

(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2019-141257  
(P2019-141257A)

(43) 公開日 令和1年8月29日(2019.8.29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B</b> 1/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/24	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 V	
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	
<b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 1 1	

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-27299 (P2018-27299)  
(22) 出願日 平成30年2月19日 (2018.2.19)

(71) 出願人 000141598  
株式会社吉田製作所  
東京都墨田区江東橋1丁目3番6号  
(74) 代理人 110001807  
特許業務法人磯野国際特許商標事務所  
(72) 発明者 丸山 直輝  
東京都墨田区江東橋一丁目3番6号 株式会社吉田製作所内  
(72) 発明者 茂木 秀樹  
東京都墨田区江東橋一丁目3番6号 株式会社吉田製作所内  
(72) 発明者 友江 剛  
東京都墨田区江東橋一丁目3番6号 株式会社吉田製作所内

最終頁に続く

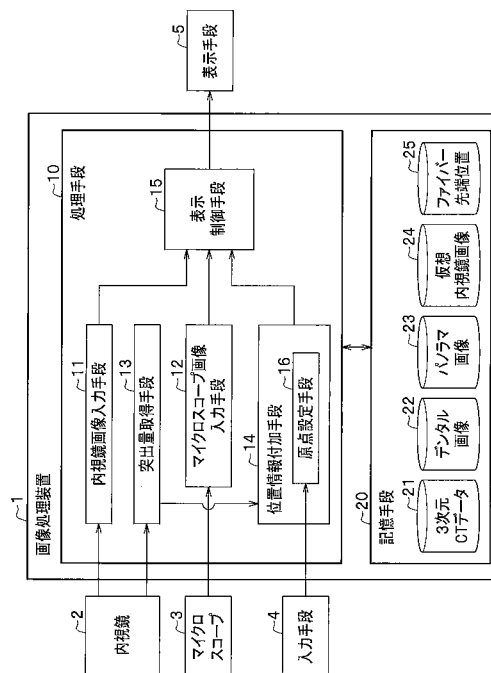
(54) 【発明の名称】 画像処理装置および画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 歯牙内に挿入された内視鏡の位置を、事前に取得された歯牙の画像に関連付けることができる画像処理装置を提供する。

【解決手段】 画像処理装置 1 は、ノズルとノズルから突出して歯牙の内部に挿入されるファイバーとを有する内視鏡 2 によって歯牙の内部を撮影したときのファイバーの突出量を内視鏡 2 から取得する突出量取得手段 1 3 と、ファイバーの突出量から歯牙におけるファイバー先端の位置情報を算出し、事前に取得された歯牙の画像に対して、位置情報を付加する位置情報付加手段 1 4 と、を備える。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ノズルと前記ノズルから突出して歯牙の内部に挿入されるファイバーとを有する内視鏡によって前記歯牙の内部を撮影したときの前記ファイバーの突出量を前記内視鏡から取得する突出量取得手段と、

前記ファイバーの突出量から前記歯牙における前記ファイバーの先端位置を算出し、事前に取得された歯牙の画像に対して、前記先端位置の情報を付加する位置情報付加手段と、を備える画像処理装置。

**【請求項 2】**

前記位置情報付加手段は、

前記ファイバーの突出量の基準となるファイバー原点と、前記事前に取得された歯牙の画像における前記ファイバーの先端位置の基準となる原点と、を対応付ける原点設定手段を備え、

前記原点設定手段は、前記歯牙の画像における原点設定位置の入力を受け付けて、前記歯牙において前記内視鏡のノズルの先端部が当接したときの前記ファイバーの先端位置を前記ファイバー原点として、前記歯牙の画像における原点設定位置に対応付ける請求項 1 に記載の画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記事前に取得された歯牙の画像は、X線CT装置により撮影された断面画像、CTデータから作成された3D画像、または、CTデータから作成された仮想的な内視鏡画像である請求項 1 または請求項 2 に記載の画像処理装置。

**【請求項 4】**

前記事前に取得された歯牙の画像は、X線撮影装置により撮影されたデンタル画像、または、パノラマ画像である請求項 1 または請求項 2 に記載の画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記内視鏡によって取得された前記歯牙の内部の画像と、前記事前に取得された歯牙の画像と、を表示手段に表示させる表示制御手段をさらに備える請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記表示制御手段は、前記事前に取得された歯牙の画像が歯牙の深さ方向の断面画像である場合、前記ファイバーの先端位置の情報に基づいて、前記ファイバーの先端位置を示すマーク画像を前記歯牙の画像に重畳するように前記表示手段に表示させる請求項 5 に記載の画像処理装置。

**【請求項 7】**

前記表示制御手段は、前記事前に取得された歯牙の画像が歯牙の水平方向の断面画像である場合、前記ファイバーの先端位置に対応する深さ方向の位置における歯牙の断面画像を前記表示手段に表示させる請求項 5 または請求項 6 に記載の画像処理装置。

**【請求項 8】**

前記表示制御手段は、前記事前に取得された歯牙の画像が、CTデータから作成された3D画像である場合、前記ファイバーの先端位置情報に基づいて、前記ファイバーの先端位置を示すマーク画像を前記歯牙の画像に重畳するように前記表示手段に表示させる請求項 5 から請求項 7 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 9】**

前記表示制御手段は、マイクロスコープによって取得された前記歯牙のマイクロスコープ画像を、前記事前に取得された歯牙の画像と並べて表示する請求項 5 から請求項 8 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 10】**

前記表示手段は、ヘッドマウントディスプレイである請求項 5 から請求項 9 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

**【請求項 11】**

10

20

30

40

50

コンピュータを、請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の画像処理装置として機能させるための画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置および画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

歯内治療において、歯科医師の役割は、根管内の形態や状態を把握した上で、病理的原因である細菌等の汚染物質による感染源の有無や、歯根破折等を診断し、また、汚染物質等を速やかに除去することである。しかしながら、根管形状は個人差が大きく、治療中に根管内の形態や状態を正確に把握することは難しいのが実状である。近年、歯科手術用の顕微鏡（マイクロスコープ）等が普及しはじめ、以前よりも根管内が観察し易くなってきた。ただし、根管は先に行くにしたがって湾曲していることが多く、観察位置がマイクロスコープの死角に入ると、根管内の状態を確認できない欠点があった。

10

【0003】

一方で、近年、人体内に挿入された内視鏡の先端部分の位置を検出する電子内視鏡システムが様々提案されている。例えば特許文献 1 には、体腔内を進入する内視鏡から突出自在な処置具の先端部と内視鏡先端部との相対位置を検出できることが記載されている。

【0004】

20

また、歯科においても、内視鏡の先端にあるノズルから出入するファイバーを歯牙の根管に挿入できる内視鏡が提案されている。この技術によれば、歯科医師は、治療中に内視鏡のファイバーを介して取得した内視鏡画像（映像）を表示装置に表示させることで、根管の内部を確認することが可能である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2006 - 223849 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0006】

歯内治療では、例えば手術を行う前に、レントゲン装置や CT 装置等の画像診断装置を用いて患者の歯牙を撮影するのが一般的である。しかしながら、事前に取得された歯牙の画像は、歯科医師が患者を診断または治療しているときに観察する内視鏡画像とは関連付けられていない。よって、根管を観察しているときの内視鏡の位置を、事前に取得された歯牙の画像に関連付ける技術が望まれていた。

【0007】

そこで、本発明は、前記問題点に鑑みてなされたものであり、歯牙に挿入された内視鏡の位置を、事前に取得された歯牙の画像に関連付けることができる画像処理装置および画像処理プログラムを提供することを課題とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

前記課題を解決するため、本発明に係る画像処理装置は、ノズルと前記ノズルから突出して歯牙の内部に挿入されるファイバーとを有する内視鏡によって前記歯牙の内部を撮影したときの前記ファイバーの突出量を前記内視鏡から取得する突出量取得手段と、前記ファイバーの突出量から前記歯牙における前記ファイバーの先端位置を算出し、事前に取得された歯牙の画像に対して、前記先端位置の情報を付加する位置情報付加手段と、を備える。

【発明の効果】

【0009】

50

本発明に係る画像処理装置および画像処理プログラムによれば、歯牙に挿入された内視鏡の位置を、事前に取得された歯牙の画像に関連付けることができる。

また、従来提案されている歯科用の内視鏡は撮影を主目的とするものであったが、本発明によれば、歯牙に挿入された内視鏡により取得する映像の撮影位置を容易に把握することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態に係る画像処理装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図2】内視鏡の外観を模式的に示す斜視図である。

【図3A】歯牙の治療箇所にノズル先端を当接した状態を示す模式図である。

【図3B】ノズル先端の変形例を示す模式図である。

【図3C】ノズル先端位置の基準とする位置の変形例を示す模式図である。

【図4】画面表示例を示す模式図である。

【図5】本発明の実施形態に係る画像処理装置の処理の一例を示すフローチャートである。

【図6A】ノズル先端が第1深さにある場合における歯牙の画像の一例を示す模式図である。

【図6B】ノズル先端が第2深さにある場合における歯牙の画像の一例を示す模式図である。

【図6C】ノズル先端が第3深さにある場合における歯牙の画像の一例を示す模式図である。

【図7】ヘッドマウントディスプレイの一例を示す模式図である。

【図8A】変形例に係る画面表示を示す模式図である。

【図8B】変形例に係る画面表示を示す模式図である。

【図8C】変形例に係る画面表示を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施形態に係る画像処理装置について詳細に説明する。

図1は、本発明の実施形態に係る画像処理装置の構成を模式的に示すブロック図である。

画像処理装置1は、例えば、一般的なコンピュータで実現することができ、CPU (Central Processing Unit) と、RAM (Random Access Memory) と、ROM (Read Only Memory) と、HDD (Hard Disk Drive) と、入力/出力インタフェースとを含んで構成されている。このコンピュータには、3次元CTデータ21からX線CTの各断層画像や3D画像を表示する画像表示プログラムや、内視鏡の位置情報を、事前に取得された歯牙の画像に付加する動作プログラムがインストールされている。

【0012】

ここで、事前に取得された歯牙の画像は、例えばX線CT (Computed Tomography) 装置により撮影された断面画像、CTデータから作成された3D画像、または、CTデータから作成された仮想的な内視鏡画像であってもよい。また、事前に取得された歯牙の画像は、X線撮影装置により撮影されたデンタル画像、または、パノラマ画像であってもよい。

【0013】

画像処理装置1には、例えば、内視鏡2、マイクロスコープ3、入力手段4および表示手段5が接続されている。

【0014】

内視鏡2は、ノズルと、ノズルから突出して歯牙の内部に挿入されるファイバーと、を有している。この種の内視鏡2としては、従来公知の内視鏡を用いることができる。ここでは、一例として、図2に示す内視鏡2を用いて説明する。この内視鏡2は、本体31と、ノズル32と、ファイバー33と、出入操作部34と、を備えている。

## 【0015】

本体31は、形状が筒状で、外周面を片手で把持できるような大きさを持っている。本体31の先端側には、ファイバー33を保持するノズル32が配置されている。ノズル32は、金属や樹脂で構成されている。本体31およびノズル32の内部にはファイバー33が挿通されている。

## 【0016】

ファイバー33は、例えば、撮像用のイメージガイドと照明用のライトガイドとを束ねて構成されており、先端にカメラレンズを有している。本体31の内部には、イメージガイドにより伝送された画像を撮像する撮像素子や、ライトガイドを通じて患部を照明する照明光の光源等が配置されている。撮像素子により撮像された画像（内視鏡画像）は、ケーブル35を介して画像処理装置1に送られる。なお、ケーブル35は、複数の信号線を束ねて構成されている。

10

## 【0017】

出入操作部34は、本体31の外周部においてノズル32とは反対側の所定位置に取り付けられている。この出入操作部34を、例えば本体31の周方向のいずれか一方の側に回転させると、その回転方向に応じて、ファイバー33が出入するようになっている。例えば、アクチュエータ、または、ラック・アンド・ピニオンが本体31の内部に設けられており、これにより、出入操作部34の動きをファイバー33の動きに変換している。なお、図2では、ファイバー33が先端部32aから出ている状態を示しているが、図3Aに示すように、ファイバー33が先端部32aから出していない状態にすることもできる。

20

## 【0018】

内視鏡2は、ファイバー33の突出量を検出するセンサを、例えば本体31の内部に備えている。このようなセンサとしては、ロータリーエンコーダー等の回転検出センサや、リニアエンコーダー等の変位センサを挙げることができる。例えば、回転検出センサを用いる場合、ファイバー33を出入する機構として本体31の内部に設けられるピニオンの回転角や回転数をセンシングすることで、この検出値を突出量として用いることができる。また、変位センサを用いる場合、本体31の内部でピニオンの回転に連動して直線運動する部材、または、アクチュエータの変位をセンシングすることで、この検出値を突出量として用いてもよい。センサ出力信号は、ケーブル35を介して画像処理装置1に送られる。

30

## 【0019】

マイクロスコープ3は、従来公知の歯科手術用マイクロスコープを用いることができる。マイクロスコープの使用形態としては、歯科医師がマイクロスコープの接眼部を直接的に覗いて使用する場合と、マイクロスコープの接眼部側にカメラを取り付けて使用する場合がある。本実施形態では、マイクロスコープにカメラを取り付ける使用形態に対応している。このカメラからの出力信号は、画像処理装置1に出力される。なお、歯科医師の治療方針によっては、歯科医師がマイクロスコープの接眼部を直接的に覗いて使用する場合や、マイクロスコープを使用しない場合もある。そのような場合、マイクロスコープ3から画像処理装置1への入力信号はない。

## 【0020】

入力手段4は、画像処理装置1で行う処理や、表示手段5に表示する断層の設定など制御のために必要な情報を入力するものであり、例えばキーボードやマウス等のデバイスである。表示手段5は、X線画像等を表示するものであり、例えば、液晶ディスプレイ等である。画像処理装置1に接続された表示手段5の画面上には、GUI(Graphical User Interface)により、ウィンドウ、アイコン、ボタン等が表示され、操作者はそれらをマウス等の入力手段4で選択する操作を行うことができる。

40

## 【0021】

画像処理装置1は、処理手段10と、記憶手段20と、を備えている。

記憶手段20は、画像処理に用いる各種データ、処理結果、画像表示プログラム、内視鏡の位置情報をX線画像に付加する動作プログラム等を記憶するものである。記憶手段2

50

0 は、例えば磁気ディスク、光ディスク、一般的な画像メモリ等から構成される。

図 1 では、一例として、記憶手段 20 は、3次元 CT データ 21 と、デンタル画像 22 と、パノラマ画像 23 と、仮想内視鏡画像 24 と、を記憶している。なお、ファイバー先端位置 25 は、処理結果である。

【0022】

3次元 CT データ 21 は、コーンビームを用いる歯科用 CT (CBCT : Cone-Beam Computed Tomography) による撮影により得られた 3次元データ (ボリュームデータ) に基づいている。このボリュームデータは、例えば  $512 \times 512 \times 512$  個のボクセルに分けられる。そして、各ボクセルの画素値を計算して画像を再構成したものを 3次元 CT データ 21 としている。この 3次元 CT データ 21 としては、例えば、各ボクセルの画素値が予め計算されているデータを事前に入力しておく。

10

【0023】

デンタル画像 22 は、口腔内の一部の歯牙を撮影するデンタル撮影により取得された歯牙の画像である。

パノラマ画像 23 は、歯全体を撮影するパノラマ撮影により取得された歯牙の画像である。

仮想内視鏡画像 24 は、CT データから、CG (Computer Graphics) により作成された画像である。

【0024】

ファイバー先端位置 25 は、処理手段 10 の処理結果として得られた情報である。このファイバー先端位置 25 は、例えば、歯牙の画像を識別する情報と、その歯牙の画像におけるファイバーの先端位置に対応する位置の座標と、を対応付けた情報である。ここで、歯牙の画像を識別する情報とは、歯牙の画像が CT の断面画像である場合、ボリュームデータ、断層方向、および断層位置をそれぞれ識別する情報である。また、歯牙の画像が、歯牙の 3D 画像、仮想内視鏡画像、デンタル画像、またはパノラマ画像である場合、当該画像を識別する情報である。

20

【0025】

処理手段 10 は、内視鏡画像入力手段 11 と、マイクロ스코プ画像入力手段 12 と、突出量取得手段 13 と、位置情報付加手段 14 と、表示制御手段 15 と、を備えている。なお、処理手段 10 は、例えば、記憶手段 20 に格納されたプログラムを CPU が RAM に展開し実行することにより実現される。

30

以下、各手段について詳細に説明する。

【0026】

内視鏡画像入力手段 11 は、内視鏡 2 から、例えばケーブル 35 を介して伝送されてくる内視鏡画像を入力する所定のインタフェースである。内視鏡画像は動画であり、表示制御手段 15 によって表示手段 5 に表示される。

【0027】

マイクロ스코プ画像入力手段 12 は、マイクロ스코プ 3 に取り付けられた図示しないカメラから伝送されてくるマイクロ스코プ画像を入力する所定のインタフェースである。マイクロ스코プ画像は動画であり、表示制御手段 15 によって表示手段 5 に表示される。

40

【0028】

突出量取得手段 13 は、内視鏡 2 によって歯牙の内部を撮影したときのファイバー 33 の突出量を内視鏡 2 から取得するものである。本実施形態では、突出量取得手段 13 は、内視鏡 2 から、例えばケーブル 35 を介して伝送されてくるセンサ出力信号を、ファイバー 33 の突出量として取得する。突出量取得手段 13 は、取得したファイバー 33 の突出量を位置情報付加手段 14 に出力する。

【0029】

位置情報付加手段 14 は、ファイバー 33 の突出量から、歯牙におけるファイバー 33 の先端位置を算出し、事前取得された歯牙の画像に対して、ファイバー 33 の先端位置

50

の情報を付加するものである。

【0030】

位置情報付加手段14は、原点設定手段16を備えている。

原点設定手段16は、ファイバー33の突出量の基準となるファイバー原点と、事前に取得された歯牙の画像におけるファイバー33の先端位置の基準となる原点と、を対応付けるものである。原点設定手段16は、歯牙の画像における原点設定位置の入力を受け付ける。原点設定手段16は、歯牙において内視鏡2のノズル32の先端部32aが当接したときのファイバー33の先端位置をファイバー原点として、歯牙の画像における原点設定位置に対応付ける。

【0031】

根管治療では、通常、図3Aに示すように、歯牙40において歯冠の嵌合面の中央に、根管41を露出させるための穴42を空けている。原点設定手段16は、図3Aに示すように、例えば、歯牙40において内視鏡2のノズル32の先端部32aが、根管41の周囲の端面に当接したときのファイバー33の先端位置をファイバー原点とする。ここでは、ファイバー33の先端位置が先端部32aに一致しているものとする。このようにファイバー原点を決めた場合、歯牙の画像における原点設定位置も根管41の周囲の端面となる。なお、図3Bおよび図3Cに示す変形例の説明については後記する。

【0032】

表示制御手段15は、内視鏡2によって取得された歯牙の内部の画像（内視鏡画像）と、事前に取得された歯牙の画像と、を表示手段5に表示させるものである。

表示制御手段15は、例えば、3次元CTデータ21を読み込み、CTの断層画像を構築し、表示手段5に表示させる。

【0033】

表示制御手段15は、事前に取得された歯牙の画像が歯牙の深さ方向の断面画像である場合、ファイバーの先端位置の情報に基づいて、ファイバーの先端位置を示すマーク画像を歯牙の画像に重畳するように表示手段5に表示させる。ここで、歯牙の深さ方向の断面画像とは、例えば歯科用X線CT装置で撮影されたものである場合、サジタル（矢状断）画像やコロナル（冠状断、前額断）画像を意味する。また、歯科用X線撮影装置で撮影されたデンタル画像やパノラマ画像も、歯牙の深さ方向の断面画像の一例である。また、マーク画像は、任意の形状を有しており、例えば、三角形、四角形、多角形、円、楕円等であってもよい。

【0034】

表示制御手段15は、事前に取得された歯牙の画像が歯牙の水平方向の断面画像である場合、ファイバーの先端位置に対応する深さ方向の位置における歯牙の断面画像を表示手段5に表示させる。ここで、歯牙の水平方向の断面画像とは、例えば歯科用X線CT装置で撮影されたCTのアキシャル（軸位断、横断）画像や、CTデータから作成された仮想的な内視鏡画像のことである。

【0035】

表示制御手段15は、事前に取得された歯牙の画像が、CTデータから作成された3D画像である場合、ファイバーの先端位置情報に基づいて、ファイバーの先端位置を示すマーク画像を歯牙の画像に重畳するように表示手段5に表示させる。

ここで、3D画像とは、CTBTのコーンビームが照射される領域に含まれる歯牙の画像であればよい。例えば、ビームの照射範囲内に含まれる患者の頭部、上顎全体、下顎全体、複数の歯牙、あるいは単独の歯牙をレンダリングしたそれぞれの画像であってもよい。また、レンダリング処理としては、例えば、ボリュームレンダリング処理（volume rendering）や、サーフェイスレンダリング処理（surface rendering）等であっても構わない。

【0036】

また、事前に取得された歯牙の画像が、例えば単独の歯牙をレンダリングした3D画像である場合、歯牙全体の外観画像に限らず、例えば、エナメル質、象牙質、セメント質等

10

20

30

40

50

の硬組織や、歯肉（歯茎）、歯髄、歯根膜等の軟組織の少なくとも一部を含んだ3D画像であっても構わない。例えば、治療前で根管内に歯髄が存在している場合の当該歯髄の3D画像は、根管の3D画像として扱うこともできる。また、以前の治療によって根管内の歯髄を除去している場合の象牙質の3D画像は、根管の3D画像として扱うこともできる。このような歯牙の少なくとも一部の組織を含んだ3D画像に、ファイバーの先端位置を示すマーク画像を重疊的に表示させても構わない。

【0037】

表示制御手段15は、CTデータから作成された仮想内視鏡画像24を、事前に取得されたCTの断面画像と並べて表示するようにしてもよい。

表示制御手段15は、3次元CTデータ21から作成された3D画像を、CTの断面画像と並べて表示するようにしてもよい。

表示制御手段15は、マイクロスコープ3によって取得された歯牙のマイクロスコープ画像を、事前に取得された歯牙の画像と並べて表示するようにしてもよい。

【0038】

ここで、画面表示の一例について図4を参照して説明する。

この例では、表示手段5の画面に、内視鏡用のウィンドウ60と、X線画像用のウィンドウ61～63と、オプション画像用のウィンドウ65, 66と、を同時に表示した状態を模式的に示している。ただし、これらのウィンドウを個別に表示しても構わない。

【0039】

ウィンドウ60には、治療中に内視鏡2で撮影された光学画像としての内視鏡画像が表示される。なお、図4に示した写真は、動画撮影された内視鏡映像からスナップショットにより抽出された静止画像の一例であって、ここでは、X線画像用のウィンドウ61～63に表示された模式図に一致させているものではない。

【0040】

ウィンドウ61には、アキシャル画像が表示される。ウィンドウ62には、コロナル画像が表示される。ウィンドウ63には、サジタル画像が表示される。なお、ここでは、アキシャル画像にだけ、直交する2つの直線を表示し、他の画像では省略しているが、CT画像のビューワでは、一般的に、それぞれの画像に断層位置を示す直線が表示される。これらの直線の位置や角度を変更することにより、目的とする断層の抽出を簡単に行うことができる。

【0041】

ウィンドウ65には、CTデータから作成した仮想的な内視鏡画像を表示している。なお、破線の円は、根管を示している。ウィンドウ66には、マイクロスコープ画像が表示される。

【0042】

次に、画像処理装置1による処理の流れについて図5を参照（適宜、図1参照）して説明する。ここでは、事前に取得された歯牙の画像の一例をCTの断面画像であるものとして説明する。

まず、画像処理装置1は、操作者の操作にしたがって、表示制御手段15によって、3次元CTデータ21を読み込む（ステップS1）。なお、ここでは、3次元CTデータ21を画像処理装置1の内部の記憶手段20から表示制御手段15によって、読み込むこととしたが、3次元CTデータ21を外部のCT装置から読み込むこととしてもよい。

【0043】

次に、例えば、操作者が、入力手段4によって、所定の断層を指定することで、画像処理装置1は、表示制御手段15によって、表示手段5にCTの断面画像（以下、X線画像ともいう）を表示させる（ステップS2）。具体的には、操作者は、例えば、上顎の全歯や下顎の全歯を一覧するアキシャル画像から、治療対象の歯（治療歯）として1歯を指定する。アキシャル画像は、歯牙の水平方向の断面画像である。次の処理において画像中の原点位置を設定するため、指定した歯牙の深さ方向の断面画像を表示させることが好ましい。なお、指定された歯の位置を示す座標については、アキシャル画像 - サジタル画像間

10

20

30

40

50

のように各断面画像間で各々の座標をマッチングさせることができる。操作者は、例えば、アキシャル画像上で、入力手段4によって、所望の断層位置を指定する。これにより、指定された断層位置に対応したサジタル画像またはコロナル画像を表示させ、その断面画像において関心領域を指定したり原点位置を設定したりすることも可能である。

【0044】

次に、例えば治療歯のサジタル画像が表示されているときに、操作者が、入力手段4によって、治療歯の画像上の原点位置を指定する。これにより、画像処理装置1は、原点設定手段16によって、治療歯のサジタル画像における原点設定位置の入力を受け付ける（ステップS3）。このとき、操作者は、治療歯の画像上で、原点位置として例えば根管の周囲の端面（図3A参照）を指定しておく。例えば、操作者は、画像上で原点位置として指定したい位置を、例えばマウスでクリックしてもよい。

10

【0045】

次に、操作者は、内視鏡2のファイバー原点を設定する。このとき、内視鏡2のファイバー33の先端は、例えばノズル32の先端部32aに位置している。操作者は、把持した内視鏡2のノズル32の先端部32aを、根管の周囲の端面に当接させ（ステップS4：Yes）、突出量取得手段13は、このとき読み込んだ初期状態の突出量を位置情報付加手段14へ出力する。そして、位置情報付加手段14は、突出量取得手段13から入力した初期状態の突出量を、X線画像における原点設定位置に対応付ける。

【0046】

このステップS4では、例えば、操作者が、入力手段4によって、図示しないアイコンを操作することで初期状態の突出量を位置情報付加手段14へ出力してもよい。

20

あるいは、ステップS4において、図示しないセンサによって、ノズル32の先端部32aが根管の周囲の端面に当接したか否かを判別するようにしてもよい。この場合、突出量取得手段13は、センサ出力が当接を示すものではないと判別した場合（ステップS4：No）、判別を繰り返す。そして、突出量取得手段13は、センサ出力が当接を示すものであると判別した場合（ステップS4：Yes）、読み込んだ初期状態の突出量を位置情報付加手段14へ出力し、次の処理に進む。

【0047】

ここで、ノズル32の先端部32aが歯牙に当接したことを直接検出するスイッチとしては、例えば触覚センサや圧力センサ等を用いることが可能である。また、内視鏡2が患者の位置で安定して静止したことを検出することで、ノズル32の先端部32aが歯牙に当接したことを間接的に検出するようにしてもよい。その場合には、例えば振動センサ、光センサ、磁気センサ等を用いても構わない。

30

【0048】

次に、操作者は、内視鏡2のノズル32の先端部32aを根管の周囲の端面に当接させたまま、内視鏡2の出入操作部34を回転させることで、先端部32aから出したファイバー33を根管内に挿入する。このとき、突出量取得手段13は、内視鏡2から、ファイバー33の現在の突出量を取得して読み込み（ステップS5）、読み込んだ突出量を位置情報付加手段14へ出力する。

【0049】

そして、位置情報付加手段14は、突出量取得手段13から入力した現在の突出量と、X線画像における原点設定位置とを照合し、X線画像上における現在のファイバーの先端位置を算出する（ステップS6）。

40

【0050】

そして、位置情報付加手段14は、X線画像にファイバーの先端位置の情報を付加する（ステップS7）。例えば原点位置を指定したサジタル画像に、当該サジタル画像におけるファイバーの先端位置に対応する位置の座標が対応付けられる。加えて、CTの各断面画像間で各々の座標をマッチングさせることができるので、ファイバーの先端位置に対応する位置の座標は、コロナル画像やアキシャル画像にも対応付けられる。これら対応付けられた情報は、ファイバー先端位置25として記憶手段20に記憶される。

50

## 【 0 0 5 1 】

そして、X線画像がサジタル画像や कोरोナ 画像である場合、表示制御手段 15 は、ファイバー先端位置 25 に基づいて、現在のファイバー 33 の先端位置を示すマーク画像を X 線画像に重畳するように表示手段 5 に表示させる。これにより、表示手段 5 は、X 線画像（サジタル画像や कोरोナ 画像）にファイバー先端位置を重畳表示する（ステップ S8）。図 4 の例では、マーク画像の形状は三角形である。

## 【 0 0 5 2 】

一方、表示制御手段 15 は、X 線画像がアキシャル画像である場合、ファイバーの先端位置に対応する深さ方向の位置におけるアキシャル画像を、ファイバー 33 の先端位置の変化に応じて、表示手段 5 に表示させる。

## 【 0 0 5 3 】

次に、内視鏡画像（映像）と共にリアルタイムに更新して画面表示される CT 画像の表示例について図 6 A ~ 図 6 C を参照して説明する。図 6 A ~ 図 6 C は、ファイバー 33 の先端位置が変化したときに表示手段 5 に表示される各断面の CT 画像を模式的に示している。図 6 A は、初期状態の深さを示す第 1 深さにファイバー 33 の先端が位置している場合の模式図である。図 6 B は、第 1 深さより深い第 2 深さにファイバー 33 の先端が位置している場合の模式図である。図 6 C は、第 2 深さより深い第 3 深さにファイバー 33 の先端が位置している場合の模式図である。

## 【 0 0 5 4 】

図 6 A ~ 図 6 C に示すように、ウィンドウ 62 に表示される कोरोナ 画像やウィンドウ 63 に表示されるサジタル画像には、ファイバー 33 が根管内を下に進行するのに合わせて、マーク画像が下に移動して表示される。一方、ウィンドウ 61 に表示されるアキシャル画像は、ファイバー 33 が根管内を下に進行するのに合わせて、ファイバー 33 の先端の深さに対応した断層位置の画像に切り替わって表示される。

## 【 0 0 5 5 】

以上説明したように、本実施形態によれば、歯牙に挿入された内視鏡の位置を、事前に取得された歯牙の画像に関連付けることができる。また、内視鏡の位置を歯牙の画像に重畳して表示することができる。したがって、歯内治療において、根管内の形態や状態を把握した上で、病理的原因がどの位置に存在するか確認でき、治療の成功率を向上させることができる。

## 【 0 0 5 6 】

本発明は前記した実施形態に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。また、以下のように変形してもよい。例えば、一般的なコンピュータを、画像処理装置として機能させる画像処理プログラムにより動作させることで実現することも可能である。このプログラムは、通信回線を介して提供することも可能であるし、CD-ROM 等の記録媒体に書き込んで配布することも可能である。

## 【 0 0 5 7 】

表示手段 5 は、例えば、液晶ディスプレイ等であるものとして説明したが、ヘッドマウントディスプレイであってもよい。図 7 に示すヘッドマウントディスプレイ 71 は、操作者である歯科医師 70 が眼鏡のように装着して使用する透過型（シースルー）のものである。ヘッドマウントディスプレイ 71 としては、例えば、所謂、光学シースルーグラスを採用してもよい。これにより、操作者は、光を透過するグラス越しに外界（患者）を目視しながらグラスに配置された小型画面に表示された X 線画像等を認識することができる。このように表示手段 5 をヘッドマウントディスプレイ 71 で実現することで、患者位置と据置き型のモニタ装置との間を往復する手間や時間を省くことができる。

## 【 0 0 5 8 】

ヘッドマウントディスプレイが透過型である場合、前記光学シースルーグラスの他、所謂、ビデオ透過（ビデオシースルー）方式の装置を採用してもよい。ビデオシースルー方式の装置は、ユーザの目の前に外界を撮影するカメラを備え、この装置を装着したユーザが観察するスクリーン（シースルースクリーン）にカメラを通じた外の様子を映し出す。

10

20

30

40

50

カメラを通じてシースルースクリーンに映し出される外の様子は、ユーザがヘッドマウントディスプレイを装着しなかった場合に見る景色に一致する。この装置は、ユーザの眼前の現実環境の患者と、内視鏡の撮影位置が分かるX線画像等とを合成して一緒に表示することができる。なお、ヘッドマウントディスプレイの投影方式は、虚像投影の他、網膜投影であってもよい。

#### 【0059】

また、ヘッドマウントディスプレイは、非透過型のものであってもよく、例えば、所謂、VR (Virtual Reality) ゴーグルを用いてもよい。VR ゴーグルは、この装置を装着したユーザが、VR、または、AR (Augmented Reality) やMR (Mixed Reality) を体験可能なものである。VR ゴーグルは、外界を撮影するためのカメラを予め備えているタイプの他、スマートフォン等のカメラ付きモバイルが装着されるタイプのものでもよい。VR ゴーグルのカメラは、装着したユーザが観察するディスプレイにカメラを通じた外の様子を映し出すことができる。これによれば、VR ゴーグルのカメラから取得した情報と、内視鏡の撮影位置が分かるX線画像とを一緒に表示することもできる。

なお、ヘッドマウントディスプレイを装着するユーザは、歯科医師の他、歯科衛生士や歯科助手等であっても構わない。

#### 【0060】

また、前記実施形態では、内視鏡2の本体31の内部に撮像素子や光源等を備えることとしたが、これに限定されるものではない。例えば、撮像素子や光源等を備えるコントローラと、信号伝送ケーブルと、を設けてもよい。この場合、前記信号伝送ケーブルを通じて、本体31の内部のファイバー33をコントローラ内部に挿入して撮像素子や光源等と接続する。また、撮像素子の出力(コントローラの出力)は、ケーブル35を介して画像処理装置1に出力される。このように構成することで、本体31を小型化したり、本体31の内部に、ファイバー33の突出量を検出するセンサ等を配設する空間を確保したりすることができる。

#### 【0061】

前記実施形態では、操作者は、画像上で原点位置として指定したい位置を指定し、次いで、把持した内視鏡2のノズル32の先端部32aを、根管の周囲の端面に当接させることとしたが、その手順を変更しても構わない。つまり、内視鏡2の当接位置が決まった後に、事前に取得された歯牙の画像上で原点を設定してもよい。さらに、歯牙の画像上で原点を設定する場合、図8A~図8Cに示すように、歯牙の画像(X線画像)に原点設定位置を重畳表示してもよい。

#### 【0062】

図8Aに示すように、各断面方向のX線画像を同時に表示する場合、原点設定位置を示すバー81は、ウィンドウ62においてコロナル画像に重畳表示されると共に、ウィンドウ63においてサジタル画像に重畳表示される。また、ウィンドウ61には、バー81と同じ深さの断層のアキシャル画像が表示される。

図8Bに示すように、原点設定位置を示すバー81に加えて、ファイバーの先端位置を示すマーク画像91もX線画像に重畳表示してもよい。また、原点を設定した後、内視鏡2を進行させている最中に、原点設定位置を示すバー81を表示し続けていてもよい。

X線画像に重畳表示される原点設定位置は、バー81の他、図8Cに示すように、所定のマーク82であってもよい。図8Cでは、ファイバーの先端位置を示すマーク画像91を三角形で表示し、原点設定位置のマーク82を円形であるものとしたが、これに限定されない。同時に表示する場合、原点設定位置のマーク82の形状はマーク画像91の形状と異なっていればよい。

#### 【0063】

また、図3Aに示す例では、ノズル32の肉厚部の端面を、根管41の周囲の端面に当接させてファイバー原点を位置決めすることとしたが、これに限定されない。

図3Bに示すように、ノズル32の先端開口の外周面に、例えば微小な当接部32bを設けてもよい。当接部32bの材料としては、例えばシリコン樹脂やシリコンゴムの

10

20

30

40

50

ような軟性の材料を挙げることができる。また、当接部 3 2 b の形状としては、図示した円板状に限らず、円錐状、ドーム状、球状等でも構わない。このように当接部 3 2 b を設けることで、内視鏡 2 のノズル 3 2 が歯牙 4 0 に固定されやすくなり、ファイバー 3 3 を安定的に出入することができる。

【 0 0 6 4 】

また、ノズル 3 2 の先端部 3 2 a を歯牙に当接させる位置は、歯牙 4 0 に空けた穴 4 2 から露出した根管 4 1 の周囲の端面に限られるものではない。安定的に固定できるのであれば、歯牙 4 0 に空けた穴 4 2 の周囲の端面や、穴 4 2 の内側面等であってもよい。例えば穴 4 2 の周囲の端面に当接させてファイバー原点を決めた場合、事前に取得された歯牙の画像における原点設定位置も、画像上において穴 4 2 の周囲の端面となる。

10

一方、穴 4 2 の内側面に当接させてファイバー原点を決めた場合には、歯牙の画像における原点設定位置を求める測定を行うことが好ましい。例えば図 3 C に示すように、棒状部材 5 0 を当接させることで、穴 4 2 の周囲の端面位置を測定することができる。また、同様に、穴 4 2 の内側面に当接させる部材を使用することで、穴 4 2 の内側面の位置を測定することができる。したがって、これらの差分を、歯牙の画像における原点設定位置の差分に反映すればよい。

【符号の説明】

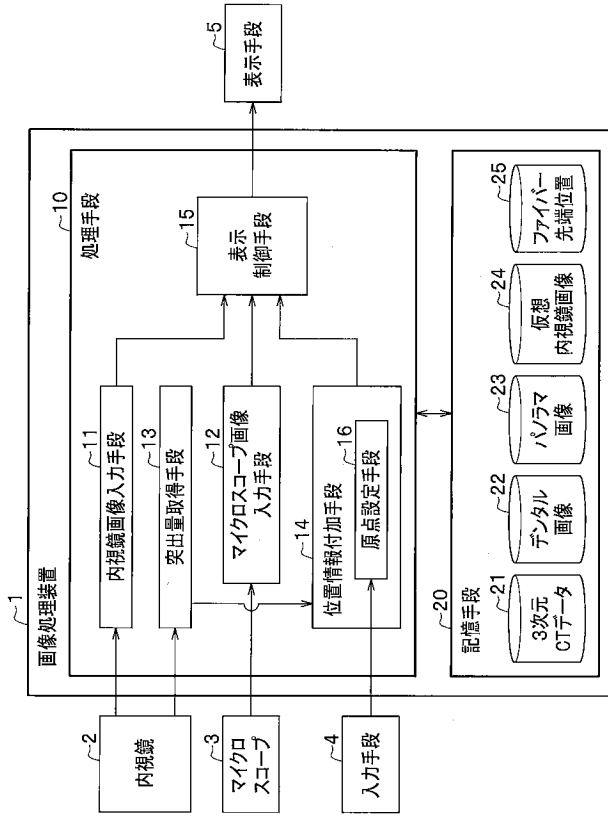
【 0 0 6 5 】

- 1 画像処理装置
- 2 内視鏡
- 3 マイクロスコープ
- 4 入力手段
- 5 表示手段
- 1 0 処理手段
- 1 1 内視鏡画像入力手段
- 1 2 マイクロスコープ画像入力手段
- 1 3 突出量取得手段
- 1 4 位置情報付加手段
- 1 5 表示制御手段
- 1 6 原点設定手段
- 2 0 記憶手段
- 7 1 ヘッドマウントディスプレイ

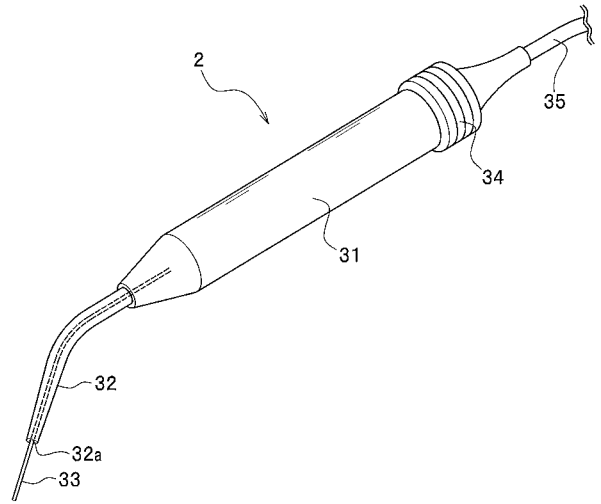
20

30

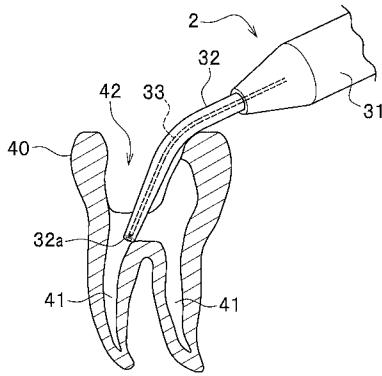
【 図 1 】



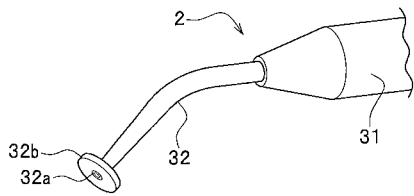
【 図 2 】



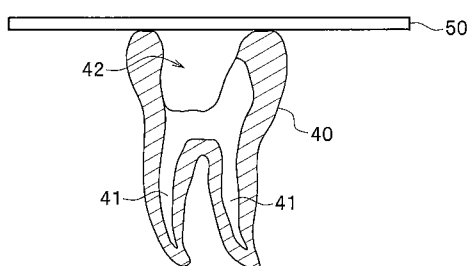
【 図 3 A 】



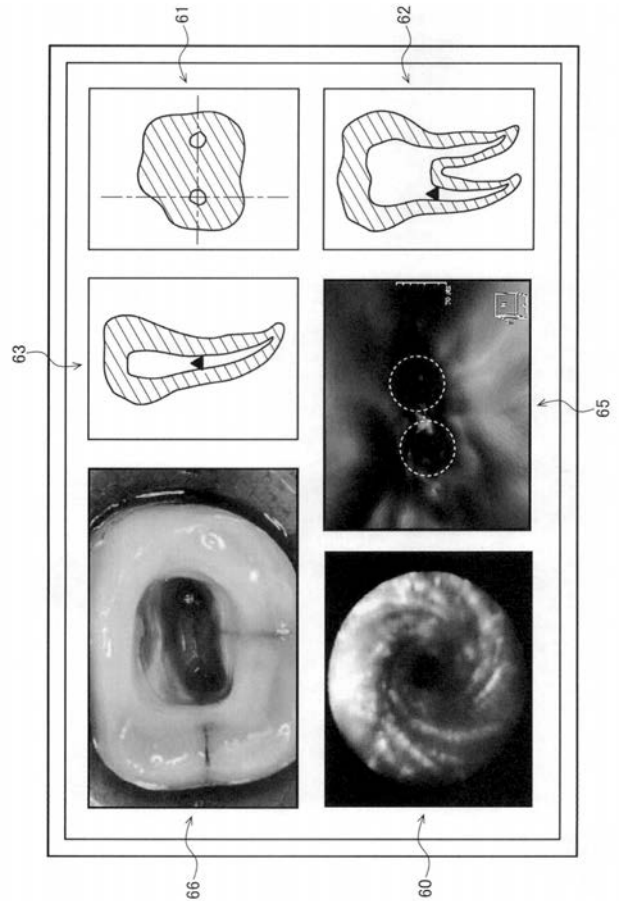
【 図 3 B 】



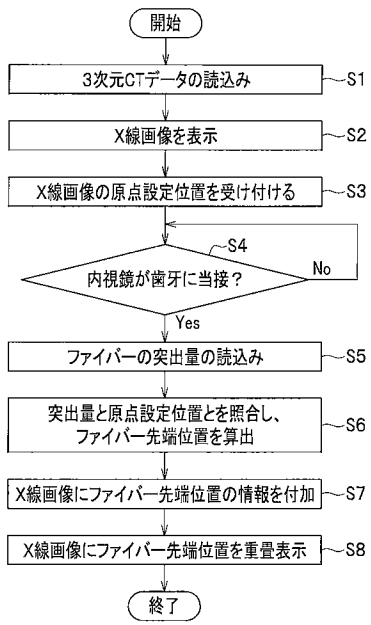
【 図 3 C 】



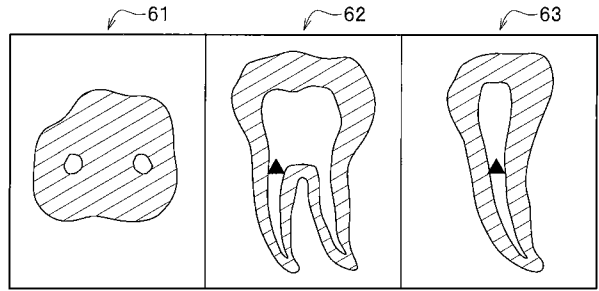
【 図 4 】



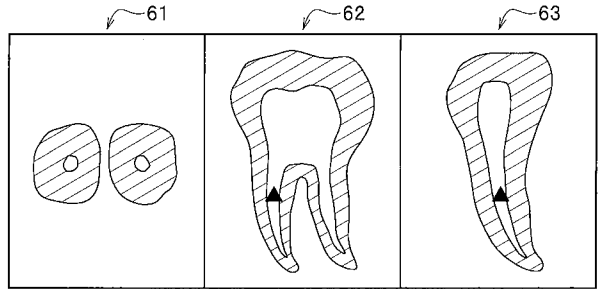
【 図 5 】



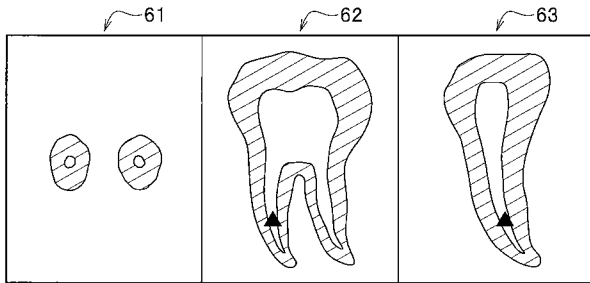
【 図 6 A 】



【 図 6 B 】



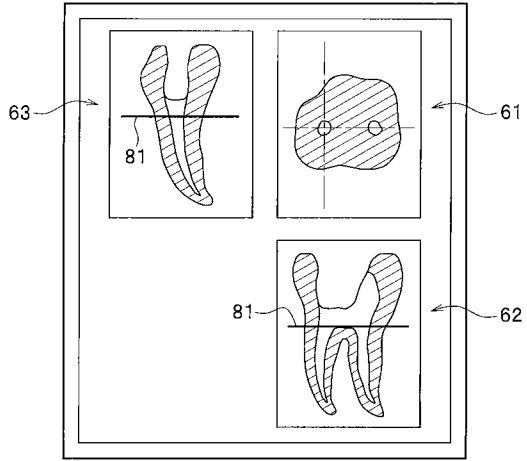
【 図 6 C 】



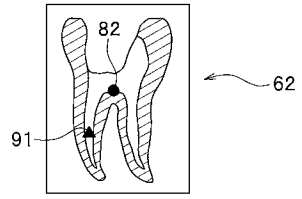
【 図 7 】



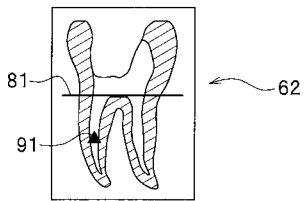
【 図 8 A 】



【 図 8 C 】



【 図 8 B 】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 1/00 7 3 2  
G 0 2 B 23/24 B

(72)発明者 内田 祐也

東京都墨田区江東橋一丁目3番6号 株式会社吉田製作所内

Fターム(参考) 2H040 BA23 GA02 GA06 GA11

4C161 AA08 CC04 CC06 CC07 FF40 FF46 HH55 JJ10 LL01 VV01  
WW10

