

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/073016

発行日 平成28年9月8日 (2016.9.8)

(43) 国際公開日 平成26年5月15日 (2014.5.15)

(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 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

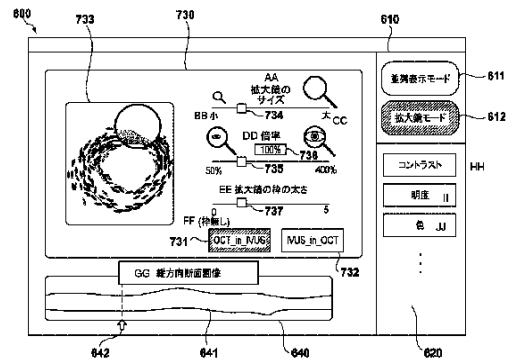
出願番号 特願2014-545457 (P2014-545457)	(71) 出願人 000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4 4 番 1 号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/007098	
(22) 国際出願日 平成24年11月6日 (2012.11.6)	
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC	(74) 代理人 100076428 弁理士 大塚 康徳 (74) 代理人 100112508 弁理士 高柳 司郎 (74) 代理人 100115071 弁理士 大塚 康弘 (74) 代理人 100116894 弁理士 木村 秀二 (74) 代理人 100130409 弁理士 下山 治 (74) 代理人 100134175 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置及び情報処理装置及びそれらの制御方法

(57) 【要約】

本発明は、超音波断面画像と光断面画像の視覚上の損失を抑えつつ、且つ、ユーザは視点位置を変更せずとも、生体組織における関心部分を超音波断面画像と光断面画像の両方で確認でき、高い精度で生体組織の診断を行える技術を提供する。このため、拡大鏡モード時には、画像表示領域内にユーザが自由にその位置を変更できる拡大鏡を表わす円形枠を画像表示領域内に表示する。そして、画像表示領域内であって円形枠外の領域にはI V U S断面画像を表示し、円形枠内にはO C T断面画像の部分画像を表示する。



- 611 Parallel display mode
- 612 Magnifying glass mode
- AA Magnifying glass size
- BB Small
- CC Large
- DD Magnification
- EE Thickness of magnifying glass frame
- FF (No frame)
- GG Vertical tomographic image
- HH Contrast
- II Brightness
- JJ Color

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第 1 の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち他方の第 2 の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段と

10

を有することを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

前記枠のサイズを変更する変更手段を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 の断面画像に対する拡大率を設定する倍率設定手段を更に有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

20

【請求項 4】

前記枠は円形枠であって、

前記円形枠の中心位置を座標 x , y を使って $P(x, y)$ として表わし、前記円形枠の半径を R_0 、前記倍率設定手段で設定された倍率を M としたとき、

前記表示制御手段は、

前記第 2 の断面画像から、点 $P(x, y)$ を中心とし半径 R_0 / M の円形領域内の部分画像を切り出し、

切り出した前記部分画像を前記倍率 M で拡大して、半径 R_0 の円形の部分画像を生成し、

30

当該拡大後の部分画像を前記円形枠内に表示する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の画像診断装置。

【請求項 5】

前記超音波断面画像を前記第 1 の断面画像とし前記光断面画像を前記第 2 の断面画像とする第 1 のモード、前記光断面画像を前記第 1 の断面画像とし、前記超音波断面画像を前記第 2 の断面画像とする第 2 のモードのいずれかを選択する選択手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 6】

前記枠を視覚的に表示する / しないと指示する指示手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

40

【請求項 7】

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを、表示手段に表示する表示工程と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって

50

前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御工程と

を有することを特徴とする画像診断装置の制御方法。

【請求項8】

コンピュータに、請求項7に記載の画像診断装置の制御方法の各工程を実行させるためのプログラム。

【請求項9】

請求項8に記載のプログラムを格納したことを特徴とするコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

10

【請求項10】

超音波断面像、及び、光断面像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内において前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段と

20

を有することを特徴とする情報処理装置。

【請求項11】

超音波断面像、及び、光断面像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置の制御方法であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示手段に表示する表示工程と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内において前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御工程と

30

を有することを特徴とする情報処理装置の制御方法。

【請求項12】

コンピュータに、請求項11に記載の情報処理装置の制御方法の各工程を実行させるためのプログラム。

【請求項13】

請求項12に記載のプログラムを格納したことを特徴とするコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波並びに光による生体組織の断層画像を表示する画像診断装置及び情報処理装置及びそれらの制御方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来より、動脈硬化の診断や、バルーンカテーテルまたはステント等の高機能カテーテルによる血管内治療時の術前診断、あるいは、術後の結果確認のために、画像診断装置が

50

広く使用されている。

【0003】

画像診断装置には、血管内超音波診断装置（IVUS：Intravascular Ultrasound）や光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherence Tomography）等が含まれ、それぞれに異なる特性を有している。

【0004】

また、最近では、IVUSの機能と、OCTの機能とを組み合わせた画像診断装置（超音波を送受信可能な超音波送受信部と、光を送受信可能な光送受信部とを備える画像診断装置）も提案されている（例えば、特許文献1、2参照）。このような画像診断装置によれば、高深度領域まで測定できるIVUSの特性を活かした断面画像と、高分解能で測定

10

【0005】

上記の如く、血管内の同一箇所断面画像を、IVUS機能、OCT機能の両方で生成することが可能になった。OCT断面画像は、比較的浅い組織について高い解像度の画像となるものの、それより深い組織の像は得ることができないという面がある。一方、IVUS断面画像は、比較的深い生体組織まで含む像を得るのに都合の良いものの、OCTほど高い解像度とはならない面がある。つまり、これら2種類の断面画像は互いに補う関係にあると言える。

【0006】

これまでの表示は、これら2種類の断面画像を並べて表示するか、それら2種類の断面画像を合成して、1枚の合成画像を生成し、それを表示するかのいずれかであった。

20

【0007】

前者の場合、画面上で距離を隔てた2種類の断面画像をユーザが見比べる必要があり、患部の状況はユーザ自身の頭の中で想像するしかない。

【0008】

一方、後者の場合、視点を移動しないで済む分だけユーザの診断に負担は軽減する（特許文献3）。しかし、2つの断面画像の合成を行う場合の一般的な手法は、2つの断面画像の画素値の平均値を算出し、その平均値を合成画像の1画素の値とするものである。故に、例えば合成画像におけるOCT断面画像の持つ特徴は、オリジナルのOCT断面画像の特徴の半分となり、オリジナルのOCT断面画像の半分の情報が失われることを意味する。これは、IVUS断面画像にも言えることである。一方、合成画像を表示するものであるので、例えば、IVUS断面画像を除外した純粋にOCT画像を見るためには、一旦、合成画像の表示を止める必要があり、操作が煩雑になる。

30

【0009】

また、特許文献3には、OCT断面画像のIVUS断面画像の2つのうちの一方の画像内に境界線で設定し、その輪郭線の内側に他方の断面画像を表示することが示されている。かかる構成によれば、視点を変えないで2つの画像を見比べることができるといった効果が期待できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0010】

【特許文献1】特開平11-56752号公報

【特許文献2】特開2006-204430号公報

【特許文献3】特表2010-516304号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、特許文献3に開示された技術では更なる問題が発生する。例えば、今、OCT断面画像の中に境界線で示した領域を設定し、その中にIVUS断面画像を表示したとする。この場合、IVUS断面画像で隠れたOCT断面画像を確認することはできな

50

い。そのため、I V U S 断面画像で隠れる部分を確認するために、O C T 断面画像だけを表示する領域が別途必要になるという問題が発生するからである。

【 0 0 1 2 】

本発明に係る問題に鑑みなされたものであり、超音波断面画像と光断面画像の視覚上の損失を抑えつつ、且つ、ユーザは視点位置を変更せずとも、生体組織における関心部分を超音波断面画像と光断面画像の両方で確認でき、高い精度で生体組織の診断を行える技術を提供しようとするものである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 3 】

上記の目的を達成するために、本発明に係る画像診断装置は以下のような構成を備える。すなわち、

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段とを有する。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の情報処理装置は以下の構成を有する。すなわち、

超音波断面像、及び、光断面像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段とを有する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、ユーザは視点位置を変更しなくても、超音波断面画像と光断面画像の両方を診断でき、且つ、ユーザが望む位置の患部を、いずれの断面画像でも容易に確認できる技術を提供できる。

【 0 0 1 6 】

本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

【 図 1 】 本発明の一実施形態にかかる画像診断装置 1 0 0 の外観構成を示す図である。

【 図 2 】 プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 3】イメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【図 4】画像診断装置 100 の機能構成を示す図である。

【図 5】血管内スキャンが完了した際に、メモリ内に構築される I V U S 画像と O C T 画像の例を示す図である。

【図 6】ユーザインタフェースの例を示す図である。

【図 7】ユーザインタフェースの例を示す図である。

【図 8】拡大鏡モード時の処理内容を説明するための図である。

【図 9】拡大鏡モード時の処理内容を示すフローチャートである。

【図 10】図 9 のステップ S 9 1 6 の詳細を示すフローチャートである。

10

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下添付図面に従って本発明に係る実施形態を詳細に説明する。

【0019】

< 1 . 画像診断装置の外観構成 >

図 1 は本発明の一実施形態にかかる画像診断装置 (I V U S の機能と、O C T の機能とを備える画像診断装置) 100 の外観構成を示す図である。

【0020】

図 1 に示すように、画像診断装置 100 は、プローブ部 101 と、スキャナ及びプルバック部 102 と、操作制御装置 103 とを備え、スキャナ及びプルバック部 102 と操作制御装置 103 とは、信号線 104 により各種信号が伝送可能に接続されている。

20

【0021】

プローブ部 101 は、直接血管内に挿入され、パルス信号に基づく超音波を血管内に送信するとともに、血管内からの反射波を受信する超音波送受信部と、伝送された光 (測定光) を連続的に血管内に送信するとともに、血管内からの反射光を連続的に受信する光送受信部と、を備えるイメージングコアが内挿されている。画像診断装置 100 では、該イメージングコアを用いることで血管内部の状態を測定する。

【0022】

スキャナ及びプルバック部 102 は、プローブ部 101 が着脱可能に取り付けられ、内蔵されたモータを駆動させることでプローブ部 101 に内挿されたイメージングコアの血管内の軸方向の動作及び回転方向の動作を規定している。また、超音波送受信部において受信された反射波及び光送受信部において受信された反射光を取得し、操作制御装置 103 に対して送信する。

30

【0023】

操作制御装置 103 は、測定を行うにあたり、各種設定値を入力するための機能や、測定により得られたデータを処理し、血管内の断面画像 (横方向断面画像及び縦方向断面画像) を表示するための機能を備える。

【0024】

操作制御装置 103 において、111 は本体制御部であり、測定により得られた反射波に基づいて超音波データを生成するとともに、該超音波データに基づいて生成されたラインデータを処理することで、超音波断面画像を生成する。更に、測定により得られた反射光と光源からの光を分離することで得られた参照光とを干渉させることで干渉光データを生成するとともに、該干渉光データに基づいて生成されたラインデータを処理することで、光断面画像を生成する。

40

【0025】

111 - 1 はプリンタ及び DVD レコーダであり、本体制御部 111 における処理結果を印刷したり、データとして記憶したりする。112 は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル 112 を介して、各種設定値及び指示の入力を行う。113 は表示装置としての LCD モニタであり、本体制御部 111 において生成された断面画像を表示する。114 は、ポインティングデバイス (座標入力装置) としてのマウスである。

50

【 0 0 2 6 】

< 2 . プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成 >

次に、プローブ部 1 0 1 の全体構成及び先端部の断面構成について図 2 を用いて説明する。図 2 に示すように、プローブ部 1 0 1 は、血管内に挿入される長尺のカテーテルシース 2 0 1 と、ユーザが操作するために血管内に挿入されることなく、ユーザの手元側に配置されるコネクタ部 2 0 2 とにより構成される。カテーテルシース 2 0 1 の先端には、ガイドワイヤルーマンを構成するガイドワイヤルーマン用チューブ 2 0 3 が設けられている。カテーテルシース 2 0 1 は、ガイドワイヤルーマン用チューブ 2 0 3 との接続部分からコネクタ部 2 0 2 との接続部分にかけて連続する管腔を形成している。

【 0 0 2 7 】

カテーテルシース 2 0 1 の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部 2 2 1 と、電気信号ケーブル及び光ファイバケーブルを内部に備え、それを回転させるための回転駆動力を伝達するコイル状の駆動シャフト 2 2 2 とを備えるイメージングコア 2 2 0 が、カテーテルシース 2 0 1 のほぼ全長にわたって挿通されている。

【 0 0 2 8 】

コネクタ部 2 0 2 は、カテーテルシース 2 0 1 の基端に一体化して構成されたシースコネクタ 2 0 2 a と、駆動シャフト 2 2 2 の基端に駆動シャフト 2 2 2 を回動可能に固定して構成された駆動シャフトコネクタ 2 0 2 b とを備える。

【 0 0 2 9 】

シースコネクタ 2 0 2 a とカテーテルシース 2 0 1 との境界部には、耐キンクプロテクタ 2 1 1 が設けられている。これにより所定の剛性が保たれ、急激な物性の変化による折れ曲がり（キンク）を防止することができる。

【 0 0 3 0 】

駆動シャフトコネクタ 2 0 2 b の基端は、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 に着脱可能に取り付けられる。

【 0 0 3 1 】

次に、プローブ部 1 0 1 の先端部の断面構成について説明する。カテーテルシース 2 0 1 の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部 2 2 1 が配されたハウジング 2 2 3 と、それを回転させるための回転駆動力を伝送する駆動シャフト 2 2 2 とを備えるイメージングコア 2 2 0 がほぼ全長にわたって挿通されており、プローブ部 1 0 1 を形成している。

【 0 0 3 2 】

駆動シャフト 2 2 2 は、カテーテルシース 2 0 1 に対して送受信部 2 2 1 を回転動作及び軸方向動作させることが可能であり、柔軟で、かつ回転をよく伝送できる特性をもつ、例えば、ステンレス等の金属線からなる多重多層密着コイル等により構成されている。そして、その内部には電気信号ケーブル及び光ファイバケーブル（シングルモードの光ファイバケーブル）が配されている。

【 0 0 3 3 】

ハウジング 2 2 3 は、短い円筒状の金属パイプの一部に切り欠き部を有した形状をしており、金属塊からの削りだしや M I M（金属粉末射出成形）等により成形される。また、先端側には短いコイル状の弾性部材 2 3 1 が設けられている。

【 0 0 3 4 】

弾性部材 2 3 1 はステンレス鋼線材をコイル状に形成したものであり、弾性部材 2 3 1 が先端側に配されることで、イメージングコア 2 2 0 を前後移動させる際にカテーテルシース 2 0 1 内での引っかかりを防止する。

【 0 0 3 5 】

2 3 2 は補強コイルであり、カテーテルシース 2 0 1 の先端部分の急激な折れ曲がり防止を目的で設けられている。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

ガイドワイヤルーメン用チューブ 203 は、ガイドワイヤが挿入可能なガイドワイヤルーメンを有する。ガイドワイヤルーメン用チューブ 203 は、予め血管内に挿入されたガイドワイヤを受け入れ、ガイドワイヤによってカテーテルシース 201 を患部まで導くのに使用される。

【0037】

< 3 . イメージングコアの断面構成 >

次に、イメージングコア 220 の断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置について説明する。図 3 は、イメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

【0038】

図 3 の 3 A に示すように、ハウジング 223 内に配された送受信部 221 は、超音波送受信部 310 と光送受信部 320 とを備え、超音波送受信部 310 及び光送受信部 320 は、それぞれ、駆動シャフト 222 の回転中心軸上 ((a) の一点鎖線上) において軸方向に沿って配置されている。

【0039】

このうち、超音波送受信部 310 は、プローブ部 101 の先端側に、また、光送受信部 320 は、プローブ部 101 の基端側に配置されている。

【0040】

また、超音波送受信部 310 及び光送受信部 320 は、駆動シャフト 222 の軸方向に対する、超音波送受信部 310 の超音波送信方向 (仰角方向)、及び、光送受信部 320 の光送信方向 (仰角方向) が、それぞれ、略 90 ° となるようにハウジング 223 内に取り付けられている。なお、各送信方向は、カテーテルシース 201 の管腔内表面での反射を受信しないように 90 ° よりややずらして取り付けられることが望ましい。

【0041】

駆動シャフト 222 の内部には、超音波送受信部 310 と接続された電気信号ケーブル 311 と、光送受信部 320 に接続された光ファイバケーブル 321 とが配されており、電気信号ケーブル 311 は、光ファイバケーブル 321 に対して螺旋状に巻き回されている。

【0042】

図 3 の 3 B は、超音波送受信位置において、回転中心軸に略直交する面で切断した場合の断面図である。図 3 の 3 B に示すように、紙面下方向を 0 度とした場合、超音波送受信部 310 の超音波送信方向 (回転角方向 (方位角方向ともいう)) は、 度となっている。

【0043】

図 3 の 3 C は、光送受信位置において、回転中心軸に略直交する面で切断した場合の断面図である。図 3 の 3 C に示すように、紙面下方向を 0 度とした場合、光送受信部 320 の光送信方向 (回転角方向) は、0 度となっている。つまり、超音波送受信部 310 と光送受信部 320 は、超音波送受信部 310 の超音波送信方向 (回転角方向) と、光送受信部 320 の光送信方向 (回転角方向) とが、互いに 度ずれるように配置されている。

【0044】

< 4 . 画像診断装置の機能構成 >

次に、画像診断装置 100 の機能構成について説明する。図 4 は、IVUS の機能と OCT (ここでは、一例として波長掃引型 OCT) の機能とを組み合わせた画像診断装置 100 の機能構成を示す図である。なお、IVUS の機能と他の OCT の機能とを組み合わせた画像診断装置についても、同様の機能構成を有するため、ここでは説明を省略する。

【0045】

(1) IVUS の機能

イメージングコア 220 は、先端内部に超音波送受信部 310 を備えており、超音波送受信部 310 は、超音波信号送受信器 452 より送信されたパルス波に基づいて、超音波を生体組織に送信するとともに、その反射波 (エコー) を受信し、アダプタ 402 及びス

10

20

30

40

50

リップリング 4 5 1 を介して超音波信号として超音波信号送受信器 4 5 2 に送信する。

【 0 0 4 6 】

なお、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 において、スリップリング 4 5 1 の回転駆動部側は回転駆動装置 4 0 4 のラジアル走査モータ 4 0 5 により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ 4 0 5 の回転角度は、エンコーダ部 4 0 6 により検出される。更に、スキャナ及びプルバック部 1 0 2 は、直線駆動装置 4 0 7 を備え、信号処理部 4 2 8 からの信号に基づいて、イメージングコア 2 2 0 の軸方向動作を規定する。

【 0 0 4 7 】

超音波信号送受信器 4 5 2 は、送信波回路と受信波回路とを備える（不図示）。送信波回路は、信号処理部 4 2 8 から送信された制御信号に基づいて、イメージングコア 2 2 0 内の超音波送受信部 3 1 0 に対してパルス波を送信する。

10

【 0 0 4 8 】

また、受信波回路は、イメージングコア 2 2 0 内の超音波送受信部 3 1 0 より超音波信号を受信する。受信された超音波信号はアンプ 4 5 3 により増幅された後、検波器 4 5 4 に入力され検波される。

【 0 0 4 9 】

更に、A / D 変換器 4 5 5 では、検波器 4 5 4 より出力された超音波信号を 3 0 . 6 M H z で 2 0 0 ポイント分サンプリングして、1 ラインのデジタルデータ（超音波データ）を生成する。なお、ここでは、3 0 . 6 M H z としているが、これは音速を 1 5 3 0 m / s e c としたときに、深度 5 m m に対して 2 0 0 ポイントサンプリングすることを前提として算出されたものである。したがって、サンプリング周波数は特にこれに限定されるものではない。

20

【 0 0 5 0 】

A / D 変換器 4 5 5 にて生成されたライン単位の超音波データは信号処理部 4 2 8 に入力される。信号処理部 4 2 8 では、超音波データをグレースケールに変換することにより、血管内の各位置での超音波断面画像（以下、I V U S 断面画像という）を生成し、所定のフレームレートで L C D モニタ 1 1 3 に出力する。

【 0 0 5 1 】

なお、信号処理部 4 2 8 はモータ制御回路 4 2 9 と接続され、モータ制御回路 4 2 9 のビデオ同期信号を受信する。信号処理部 4 2 8 では、受信したビデオ同期信号に同期して超音波断面画像の生成を行う。

30

【 0 0 5 2 】

また、このモータ制御回路 4 2 9 のビデオ同期信号は、回転駆動装置 4 0 4 にも送られ、回転駆動装置 4 0 4 はビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力する。

【 0 0 5 3 】

なお、信号処理部 4 2 8 における上記処理、ならびに、図 6、図 7 を用いて後述する画像診断装置 1 0 0 におけるユーザインタフェースに関する画像処理は、信号処理部 4 2 8 において所定のプログラムがコンピュータによって実行されることで実現されるものとする。

【 0 0 5 4 】

（ 2 ）波長掃引型 O C T の機能

次に、同図を用いて波長掃引型 O C T の機能構成について説明する。4 0 8 は波長掃引光源（S w e p t L a s e r）であり、S O A 4 1 5（s e m i c o n d u c t o r o p t i c a l a m p l i f i e r）とリング状に結合された光ファイバ 4 1 6 とポリゴンスキヤニングフィルタ（4 0 8 b）よりなる、E x t e n d e d - c a v i t y L a s e r の一種である。

40

【 0 0 5 5 】

S O A 4 1 5 から出力された光は、光ファイバ 4 1 6 を進み、ポリゴンスキヤニングフィルタ 4 0 8 b に入り、ここで波長選択された光は、S O A 4 1 5 で増幅され、最終的に c o u p l e r 4 1 4 から出力される。

50

【0056】

ポリゴンスキャニングフィルタ408bでは、光を分光する回折格子412とポリゴンミラー409との組み合わせで波長を選択する。具体的には、回折格子412により分光された光を2枚のレンズ(410、411)によりポリゴンミラー409の表面に集光させる。これによりポリゴンミラー409と直交する波長の光のみが同一の光路を戻り、ポリゴンスキャニングフィルタ408bから出力されることとなる。つまり、ポリゴンミラー409を回転させることで、波長の時間掃引を行うことができる。

【0057】

ポリゴンミラー409は、例えば、48面体のミラーが使用され、回転数が50000rpm程度である。ポリゴンミラー409と回折格子412とを組み合わせた波長掃引方式により、高速、高出力の波長掃引が可能である。

【0058】

Coupler414から出力された波長掃引光源408の光は、第1のシングルモードファイバ440の一端に入射され、先端側に伝送される。第1のシングルモードファイバ440は、途中の光カップラ部441において第2のシングルモードファイバ445及び第3のシングルモードファイバ444と光学的に結合されている。

【0059】

第1のシングルモードファイバ440の光カップラ部441より先端側には、非回転部(固定部)と回転部(回転駆動部)との間を結合し、光を伝送する光ロータリジョイント(光カップリング部)403が回転駆動装置404内に設けられている。

【0060】

更に、光ロータリジョイント(光カップリング部)403内の第4のシングルモードファイバ442の先端側には、プローブ部101の第5のシングルモードファイバ443がアダプタ402を介して着脱自在に接続されている。これによりイメージングコア220内に挿通され回転駆動可能な第5のシングルモードファイバ443に、波長掃引光源408からの光が伝送される。

【0061】

伝送された光は、イメージングコア220の光送受信部320から血管内の生体組織に対して回転動作及び軸方向動作しながら照射される。そして、生体組織の表面あるいは内部で散乱した反射光の一部がイメージングコア220の光送受信部320により取り込まれ、逆の光路を経て第1のシングルモードファイバ440側に戻る。さらに、光カップラ部441によりその一部が第2のシングルモードファイバ445側に移り、第2のシングルモードファイバ445の一端から出射された後、光検出器(例えばフォトダイオード424)にて受光される。

【0062】

なお、光ロータリジョイント403の回転駆動部側は回転駆動装置404のラジアル走査モータ405により回転駆動される。

【0063】

一方、第3のシングルモードファイバ444の光カップラ部441と反対側の先端には、参照光の光路長を微調整する光路長の可変機構432が設けられている。

【0064】

この光路長の可変機構432はプローブ部101を交換して使用した場合の個々のプローブ部101の長さのばらつきを吸収できるよう、その長さのばらつきに相当する光路長を変化させる光路長変化手段を備えている。

【0065】

第3のシングルモードファイバ444およびコリメートレンズ418は、その光軸方向に矢印423で示すように移動自在な1軸ステージ422上に設けられており、光路長変化手段を形成している。

【0066】

具体的には、1軸ステージ422はプローブ部101を交換した場合に、プローブ部1

10

20

30

40

50

01の光路長のばらつきを吸収できるだけの光路長の可変範囲を有する光路長変化手段として機能する。さらに、1軸ステージ422はオフセットを調整する調整手段としての機能も備えている。例えば、プローブ部101の先端が生体組織の表面に密着していない場合でも、1軸ステージにより光路長を微小変化させることにより、生体組織の表面位置からの反射光と干渉させる状態に設定することが可能である。

【0067】

1軸ステージ422で光路長が微調整され、グレーティング419、レンズ420を介してミラー421にて反射された光は第3のシングルモードファイバ444の途中に設けられた光カップラ部441で第1のシングルモードファイバ440側から得られた光と混合されて、フォトダイオード424にて受光される。

10

【0068】

このようにしてフォトダイオード424にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ425により増幅された後、復調器426に入力される。この復調器426では干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その出力は干渉光信号としてA/D変換器427に入力される。

【0069】

A/D変換器427では、干渉光信号を例えば180MHzで2048ポイント分サンプリングして、1ラインのデジタルデータ(干渉光データ)を生成する。なお、サンプリング周波数を180MHzとしたのは、波長掃引の繰り返し周波数を80kHzにした場合に、波長掃引の周期(12.5μsec)の90%程度を2048点のデジタルデータとして抽出することを前提としたものであり、特にこれに限定されるものではない。

20

【0070】

A/D変換器427にて生成されたライン単位の干渉光データは、信号処理部428に入力される。信号処理部428では干渉光データをFFT(高速フーリエ変換)により周波数分解して深さ方向のデータ(ラインデータ)を生成し、これを座標変換することにより、血管内の各位置での光断面画像(以下、OCT断面画像という)を構築し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

【0071】

信号処理部428は、更に光路長調整手段制御装置430と接続されている。信号処理部428は光路長調整手段制御装置430を介して1軸ステージ422の位置の制御を行う。

30

【0072】

なお、信号処理部428におけるこれらの処理も、所定のプログラムがコンピュータによって実行されることで実現されるものとする。

【0073】

上記構成において、ユーザが操作制御装置103を操作して、スキャン開始の指示を入力すると、信号処理部428は、スキャナ及びプルバック部102を制御し、イメージングコア220の回転並びに、イメージングコア220を所定速度で引っ張って、血管の長手方向への移動を行なわせる。この結果、先に説明したように、A/D変換器427、455はデジタルの超音波データ、干渉光データを出力してくるので、信号処理部428はそれらにおけるイメージングコア220の移動方向に沿った各位置の超音波断面画像、光断面画像を、信号処理部428が有するメモリ428a内に構築していく。この際、超音波断面画像、光断面画像のスケールも一致させ、更に、それぞれ断面画像の中央位置を、スキャン時の回転軸に一致させておく。図5は、信号処理部428が有するメモリ428aに記憶された、超音波断面画像、光断面画像の例を示している。なお、先に説明したように、超音波送受信部310、光送受信部320の出射方向は図3の3Bに示すようにだけズレているので、断面画像を構成する際には、一方をだけずらすことで、それら2種類の断面画像の向きを合せておく。また、超音波送受信部310、光送受信部320は、図3の3Aに示す如く、プルバック操作によるイメージングコア220の移動方向に対してLだけのズレているので、同じ血管の位置の超音波断面画像と光断面画像を得るためには

40

50

、図5に示す如く、再構成される断面画像もLだけズレているものとし、例えば或る光断面画像と対応する位置の超音波断面画像を得るためには、Lだけズレた位置から取得することになる。

【0074】

なお、上記の、Lはスキャン開始時に、操作制御装置103を操作して設定しておけばよい。

【0075】

<5. ユーザインタフェースの説明>

次に、LCDモニタ113に表示されるユーザインタフェースについて説明する。以下の説明は、既に患者の血管内のスキャンが完了し、図5に示すような各位置の断面画像の生成処理が完了しているのとして説明する。また、以下に説明する各種指示は、操作パネル112やマウス114による行うものである。

【0076】

図6は、LCDモニタ113に表示される、スキャン完了後の並列表示モードにおけるユーザインタフェース600を示している。図示のユーザインタフェース600は、大きく分けて、4つの表示領域610、620、630、640で構成される。また、マウス114に連動して表示されるカーソル650が示されている。

【0077】

表示領域610には、表示モードを指示するための並列表示モードボタン611、拡大鏡モードボタン612が設けられている。なお、マウス114を操作してボタン611上にカーソル650を移動し、マウス114のボタンをクリックする操作を、単に「ボタン611をクリックする」という。

【0078】

図6の場合、以下に説明するようにIVUS断面画像とOCT断面画像とを並べて表示する並列表示モードであるので、図示の如く、並列表示モードボタン611がハイライト表示されている。拡大鏡モードボタン612がクリックされた場合のユーザインタフェースについて後述する。

【0079】

領域620には、表示されたIVUS断面画像、或いは、OCT断面画像のうち、選択状態にある断面画像に対する各種画像処理のボタンが配置されている。例えば、図示のコントラストボタンをクリックすると、その時点で選択されている断面画像に対してコントラストに係る設定を変更できる。なお、画像処理の種類に制限はないが、多数の画像処理ボタンを表示できるようにするため、スクロールバーを設けても構わないし、タブ表示形式で各種画像処理ボタンを表示しても構わない。

【0080】

領域630は、OCT断面画像表示領域631、IVUS断面画像表示領域633を含む。また、それぞれが何の画像であることを明示するため、それぞれの断面画像の上部には、画像種識別用のラベル632、634が付加されている。ユーザは、OCT断面画像表示領域631、或いは、IVUS断面画像表示領域633内でクリックすると、クリックした際のカーソルが位置していた断面画像が各種画像処理対象として選択状態になる。図6の場合、ラベル632がハイライト表示されているので、OCT断面画像が選択状態にあることがわかる。ユーザが、IVUS断面画像表示領域633内でクリックすると、IVUS断面画像が画像処理対象として選択状態となり、ラベル634がハイライト表示されることになる。

【0081】

領域640には、複数のIVUS断面画像（或いは、複数のOCT断面画像でも構わない）に基づいて生成された血管の長手方向の断面画像641を表示する。また、領域640に、IVUS断面画像とOFDI断面画像に基づいて生成された血管の長手方向の断面画像を同時に表示しても良い。この表示領域内のマーカ642は、領域610、620に表示している断面画像の位置を示している。このマーカ642の位置は、マウス114を

10

20

30

40

50

操作することで変更できる。すなわち、カーソル 6 5 0 をマーカ 6 4 2 上に移動させ、マウスボタンを押下しながらマウス 1 1 4 を移動させる（一般に、ドラッグ操作と呼ばれる）ことで、そのマーカ 6 4 2 が水平方向に沿って移動する。信号処理部 4 2 8 は、この移動中のマーカ 6 4 2 の位置から、その位置の OCT 断面画像及び IVUS 断面画像を、メモリ 4 2 8 a より読み出し、それを表示領域 6 3 1、6 3 3 に表示する処理を行うことになる。

【0082】

以上、図 6 のユーザインタフェースについて説明したが、患者の血管内を診察する場合には、マウス 1 1 4 を操作して、マーカ 6 4 2 を自由に移動させ、その都度、領域 6 3 1、6 3 3 に表示される IVUS 断面画像と OCT 断面画像とを見ながら、患者の血管について診断を行うことになる。

10

【0083】

さて、OCT 断面画像はその比較的浅い組織に対して高い解像度の像が得られる反面、深い組織を得るには不向きである。一方、IVUS 断面画像は、解像度は OCT 断面画像より劣るものの、比較的深い組織の像を得ることができる。つまり、OCT 断面画像と IVUS 断面画像は互いに補う関係にあると言える。従って、これら 2 つの像を、視点を変更せずに、同時に確認できるようにすると診断に有利である。そのために考えられるには、これら 2 つの画像を合成し、1 枚の合成画像を生成し、それを表示することである。しかしながら、仮に 2 つの画像を 50 : 50 の割合で合成して表示した場合、本来の個々の画像が持っていたコントラストは、それぞれのオリジナルの画像の半分になってしまい、診断の妨げになってしまう。

20

【0084】

そこで、本実施形態では、OCT 断面画像、IVUS 断面画像の一方を基準画像として表示し、もう一方の断面画像は仮想的な拡大鏡を介して見えるようにした。更に、この拡大鏡の位置をユーザに操作により自在に変更できるようにした。この表示モードが拡大鏡モードである。領域 6 1 0 における拡大鏡モードボタン 6 1 2 をクリックすることで、このモードに移行する。

【0085】

図 7 は実施形態における拡大鏡モード時のユーザインタフェース 6 0 0 を示している。図示において、領域 6 1 0、6 2 0、6 4 0 は図 6 のそれと同じであり、その説明や省略する。ただし、拡大鏡表示モードにおけるユーザインタフェースであるので、領域 6 1 0 における拡大鏡モードボタン 6 1 2 がハイライト表示される。

30

【0086】

図 7 において、領域 7 3 0 は、図 6 の領域 6 3 0 に代って表示される領域であり、ユーザにより指示されるボタン 7 3 1、7 3 2、基準画像を表示する画像表示領域 7 3 3、拡大鏡のサイズを指示するスライダ 7 3 4、拡大鏡の拡大率 M を指示するスライダ 7 3 5、並びに、スライダ 7 3 5 による拡大率 M（百分率）を表示する領域 7 3 6（デフォルトでは「100%」が表示される）、並びに、拡大鏡を表わす円形枠の太さを指示するスライダ 7 3 7 で構成されている。

【0087】

ボタン 7 3 1 は、基準となる画像を IVUS 断面画像とし、拡大鏡を介して見える画像を OCT 断面画像とするモードに移行させるためのボタンである。図示では、ボタン 7 3 1 の表記が「OCT_in_IVUS」となっているのは、IVUS 断面画像内に OCT 断面画像を表示することを示している。拡大鏡モードに移行した際には、ボタン 7 3 1 がデフォルトで選択された状態になる。

40

【0088】

ボタン 7 3 2 は、基準となる画像を OCT 断面画像とし、拡大鏡を介して見える画像を IVUS 断面画像とするモードに移行させるためのボタンである。図示では、ボタン 7 3 2 の表記が「IVUS_in_OCT」となっているのは、OCT 断面画像内に IVUS 断面画像を表示することを示している。

50

【0089】

つまり、拡大鏡モードには、その下位モードとしてOCT__in__IVUSモード、IVUS__in__OCTモードの2つが存在することになる。

【0090】

OCT__in__IVUSモードとIVUS__in__OCTモードのいずれか一方が選択できれば良いので、2つのボタン731、732のうち一方は無くしても良い。すなわち、1つのボタンがON/OFFで2つのモードを切り替えるようにしても良い。

【0091】

画像表示領域733には、ボタン731、732のいずれかで選択されたモードに応じて、IVUS断面画像、又は、OCT断面画像の一方が基準画像として表示される。そして、この領域734には、拡大鏡を表わす円形枠が設けられ、その円形枠内には、基準画像とは異なる、他方の断面画像が表示される。図6の場合、OCT__in__IVUSを示すボタン731がハイライト表示されているので、画像表示領域733には基準画像としてIVUS断面画像が表示され、円形枠内にはOCT断面画像が表示される。なお、ボタン732をクリックすることで、IVUS__in__OCTモードに以降した場合、基準画像はOCT断面画像になり、円形枠内にはIVUS断面画像が表示されることになる。

10

【0092】

スライダ737を左右に移動させることで、円形枠の太さを自由に変更できる。実施形態では、円形枠の太さを0乃至5の6段階としたが、これは一例である。なお、円形枠の太さを0にしたとき、円形枠が非表示状態となる。つまり、このスライダ737は、円形枠の表示/非表示の切り替えも兼ねていることになる。なお、円形枠が非表示であっても、後述するように画像の切り出しや書込みに利用する円形枠は演算上では存在する。また、円形枠の色は予め設定されているものとして説明するが、その枠の色は自由に変更できるようにしても構わない。

20

【0093】

以下では、図7に従って、拡大鏡モードにおいて、更にOCT__in__IVUSモードが指示された場合を説明する。

【0094】

画像表示領域733内の円形枠のサイズは、スライダ734の位置に応じたサイズとなる。また、円形枠内に表示するOCT断面画像の拡大率は、スライダ735の位置に依存したものとなる。

30

【0095】

この円形枠は、マウス114に連動するカーソル650が画像表示領域733内に一旦移動させることで、その位置を変更できる。すなわち、マウス114による指示位置が画像表示領域733内にある限り、ユーザはカーソル650の代わりに、今度は円形枠の位置を操作することになる。図7のユーザインタフェースには、カーソル650が非表示であるので、ユーザの指示位置が画像表示領域733内にある状態を示していることになる。

【0096】

上記の通りなので、ユーザがマウス114を操作して画像表示領域733内で円形枠を移動させると、その円形枠の中心位置に対応するOCT断面画像中の一部が、その時点での拡大率Mに応じて拡大処理され、円形枠内に表示されることになる。この結果、ユーザから見ると、IVUS断面画像内のユーザが関心する位置の像を、あたかも拡大鏡を介してOCT断面画像として観察することが可能になる。しかも、その拡大率Mはユーザが自由に設定できることをも意味する。

40

【0097】

上記のOCT__in__IVUSモードにおける信号処理部428の処理を図8に従って更に詳しく説明する。

【0098】

信号処理部428は、マーカ642の位置で特定されるIVUS断面画像データ810

50

、OCT断面画像データ820をメモリ428aから読み込む。ここで、IVUS断面画像データ810、OCT断面画像データ820のスケールは同一であり、且つ、画像表示領域733のスケールとも一致するものとする。

【0099】

OCT_in_IVUSモードでは、図7に示す画像表示領域733に、IVUS断面画像を基準画像として表示するわけであるから、図7に示す円形枠は、IVUS断面画像データ810上に位置しているものと考えてよい。そこで、図7の円形枠は図8の円形枠811として考える。

【0100】

円形枠811に、OCT断面画像データ820の一部分を拡大して表示するためには以下の手順を踏めばよい。

(1) マーカ642の位置に対応するOCT断面画像データ820、IVUS断面画像データ810をメモリ428aより読み込む。

(2) OCT断面画像データ820内の拡大表示対象の円形領域821内の部分画像を切り出す。

(3) 切り出した円形領域821内の部分画像をその時点での拡大率Mに応じて拡大する。

(4) 拡大処理して得られた画像を、IVUS断面画像データ810の円形枠811内に上書きし、その結果を表示する。

【0101】

上記の工程(2)の円形領域821の中心点P_{oct}は、円形枠811の中心点P_{ivus}の座標と同じである。異なるのは、円形領域821の半径R₁と、円形枠811の半径R₀である。円形枠811の半径R₀は、スライダ734の位置に依存して決定されることが既に説明した。一方、円形領域821の半径R₁は、次式に示すように、拡大率Mと、円形枠811の半径R₀で表わすことができる。

$$R_1 = R_0 / M$$

つまり、拡大率が100%の場合には $R_1 = R_0$ となり、拡大率が200%の場合には $R_1 = R_0 / 2$

従って、信号処理部428は、マウス114で指示された位置P_{oct}を中心とし、半径R₁(=R₀/M)の円形領域内の部分画像を、OCT断面画像データ820から切り出す。

【0102】

工程(3)にて、信号処理部428は、切り出した部分画像を、拡大率Mに基づき、拡大処理する。この拡大処理により、半径R₀の円形状画像が生成される。なお、拡大処理には様々な手法が知られているが、ここでは線形補間処理を適用するものとする。

【0103】

工程(4)にて、信号処理部428は、生成された拡大した画像を、IVUS断面画像データ810における円形枠811内に上書きする。そして、この上書き処理後のIVUS断面画像データ810(一部が、OCT断面画像データで書き換えられている)を表示する。

【0104】

信号処理部428は、ユーザがマウス114を操作して指示位置が変更され、且つ、その変更後の指示位置が画像表示領域733内にある限り、上記の処理を繰り返し実行する。

【0105】

上記の結果、図7の円形枠(拡大鏡)の位置が、ユーザの意図した通りに自由に変更できる。画像表示領域733内であって、拡大鏡を示す円形枠の外側にはIVUS断面画像が、円形枠内にはOCT断面画像の部分画像が表示される。ここで円形枠はユーザによりその位置が自由に移動できるわけであるから、ユーザにとっては、IVUS断面画像の、拡大鏡で「覗く」範囲にはOCT断面画像が表示されるように見えることになる。更に、

10

20

30

40

50

もしユーザが円形枠内のOCT断面画像で隠れたIVUS断面画像を確認したいのであれば、単純に今現在の円形枠の位置をずらして、隠れていたIVUS断面画像を表示させれば良いだけである。つまり、ユーザにしてみれば、ユーザの望む部位を、視点を変えずに、OCT断面画像で確認することは勿論のこと、IVUS断面画像でも確認することもできることを意味する。

【0106】

上記は、OCT__in__IVUSモード時のものであるが、IVUS__in__OCTモードにおける処理は、上記処理における「OCT断面画像」を「IVUS断面画像」と読みかえ、上記処理における「IVUS断面画像」を「OCT断面画像」と読み変えるだけであるので、その説明は省略する。

10

【0107】**[処理手順の説明]**

実施形態における特徴は、図7のユーザインタフェースに係る処理にある。そこで、以下では、図7のユーザインタフェースの表示における信号処理部428の処理手順を図9、図10のフローチャートに従って説明する。同図のフローチャートに係る処理手順に係るプログラムはハードディスク装置等に格納されているものある。

【0108】

まず、ステップS901にて、初期化処理を行う。この初期化処理には、デフォルトのモードとしてOCT__in__IVUSモードを設定する処理、円形枠の太さや半径R0、拡大率Mを初期値（実施形態では100%）に設定する処理、並びに、マーカ642の初期位置の設定等が含まれる。

20

【0109】

次に、ステップS902にて、初期化処理結果に基づき、図7のユーザインタフェースの画面をLCDモニタ113上に表示する。

【0110】

この後、ステップS903乃至S909にて、図7のユーザインタフェース上でのユーザの操作対象が何であるのかの判定を行う。

【0111】

ボタン731がクリックされた場合には、ステップS911にて、表示モードをOCT__in__IVUSモードに設定する。このとき、基準画像となるIVUS断面画像が、各種画像処理対象として選択状態にする。

30

【0112】

また、ボタン732がクリックされたかと判定した場合には、ステップS912にて、表示モードをIVUS__in__OCTモードに設定する。このとき、基準画像となるOCT断面画像が、各種画像処理対象として選択状態にする。

【0113】

スライダ734が操作されたと判断した場合には、ステップS913にて、スライダ734の位置に応じて円形枠の半径R1を更新する。また、スライダ735が操作されたと判断した場合には、ステップS914にて、スライダ735の位置に応じて、拡大率Mを更新する。

40

【0114】

チェックボックス737が操作されたと判断した場合には、ステップS915に進み、円形枠の太さを決定する。なお、太さが0の場合には円形枠は非表示になる点は既に説明した。

【0115】

マーカ642が操作されたと判断した場合には、ステップS916にて、その位置に応じて、表示対象のOCT断面画像データ、IVUS断面画像データを決定する。

【0116】

また、ユーザの指示位置（カーソル650）が、画像表示領域733内にあると判断した場合には、ステップS917に進み、後述する合成処理を実行する。

50

【 0 1 1 7 】

そして、上記以外が操作されたと判断した場合、ステップ S 9 1 8 にて、対応する処理を実行する。このステップ S 9 1 8 の処理としては、領域 6 1 0、6 3 0 内の各種ボタンに係る処理であり、例えば、コントラストボタンがクリックされた場合、選択状態となっている断面画像に対してコントラストの調整処理に移行する。また、並列表示モードボタン 6 1 1 がクリックされた場合には、図 7 のユーザインタフェースから、図 6 のユーザインタフェースに切り替えることになるが、画像表示領域 7 3 0 が 6 3 0 に変更になり、画像処理対象の選択に係る操作が異なるだけであるので、ここでの詳述は不要であろう。

【 0 1 1 8 】

次に、ステップ S 9 1 7 の合成処理の詳細を図 1 0 のフローチャートに従って説明する。この処理は、ユーザのマウス 1 1 4 による指示位置（カーソル 6 5 0 の本来の位置）が、画像表示領域 7 3 3 内にある場合の処理である。

10

【 0 1 1 9 】

先ず、信号処理部 4 2 8 は、ステップ S 1 0 0 1 にて、先のステップ 9 1 6 で決定された OCT 断面画像、IVUS 断面画像をメモリ 4 2 8 a より読み込む。

【 0 1 2 0 】

次で、ステップ S 1 0 0 2 にて、ユーザによる指示位置である座標を、P__i v u s、P__o c t として設定する（図 8 参照）。

【 0 1 2 1 】

この後、ステップ S 1 0 0 3 に進み、現在のモードは、OCT__i n__I V U S モードであるか否かを判定する。OCT__i n__I V U S モードであると判定した場合、処理はステップ S 1 0 0 4 に進む。

20

【 0 1 2 2 】

このステップ S 1 0 0 4 にて、信号処理部 4 2 8 は、OCT 断面画像データ内の座標 P__o c t を中心とする半径 $R 1 (= R 0 / M)$ の円形領域内の部分画像を切り出す。そして、ステップ S 1 0 0 5 に進み、切り出した部分画像を拡大率 M で拡大し、ステップ S 1 0 0 6 に進む。このステップ S 1 0 0 6 にて、信号処理部 4 2 8 は、IVUS 断面画像内の座標 P__i v u s を中心とする半径 $R 0$ の円形領域内に、拡大して得られた部分画像を上書きし、その結果を、画像表示領域 7 3 3 に表示する。このとき、設定された太さの円形枠も合わせて合成する。ただし、円形枠の太さが 0 の場合には、円形枠の合成は不要である。

30

【 0 1 2 3 】

一方、ステップ S 1 0 0 3 にて、現在のモードは OCT__i n__I V U S モードではない、つまり、現在のモードは I V U S __i n__O C T モードであると判定した場合、処理はステップ S 1 0 0 7 に進める。

【 0 1 2 4 】

このステップ S 1 0 0 7 にて、信号処理部 4 2 8 は、IVUS 断面画像データ内の座標 P__i v u s を中心とする半径 $R 1 (= R 0 / M)$ の円形領域内の部分画像を切り出す。そして、ステップ S 1 0 0 8 に進み、切り出した部分画像を拡大率 M で拡大し、ステップ S 1 0 0 9 に進む。このステップ S 1 0 0 9 にて、信号処理部 4 2 8 は、OCT 断面画像内の座標 P__o c t を中心とする半径 $R 0$ の円形領域内に、拡大して得られた部分画像を上書きし、その結果を、画像表示領域 7 3 3 に表示する。このとき、設定された太さの円形枠も合わせて合成する。ただし、円形枠の太さが 0 の場合には、円形枠の合成は不要である。

40

【 0 1 2 5 】

以上、実施形態におけるユーザインタフェースに係る処理を説明した。上記実施形態の拡大鏡モードによれば、並列表示モードと比較して、ユーザは自身が操作するマウス 1 1 4 に連動する円形枠とその周囲を観察するだけで、IVUS 断面画像と OCT 断面画像の両方を確認できることになり、容易に患部の診断を行うことが可能なる。更に、拡大鏡を示す円形枠はユーザの操作により自由にその位置が変更できる。従って、OCT__i n__

50

I V U Sモードにおいて、ユーザが、円形枠内のO C T断面画像で隠れる部分のI V U S断面画像を見たい場合には、視点を変更せず、円形枠を動かすだけでよい。つまり、ユーザにしてみれば、視点を変えずとも、着目部位のO C T断面画像、I V U S断面画像を見比べることができるようになる。

【 0 1 2 6 】

なお、上記実施形態で説明した表示例は一例であって、本願発明がこれらによって限定されるものではない。特に、実施形態では、O C T _ i n _ I V U Sモードと、I V U S _ i n _ O C Tモードの2つを有し、そのいずれかをユーザが指定できるものとして説明したが、いずれか一方のみであっても構わない。後者の場合、円形枠外に表示する断面画像はI V U S断面画像、円形枠内に表示する断面画像はO C T断面画像が好ましい。理由は、I V U S断面画像の方は、比較的生体組織の深部まで観察できるので、広範囲の画像を表示するのに都合が良いこと、並びに、O C T断面画像は元々解像度が高いので、高い倍率にも十分に耐えることができるからである。

10

【 0 1 2 7 】

また、上記実施形態からもわかるように、拡大鏡モードに係る処理の大部分は、マイクロプロセッサで構成される信号処理部428によるものである。従って、マイクロプロセッサはプログラムを実行することで、その機能を実現するわけであるから、当然、そのプログラムも本願発明の範疇になる。特に、実施形態では、図1に示す画像診断装置を例にして説明したが、通常のパーソナルコンピュータが、アプリケーションプログラムを実行することで、図1に示す画像診断装置で得られたI V U S断面画像情報、O C T断面画像情報を記憶した記憶媒体(例えばC D R O Mやメモリカード)をアクセスし、その結果、読み出されたI V U S断面画像情報、O C T断面画像情報を、上記実施形態のユーザインタフェースとして実現させても構わない。また、通常プログラムは、C D - R O MやD V D - R O M等のコンピュータ可読記憶媒体に格納されており、そのコンピュータが有する読み取り装置(C D - R O Mドライブ等)にセットし、システムにコピーもしくはインストールすることで実行可能になるわけであるから、係るコンピュータ可読記憶媒体も本願発明の範疇に入ること明らかである。

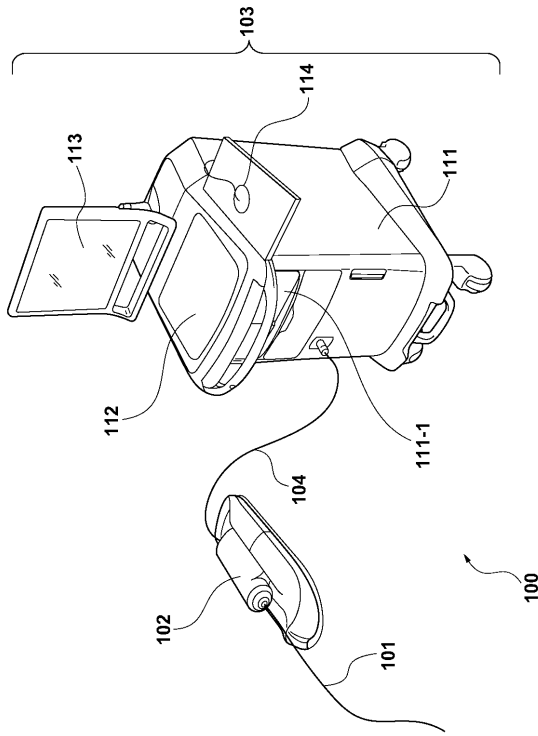
20

【 0 1 2 8 】

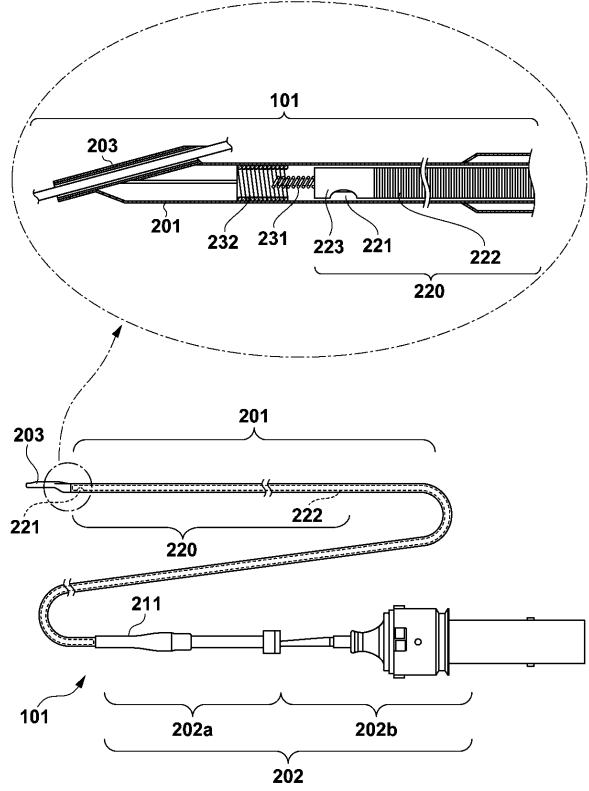
本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の要旨及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

30

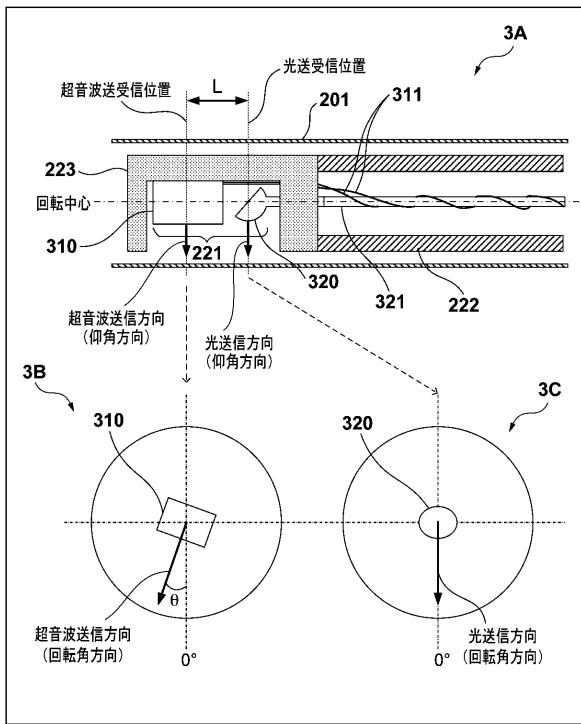
【 図 1 】



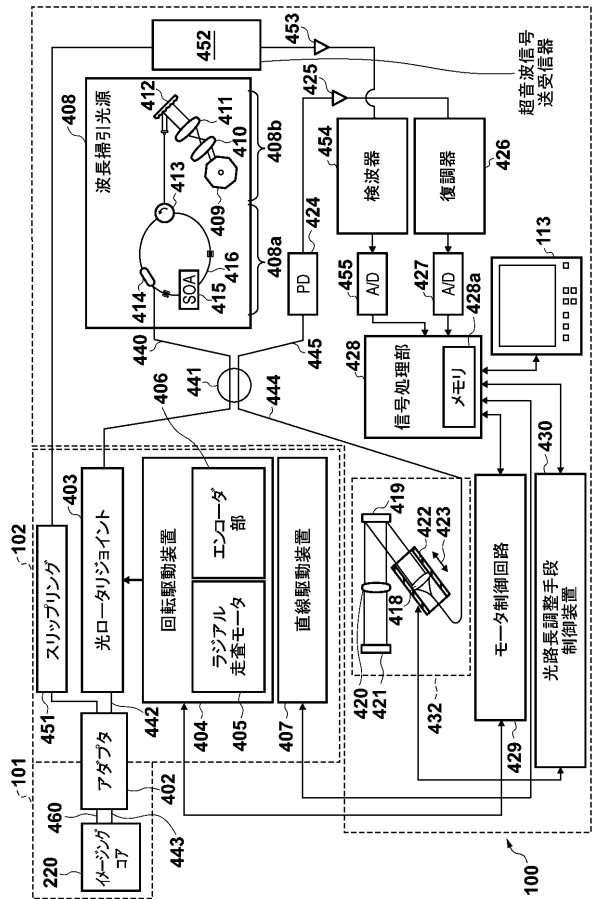
【 図 2 】



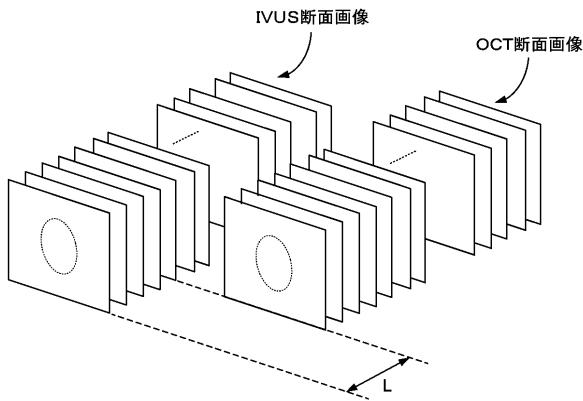
【 図 3 】



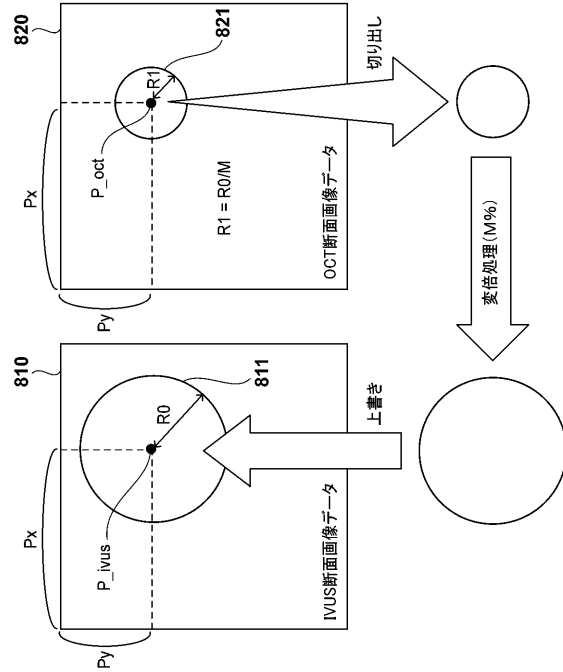
【 図 4 】



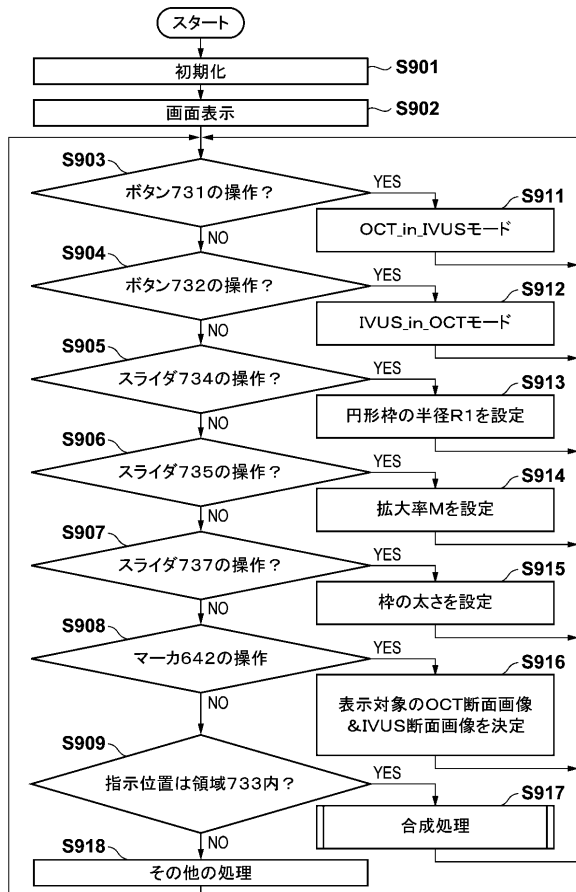
【 図 5 】



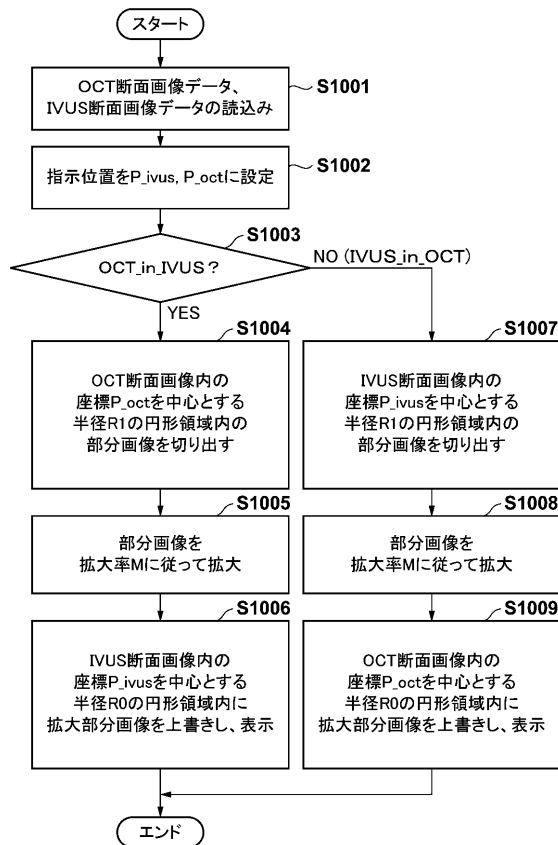
【 図 8 】



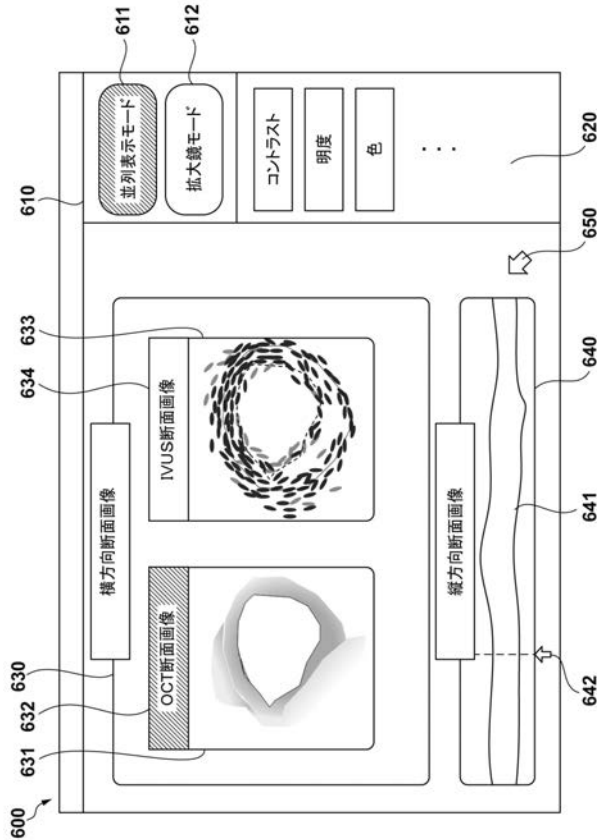
【 図 9 】



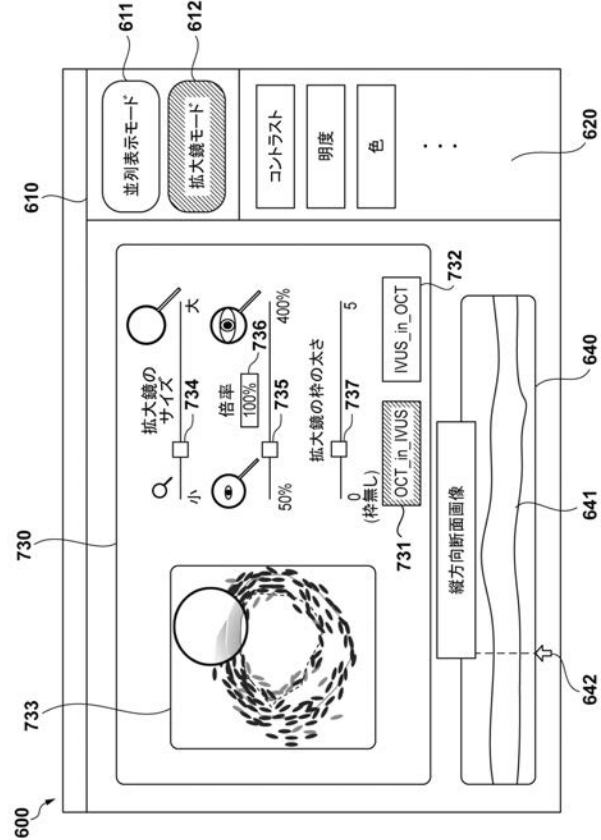
【 図 10 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成28年4月18日 (2016.4.18)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段と

を有することを特徴とする画像診断装置。

【 請求項 2 】

前記枠のサイズを変更する変更手段を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 の断面画像に対する拡大率を設定する倍率設定手段を更に有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】

前記枠は円形枠であって、

前記円形枠の中心位置を座標 x , y を使って $P(x, y)$ として表わし、前記円形枠の半径を R_0 、前記倍率設定手段で設定された倍率を M としたとき、

前記表示制御手段は、

前記第 2 の断面画像から、点 $P(x, y)$ を中心とし半径 R_0 / M の円形領域内の部分画像を切り出し、

切り出した前記部分画像を前記倍率 M で拡大して、半径 R_0 の円形の部分画像を生成し、

当該拡大後の部分画像を前記円形枠内に表示する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の画像診断装置。

【請求項 5】

前記超音波断面画像を前記第 1 の断面画像とし前記光断面画像を前記第 2 の断面画像とする第 1 のモード、前記光断面画像を前記第 1 の断面画像とし、前記超音波断面画像を前記第 2 の断面画像とする第 2 のモードのいずれかを選択する選択手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 6】

前記枠を視覚的に表示する / しなないと指示する指示手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 7】

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを、表示手段に表示する表示工程と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第 1 の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第 2 の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御工程と

を有することを特徴とする画像診断装置の制御方法。

【請求項 8】

コンピュータに、請求項 7 に記載の画像診断装置の制御方法の各工程を実行させるためのプログラム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のプログラムを格納したことを特徴とするコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 10】

超音波断面画像、及び、光断面画像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって

前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段と

を有することを特徴とする情報処理装置。

【請求項11】

超音波断面画像、及び、光断面画像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置の制御方法であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示手段に表示する表示工程と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内において前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御工程と

を有することを特徴とする情報処理装置の制御方法。

【請求項12】

コンピュータに、請求項11に記載の情報処理装置の制御方法の各工程を実行させるためのプログラム。

【請求項13】

請求項12に記載のプログラムを格納したことを特徴とするコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

また、本発明の情報処理装置は以下の構成を有する。すなわち、

超音波断面画像、及び、光断面画像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内において、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内において前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段とを有する。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/007098
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-95624 A (Siemens AG.), 14 April 2005 (14.04.2005), paragraphs [0012] to [0024]; fig. 5 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-13
A	JP 2010-11964 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 21 January 2010 (21.01.2010), paragraphs [0036] to [0042]; fig. 10 (Family: none)	1-13
A	JP 2009-183416 A (Yamaguchi University, Aloka Co., Ltd.), 20 August 2009 (20.08.2009), paragraph [0066]; fig. 15 (Family: none)	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 16 January, 2013 (16.01.13)		Date of mailing of the international search report 29 January, 2013 (29.01.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 7 0 9 8									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006,01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2005-95624 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2005.04.14, 段落 12-24、図 5 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-13									
A	JP 2010-11964 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会 社) 2010.01.21, 段落 36-42、図 10 (ファミリーなし)	1-13									
A	JP 2009-183416 A (国立大学法人山口大学、アロカ株式会社) 2009.08.20, 段落 66、図 15 (ファミリーなし)	1-13									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 16.01.2013		国際調査報告の発送日 29.01.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 富永 昌彦	2Q 4461 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

フロントページの続き

(72)発明者 小林 洋平

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

Fターム(参考) 4C161 BB08 HH51

4C601 BB03 BB09 BB14 DD14 EE11 JC21

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像诊断设备和信息处理设备		
公开(公告)号	JPWO2014073016A1	公开(公告)日	2016-09-08
申请号	JP2014545457	申请日	2012-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	小林洋平		
发明人	小林 洋平		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B5/0035 A61B5/0066 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/467 A61B8/5261 A61B8/54 G06T3/40 G06T7/0012 G06T11/60 G06T2200/24 G06T2207/10004 G06T2207/10101 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B8/14 A61B1/00.300.T		
F-TERM分类号	4C161/BB08 4C161/HH51 4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/EE11 4C601/JC21		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP6013502B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

工业实用性本发明抑制了超声截面图像和光学截面图像的视觉损失，并且用户可以通过使用超声截面图像和光学截面图像来检测生物组织中的关注部位来改变视点位置。提供了可以被确认并且高度准确地诊断活组织的技术。因此，在放大镜模式下，在图像显示区域中显示表示放大镜的圆形框，该放大镜的位置可由用户自由地改变。然后，在图像显示区域内的圆形框外侧的区域中显示IVUS截面图像，并且在圆形框中显示OCT截面图像的部分图像。

