埼玉県さいたま市中央区上落合2丁目1番
 24号
 (73) 特許権者 504190548
 国立大学法人埼玉大学
 埼玉県さいたま市桜区下大久保255
 (74) 代理人 100090985
 弁理士 村田 幸雄
 (72) 発明者 ▼高▲▼崎▲ 正也
 埼玉県さいたま市桜区下大久保255 埼
 玉大学内
 (72) 発明者 西山 文雄
 埼玉県さいたま市中央区上落合2丁目1番
 24号 株式会社モリタ東京製作所内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピース(1)と、

同歯科用超音波スケーラハンドピース(1)の共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用センサの駆動回路(3)とからなり、

被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース(1)先端のチップ(2)を当接することにより、前記被計測物の硬さが測定できるものであり、

かつ、前記駆動回路(3)が、治療時又は診断時において前記歯科用超音波スケーラハンドピース(1)先端のチップ(2)が口腔内の被計測物に非当接時には駆動を低出力とし、当接時は高出力として、省電力化が図られていることを特徴とする計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。

【請求項 2】

治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピース(1)と、

同歯科用超音波スケーラハンドピース(1)の共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用センサの駆動回路(3)とからなり、

被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース(1)先端のチップ(2)を当接することにより、前記被計測物の硬さが測定できるものであり、

かつ、前記駆動回路(3)が、治療時において前記歯科用超音波スケーラハンドピース(

10

20

１）先端のチップ（２）が、歯石に当接時には駆動を高出力とし、歯肉に当接時には低出力として、治療時の侵襲を抑制するようにしたことを特徴とする計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。

【請求項３】

治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピース（１）と、

同歯科用超音波スケーラハンドピース（１）の共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用センサの駆動回路（３）とからなり、

被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース（１）先端のチップ（２）を当接することにより、前記被計測物の硬さが測定できるものであり、

10

そして、歯科用超音波スケーラが、

基本の駆動高周波に低周波でＡＭ変調を行い、該低周波における共振周波数を測定する回路を付加する手段を備えてなり、

健全歯の低振動動揺の固有振動数を測定し、該固有振動数で駆動した歯科用超音波スケーラハンドピース（１）先端のチップ（２）を歯に当接させて、被測定歯の低周波の共振周波数を測定し、歯の動揺度の定量的診断を行うことを特徴とする計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。

【請求項４】

被計測物が、口腔内の歯牙並びにその周辺の歯肉であり、

駆動回路（３）の制御切り替えによってそれぞれの硬さを測定し、

20

歯科の治療又は診断に供することを特徴とする請求項１～３のいずれか１項に記載の計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。

【請求項５】

前記歯科用超音波スケーラハンドピース（１）先端のチップ（２）が当接している個所の局部的ヤング率、密度を計測することを特徴とする請求項１～４のいずれか１項に記載の計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

歯科用超音波スケーラと計測機能を備えた駆動回路による被測定物の硬さの測定に係り、特に口腔内の硬組織及び軟組織のヤング率、密度を計測して行う定量的な診断並びに治療に貢献する計測機能を備えた歯科用超音波スケーラに関する。

30

【背景技術】

【０００２】

従来、超音波振動子を含み体内の生体軟組織に当接させ計測するセンサと、

その制御部からなる蝕覚センサや、

また同様に、歯肉の硬度を計測する歯肉診査用触覚センサ等があった。

【特許文献１】特開平８－３２２８０９号公報

【特許文献２】特開平２０００－５１７０号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

しかし、従来の技術では、生体への接触子として専用の形態のセンサを必要とし、また計測項目も限定されるため、複数項目を測定するには高価な機器となり、かつ操作も面倒であった。

本発明は、従来の治療用の超音波スケーラを診断用に使用し、治療と共に簡単に複数項目の歯科診断を行うことができる歯科治療器及び診断器を提供する。

【課題を解決するための手段】

【０００４】

50

上記に鑑み本発明者等は鋭意実験研究の結果、次の手段により上記課題を解決した。

(1) 治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピースと、

同歯科用超音波スケーラハンドピースの共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用センサの駆動回路とからなり、

被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップを当接することにより、前記被計測物の硬さが測定できるものであり、

かつ、前記駆動回路が、治療時又は診断時において前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップが口腔内の被計測物に非当接時は駆動を低出力とし、

当接時は高出力として、省電力化が図られていることを特徴とする計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。 10

(2) 治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピースと、

同歯科用超音波スケーラハンドピースの共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用センサの駆動回路とからなり、

被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップを当接することにより、前記被計測物の硬さが測定できるものであり、

かつ、前記駆動回路が、治療時において前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップが、歯石に当接時には駆動を高出力とし、歯肉に当接時には低出力として、治療時の侵襲を抑制するようにしたことを特徴とする計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。 20

(3) 治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピースと、

同歯科用超音波スケーラハンドピースの共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用センサの駆動回路とからなり、

被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップを当接することにより、前記被計測物の硬さが測定できるものであり、

そして、歯科用超音波スケーラが、基本の駆動高周波に低周波でAM変調を行い、該低周波の共振周波数を測定する回路を付加する手段を備えてなり、健常歯の低振動動揺の固有振動数を測定し、該固有振動数で駆動した歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップを歯に当接させて、被測定歯の低周波の共振周波数を測定し、歯の動揺度の定量的診断を行うことを特徴とする計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。 30

【0005】

(4) 被計測物が、口腔内の歯牙並びにその周辺の歯肉であり、駆動回路(3)の制御切り替えによってそれぞれの硬さを測定し、歯科の治療又は診断に供することを特徴とする(1)～(3)項のいずれか1項に記載の計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。

【0006】

(5) 前記歯科用超音波スケーラハンドピース(1)先端のチップ(2)が当接している個所の局部的ヤング率、密度を計測することを特徴とする前項(1)～(4)のいずれか1項に記載の計測機能を備えた歯科用超音波スケーラ。 40

【発明の効果】

【0007】

1、本発明の請求項1の発明によれば、

治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピースと、同歯科用超音波スケーラハンドピースの共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用センサの駆動回路とからなり、被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップを当接することにより、

前記計測物の硬さが測定できるため、特に医療において触診法に代わる計測法とすることができる。

また、前記センサの駆動回路が、治療時又は診断時において前記スケーラハンドピース

先端のチップが口腔内の被計測物に非当接時はセンサの駆動を低出力とし、
当接時は高出力として、省電力化が図られているため、消費電力が節約できまた、センサ
の発熱を抑制することができる。

2、請求項2の発明によれば、

治療具並びに診断用センサとして兼用される歯科用超音波スケーラハンドピースと、同歯
科用超音波スケーラハンドピースの共振周波数測定機能を備えた前記治療具並びに診断用
センサの駆動回路とからなり、被計測物に前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端の
チップを当接することにより、

前記計測物の硬さが測定できるため、特に医療において触診法に代わる計測法とすること
ができる。

10

また、前記センサの駆動回路が、治療時において前記歯科用超音波スケーラハンドピー
ス先端のチップが、歯石に当接した時には駆動を高出力とし、歯肉に当接した時には低出
力として、治療時の侵襲を抑制するようにしたため、軟組織の部分への損傷を低減し、疼
痛や出血を抑制軽減することができる。

3、請求項3の発明によれば、

センサとして使用する歯科用超音波スケーラハンドピースと、基本の駆動高周波に低周
波でAM変調を行い、該低周波の共振周波数を測定する回路を付加する手段を備えてなる
ため、健康歯の低振動動揺の固有振動数を測定し、該固有振動数で駆動した前記歯科用超
音波スケーラハンドピース先端のチップを歯に当接させて、被測定歯の低周波の共振周波
数を測定し、歯の動揺度の定量的診断を行うことができる。

20

4、請求項4の発明によれば、

請求項1～3の効果に加えて、

被計測物が、口腔内の歯牙並びにその周辺の歯肉であり、駆動回路の制御切り替えによっ
てそれぞれの硬さを測定し、歯科の治療又は診断に供することができる。口腔内は、狭
小でかつ奥行きが深くまた、歯牙、歯肉等の硬軟両組織が混在しており、さらに器具を
使用する都度、口腔内感染防止のため厳重な消毒が行われている。

そして、現在主として、口腔内における歯石や歯垢を除去する目的に使用されている歯
科用超音波スケーラハンドピースは、構造、形状、操作性共に前記の条件を満足するよう
に作製されている。

【0008】

30

歯牙は表面のエナメル質と内部の象牙質と歯根部があり、また歯肉が歯牙を包んでおり
、疾患としては、齲蝕や、歯周病や、またそれらに起因する歯牙の動揺等がある。従来、
例えば動揺度単独の測定器を用いたりあるいは、X線画像による診断、並びに外部からの
直視や、触診による硬軟の複雑な当接感から診断されているが、主として熟練の医師の判
断によっており、非熟練者は定量的な診断は困難な場合があった。

従って、既存の歯科用超音波スケーラを治療具と共に、診断のセンサとして兼用するこ
とにより、特殊なセンサを作製することなく、容易でかつ安価に診断器を提供できた、
無侵襲で実施できるため、熟練者でなくても定量的な診断が可能となり、本業界への貢献
度は大である。

【0009】

40

5、請求項5の発明によれば、

共振周波数の変化の割合は、前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップが当接
する物体のヤング率や密度に相関し、ヤング率が大きく密度が高いほど共振周波数は高く
なる。チップが当接しているのはわずかな面積であるため、そのエリアの局部的ヤング率
・密度を推定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

発明を実施するための最良の形態を以下に説明する。

スケーラ共振周波数測定機能、

歯科用超音波スケーラハンドピースはボルト締めランジュバン型振動子によって構成され

50

ており、縦振動モードの共振構造となっている。

例えば、電源 A C 2 4 V、振動子はピエゾ型のセラミック振動子、周波数 3 1 . 4 k H z のハンドピース型がある。同ハンドピース前頭部のインサートチップの先端には約 1 / 1 0 0 0 インチ振幅の超微振動が与えられる。また、前記インサートチップは刃がなく、鈍になっており厚みがあるので診断にも適している。

【 0 0 1 1 】

そして、駆動交流電圧の周波数を変化させると電気的アドミタンスが変化する。
前記ランジュバン型振動子の特性の事例を次ぎに示す。

図 1 はランジュバン型振動子の周波数特性を示す図表である。

図において、横軸は周波数 (k H z)、左縦軸は電流 (m A)、右縦軸は位相角度 (d e g) で、実線は電流値、点線は位相を示す。

図示したように、印加電圧一定時において、駆動周波数の変化に伴い、電流は増加しており、共振周波数 (3 1 . 4 k H z) で電流が最大、即ちアドミタンスが最大となっている。

この時、共振周波数の前後で電圧に対する電流の位相が急激に変化しており、電圧に対する電流の位相は共振周波数ではある常数となり、共振周波数より低い駆動周波数ではその常数より位相が進み、高い周波数では位相が遅れている。

従って、印加電圧に対する電流の位相を観測することで、共振周波数との比較が可能となる。

【 0 0 1 2 】

図 2 は位相フィードバックの作用回路を示すブロック図である。

図に示すように、変換器 (振動子 : 超音波スケーラ) には、ダイレクトデジタルシンセサイザ、増幅器、制御器及び電流・電圧 (I ・ V) のフィードバック回路からなる駆動回路 (3) 及び、後記図 3 の電圧・電流情報の計測回路とから構成されまた、前記制御器には後記振動子の振幅変調回路が含まれており、歯の動揺度の計測時に使用される。

そして、共振周波数での位相との差分を、駆動電圧の発信回路にフィードバックすることにより、常に振動子の共振周波数で前記歯科用超音波スケーラハンドピースを駆動することが可能になる。

また、前記振動子に印加される電圧と振動子に流れる電流のそれぞれの位相は、振動子に適切な抵抗を接続することで電圧情報として取得することができる。

図 3 は電圧及び電流情報の計測法を示す。

そして、前記図 2 の制御器では、これらのアナログ情報を、フィードバックに使用する。

【 0 0 1 3 】

図 4 は、本発明の歯科用超音波スケーラハンドピースを用いた治療・診断方式の模式図である。

図において 1 は歯科用超音波スケーラハンドピース、2 はチップ、3 は駆動回路、4 は操作部、5 は表示部、6 は歯、7 は歯肉、8 は歯根部を示す。

振動子チップ 2 は、駆動回路 3 により駆動されており、例えば、被計測物の歯 6 に当接させた時の共振周波数の変化は前述したように、印加電圧に対する電流の位相を観測することで、共振周波数との比較が可能となり、計測値による治療・診断が可能になる。

また、歯科用超音波スケーラハンドピースのチップ 2 は用途に対応して複数種が用意されており、容易に交換できる機構になっている。

そして、操作部には、治療・診断項目に対応して選択される複数の例えばタッチスイッチが配設されており、前記チップ 2 の交換と組み合わせて、治療と兼用して各種の診断 (後記) を行うことができる。

さらに、前記タッチスイッチ並びに、計測結果を図表データ等で表示する表示部は、歯科用チェアユニットのブラケットテーブルの表面に配設される。

【 0 0 1 4 】

次ぎに前記歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップ 2 (振動子) 当接時の検出

10

20

30

40

50

について説明する。

歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップ2をある硬さを持った物体に当接させると、次図のように共振周波数が変化する。

図5はチップ2の物体への当接による共振周波数の変位を示す図表である。

図において、横軸は周波数(kHz)、縦軸は振幅(μm)、黒点は非当接(Non contact)時、白角点は当接(Contact)時を示す。

図示したように、非当接状態の共振周波数で駆動した場合、振動子に当接があると振幅は半分以下にまで減少することが判る。またこの共振周波数の変化の度合いは当接する物体によって変化する。

本件のハンドピースは常に共振周波数で駆動されているため、駆動周波数の変化を検出すればチップ2の先端が歯に当接しているかどうか判明する。

10

【0015】

一方、経年変化や温度変化によっても共振周波数の変化が観測される。

しかし当接による周波数の変化は瞬時に起こるため、駆動周波数の変化率(周波数の時間微分)を計測することで、歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップ2の当接による周波数の変化であるかどうかを判定することができる。

従って、経年変化や温度変化による周波数の変化を排除することができる。

【0016】

当接による出力の調整について、

前記のように、本件の歯科用超音波スケーラハンドピースでは、チップ2と歯が当接しているかどうかを判定することができるため、この情報を利用して超音波出力を調整することができる。

20

従って、「当接」状態では治療を可能とする状態とし、「非当接」状態では振動子の共振周波数が計測できる程度の出力に低減させることで消費電力を抑えることができる。

【0017】

治療中の傷みの緩和について、

前記センサの駆動回路が、治療時において歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップ2が、歯石に当接した時には駆動を高出力とし、歯肉に当接した時には低出力として、治療時の侵襲を抑制するようにしたため、軟組織の部分への損傷を低減し、疼痛や出血を抑制軽減することができる。

30

【0018】

局部的ヤング率、密度の計測について、

前記図5に示した共振周波数の変化の割合は、チップ2が当接する物体の密度やヤング率に相関し、ヤング率が大きく密度が高いほど共振周波数は高くなる。

チップ2が当接しているのはわずかな面積であるため、そのエリアの局部的ヤング率・密度を推定することができる。

【0019】

歯の疾患の診断について、

種々の歯の疾患により、歯牙のエナメル質や、歯肉の局部的ヤング率、密度が変化するため、共振周波数の変化によって局部的ヤング率・密度の変化を観測し、疾患の診断を行うことができる。以下に事例を図示する。

40

【0020】

図6は軟質～硬質の複数種素材に振動子を当接させた時の共振周波数の変化を示す図表である。

図において、横軸は、軟～硬の順に並べた被計測物(Target Object)で、各素材は、

No. 1:シリコンゴム、No. 2:天然ゴム、No. 3:ベニヤ板、No. 4:アクリル、No. 5:アルミ、No. 6:SS440(磨き鋼板)、No. 7:LiNbO3(ニオブ酸リチウム)である。

各素材の寸法は(縦×横×厚さ=20×20×5)mmである。

50

縦軸は共振周波数の変化 Δf (Hz) を示す。

測定条件は共振周波数 (31.4 kHz)、入力電圧 5 (Vp)、接触予圧 2 (N) とした。

上図から、一般的な硬～軟各種素材において、硬さに比例して Δf が大きくなってゆることが判る。

【0021】

図7は素材を歯とした場合の共振周波数の変化 Δf の図表である。

実験では、抜去歯をシリコンの台座に埋め込んでモデルを作り測定した。種類は、歯Aは重度の齲歯、歯Bは健全歯である。

図において、横軸は被計測物 (Target Object) 歯A及び歯Bで、縦軸は共振周波数の変化 Δf (Hz) を示す。

測定条件は前記に同じく、共振周波数 (31.4 kHz) 入力電圧 5 (Vp) 接触予圧 2 (N) とした。

図のように歯Aと歯Bとでは Δf に大きな差がみられる。

従って診断は、齲歯に係る進行度の定量的な判定に有効であり、また無侵襲で計測することができる。

【0022】

図8は素材を歯肉とした場合の共振周波数の変化 Δf の図表である。

実験では、歯肉は模擬的に、前記歯の Δf 計測の際に用いたシリコンの台座の硬さを変えて、歯肉Aは硬さ小 (歯周病あり)、歯肉Bは硬さ大 (健全歯肉) として計測した。

図において、横軸は被計測物 (Target Object) 歯肉A及び歯肉Bで、縦軸は共振周波数の変化 Δf (Hz) を示す。

測定条件は、共振周波数 (31.4 kHz)、入力電圧 5 (Vp)、接触予圧 1.5 (N) とした。

図のように歯肉Aと歯肉Bとでは Δf に大きな差がみられる。

ただし、変化の絶対値が小さいため、変化範囲の縦軸の Δf の目盛りを拡大して変化度を計測している。

従って診断は、歯肉に係る歯周病等の進行度の定量的な判定に有効であり、また無侵襲で計測することができる。

【0023】

被計測物の固有振動数の計測について、

図9は動揺モデル歯の固有周波数の計測図である。

図において、kは歯の振動方向に対する剛性、mは質量、矢印はチップ2の当接振動を示す。

上記図9に示す系である時、

被計測物の固有振動数 $f_n = (k/m)^{1/2} / (2\pi)$ で与えられる。

しかし、固有周波数は前記ハンドピース振動子の共振周波数に比べてはるかに低いため、チップ2の振動と同期させて直接計測することは困難であるから、AM変調を利用した駆動電圧を振動子に印加する。

【0024】

図10は振動子の振幅変調図である。

図において、搬送波の周波数は振動子の共振周波数に一致している。

歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップ2は被計測物に当接しているだけであるので、被計測物の変位はチップ2先端の変位の包絡線となる。この包絡線が前記固有振動数 f_n に一致するとその振幅は大きくなり、振幅が大きくなるとチップ2との当接状態を保たない瞬間が発生し、その状態は歯科用超音波スケーラハンドピース先端のチップ2の当接の検出の項で述べたように検出することができる。

従って、振動子の駆動信号に変調を施すことで、当接している計測の固有周波数を計測することができる。

【0025】

歯の動揺度の計測について、
前述した、動揺歯モデルの計測のため振幅変調した周波数で疑似モデルに当接させた時の実験結果を以下に示す。

なお、振幅変調の周波数は振動子の周波数の約 $1/10$ に設定した。

図 11 は動揺歯モデルの実験装置図を示す。

図において、9 は振動方向、10 は固定台、11 は板バネ、12 はレーザービームを示す。

図のように、振動方向 9 のチップ 2 (振動子) を、板バネ 11 (Plate spring) に当接して振動させ、前記固有周波数 f_n を、レーザービーム 12 の距離の変化をレーザー速度計 (図示せず) にて計測する。

10

【0026】

図 12 は動揺歯モデルの共振固有周波数を表す図表である。

図において、横軸は信号波の周波数 (kHz)、縦軸は振幅 (nm) を表し、周波数 2.45 kHz 辺りにピーク (共振点) がみられる。

歯骨および歯肉に支えられた歯は前記図 11 に示されたモデルに準ずるので、上記の手段により歯の固有周波数を計測することができる。

固有周波数は同モデルのバネの要素に依存し、このバネの要素は歯のぐらつき具合 (動揺度) に関わる。

従って、固有周波数が低下した場合、バネ係数が小さくなっていると判定することができ、これは歯のぐらつき具合が増加している、即ち動揺度が高くなっていることを意味している。

20

周知のように歯の動揺度の計測は歯周病の進行状況や、補綴処置における強度の判定等歯科治療に有効度が高い。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図 1】ランジュバン型振動子の周波数特性を示す図表

【図 2】位相フィードバックの作用回路を示すブロック図

【図 3】電圧及び電流情報の計測法

【図 4】本発明の歯科用超音波スケーラハンドピースを用いた治療・診断方式の模式図

【図 5】チップの物体への当接による共振周波数の変位を示す図表

30

【図 6】軟質～硬質の複数種素材に振動子を当接させた時の共振周波数の変化を示す図表

【図 7】素材を歯とした場合の共振周波数の変化 Δf の図表

【図 8】素材を歯肉とした場合の共振周波数の変化 Δf の図表

【図 9】動揺モデル歯の固有周波数の計測図

【図 10】振動子の振幅変調図

【図 11】動揺歯モデルの実験装置図

【図 12】動揺歯モデルの共振固有周波数を表す図表

【符号の説明】

【0028】

1 : 歯科用超音波スケーラハンドピース

40

2 : チップ

3 : 駆動回路

4 : 操作部

5 : 表示部

6 : 歯

7 : 歯肉

8 : 歯根部

9 : 振動方向

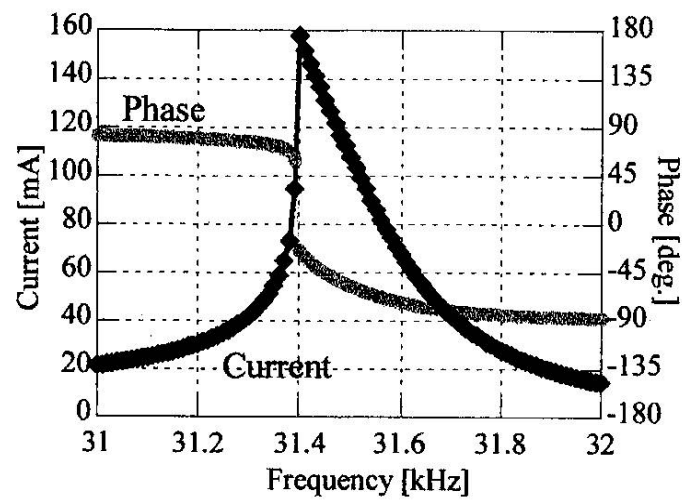
10 : 固定台

11 : 板バネ

50

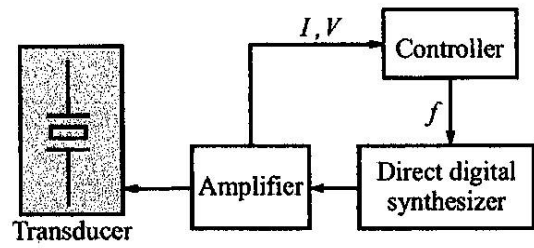
1 2 : レーザビーム

【図 1】



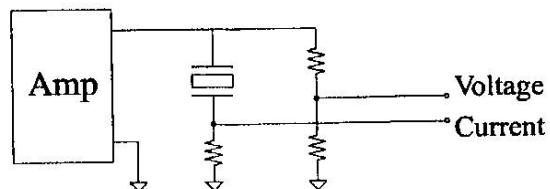
Frequency characteristics of a
bolt-clamped Langevin type transducer.

【図2】



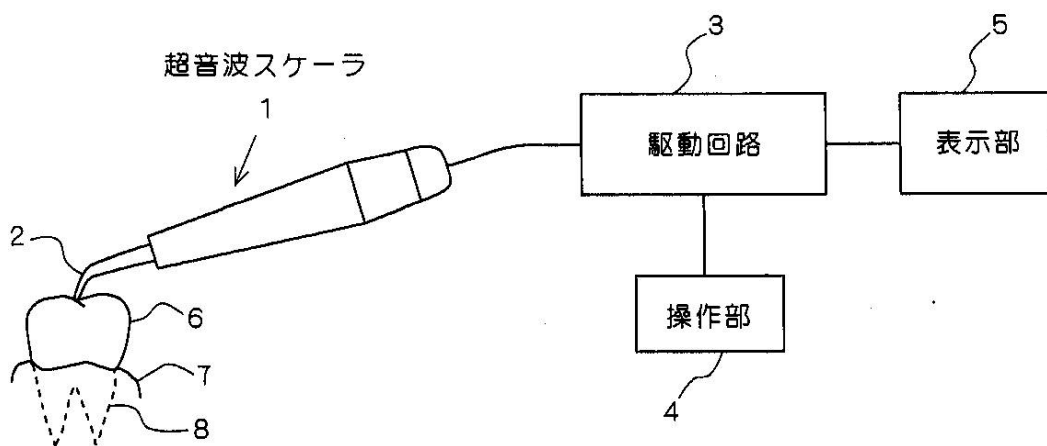
An operating circuit with phase feedback.

【図3】

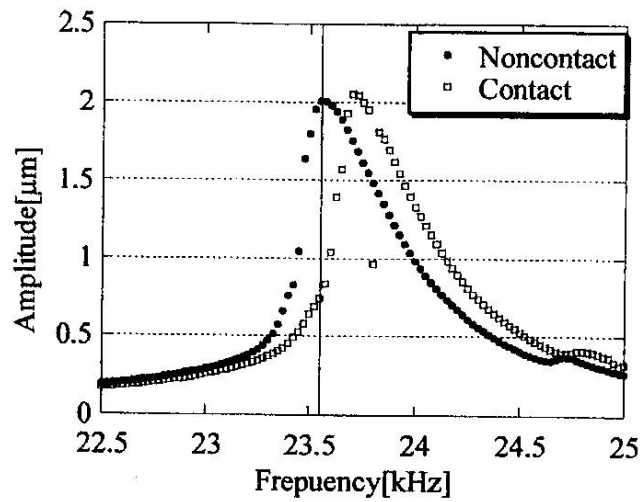


Measurement of applied voltage and current.

【図4】

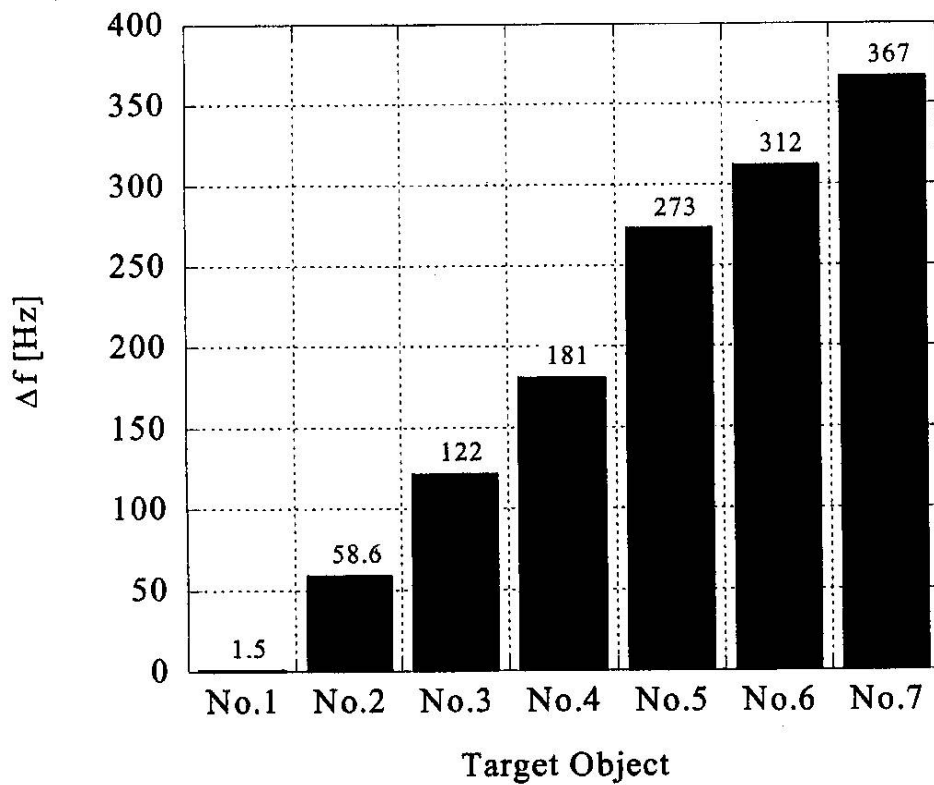


【 図 5 】



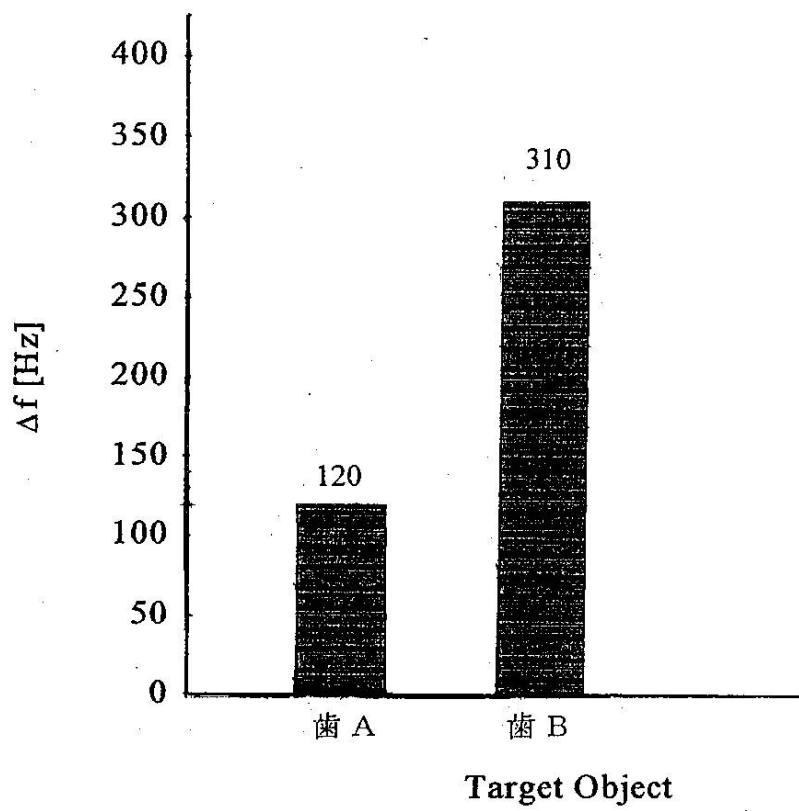
Resonant frequency shift according to tip contact with an object.

【 図 6 】



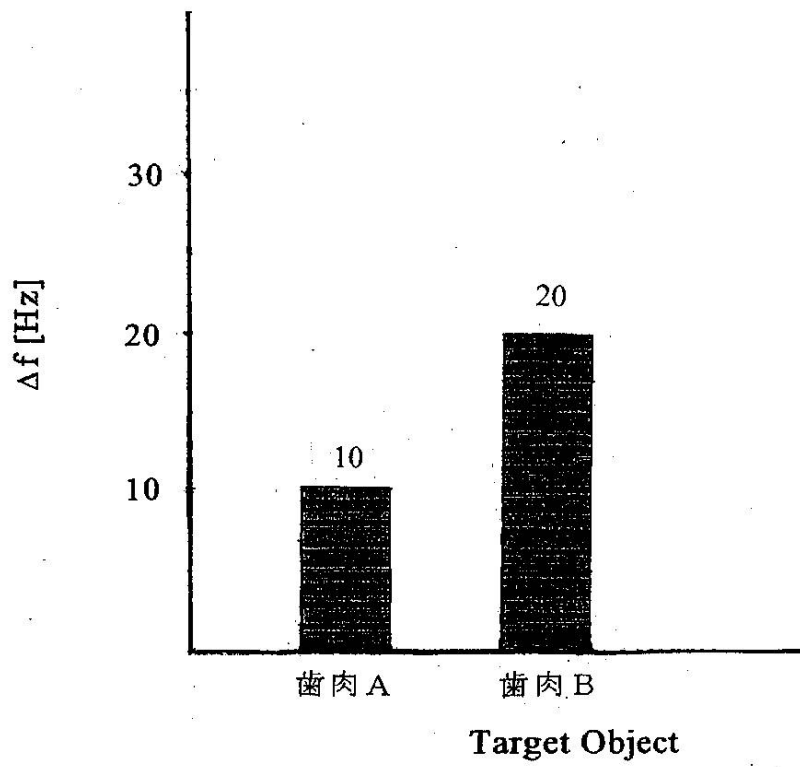
Shift of resonance frequency vs. contact object

【図 7】



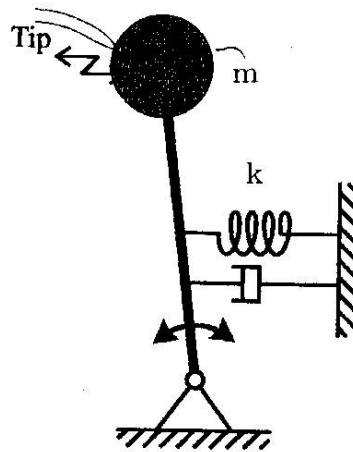
Shift of resonance frequency vs. contact object

【 図 8 】



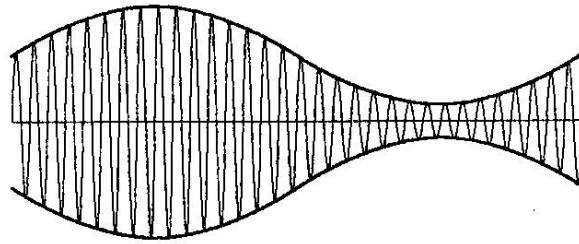
Shift of resonance frequency vs. contact object

【 図 9 】

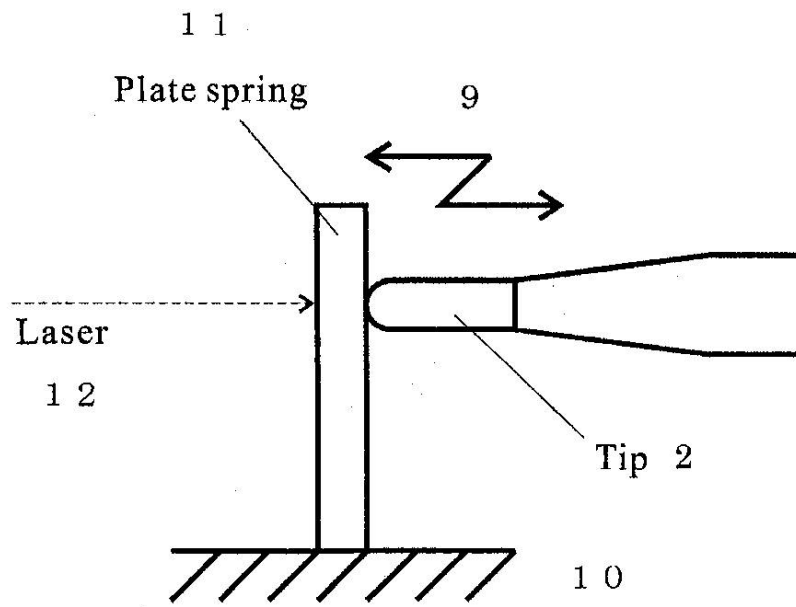


Natural frequency measurement model.

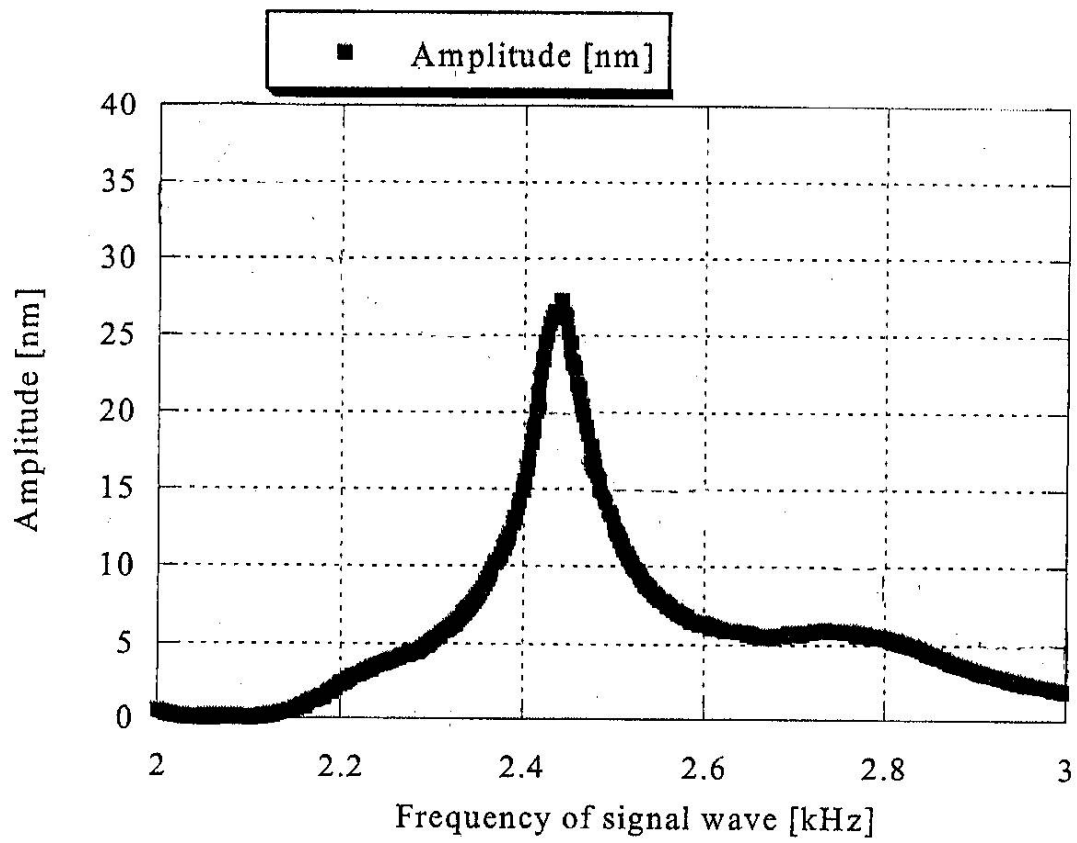
【図 10】

**Amplitude modulation on transducer.**

【図 11】

**Experimental system**

【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 須藤 博
埼玉県さいたま市中央区上落合2丁目1番24号 株式会社モリタ東京製作所内
- (72)発明者 釜口 昌平
埼玉県さいたま市中央区上落合2丁目1番24号 株式会社モリタ東京製作所内
- (72)発明者 小川 和伸
埼玉県さいたま市中央区上落合2丁目1番24号 株式会社モリタ東京製作所内

審査官 川島 徹

- (56)参考文献 特開昭62-114550(JP,A)
特開2000-005170(JP,A)
特開平06-181939(JP,A)
実開平05-041513(JP,U)
特開平08-029312(JP,A)
特表2001-519697(JP,A)
米国特許第04371816(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 C	3 / 0 3
A 6 1 B	8 / 0 0
A 6 1 C	1 / 0 7
A 6 1 C	1 7 / 0 0
A 6 1 C	1 9 / 0 4

专利名称(译)	具有测量功能的牙科超声洁牙机		
公开(公告)号	JP4719869B2	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	JP2005043012	申请日	2005-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	J森田东京MFG CORP 国立大学法人埼玉大学		
申请(专利权)人(译)	株式会社モリタ东京制作所 国立大学法人埼玉大学		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社モリタ东京制作所 国立大学法人埼玉大学		
[标]发明人	高崎正也 西山文雄 須藤博 釜口昌平 小川和伸		
发明人	▼高▲▼崎▲ 正也 西山 文雄 須藤 博 釜口 昌平 小川 和伸		
IPC分类号	A61C3/03 A61B8/00 A61C19/04 A61C1/07 A61C17/00		
FI分类号	A61C3/03 A61B8/00 A61C19/04.Z A61C1/07.A A61C17/00.J A61C17/20		
F-TERM分类号	4C052/AA15 4C052/AA20 4C052/BB07 4C052/DD01 4C052/GG01 4C052/GG17 4C052/NN01 4C052/NN18 4C601/DD12 4C601/DE20 4C601/EE14 4C601/FF11 4C601/JB60		
代理人(译)	村田幸男		
审查员(译)	川岛 彻		
其他公开文献	JP2006223676A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：解决触觉传感器的问题，该传感器由包括用于与体内活体软组织接触的超声换能器的测量传感器及其控制部件组成，用于检测和测量牙龈硬度的触觉传感器，以及例如，都需要具有特定形态的传感器作为接触，开发成用于测量多个问题的昂贵设备，并且难以操作，并且提供具有测量功能的牙科用超声洁牙机，其能够使用通常的超声波洁牙机而不是只有治疗但诊断。ZSOLUTION：该洁牙机由用于治疗 and 诊断的牙科用超声波洁牙手机和配备有洁牙机共振频率测量功能的驱动电路组成，测量对象的硬度/柔软度通过接触测量手机尖端的芯片到被测对象并改变操作部分。Z

