

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4511465号
(P4511465)

(45) 発行日 平成22年7月28日(2010.7.28)

(24) 登録日 平成22年5月14日(2010.5.14)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 C 19/04 (2006.01) A 6 1 C 19/04 A

請求項の数 24 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2005-506878 (P2005-506878)	(73) 特許権者	591065697
(86) (22) 出願日	平成16年5月18日(2004.5.18)		藤栄電気株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2004/007046		東京都渋谷区代官山町17番1-2012号
(87) 国際公開番号	W02004/110298		号
(87) 国際公開日	平成16年12月23日(2004.12.23)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成19年4月4日(2007.4.4)		弁理士 鈴江 武彦
(31) 優先権主張番号	特願2003-167008 (P2003-167008)	(74) 代理人	100084618
(32) 優先日	平成15年6月11日(2003.6.11)		弁理士 村松 貞男
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 根尖位置検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検査歯の根管の根尖位置を検出するための根尖位置検出装置100、該根尖位置検出装置は下記を具備する：

根管内に挿入される測定電極10；

口腔内表面に配置される口腔電極11；

測定電極及び口腔電極の内の1つに、複数種類の測定用信号P_nを印加する電源1；

根尖位置モデルデータを記憶するための記憶部9、根尖位置モデルデータは複数のモデル歯データグループを有し、各モデル歯データグループの各々は測定電極の先端がモデル歯の根尖位置に配置された状態における、該複数種類の測定用信号の各々に対する、測定電極と口腔電極間の電気的特性値から構成され、該モデル歯は各モデル歯データグループ毎に異なる；

検出部25、検出部は、複数種類の測定用信号の各々が順次測定電極及び口腔電極の内の1つに印加され、測定電極が根管を根尖位置に向けて挿入されていく過程で、各測定信号に基いた測定電極と口腔電極との間の複数の電気的特性値を順次検出する；

比較部12、比較部は、検出部が順次検出した複数の電気的特性値から構成される被検査歯データグループを、記憶部に記憶された根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループと比較し、被検査歯データグループと所定のあるモデル歯データグループが存在することを検知して、その検知結果を出力する；

比較部が出力した検知結果を表示するための表示部。

10

20

【請求項 2】

複数種類の測定用信号の各々は、周波数、波形、ピーク値の少なくとも1つに関して相違する、請求項 1 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 3】

前記複数種類の測定用信号は、2種類の測定用信号であり、これら2種類の測定用信号は互いに周波数が異なる電圧である、請求項 1 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 4】

前記検出部が検出する電気的特性は、両電極間のインピーダンス値、両電極間に流れる電流値、両電極間の電圧値、両電極間の電流値或いは電圧値と測定用信号間の位相差の内の少なくとも1つである、請求項 1 に記載の根尖位置検出装置。

10

【請求項 5】

前記比較部が検知する所定の関係は、被検査歯データグループが、記憶部に記憶された根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループの中のいずれかと一致する関係、及び被検査歯データグループの値とモデル歯データグループの値との差が所定の範囲内である関係、の少なくとも1つである、請求項 1 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 6】

比較部が出力する検知結果は、表示用、警告用及び歯治療器具の制御用の少なくとも1つに利用される、請求項 1 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 7】

根尖位置モデルデータは、実際の歯に基く実測データ、理論データ、シミュレーションデータ、実測データに基づいて計算により求めた近似的データ及びこれらのデータの内の少なくとも二つを組み合わせたデータ、の内の1つである、請求項 1 に記載の根尖位置検出装置。

20

【請求項 8】

被検査対象歯の根尖位置及び測定電極 10 の先端と根尖位置との間の距離を検出するための根尖位置検出装置 100、該根尖位置検出装置は下記を具備する：

根管内に挿入される測定電極 10；

口腔内表面に配置される口腔電極 11；

測定電極及び口腔電極の内の1つに、複数種類の測定用信号を供給する電源 1；

記憶部 9、該記憶部は根管内位置別モデルデータを記憶する、根管内位置別モデルデータは複数のモデル歯データグループを具備し、各モデル歯データグループの各々は、測定電極の先端がモデル歯内の複数の所定位置の各々に配置された状態における、複数種類の測定用信号の各々に対する、測定電極と口腔電極の間の電気的特性値から構成され、モデル歯は各モデル歯データグループ毎に異なる；

30

検出部 25、検出部は、複数種類の測定用信号の各々が測定電極及び口腔電極の内の1つに印加され、測定電極の先端が被検査歯の根管の入り口から根尖位置に向けて挿入されていく過程で、複数の測定用信号の各々に対する、測定電極及び口腔電極間の複数の電気的特性値を順次検出する；

比較部 12、比較部は、検出部が順次検出した複数の電気的特性値から構成される被検査歯データグループと、記憶部に記憶された根管内位置別モデルデータ中の複数のモデル歯データグループとを比較し、被検査歯データグループと所定の関係にあるモデル歯データグループが存在することを検知し、その検知結果を位置情報として出力する。

40

【請求項 9】

さらに、比較部が出力した検知結果を表示するための表示部を具備する、請求項 8 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 10】

複数種類の測定用信号の各々は、周波数、波形、ピーク値の少なくとも1つに関して相違する、請求項 9 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 11】

複数種類の測定用信号は、2種類の測定用信号であり、これら2種類の測定用信号は互

50

いに周波数が異なる電圧である、請求項 9 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 1 2】

検出部が検出する電気的特性は、両電極間のインピーダンス値、両電極間に流れる電流値、両電極間の電圧値、両電極間の電流値或いは電圧値と測定用信号間の位相差の内の 1 つである、請求項 9 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 1 3】

比較部が検知する所定の関係は、被検査歯データグループが、記憶部に記憶された根管位置別モデルデータ中の複数のモデル歯データグループの中のいずれかと一致する関係、及び被検査歯データグループの値とモデル歯データグループの値との差が所定の範囲内である関係、の少なくとも 1 つである、請求項 9 に記載の根尖位置検出装置。

10

【請求項 1 4】

比較部が出力する検知結果は、表示用、警告用及び歯治療器具の制御用の少なくとも 1 つに利用される、請求項 9 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 1 5】

根尖位置モデルデータは、実際の歯に基く実測データ、理論データ、シミュレーションデータ、実測データを基にして計算により求めた近似的データ、及びこれらのデータの内の少なくとも二つを組み合わせたデータの内の 1 つである、請求項 9 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 1 6】

さらに、下記を具備する請求項 9 に記載の根尖位置検出装置：

20

記憶部は根管位置別モデルデータとともに、予測根管位置別モデルデータを記憶する、ここで、予測根管位置別モデルデータは、上記複数の所定位置の中の 1 つの所定位置と次の所定位置との間の途中位置における予測された電気的特性値である；

比較部は、検出部が順次検出した実測電気的特性値を、記憶部に記憶された根管位置別モデルデータ及び予測根管位置別モデルデータと比較し、両モデルデータ中に実測電気的特性値と所定の関係にあるデータが存在することを検知して、その検知結果を出力する。

【請求項 1 7】

さらに下記を具備する請求項 1 6 に記載の根尖位置検出装置：

比較部が出力する検知結果が示す根管位置と、次の根管位置との間の途中位置における電気的特性値を予測する予測部 1 4；

30

ここで、予測部が予測した電気的特性値は上記予測された電気的特性値である。

【請求項 1 8】

複数種類の測定用信号は、2 種類の測定用信号であり、これら 2 種類の測定用信号は互いに周波数が異なる電圧である、請求項 1 6 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 1 9】

検出部が検知する電気的特性は、両電極間のインピーダンス値、両電極間に流れる電流値、両電極間の電圧値、両電極間の電流値或いは電圧値と測定用信号間の位相差の内の 1 つである、請求項 1 6 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 2 0】

40

比較部が検知する所定の関係は、被検査歯データグループが、記憶部に記憶された根管位置別モデルデータ中の複数のモデル歯データグループの中のいずれかと一致する関係、及び被検査歯データグループの値とモデル歯データグループの値との差が所定の範囲内である関係、の少なくとも 1 つである、請求項 1 6 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 2 1】

比較部が出力する検知結果は、表示用、警告用及び歯治療器具の制御用の少なくとも 1 つに利用される、請求項 1 6 に記載の根尖位置検出装置。

【請求項 2 2】

根尖位置モデルデータは、実際の歯に基く実測データ、理論データ、シミュレーションデータ、近似的データ及びこれらのデータの内の少なくとも二つを組み合わせたデータの

50

内の1つである、請求項16に記載の根尖位置検出装置。

【請求項23】

被検査歯の根管の根尖位置を検出するための根尖位置検出装置、該根尖位置検出装置は下記を具備する：

根管内に挿入される測定電極；

口腔内表面に配置される口腔電極；

測定電極及び口腔電極の内の1つに、複数種類の測定用信号を印加する電源；

根尖位置モデルデータを記憶するための記憶部、根尖位置モデルデータは複数のモデル歯データグループを有し、各モデル歯データグループの各々は測定電極の先端がモデル歯の根尖位置に配置された状態における、該複数種類の測定用信号の各々に対する、測定電極と口腔電極間のインピーダンス値から構成され、該モデル歯は各モデル歯データグループ毎に異なる；

測定電極と口腔電極の内の1つに複数種類の測定用信号を順次継続して供給するための信号切り替えユニット；

検出部、検出部は、複数種類の測定用信号の各々が順次測定電極及び口腔電極の内の1つに印加され、測定電極が根管内を根尖位置に向けて挿入されていく過程で、各測定信号に基いた測定電極と口腔電極との間の複数のインピーダンス値を順次検出する；

比較部12、比較部は、検出部が順次検出した複数のインピーダンス値から構成される被検査歯データグループを、記憶部に記憶された根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループと比較し、被検査歯データグループと所定の関係にあるモデル歯データグループが存在することを検知して、その検知結果を出力する；

比較部が出力した検知結果を表示するための表示部、

ここにおいて、記憶部は根尖位置モデルデータとともに、予測根管内位置別モデルデータを記憶する、ここで、予測根管内位置別モデルデータは、測定電極の先端が、根尖位置の手前の位置に配置された状態における予測されたインピーダンス値である；

比較部は、検出部が順次検出した実測インピーダンス値を、記憶部に記憶された根尖位置モデルデータ及び予測根管内位置別モデルデータと比較し、両モデルデータ中に実測インピーダンス値と所定の関係にあるデータが存在することを検知して、その検知結果を出力する。

【請求項24】

さらに下記を具備する請求項23に記載の根尖位置検出装置：

比較部が出力する検知結果が示す根管内位置と、根尖位置との間の途中位置におけるインピーダンス値を予測する予測部；

ここで、予測部が予測したインピーダンス値は上記根管内位置モデルデータとして採用される。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

本発明は、歯科における診断や治療時において、根管長の測定に使用される根尖位置検出装置に関する。

【背景技術】

術者が歯の治療を行うとき、根管内の歯髄及び神経を除去することが必要な場合が生じる。この場合、術者は歯冠から根尖までの距離を測定し、その距離に相当する分の根管内の歯髄、神経あるいは細菌感染した羅漢象牙質や根管内異物を除去する。距離測定のためには、根尖位置検出装置が用いられる。根尖位置検出装置は、口腔内に口腔電極を配置し、根管内に測定電極を挿入し、測定電極と口腔電極との間に交流信号を与えて、測定電極が根尖位置に達したときに測定される信号の値（電気的特性値）に応じて根尖位置を検出する。

術者は、表示部の指針が所定の位置を示すことを監視することにより、測定電極が根尖に達したときを知る。

根管内の治療においては、歯の根尖位置を正確に検出することが重要な課題である。根

10

20

30

40

50

尖位置が正確に検出されなかつた場合、上記した距離に誤差が生じる。この誤差を有する距離を信じて術者が治療を行うと、その治療後、根管内に歯髄、神経あるいは細菌感染した羅漢象牙質や根管異物が残存した状態になったり、あるいは術者の処理の最中に根尖を破損してしまつたりするからである。

治療対象の歯の根管内の状態は、乾燥している乾燥状態から血液等で満たされている湿潤状態までケースバイケースで異なる。従来の根管長測定装置は、歯の根管内の状態が、特定の条件（太さ、形状（湾曲、分岐）、乾燥・湿潤の程度）にある時には正確に根尖位置を検出することができる。しかし、歯の根管内の状態が特定の条件ではない時には、その測定値は誤差を伴っていた。

また、従来の根尖位置検出装置の表示には、根尖位置を示す目盛りと、根尖位置前後にある目盛りが表記されている。上記のように、根管内の状態が特定の条件にある場合には、同日盛りは測定電極が根尖位置に位置したことを正確に表示することができる。しかし、根尖位置前後にある目盛りは、測定電極が根尖位置の前後にあることを表示するに留まり、根尖位置からどの程度の距離にあるかを表示することはできなかった。

また、従来の根管長測定器により、最初に根管長を測定する前に、リーマ或いはファイルに挿入したシリコンストッパーの位置をX線写真を使用して根管長に合わせることも必要であつた。リーマやファイルに付したシリコンストッパーで、また、一旦根管長さを決定したリーマやファイルに付したシリコンストッパーで、印付けた場合でもシリコンストッパーがずれてしまい、正確な長さを表示できないこともあつた。該印が歯の陰によりX線写真上では認識出来なくなるケースが生じ、このため測定作業を途中でやめなければならなかった。

【発明の開示】

本願発明は、上記のような従来技術が有する課題の内の、少なくとも1つを解決することを目的とする。

本願発明の第1の観点にしたがって、被検査歯の根管の根尖位置を検出するための根尖位置検出装置が提供される。この根尖位置検出装置は下記を具備する：

根管内に挿入される測定電極；口腔内表面に配置される口腔電極；

測定電極及び口腔電極の内の1つに、複数種類の測定用信号を印加する電源；根尖位置モデルデータを記憶するための記憶部、根尖位置モデルデータは複数のモデル歯データグループを有し、各モデル歯データグループの各々は測定電極の先端がモデル歯の根尖位置に配置された状態における、該複数種類の測定用信号の各々に対する、測定電極と口腔電極間の電気的特性値から構成され、該モデル歯は各モデル歯データグループ毎に異なる；

検出部、検出部は複数種類の測定用信号の各々が順次測定電極及び口腔電極の内の1つに印加され、測定電極が根管を根尖位置に向けて挿入されていく過程で、各測定信号に基いた測定電極と口腔電極との間の複数の電気的特性値を順次検出する；

比較部12、比較部は、検出部が順次検出した複数の電気的特性値から構成される被検査歯データグループを、記憶部に記憶された根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループと比較し、被検査歯データグループと所定のあるモデル歯データグループが存在することを検知して、その検知結果を出力する；

比較部が出力した検知結果を表示するための表示部。

本願発明の第2の観点に従って、被検査対象歯の根尖位置及び測定電極の先端と根尖位置との間の距離を検出するための根尖位置検出装置が提供される。該根尖位置検出装置は下記を具備する：

根管内に挿入される測定電極；

口腔内表面に配置される口腔電極；

測定電極及び口腔電極の内の1つに、複数種類の測定用信号を供給する電源；

記憶部、該記憶部は根管内位置別モデルデータを記憶する、根管内位置別モデルデータは複数のモデル歯データグループを具備し、各モデル歯データグループの各々は、測定電極の先端がモデル歯内の複数の所定位置の各々に配置された状態における、複数種類の測定用信号の各々に対する、測定電極と口腔電極の間の電気的特性値から構成され、モデル

10

20

30

40

50

歯は各モデル歯データグループ毎に異なる；

検出部、該検出部は、複数種類の測定用信号の各々が測定電極及び口腔電極の内の1つに印加され、測定電極の先端が被検査歯の根管の入り口から根尖位置に向けて挿入されていく過程で、複数の測定用信号の各々に対する、測定電極及び口腔電極間の複数の電気的特性値を順次検出する；

比較部、該比較部は、検出部が順次検出した複数の電気的特性値から構成される被検査歯データグループと、記憶部に記憶された根管内位置別モデルデータ中の複数のモデル歯データグループとを比較し、被検査歯データグループと所定の関係にあるモデル歯データグループが存在することを検知し、その検知結果を位置情報として出力する。

上記した本願発明の第1及び第2の観点に基く根尖位置検出装置の各々は、下記a)乃至g)のいずれか1つを、或いは、これらのいずれか複数を組み合わせて具備することが好ましい。

(a) 複数種類の測定用信号の各々は、周波数、波形、ピーク値の少なくとも1つに関して相違する。

(b) 複数種類の測定用信号は、2種類の測定用信号であり、これら2種類の測定用信号は互いに周波数が異なる電圧である。

(c) 検出部が検出する電気的特性は、両電極間のインピーダンス値、両電極間に流れる電流値、両電極間の電圧値、両電極間の電流値或いは電圧値と測定用信号間の位相差の内の少なくとも1つである。

(d) 比較部が検知する所定の関係は、被検査歯データグループが、記憶部に記憶された根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループの中のいずれかと一致する関係、及び被検査歯データグループの値とモデル歯データグループの値との差が所定の範囲内である関係、の少なくとも1つである。

(e) 比較部が出力する検知結果は、表示用、警告用及び歯治療器具の制御用の少なくとも1つに利用される。

(f) 根尖位置モデルデータは、実際の歯に基く実測データ、理論データ、シミュレーションデータ、実測データに基いて計算により求めた近似的データ及びこれらのデータの内の少なくとも二つを組み合わせたデータ、の内の1つである。

(g) 比較部が出力した検知結果を表示するための表示部。

本願発明の第3の観点に基づいて、該第2の観点に従った根尖位置検出装置がさらに下記を具備する根尖位置検出装置が提供される：記憶部は根管内位置別モデルデータとともに、予測根管内位置別モデルデータを記憶する、ここで、予測根管内位置別モデルデータは、上記複数の所定位置の中の1つの所定位置と次の所定位置との間の予測された電気的特性値である；

比較部は、検出部が順次検出した実測電気的特性値を、記憶部に記憶された根管内位置別モデルデータ及び予測根管内位置別モデルデータと比較し、両モデルデータ中に実測電気的特性値と所定の関係にあるデータが存在することを検知して、その検知結果を出力する。

上記本願発明の第3の観点に基く根尖位置検出装置は、下記h)乃至t)のいずれか1つを、或いは、これらのいずれか複数を組み合わせて具備することが好ましい。

(h) 比較部が出力した検知結果を表示するための表示部。

(i) 複数種類の測定用信号の各々は、周波数、波形、ピーク値の少なくとも1つに関して相違する。

(j) 複数種類の測定用信号は、2種類の測定用信号であり、これら2種類の測定用信号は互いに周波数が異なる電圧である。

(k) 検出部が検出する電気的特性は、両電極間のインピーダンス値、両電極間に流れる電流値、両電極間の電圧値、両電極間の電流値或いは電圧値と測定用信号間の位相差の内の1つである。

(l) 比較部が検知する所定の関係は、被検査歯データグループが、記憶部に記憶された根管内位置別モデルデータ中の複数のモデル歯データグループの中のいずれかと一致する

10

20

30

40

50

関係、及び被検査歯データグループの値とモデル歯データグループの値との差が所定の範囲内である関係、の少なくとも1つである。

(m) 比較部が出力する検知結果は、表示用、警告用及び歯治療器具の制御用の少なくとも1つに利用される。

(n) 根尖位置モデルデータは、実際の歯に基く実測データ、理論データ、シミュレーションデータ、近似的データ及びこれらのデータの内の少なくとも二つを組み合わせたデータの内の1つである。

(o) 比較部が出力する検知結果が示す根管内位置と、次の根管内位置との間の、少なくとも1箇所の途中位置における電気的特性値を予測する予測部14、

ここで、予測部が予測した電気的特性値は上記予測された電気的特性値である。

(p) 複数種類の測定用信号は、2種類の測定用信号であり、これら2種類の測定用信号は互いに周波数が異なる電圧である。

(q) 検出部が検知する電気的特性は、両電極間のインピーダンス値、両電極間に流れる電流値、両電極間の電圧値、両電極間の電流値或いは電圧値と測定用信号間の位相差の内の1つである。

(r) 比較部が検知する所定の関係は、被検査歯データグループが、記憶部に記憶された根管内位置別モデルデータ中の複数のモデル歯データグループの中のいずれかと一致する関係、及び被検査歯データグループの値とモデル歯データグループの値との差が所定の範囲内である関係、の少なくとも1つである。

(s) 比較部が出力する検知結果は、表示用、警告用及び歯治療器具の制御用の少なくとも1つに利用される。

(t) 根尖位置モデルデータは、実際の歯に基く実測データ、理論データ、シミュレーションデータ、実測データに基いた計算により求めた近似的データ及びこれらのデータの内の少なくとも二つを組み合わせたデータの内の1つである。

【図面の簡単な説明】

図1は、本願発明の根尖位置検出装置の1つの実施形態を示す図である。

図2は、複数のモデル歯の根尖位置における、測定電極に印加する測定用信号の周波数と、該測定用信号により測定電極と口腔電極間に流れる電流値の実測データを示す図である。

図3は、図2に示された実測データから、500Hzと2kHzの測定用信号に対する、測定電極と口腔電極間に流れる電流値を小さい順に並べて配置した図である。

図4は、図2に示された実測データから、500Hz、2kHz、4kHzの測定用信号に対する、測定電極と口腔電極間に流れる電流値を小さい順に並べて配置した図である。

図5は、本願発明の第五の実施形態の装置を説明する図である。

図6は、複数のモデル歯の根尖手前1mmにおける、測定電極に印加する測定用信号の周波数と、該測定用信号により測定電極と口腔電極間に流れる電流値の実測データを示す図である。

図7は、複数のモデル歯の根尖手前3mmにおける、測定電極に印加する測定用信号の周波数と、該測定用信号により測定電極と口腔電極間に流れる電流値の実測データを示す図である。

図8は、逆円錐状根管のモデル歯の電気的特性値変化パターンを示す図である。

図9は、円筒状根管のモデル歯の電気的特性値変化パターンを示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

以下、図面を参照して本発明の第1の実施形態を説明する。

第1図において、電源1は複数種類の測定用信号Pnを出力する。この測定用信号Pnは、例えば500Hz、2kHzの2種類の周波数の信号とされることができる。測定用信号Pnは、3種類以上の周波数の信号とされることもできる。測定用信号Pnは、周波数、波形、ピーク値の内の少なくとも1つに関して異なる信号とされることができる。本願発明においては、複数種類の測定用信号Pnに基いて、測定電極10と口腔電極11間

10

20

30

40

50

の複数種類の電気的特性値を検出することが必要であり、これら信号の種類は以下に説明される本願発明の原理に基いて、選択されることができる。

さらに、この測定用信号 P_n は、測定電極 10 に印加されているが、口腔電極 11 に印加されても良い。

本実施形態の説明においては、本実施形態をより具体的に説明する便宜上から、測定用信号 P_n として 500 Hz 及び 2 KHz の 2 種類の周波数の信号を使用し、該測定信号を測定電極に印加するケースについて説明する。しかし、本願発明は、このケースに限定されるものではない。

電源 1 は、500 Hz 及び 2 KHz の 2 種類の周波数の測定用信号を出力する。

信号切換え部 2 は電源 1 から出力される 500 Hz 及び 2 KHz の 2 種類の周波数の測定用信号の各々を、制御部 6 の制御の下で、測定電極に順次供する。この信号切換え部 2 としてはいわゆるマルチプレクサなどのスイッチ部が採用されることができる。

整合部 3 は、信号切替部からの信号を、人体と接続しても安全な電圧レベルに変換し、そして必要以上に人体に測定電流が流れないようにする部分であり、電源 1 からの測定用信号 P_n を測定電極 10 に供するに適した信号に調整する。しかし、電源からの測定用信号 P_n が測定電極 10 に印加するための適した信号である場合、整合部 3 は削除されることができる。本実施態様において、整合部 3 は 500 Hz と 2 KHz の 2 種類の周波数の測定用信号 P_n を所定の電圧値 V_n に調整する。

口腔電極 11 に接続された増幅部 4 は口腔電極 11 から出力される測定信号 Q_n を増幅する。この測定信号 Q_n は、測定電極 10 と口腔電極 11 との間の電気的特性値に関係した値である。電気的特性値は、両電極間に流れる電流値 I_n (以下、「測定電流値 I_n 」と記す)、両電極間の電圧値 V_n (以下、「測定電圧値 V_n 」と記す)、電流値 I_n と測定用信号 P_n との間の位相差、電圧値 V_n と測定用信号 P_n との間の位相差、及び両電極間のインピーダンス値 Z_n (以下、「根管内インピーダンス値 Z_n 」と記す) のいずれか 1 つ或いはこれらの歯データグループの組合せ、とされることができる。

これら電気的特性値は、測定信号 Q_n 自体、或いは他の信号値と組み合わせて求めることもできる。

本願発明における電気的特性値は、測定電流 I_n に限られないが、本実施形態をより具体的に説明する便宜上、以下においては、電気的特性値が測定電流 I_n であるケースが説明される。

増幅部 4 は、測定電流 I_n を電圧に変化し、その電圧を増幅する周知の増幅器が採用されることができる。

変換部 5 は増幅部 4 で増幅された交流の測定電圧 V_n を、制御部で読み込み・記憶が可能な直流電圧 V_{dc} に変換する回路である。

制御部 6 は、本実施形態の根尖位置検出装置 100 内の所定の機器を制御する。

本実施形態においては、電源 1、信号切換え部 2、整合部 3、測定電極 10、口腔電極 11、増幅部 4、変換部 5 及び制御部 6 により検出部 25 が構成されることができる。検出部 25 は、測定電極と口腔電極間の歯の電気的特性が検出できる構成であれば、いずれの構成も採用されることができる。検出部 25 は、500 Hz 及び 2 KHz の 2 種類の周波数の測定用信号 P_n の各々を測定電極 10 の 1 つに印加し、各測定信号に基いた測定電極 10 と口腔電極 11 との間の 2 種類の電気的特性値を検出する。

本実施形態において、制御部 6 は根尖位置検出装置 100 内の所定の機器を制御するとともに、記憶部 9 に記憶されている電気的特性値に関する根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループと、検出部 25 が検出した治療対象の被検査歯 24 の電気的特性値を有する被検査歯データグループとを比較し、被検査歯データグループと所定の関係にあるモデル歯データグループが存在するか否かを検査するための制御も実施することができる。

記憶部 9 は、測定電極 10 の先端がモデル歯 24' の根管 22' の根尖位置 23' に位置した状態で、測定電極 10 と口腔電極 11 間の電気的特性値 I_n に関する根尖位置モデルデータを記憶する。モデル歯 24' は、根管構造或いは根管内の状態 (乾燥状態から湿

10

20

30

40

50

潤状態までの湿潤の程度)を異にするサンプル歯である。この根尖位置モデルデータは、500Hz及び2KHzの2種類の周波数の測定用信号Vnをモデル歯24'に印加した際に得られる2種類の電気的特性値から構成される歯データグループを複数有している。

各グループは、それぞれ異なる実際のサンプル歯を対象にして得られた実測データを採用することができる。各モデル歯データグループの実測データは、所定のモデル歯24'の根尖位置23に測定電極10の先端が配置された状態で、500Hz及び2KHzの2種類の測定用信号Pnに対する、測定電極10と口腔電極11間の電気的特性値Inとされることができる。

この根尖位置(生理学的根尖位置)における実測データを、図2を使用して更に具体的に説明する。図2において、縦軸は測定電流In(数量化)であり、横軸は測定用信号の周波数である。図2は、測定電極10の先端を根尖位置に配置した状態での、測定電流Inと周波数fとの関係を示している。1つの線は、1つのモデル歯24'に関するデータを示している。ここで、同じ根管構造を有する一つのモデル歯24'でも、その根管状態(例、乾燥状態や湿潤状態の程度及び太さの変化)が異なる場合は、異なるモデル歯24'として扱われる。

この実測データは、藤栄電気社製、商品名ジャスティIIの根尖位置検出装置を一部変更して使用した。この変更は、測定用信号の周波数が500Hz及び2000Hzであったのを、250乃至8000Hzに設定できるようにした。そして、ジャスティIIの検波出力の出力電流を検出抵抗に流し、その両端電圧値を測定データとして使用した。測定対象は、インホームドコンセプトの得られた者を対象とした。

図2は、約30症例のモデル歯24'における実測データを表している。この図2において、500Hzと2KHzの周波数の位置に垂線を引くと、各モデル歯24'毎に、各垂線と実測データとの交点の値のモデル歯データグループが得られる。図2からは、約50症例のモデル歯24'における上記交点の値のモデル歯データグループが得られる。500Hzのデータ指示値を見ると約70~280程度の変化がある。

このように、各モデル歯24'の縦軸データ(電気的特性値)は、一定の値を示さないこと、すなわち各歯は互いに異なる固有の電気的特性値を有することが理解することができる。

図3は、図2に示された約50のモデル歯24'における、上記交点の値のモデル歯データグループを、測定データの順に配置している。

図3において、縦軸のデータ表示は数量化された値であり、x印を付したデータは、2KHzの測定用信号Pnにおける実測データの値を示し、○印を付したデータは、500Hzの測定用信号Pnにおける実測データの値を示している。各サンプルにおける、両測定用信号に対応するデータが1つのモデル歯データグループを形成する。

図3から、記憶部9に記憶される根尖位置モデルデータとして、異なるモデル歯24'より得られた約50のモデル歯データグループを得ることができる。

比較部12は、検出部25が検出した、治療対象の被検査歯24に関する、上記2種類の電気的特性値Inの被検査歯データグループを、記憶部9に記憶された根尖位置モデルデータ中のモデル歯データグループの値と比較し、該根尖位置モデルデータ中に被検査歯データグループと所定の関係のモデル歯データグループがあるか、否かを検査する。比較部12の検査結果は、測定電極の位置に関する位置情報として表示部7に送られる。上記「所定の関係」は、検出部が検出した2種類の電気的特性値よりなる被検査歯データグループが、記憶部に記憶されている根尖位置モデルデータ中のいずれかのモデル歯データグループと一致する関係とされることができる。或いは、上記所定の関係は被検査歯データグループとモデル歯データグループとの差異が所定の範囲内の関係であってもよい。この範囲としては、例えば、5%とすることができる。

表示部7は、比較部12からの出力を根尖位置検出装置100の検出結果として表示する。すなわち、比較部12から「一致」の情報を受けた表示部7は、測定電極の先端が根尖位置23に位置した旨を表示する。比較部12から「不一致」の情報を受けた表示部7は、測定電極の先端が根尖位置23に配置されていない旨を表示する。

10

20

30

40

50

この表示部 7 としては、アナログメーター、デジタルメーター、音（例、警告音）、光（例、警告光）或いは振動等、術者に根尖位置を知らせ得るいずれの部も採用されることが出来る。

第 1 の実施形態においては、比較部 1 2 の出力は表示部 7 に送られたが、比較部 7 の出力は、警告用としても利用されることが出来る。この場合、比較部 7 の出力は、測定電極 1 0 の先端が根尖位置 2 3 に位置したことを、音、光或いは振動等により報知するために使用されることが出来る。比較部 7 の出力は、歯科治療器具（例、電気エンジンを備えた自動根管拡大器）の制御用に利用されることが出来る。

インターフェイス部 8 は、比較部 1 2 の出力を電気エンジンを備えた自動根管拡大器に供給するための回路である。自動根管拡大器は、術者による手作業での根尖拡大作業の代わりに、根管長測定器からのデータに基いて制御される電気エンジンにより回転されるリーマ及びファイルにより、根管拡大作業を機械的に実施することができる。

本願発明の第 1 の実施形態の根尖位置検出装置の動作を説明する。

(1) 記憶部 9 に、測定電極 1 0 の先端が根管の根尖位置 2 3 に配置された状態において、測定電極と口腔電極間の電気的特性値に関する根尖位置モデルデータを記憶する。この根尖位置モデルデータは、測定電極 1 0 の先端がモデル歯 2 4 ' の根管 2 2 ' の根尖位置 2 3 ' に位置した状態で、測定電極 1 0 に 5 0 0 H z 及び 2 K H z の 2 種類の周波数の測定用信号を印加し、両電極間に流れる電流値（電気的特性値） I_n である。より多くのモデル歯 2 4 ' についてのモデルデータが記憶されることが好ましい。

(2) 被検査歯 2 4 の口腔に口腔電極 1 1 を接触させ、測定電極 1 0 を該歯の根管内の測定開始位置（例、歯冠部）に位置させる。

(3) 測定電極 1 0 を根尖位置 2 3 に向けて移動させつつ、測定電極に電源 1 から 5 0 0 H z 及び 2 K H z の 2 種類の周波数の測定用信号 P_n を順次供給する。或いは、測定電極 1 0 を根尖位置 2 3 に向けて移動させる前から、両電極に向けて電源 1 から 5 0 0 H z 及び 2 K H z の 2 種類の周波数の測定用信号を供給を開始することも出来る。

(4) 切換え部 2 は、電源 1 からの 5 0 0 H z 及び 2 K H z の 2 種類の周波数の測定用信号 P_n の各々が順次測定電極に向けて供給されるように、各測定用信号 P_n が供給されるタイミングを調整する。

(5) 切換え部 2 から、測定電極に順次供給された 5 0 0 H z 及び 2 K H z の測定用信号 P_n に基いて、両電極間の 2 種類の電気的特性値（ここでは、電流値 I_n ）が口腔電極 1 1 から出力される。

(6) これら 2 種類の電気的特性値を示す電流値 I_n の各々は、電圧値に変換され、増幅部 4 において増幅される。

(7) 増幅された 2 種類の電圧値 V_n の各々は、変換部 5 において直流電圧値 V_{dc} に変換される。

(8) 比較部 1 2 は、変換部 5 から出力された 2 種類の直流電圧値 V_{dc} からなる被検査歯データグループを、記憶部 9 に記憶された根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループと比較し、2 種類の直流電圧値 V_{dc} からなる被検査歯データグループが、根尖位置モデルデータ中の複数のモデル歯データグループ中のいずれかと一致するか、否かを検査する。

(9) 比較部 9 の検査結果は、表示部 7 に送られ、その検査結果は表示部 7 に表示される。

次に、本願発明の第二の実施形態を説明する。この第二の実施形態は、根尖位置を検出する機構に関しては、第 1 の実施形態と同様である。第二の実施形態は、根尖位置の検出に加えて、測定電極 1 0 の先端が根尖位置 2 3 から離れている距離も検出する点で第 1 の実施形態とは相違する。

第二の実施形態においては、記憶部 9 に記憶するデータの内容が異なる。記憶部 9 には、根管位置別モデルデータが記憶される。

図 2 に示されたデータからは、複数の歯の根尖位置における縦軸データは一定値を示さないことが理解することができる。

10

20

30

40

50

これと同様に、根尖位置から所定の距離にある500Hzと2KHzの測定用信号に対する2種類の電気的特性値の被検査歯データグループは、各歯毎に異なり、一定値を示さないことが理解することができる。

根管内位置別モデルデータは、測定電極10がモデル歯24'の根管内22'において根尖位置23'に向かって挿入されていく過程で、測定電極10が根尖位置23'から離れている距離別に、測定電極10と口腔電極11の間の電気的特性値 R_n に関するデータである(図6, 7, 2)。すなわち、根管内位置別モデルデータは、測定電極10が根尖位置23'から離れている距離ごとの、両電極間の電気的特性値 R_n である。具体的には複数のモデル歯24'の各々に配置した測定電極10に、500Hzと2KHzの測定用信号を印加することにより、得られる2種類の電気的特性値 R_n である。モデル歯24'の数が多いほどよい。

10

比較部12の機能も第一の実施形態とは異なる。第二の実施形態の比較部12は第一の実施形態と同様の根尖位置を検出するための比較、検査機能を有している。この機能に加えて、第二の実施形態の比較部12は、測定電極10の先端が根尖位置からどの程度離れているかの検査結果を出力する第二の機能を具備する。

第二の機能を以下に説明する。図1において、測定電極10の先端が根管内22'に挿入されていく過程で、電源1は測定電極10に500Hzと2KHzの測定用信号を供給する。この結果、測定電極10の先端が根管内22'に挿入されていくに従って、両電極間の電気的特性値 R_n は変化する。

この変化する電気的特性値(すなわち、500Hzと2KHzの測定用信号に対する両電極間の2種類の電気的特性値 R_n)を、比較部12は、記憶部に記憶されている根管内位置別モデルデータ中の複数のモデル歯データグループと比較し、一致したモデル歯データグループを検出する。比較部12は、この一致したモデル歯データグループがモデル歯24'のいずれの位置のデータであるかを確認し、その位置情報を表示部7に出力する。表示部7の表示により、術者は測定電極10が根尖位置23'に近づいていく状況を正確に把握することができる。

20

このように、モデル歯24'の根管内位置別データを、根尖位置から1mm単位毎の距離で作成することにより、第二の実施形態は測定電極10の先端が根尖位置23'に近づいている状況を1mm単位で検出することができる。

第二の実施形態を改良することにより、測定電極10の先端が根尖位置23'に近づいていく状況を、より精密に検出することができる。この改良の例は、記憶部9に記憶された或るa1点の位置における根管内位置別モデルデータと、a1点より1mm隣のa2の根管内位置別モデルデータとを使用して、a1とa2間の、少なくとも1箇所の途中の位置における根管内位置別データを計算により算出する。この算出された近似的データも上記根管内位置別モデルデータとして使用することにより、測定電極10の先端の位置をより精度良く検出することができる。

30

第三の実施形態が説明される。第三の実施形態は、図4に示されるように、3種類のデータを使用する。図4において、縦軸のデータ表示は数量化された値であり、×印を付したデータは、2KHzの測定用信号 P_n における実測データの値を示し、○印を付したデータは500Hzの測定用信号 P_n における実測データの値を示し、△印を付したデータは、4KHzの測定用信号 P_n における実測データの値を示す。これら3種類のデータを使用する態様は、基本的に上記第一の実施形態、第二の実施形態と同様である。

40

第四の実施形態が説明される。第一の実施形態乃至第三の実施形態では、根尖位置モデルデータとして実測データを採用した。第三の実施形態においては、これら実施形態における実測データに替えて、理論的データ、シミュレーションデータ、実測データに基づいて計算により求めた近似的データの内の1つ、或いはこれらのデータの内の少なくとも二つ或いは三つを組み合わせたデータを根尖位置モデルデータ或いは根管内位置別モデルデータとして採用する。ここで、シミュレーションデータは、歯の模型或いはコンピュータソフトによる模擬などを使って得たデータである。近似的データは、実測データの補足等の観点から作成されるデータであり、例えば図2において、最下部の実測データと、その

50

上の実測データとの間における実測データ無しのエリアを補足するデータである。この近似的データは、図2の最下部の実測データとその上の実測データとを用いて、近似的に求めることができる。

理論的データについて説明する。各種の歯の根管構造と、種々の根管内状態に基いて、根管内のインピーダンスは根管構造と根管内状態により変化する。ここで、根管内状態とは乾燥状態から湿潤状態までの湿潤の程度に関する状態である。そこで、ある根管構造パターンを有するモデル歯24'の根管内状態を変化させた時に、変化する根管内インピーダンス値を理論的に計算することができる。

根管内に存在する物質(例、血液)は、ある抵抗値を持った導電性液体と考えることができる。そこで、該液体の比抵抗を使用して、当該根管構造パターンの歯に関する、種々の根管内状態における根管内インピーダンス値を計算により求めることができる。

10

種々の根管内状態における根管内インピーダンス値が求められれば、根管内に流れる電流値、根管内インピーダンス値の両端の電圧値、電源とこれらの電圧値、電流値との間の位相差、は計算或いはシミュレーションにより求めることができ、これらの値を使用してモデル歯データグループを構成するモデル歯24'の電気的特性値を理論的に求めることができる。

上記計算及びシミュレーションにおいては、根管の径が等しい筒状をまず想定する。この場合、根尖位置からの距離に対して抵抗値は同距離に比例した値となる。また、根管が円錐状の時は、根尖位置からの距離に対して抵抗値は2次曲線のような特性を示す。

根管内の環境により、比抵抗の抵抗率は変化する。この根管内の各環境毎における比抵抗と、根管構造のパターンを記憶部に記憶する。これらのデータに基いて、根尖位置モデルデータ或いは根管内位置別データを算出することができる。

20

例えば、各根尖位置手前の各ポイントの根管内位置別データを記憶する。その根管内位置別データの変化から、該データは根管の径の等しい特性のデータか、あるいは根管が円錐状に変化しているデータかを判断する。その判断結果に基いて、次のポイントまで、根管内位置別データがどのような曲線に変化するかを予測し、その予測に基いて、そのポイントでの根管内位置別データを予測する。次のポイントにおける測定データをこの予測した根管内位置別データと比較し、その食い違いを補正し、根管内位置別データになるようにして、その誤差を最小限にする。

第五の実施形態が説明される。第五の実施形態は、第二の実施形態の上述した改良に關し、測定電極10の先端が根尖位置23に近づいていく状況を、より緻密に検出する。

30

第5図において、電源1は複数種類の測定用信号Pnを出力する。この測定用信号Pnは、例えば500Hz、2KHzの2種類の周波数の信号とされることができる。測定用信号Pnは、3種類以上の周波数の信号とされることもできる。測定用信号Pnは、周波数、波形、ピーク値を内の少なくとも1つに関して異なる信号とされることがもできる。本願発明においては、複数種類の測定用信号Pnに基いて、測定電極10と口腔電極11間の複数種類の電気的特性値を検出することが必要であり、これら信号の種類は以下に説明される本願発明の原理に基いて、選択されることができる。

さらに、この測定用信号Pnは、測定電極10に印加されているが、口腔電極11に印加されても良い。

40

本実施形態の説明においては、本実施形態をより具体的に説明する便宜上から、測定用信号Pnとして500Hz及び2KHzの2種類の周波数の信号を使用し、該測定信号を測定電極に印加するケースについて説明する。しかし、本願発明は、このケースに限定されるものではない。

電源1は、500Hz及び2KHzの2種類の周波数の測定用信号を出力する。

信号切換え部2は電源1から出力される500Hz及び2KHzの2種類の周波数の測定用信号の各々を、制御部6の制御の下で、測定電極に順次供する。この信号切換え部2としてはいわゆるマルチプレクサなどのスイッチ部が採用されることができる。

整合部3は、信号切替部からの信号を、人体と接続しても安全な電圧レベルに変換し、そして必要以上に人体に測定電流が流れないようにする部分であり、電源1からの測定用

50

信号 P_n を測定電極 10 に供するに適した信号に調整する。しかし、電源からの測定用信号 P_n が測定電極 10 に印加するための適した信号である場合、整合部 3 は削除されることができる。本実施態様において、整合部 3 は 500 Hz と 2 KHz の 2 種類の周波数の測定用信号 P_n を所定の電圧値 V_n に調整する。

口腔電極 11 に接続された増幅部 4 は口腔電極 11 から出力される測定信号 Q_n を増幅する。この測定信号 Q_n は、測定電極 10 と口腔電極 11 との間の電気的特性値に関係した値である。電気的特性値は、両電極間に流れる電流値 I_n (以下、「測定電流値 I_n 」と記す)、両電極間の電圧値 V_n (以下、「測定電圧値 V_n 」と記す)、電流値 I_n と測定用信号 P_n との間の位相差、電圧値 V_n と測定用信号 P_n との間の位相差、及び両電極間のインピーダンス値 Z_n (以下、「根管内インピーダンス値 Z_n 」と記す) のいずれか 1 つ或いはこれらの歯データグループの組合せ、とされることができる。

10

これら電気的特性値は、測定信号 Q_n 自体、或いは他の信号値と組み合わせて求めることができる。

本願発明における電気的特性値は、測定電流 I_n に限られないが、本実施形態をより具体的に説明する便宜上、以下においては、電気的特性値が測定電流 I_n であるケースが説明される。

増幅部 4 は、測定電流 I_n を電圧に変化し、その電圧を増幅する周知の増幅器が採用されることができる。

変換部 5 は増幅部 4 で増幅された交流の測定電圧 V_n を、制御部で読み込みと記憶が可能な直流電圧 V_{dc} に変換する回路である。

20

制御部 6 は、本実施形態の根尖位置検出装置 100 内の所定の機器を制御する。

第 1 の記憶部 9 には、根管内位置別モデルデータが記憶される。根管内位置別モデルデータは、データ自体で、数式化して、或いはグラフ化して、記憶することができる。ここで、根管内位置別モデルデータは、測定電極 10 の先端がモデル歯 24' の根管内 22' の複数の所定の各位置に配置された状態での、測定電極と口腔電極間の各電気的特性値を有するデータである。モデル歯 24' の数は多いほどよい。

図 6 及び図 7 は、図 2 と同様に、モデル歯 24' に関する根管内位置別モデルデータを示している。その縦軸は測定電流 I_n (数量化) であり、横軸は測定用信号の周波数である。図 6 は、測定電極 10 の先端を根尖の手前 3 mm に配置した状態での、測定電流 I_n と周波数 f との関係を示している。図 7 は、測定電極 10 の先端を根尖の手前 1 mm に配置した状態での、測定電流 I_n と周波数 f との関係を示している。

30

図 6 及び 7 において、1 つの線は、1 つのモデル歯 24' に関するデータを示している。ここで、同じ根管構造を有する一つのモデル歯 24' でも、その根管内状態 (例、乾燥状態や湿潤状態の程度及び太さの変化) が異なる場合は、異なるモデル歯 24' として扱われる。

これらの実測データは、藤栄電気社製、商品名ジャスティ I I の根尖位置検出装置を一部変更して使用した。この変更は、測定用信号の周波数が 500 Hz 及び 2000 Hz であったのを、250 乃至 8000 Hz に設定できるようにした。そして、ジャスティ I I の検波出力の出力電流を検出抵抗に流し、その両端電圧値を測定データとして使用した。

図 6 及び 7 は、複数の症例のモデル歯 24' における実測データを表している。この図 6 及び 7 において、500 Hz と 2 KHz の周波数の位置に垂線を引くと、各モデル歯 24' 毎に各垂線と実測データとの交点の値のモデル歯データグループが得られる。図 6 及び 7 からは、約 50 症例のモデル歯 24' に関する、根尖から 3 mm 手前及び 1 mm 手前の位置における上記交点の値 (根管内位置別モデルデータ) が得られる。500 Hz のデータ指示値を見ると約 70 ~ 280 程度の変化がある。これらの根管内位置別モデルデータは、第 1 の記憶部に記憶される。

40

図 2、6 及び 7 からは、根尖位置、根尖手前 3 mm 及び 1 mm 手間の位置における、モデル歯 24' の縦軸データ (電気的特性値) は、一定の値を示さないこと、すなわち各歯は互いに異なる固有の電気的特性値を有することが理解することができる。

根管内位置別モデルデータは、測定電極 10 がモデル歯 24' の根管内 22' において

50

根尖位置 2 3 ' に向かって挿入されていく過程で、測定電極 1 0 が根尖位置 2 3 ' から離れている距離別に、測定電極 1 0 と口腔電極 1 1 の間の電気的特性値 R_n に関するデータである。

第五の実施形態の比較部 1 2 は、第 1 の実施形態と同様の根尖位置を検出するための第 1 の機能を有することができる。この機能に加えて、第五の実施形態は、測定電極 1 0 の先端が根尖位置からどの程度離れているかの検査結果（位置情報）を出力する第 2 の機能或いは / 及び第 3 の機能を具備することができる。

第 2 の機能を以下に説明する。第 2 の機能は上記第 2 の実施形態と同様である。すなわち、図 5 において、測定電極 1 0 の先端が根管内 2 2 ' に挿入されていく過程で、電源 1 は測定電極 1 0 に 5 0 0 H z と 2 K H z の測定用信号を交互に供給する。この結果、測定電極 1 0 の先端が根管内 2 2 ' に挿入されていくに従って、両電極間の電気的特性値 R_n は変化する。

10

この変化する電気的特性値 R_n を、比較部 1 2 は、第 1 の記憶部に記憶されている複数の根管内位置別モデルデータと比較し、所定の関係にある根管内位置別モデルを検出する。比較部 1 2 は、所定の関係にある根管内位置別モデルデータがモデル歯 2 4 ' のいずれの位置のデータであるかを検知し、検知した結果を表示部 7 に出力する。この検知した結果を表示部 7 が表示することにより、術者は測定電極 1 0 が根尖位置 2 3 に近づいていく状況を正確に把握することができる。

このように、モデル歯 2 4 ' の根管内位置別データを、根尖位置から 1 m m 単位毎の距離で作成することにより、第五の実施形態は測定電極 1 0 の先端が根尖位置 2 3 ' に近づいている状況を 1 m m 単位で検出することができる。

20

次に、第 3 の機能を説明する。第 3 の機能は、測定電極 1 0 の先端が根尖位置 2 3 に近づいていく状況を、より緻密に検出する。第 3 の機能は、測定電極の先端が、被検査歯 2 4 ' の根管内 2 2 ' 内の a 1 位置から、その先の a 2 位置との間の、少なくとも 1 箇所の途中のいずれの位置にあるかを検出し、表示する。

この第 3 の機能は、被検査歯の電気的特性値変化パターンを使用することができる。図 8 及び図 9 は被検査歯の電気的特性値変化パターンの例を示す。図 8 は、根管内 2 2 ' が逆円錐状をしたモデル歯 2 4 ' において、直径 0 . 2 m m の測定電極を根管口から根管内 2 2 ' に挿入していく時の、測定電極 1 0 と口腔電極 1 1 間の電気的特性値の変化パターンを示している。

30

同様に、図 9 は、根管内 2 2 ' が円筒状をしたモデル歯 2 4 ' において、直径 0 . 2 m m の測定電極を根管口から根管内 2 2 ' に挿入していく時の、測定電極 1 0 と口腔電極 1 1 間の電気的特性値の変化パターンを示している。

上記第 2 の機能に基づいて、図 5 に示す比較部 1 2 が、被検査歯 2 4 の根管内 2 2 に挿入した測定電極 1 0 と口腔電極 1 1 間の電気的特性値が、図 6 に示す根管内位置別モデルデータの 1 つに一致したことを検知することにより、測定電極 1 0 の先端が根尖手前 3 m m に達したことが検知されたケースを事例として、第 3 の機能を説明する。

第 3 の機能は、図 5 に示された予測部 1 4 が処理した予測データを使用する。すなわち、測定電極 1 0 の先端が、根尖手前 3 m m に達するまでの変化パターンから、被検査歯 2 4 の根管内構造は逆円錐状であることが把握される。この結果を受けて、予測部 1 4 は、図 8 のデータにおいて、測定電極が根尖手前 3 m m から根尖手前 1 m m に達するまでに、5 0 0 H z と 2 k H z の各測定用信号に対応する検出データは、所定の逆円錐状パターンと同等の変化率で増加することを把握する。

40

測定電極 1 0 の先端が根尖手前 3 m m に達した時に実測電気的特性値（すなわち、検出データ）（以下、各々「実測電気的特性値」、「実測した検出データ」と記す）と、上記 8 図により把握された根尖手前 1 m m での増加量とに基づいて、予測部 1 4 は、測定電極 1 0 の先端が根尖手前 1 m m に達した時の電気的特性値（すなわち、検出データ）を予測する（以下、各々「予測電気的特性値」、「予測検出データ」と記す）。

これらの実測検出データと予測検出データとに基づいて、予測部 1 2 は、根尖手前 3 m m の位置から同じく 1 m m の位置までの間のより細分化された位置の根管内位置別モデル

50

データを予測する。この予測は、例えば、3 mmから1 mmまでを直線近似し、この間を複数等分（例、10等分、或いは20等分）する方法により実施することができる。

このように予測した、細分化された予測根管内位置別モデルデータは、第2の記憶部に記憶される。第2の記憶部は、第1の記憶部と別の記憶機構とすることもできるが、両記憶部を同一の記憶機構により実現することもできる。

測定電極10の先端が被検査歯24の根管内22に挿入されていく過程で、電源1は測定電極10に500 Hzと2 KHzの測定用信号を供給する。この結果、測定電極10の先端が根管内22に挿入されていくに従って、両電極間の電気的特性値 R_n は変化する。

この変化していく電気的特性値（すなわち、500 Hzと2 KHzの測定用信号に対する両電極間の2種類の実測電気的特性値 R_n ）を、比較部12は、第1の記憶部に記憶されている根管内位置別モデルデータ、及び第2の記憶部に記憶されている予測根管内位置別モデルデータと比較する。実測電気的特性値と所定の関係にあるデータが、第1及び第2の記憶部に記憶されたこれら根管内位置別モデルデータ中に存在することが検知された場合、比較部12は、この所定の関係にあるデータがいずれの根管内位置のデータであるかを確認し、その位置を表示部7に位置情報として出力する。表示部7の表示により、術者は測定電極10が根尖位置23に近づいていく状況を緻密に把握することができる。

10

上記第五の実施形態は、根尖手前3 mm及び1 mmの位置における、根管内位置別モデルデータを使用したが、より細分化した位置（1 mm毎の位置）における根管内位置別モデルデータを採用することもできる。

このように、予測部が予測した細分化した予測電気的特性値を根管内位置別モデルデータとして使用することにより、測定電極10の先端の位置をより緻密に検出することができる。

20

本願発明の1つの実施の形態によれば、根尖位置を精度よく検出することができる。

また、本願発明の1つの実施の形態によれば、根管状態による影響を軽減して、より精度良く根尖位置を測定できる。

また、本願の1つの実施形態によれば、測定電極の先端が根尖位置から離れている距離を緻密に測定できる。

また、本願発明の1つの実施の形態によれば、根管拡大を正確かつ容易に実施できる。

また、本願発明の1つの実施の形態によれば、根管拡大の作業時間が短縮できる。

本願発明の1つの実施の形態によれば、測定電極を根尖手前で作業を終わらせるために必要であつた、測定電極にシリコーンストッパーを固定するという作業が不要となる。

30

【図1】

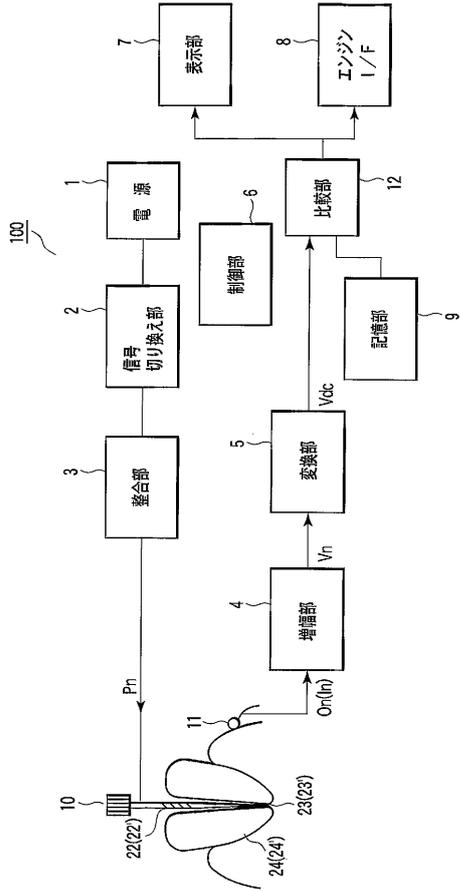


FIG. 1

【図2】

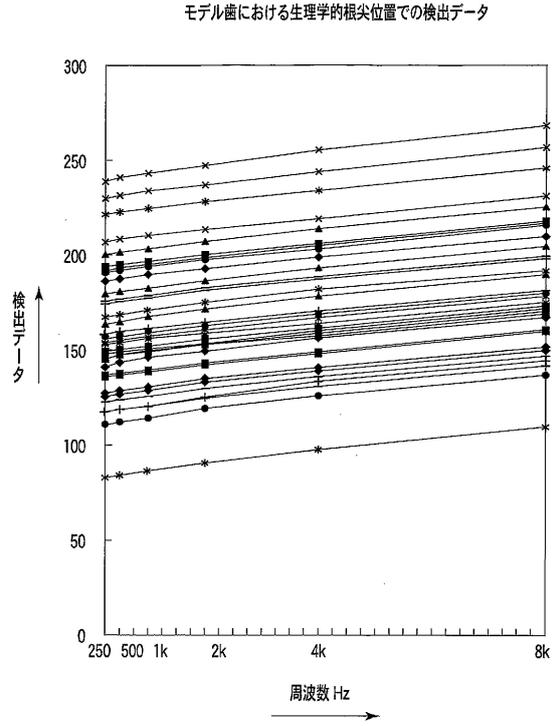


FIG. 2

【図3】

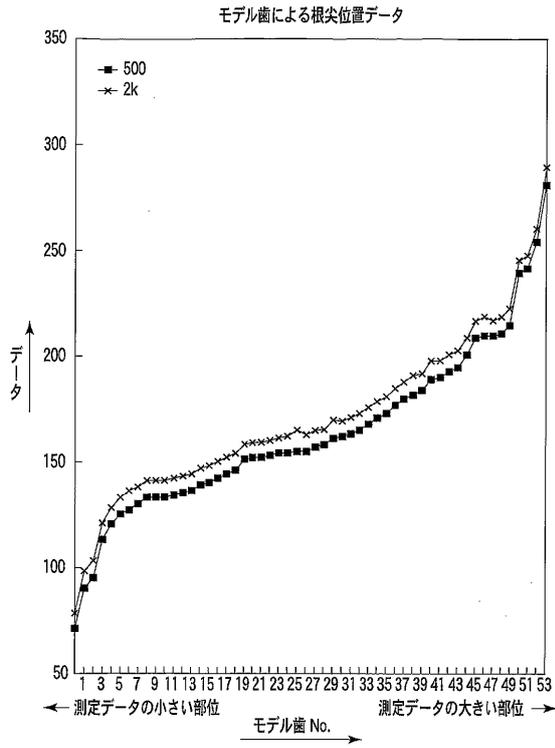


FIG. 3

【図4】

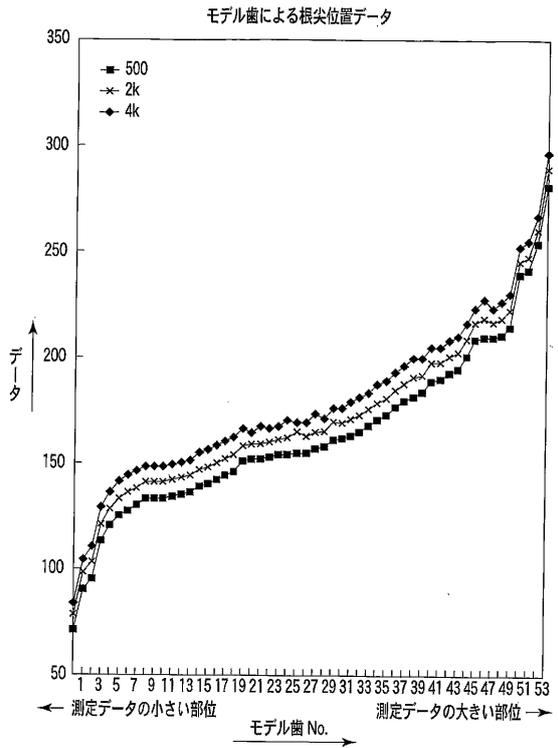


FIG. 4

【 図 9 】

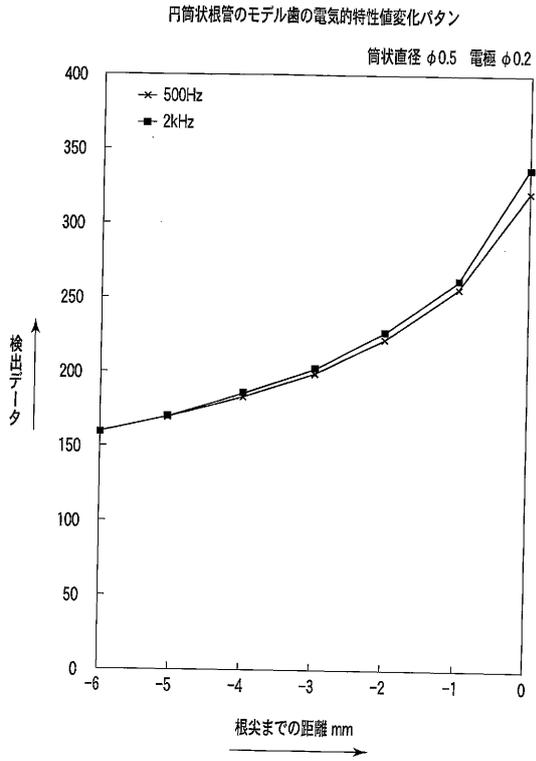


FIG. 9

フロントページの続き

(72)発明者 庄司 茂

日本国宮城県仙台市青葉区水の森3丁目4番7号

(72)発明者 大塚 正博

日本国神奈川県川崎市高津区下作延771番地 藤栄電気株式会社内

審査官 川島 徹

(56)参考文献 特開2000-60878(JP,A)

特開2000-5201(JP,A)

特開平7-275263(JP,A)

特公平6-69462(JP,B2)

特開平5-192356(JP,A)

特開平4-73055(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 19/04