

(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2005-95624

(P2005-95624A)

(43) 公開日 平成17年4月14日(2005.4.14)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12	A 6 1 B 8/12	2 G 0 5 9
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00	4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/17	G 0 1 N 21/17	4 C 6 0 1
G 0 1 S 15/89	G 0 1 S 15/89	5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-272781 (P2004-272781)	(71) 出願人	390039413
(22) 出願日	平成16年9月21日 (2004. 9. 21)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(31) 優先権主張番号	10343808.4		Siemens Aktiengesellschaft
(32) 優先日	平成15年9月22日 (2003. 9. 22)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	(74) 代理人	100075166 弁理士 山口 巖
		(72) 発明者	ミヒアエル マシュケ ドイツ連邦共和国 91475 ロンナー シュタット アム バウムガルテン 9
		F ターム (参考)	2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 EE02 EE09 FF02 JJ17 MM09 MM10 PP04
			最終頁に続く

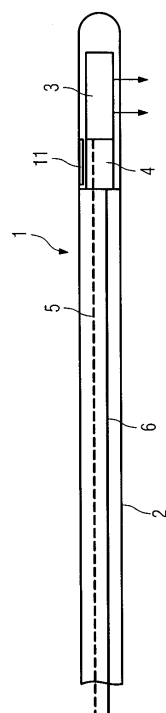
(54) 【発明の名称】 医療検査および／または治療システム

(57) 【要約】

【課題】最適な診断上の画質を有する医療検査および／または治療システムを提供する。

【解決手段】1つのカテーテル(1, 7, 9)を含むカテーテルシステムを有する医療検査および／または治療システムにおいて、カテーテルシステムは、光を案内し、検査範囲に挿入されたカテーテル先端の範囲において光を放射し、照明された検査範囲からの反射光を第1の画像処理ユニット(22)に導く光ファイバを備えた光干渉断層撮影システムのセンサ(4)と、超音波パルスを送受信して超音波パルスを電気信号として第2の画像処理ユニット(23)に導く血管内超音波画像撮影システムのセンサ(3, 8, 10)と、第1および第2の画像処理ユニット(22, 23)の画像を表示するための少なくとも1つのディスプレイユニット(24)と、を有する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1つのカテーテル(1, 7, 9)を含むカテーテルシステムを有する医療検査および/または治療システムにおいて、カテーテルシステムは、

光を案内し、検査範囲に挿入されたカテーテル先端の範囲において光を放射し、照明された検査範囲からの反射光を第1の画像処理ユニット(22)に導く光ファイバを備えた光干渉断層撮影システムのセンサ(4)と、

超音波パルスを送受信して超音波パルスを電気信号として第2の画像処理ユニット(23)に導く血管内超音波画像撮影システムのセンサ(3, 8, 10)と、

第1および第2の画像処理ユニット(22, 23)の画像を表示するための少なくとも1つのディスプレイユニット(24)と、
を有することを特徴とする医療検査および/または治療システム。 10

【請求項 2】

第1および第2の画像処理ユニット(22, 23)の画像が、ディスプレイユニット(24)に共通に表示可能であることを特徴とする請求項1記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 3】

ディスプレイユニット(24)に表示された画像の中央範囲には光干渉断層撮影により作成された画像が、外側範囲には血管内超音波により作成された画像が表示可能であることを特徴とする請求項1又は2記載の医療検査および/または治療システム。 20

【請求項 4】

ディスプレイユニット(24)に表示された画像の中央範囲は光干渉断層撮影により作成された画像のほぼ円形の切抜きであることを特徴とする請求項3記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 5】

第1および第2の画像処理ユニット(22, 23)の画像から共通の画像を作成するための画像融合ユニット(26)が設けられていることを特徴とする請求項2乃至4の1つに記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 6】

第1および第2の画像処理ユニット(22, 23)の画像がディスプレイユニット(24)に重ね合わされて表示可能であることを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載の医療検査および/または治療システム。 30

【請求項 7】

血管内超音波画像撮影システムのセンサ(3, 8, 10)はカテーテル先端の前部に配置され、側方および/または斜め前方に向けられていることを特徴とする請求項1乃至6の1つに記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 8】

光干渉断層撮影システムのセンサ(4)は側方に向けられていることを特徴とする請求項1乃至7の1つに記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 9】

光干渉断層撮影システムのセンサ(4)はカテーテル先端から見て血管内超音波画像撮影システムのセンサ(3, 8, 10)の背後に配置されていることを特徴とする請求項1乃至8の1つに記載の医療検査および/または治療システム。 40

【請求項 10】

光干渉断層撮影システムのセンサ(4)および血管内超音波画像撮影システムのセンサ(10)は共通の駆動軸(12)を介して駆動可能であることを特徴とする請求項1乃至9の1つに記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 11】

駆動軸(12)は光ファイバであることを特徴とする請求項10記載の医療検査および/または治療システム。 50

【請求項 1 2】

光干渉断層撮影システムのセンサ(4)および血管内超音波画像撮影システムのセンサ(10)は同一の回転速度で駆動可能であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 1 の 1 つに記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 1 3】

光干渉断層撮影システムのセンサ(4)および血管内超音波画像撮影システムのセンサ(10)は、間挿接続されたマイクロギアを介して、異なる回転速度で回転可能であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 1 の 1 つに記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 1 4】

血管内超音波画像撮影システムのセンサ(3, 8, 10)の回転運動発生のために、電

10

【請求項 1 5】

カテーテル(9)を一定速度で移動させるための駆動ユニット(13)が設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 の 1 つに記載の医療検査および/または治療システム。

【請求項 1 6】

共通な画像を生じる第 1 および第 2 の画像処理ユニット(22, 23)の画像が互いに登録されていることを特徴とする請求項 1 乃至 1 5 の 1 つに記載の医療検査および/または治療システム。

20

【請求項 1 7】

登録のために使用された第 1 および第 2 の画像処理ユニット(22, 23)の画像は同一の位相関係を有することを特徴とする請求項 1 6 記載の医療検査および/または治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療検査および/または治療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

30

死という結果をとまなう最も頻繁な病気には、血管の病気、特に心筋梗塞がある。これは冠状血管の病気(動脈硬化症)によって引き起こされる。いわゆる動脈硬化プラークの沈着によって冠状血管が詰まった状態になる。最新の知識によれば、心筋梗塞に至る危険が血管径低下に主に関連するというわけではないことが明らかになった。むしろ、動脈硬化の沈着物を覆う薄い保護膜が安定であるかどうかが重要である。この膜が破れると血小板が引き寄せられ、血小板は短時間内に血栓となり、それにより心筋梗塞を引き起こす。

【0003】

従来、心臓冠状血管の検査は冠状血管撮影法(コロナルアンジオグラフィ)の枠内において主としてX線監視下における造影剤投与の心臓カテーテル検査によって行なわれている。しかしながら、この方法は、血流によって利用可能な血管径もしくは狭い個所が単に

40

【0004】

他の方法の場合、血管内超音波カテーテルが案内線により冠状血管内に挿入され、続いて手動によってまたはモータ駆動される引張装置によって定められた速度で血管から引き出される。この方法は公知である(例えば特許文献 1 参照)。カテーテルは冠状血管の超音波画像を供給し、血管壁が 360°の横断面で表示される。これらの画像は、例えば炎症性病巣および沈着物厚みのような沈着物に関する重要な医療情報を供給する。しかしながら、超音波画像は一般に分解能が限られている欠点を有する。

【0005】

50

他の新しい方法においては、赤外光で動作する光干渉断層撮影（OCT = Optical Coherence Tomography）のための血管内カテーテルが冠状血管内に挿入され、手動によってまたはモータ駆動される引張装置によって定められた速度で血管から引き出される（特許文献2）。OCTシステムの画像は、動脈硬化プラークに関する付加的な医療情報を供給する。この解決法は、血管表面近くの構造物を非常に高い詳細分解能で表示でき、部分的には顕微鏡による組織表示が可能である利点を有する。この方法の欠点は深部にある組織の分解能が少ない点にある。

【特許文献1】独国特許出願公開第19842238号明細書

【特許文献2】国際公開第01/11409号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の課題は、最適な診断上の画質を有する医療検査および/または治療システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この課題は、本発明によれば、1つのカテーテルを含むカテーテルシステムを有する医療検査および/または治療シにおいて、カテーテルシステムが、

光を案内し、検査範囲に挿入されたカテーテル先端の範囲において光を放射し、照明された検査範囲からの反射光を第1の画像処理ユニットに導く光ファイバを備えた光干渉断層撮影システムのセンサと、

超音波パルスを送受信して超音波パルスを電気信号として第2の画像処理ユニットに導く血管内超音波画像撮影システムのセンサと、

第1および第2の画像処理ユニットの画像を表示するための少なくとも1つのディスプレイユニットとを有することによって解決される。

【0008】

本発明は、血管内超音波検査（IVUS）の長所と光干渉断層撮影（OCT）の長所とを組合わせたシステムにより最適な診断学上の画質を達成することができるという認識に基づいている。本発明による医療検査および/または治療システムは血管検査にとって最適な状態となり、公知の両方法における上述の欠点を除去する。

【0009】

両方法を1つのシステムに組合わせた本発明による医療検査および/または治療システムは、深部にある組織層の良好な分解能と同時に組織の近接範囲の非常に高い分解能をもたらす。これは特に動脈硬化プラークの検査において有利である。

【0010】

改善された画質は冠状血管の診断を楽にし、動脈硬化プラークのほかに、移植されたステントを、場合によって必要な医療措置をタイミングよく導入できるように良好に監視することもできる。

【0011】

本発明による医療検査および/または治療システムは他の血管の病気においても良好な診断を可能にする。

【0012】

本発明によれば、カテーテルシステムは光干渉断層撮影システムのセンサおよび血管内超音波画像撮影システムのセンサとを備えたカテーテルを含む。両センサは1つのカテーテル内にまとめられているので、これの寸法は2つの分離されたカテーテルに比べると小さい。従って、カテーテルは特に小さく構成され、このことは実施される検査に関しては有利である。光干渉断層撮影システムのセンサおよび血管内超音波画像撮影システムのセンサはそれぞれ画像処理ユニットに接続され、この画像処理ユニットは、光干渉断層撮影の場合には反射光から、または超音波信号により得られた電気信号から、画像を作成する

10

20

30

40

50

。これらの画像はディスプレイユニットに表示することができる。

【 0 0 1 3 】

本発明による医療検査および／または治療システムを更に改善するために、第1および第2の画像処理ユニットの画像がディスプレイユニットに共通に表示可能であると好ましい。それにより、検査者はOCTによって作成された画像とIVUSによって作成された画像とを同時に見ることができる。第1の画像撮影システムのOCT画像は特に血管表面範囲における組織構造の正確な認識を可能にする。血管内超音波画像に基づいて、深部にある組織も検査することができる。従って、本発明によるシステムは、公知の両方法における利点の有効な利用を図ることができる。

【 0 0 1 4 】

本発明による医療検査および／または治療システムの実施態様によれば、ディスプレイユニットに表示された画像の中央範囲には光干渉断層撮影により作成された画像が、外側範囲には血管内超音波により作成された画像が表示可能である。

【 0 0 1 5 】

第1および第2の画像処理ユニットの両画像から、本発明によれば、両画像の切抜きからなる単一の画像が作成される。新しい組合わせ画像の中央範囲については、OCTにより作成された画像の切抜きが使用される。なぜならばこの検査範囲におけるOCTは最善の結果をもたらすからである。組合わせ画像の外側範囲については、血管内超音波により作成された画像が使用され、これは血管壁の画像を高い画質で供給する。

【 0 0 1 6 】

ディスプレイユニットに表示された組合わせ画像の中央範囲は光干渉断層撮影により作成された画像のほぼ円形の切抜きであるとよい。組合わせ画像は、円形の内側の画像切抜きと、この円形の切抜きを囲う外側の画像切抜きとから合成されている。

【 0 0 1 7 】

第1および第2の画像処理ユニットの画像から共通な組合わせ画像を作成するために画像融合ユニットが設けられている。外側の画像切抜きと内側の画像切抜きのほかに、共通な組合わせ画像を第1および第2の画像処理ユニットの画像を重ね合わせることによって作成することが可能である。

【 0 0 1 8 】

血管の詳細画像を作成するためには、共通な画像を生じる第1および第2の画像処理ユニットの画像が互いに登録されていると望ましい。専門用語「登録」は同一の位相関係を有する画像を特徴づける。それによって、中央の画像切抜きとこれを囲う外側の画像切抜きとが位相正しく表示されることが保証されるので、画像の共通な縁部が一致する。

【 0 0 1 9 】

本発明による解決策の利点は簡単な登録にもある。なぜならば両センサが単一のカテーテル内にあるからである。

【 0 0 2 0 】

検査すべき血管のできるだけ現実的な画像を得るためには、血管内超音波画像撮影システムのセンサはカテーテル先端の前部に配置され、側方および／または斜め前方に向けられていると好ましい。

【 0 0 2 1 】

光干渉断層撮影システムのセンサ(OCTセンサ)は側方に向けられていると望ましい。更に、光干渉断層撮影システムのセンサはカテーテル先端から見て血管内超音波画像撮影システムのセンサ(IVUSセンサ)の背後に配置されているとよい。この場合、IVUSセンサはカテーテルの前方または側方にある血管範囲を受け持ち、OCTセンサは側方範囲を受け持つ。

【 0 0 2 2 】

できるだけ簡単な構造を得るために、光干渉断層撮影システムのセンサおよび血管内超音波画像撮影システムのセンサは共通の駆動軸を介して駆動可能であると好ましい。このように構成されたカテーテルでは、血管内超音波画像撮影システムのセンサに対して別の

10

20

30

40

50

駆動軸や他種の駆動装置は不要である。駆動軸が光ファイバであると特に望ましい。この場合、光ファイバは、一方では検査範囲に放射される光線の案内に役立ち、同時に反射光が光ファイバを介して戻され、光ファイバはＯＣＴセンサのための、場合によっては両センサのための駆動軸として役立つ。

【 0 0 2 3 】

医療検査および／または治療システムの画像処理を簡単化するために、光干渉断層撮影システムのセンサおよび血管内超音波画像撮影システムのセンサは同一の回転速度で駆動可能であると好ましい。その場合、両センサは、それらから供給される画像の位相が自動的に同じになるように制御され得るので、高価な計算上の登録は不要である。しかしながら、本発明の実施態様によれば、光干渉断層撮影システムのセンサおよび血管内超音波画像撮影システムのセンサは、場合によっては間挿接続されたマイクロギアを介して、異なる回転速度で回転可能である。

10

【 0 0 2 4 】

グラスファイバ駆動軸の上述した駆動装置の代わりに、ＩＶＵＳセンサの回転運動発生のために、電氣的にまたは外部磁場によって駆動されるマイクロモータを設けることもできる。この構成は、特定の使用目的にとって、種々の回転速度が望まれる場合に有意義である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 5 】

以下において図面に基づいて説明する実施例から本発明の他の利点および詳細を明らかにする。

20

- 図 1 は本発明による検査および／または治療システムのカテーテルの第 1 実施例、
- 図 2 は本発明による検査および／または治療システムのカテーテルの第 2 実施例、
- 図 3 は本発明による検査および／または治療システムのカテーテルの第 3 実施例、
- 図 4 は本発明による検査および／または治療システムの原理構成、
- 図 5 a は近接範囲の非常に高い分解能を有するＯＣＴ画像、
- 図 5 b は深部にある組織層の良好な分解能を有するＩＶＵＳ画像、
- 図 5 c はＯＣＴ画像とＩＶＵＳ画像とからなる合成画像、
- 図 5 d は第 2 の合成画像を示す。

【 0 0 2 6 】

30

図 1 はカテーテル 1 を示す。カテーテル 1 は、主としてカテーテルカバー 2 と、カテーテル先端部に配置され血管の超音波画像撮影システムの一部であるＩＶＵＳセンサ 3 と、光干渉断層撮影システムの一部であるＯＣＴセンサ 4 とからなる。センサ 3 , 4 を収納するカテーテルケースは超音波に対して透過性である。

【 0 0 2 7 】

ＩＶＵＳセンサ 3 は、超音波がほぼ横方向に放射されかつ受信されるように構成されている。ＩＶＵＳセンサ 3 は、例えば 1 , 8 0 0 回転 / 分という高い回転速度で回転することから、ＩＶＵＳセンサ 3 は検査すべき血管の 3 6 0 ° の範囲に及ぶ横断面画像を供給する。反射されて受信された音波はＩＶＵＳセンサ 3 によって電気信号に変換され、電気信号は信号線 5 を介して信号インターフェースに転送され、更に前処理ユニットおよび画像処理ユニットに転送される。

40

【 0 0 2 8 】

ＯＣＴセンサ 4 は、同様に側方に向けられているので、検査すべき血管の連続画像を作成する。ＯＣＴセンサ 4 は、一部分の側方に、センサから放射された赤外光のための窓 1 1 を有する。反射光はグラスファイバ線として形成された信号線 6 を介して信号インターフェースに転送され、更に前処理ユニットおよび画像処理ユニットに転送される。

【 0 0 2 9 】

図 1 に示されたカテーテル 1 ではセンサ 3 , 4 が同一の回転速度で回転するように機械的に互いに結合されている。

【 0 0 3 0 】

50

図 2 はカテーテル 7 の第 2 実施例を示す。このカテーテル 7 は、図 1 に示されたカテーテル 1 とは、超音波センサ 8 が前方斜めに放射する点で相異している。カテーテル 7 の残りの構成要素は図 1 のカテーテル 1 と同一である。カテーテル 7 は若干違ったふうに見える画像を供給し、この画像はカテーテル 7 の前方にある血管範囲も考慮する。それに対してカテーテル 1 は長手軸線に対しておよび血管に対して正確に直角方向に放射する。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、医療検査および / または治療システムの一部であるカテーテル 9 の第 3 実施例を示す。先行の実施例と異なる点は、I V U S センサ 1 0 および O C T センサ 4 が直接ではなくて間挿接続された駆動軸 1 2 を介して互いに連結されている点である。付加的に駆動軸 1 2 の一端に図示されていないマイクロギアが設けられているので、I V U S センサ 1 0 および O C T センサ 4 は相異なる速度で回転することができる。カテーテル 9 は、図 1 および図 2 に示されたカテーテルと同様に、O C T センサ 4 のための側方の窓 1 1 を有する。

10

【 0 0 3 2 】

カテーテル 9 のカテーテル先端とは反対側の端部に、カテーテルを移動させる駆動ユニット 1 3 が配置されている。駆動ユニット 1 3 によりカテーテル 9 は、例えば一定の速度で引き戻される。

【 0 0 3 3 】

駆動ユニット 1 3 の背後では、カテーテル 9 が機械式連結装置 1 4 を介して略示されている回転駆動装置 1 5 に接続されている。I V U S センサ 1 0 および O C T センサ 4 の信号線 1 6 , 1 7 が信号インターフェース 1 8 に接続されている

20

【 0 0 3 4 】

図 4 は医療検査および / または治療システムの原理構成を示す。図 1 乃至図 3 に示されたカテーテル 1 , 7 または 9 の 1 つは信号インターフェース 1 8 に接続される。衛生上の理由からおよび感染防護のために、カテーテルは検査毎にまたは治療毎に交換される使い捨て品として構想されている。カテーテルの信号線を介して伝送される O C T 信号および I V U S 信号は、信号インターフェース 1 8 を介して、データバス 2 1 に接続されている光干渉断層撮影用の前処理ユニット 1 9 および血管内超音波用の前処理ユニット 2 0 へ導かれる。データバス 2 1 を介して、検出された画像信号が O C T 用の画像処理ユニット 2 2 もしくは I V U S 用の画像処理ユニット 2 3 に導かれる。画像処理ユニット 2 2 , 2 3 においては、センサによって検出された信号が画像として表示可能であるように変換される。

30

【 0 0 3 5 】

O C T 画像および I V U S 画像の表示のために、最も簡単な場合にはモニタとして構成できるディスプレイユニット 2 4 が用いられる。ディスプレイユニット 2 4 は、O C T 画像および I V U S 画像を分離して観察することができるように多数の個別のモニタから構成することもできる。ディスプレイユニット 2 4 は画像データをデータバス 2 1 を介して画像処理ユニット 2 2 , 2 3 から得ることができる。I / O ユニット 2 5 はディスプレイユニット 2 4 に接続され、この I / O ユニットを介して使用者は入力を行なうことができる。特に、I / O ユニット 2 5 はディスプレイユニット 2 4 に表示された画像の表示に影響する。I / O ユニット 2 5 はキーボードまたはオペレータコンソールとして構成でき、同様にデータバス 2 1 に接続されている。

40

【 0 0 3 6 】

画像融合ユニット 2 6 は O C T センサおよび I V U S センサの信号に基づいて作成された別々の画像から 1 つの共通な画像を作成するのに用いられる。最も簡単な場合、「画像融合」は単に O C T センサおよび I V U S センサからの個別画像の重ね合わせだけである。しかしながら、I V U S 画像の特定の画像切抜きと O C T 画像の第 2 の画像切抜きとを組合わせて 1 つの共通な画像を形成することによって 1 つの共通な組合せ検査画像を作成すると好ましい。両画像切抜きは、I V U S 画像の空所に O C T 画像の切抜きがぴったりはまるように互いに正反対に形成されていると好ましい。このようにして両画像から、組

50

合せ画像を作成するために最適な範囲が利用される。I V U S 画像は深部にある組織層の非常に良好な分解能を有する。O C T 画像は近接範囲の高分解能を持ち、顕微鏡撮影さえも可能である。

【 0 0 3 7 】

O C T 画像の切抜きおよび I V U S 画像の切抜きは、相応の画像処理プログラムにより、分離線または輪郭が見えないように互いに融合させることができる。この任務は同様に画像融合ユニット 2 6 によって引き受けられる。

【 0 0 3 8 】

データベース 2 1 には個別画像を順次記憶する画像データメモリ 2 7 が接続されている。特定の場合においては、画像情報に加えて、センサの位相関係または回転速度のような他のパラメータを検出することが必要となることもある。同様に、カテーテルが元に戻される経路区間を検出することができ、これはカテーテルの引き戻しが駆動ユニット 1 3 により行なわれる場合には特に簡単に可能である。

10

【 0 0 3 9 】

図 4 において分かるように、データベース 2 1 には、他のコンピュータ、検査装置あるいはデータバンクとの患者データおよび画像データの交換を可能にするインターフェース 2 8 も接続されている。

【 0 0 4 0 】

図 4 に示されている検査および / または治療システムの構成要素が図示されていない導線を介して電源 2 9 に接続されている。

20

【 0 0 4 1 】

図 5 a は、近接範囲の非常に高い分解能によって特徴づけられる O C T 画像を示す。血管表面近くの構造は詳細に解像することができ、顕微鏡による組織表示さえも可能である。

【 0 0 4 2 】

図 5 b は、近接範囲の分解能は僅かであるが、深部にある組織層の良好な分解能を有する I V U S 画像を示す。この画像に基づいて、例えば動脈硬化の沈着物厚みを求めることができる。

【 0 0 4 3 】

図 5 c は図 5 b の I V U S 画像と図 5 a の O C T 画像とから合成された画像を示す。この画像処理は画像融合ユニット 2 6 によって行なわれ、O C T 画像の内側の中央の切抜きが I V U S 画像の正反対の外側範囲と組合わされた。

30

【 0 0 4 4 】

図 5 d は、O C T 画像と I V U S 画像との画像切抜きからなる図 5 c に示された画像と類似して作成された第 2 の合成画像を示す。画像融合後、共通な縁部をぼかすために、更なる画像処理が行なわれた。2 つの融合された画像 5 c , 5 d は近接範囲の組織層および深部にある組織層における最適な表示をもたらす。

【 0 0 4 5 】

實際上、医療検査および / または治療システムは、関心範囲を先ず I V U S 画像で探し、次に組合わせ画像に切換えるように使用することもできる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 6 】

【 図 1 】 本発明によるシステムのカテーテルの第 1 実施例を示す概略図

【 図 2 】 本発明によるシステムのカテーテルの第 2 実施例を示す概略図

【 図 3 】 本発明によるシステムのカテーテルの第 3 実施例を示す概略図

【 図 4 】 本発明によるシステムの原理構成を示すブロック図

【 図 5 a 】 本発明によるシステムにより作成された画像例を示す図

【 図 5 b 】 本発明によるシステムにより作成された画像例を示す図

【 図 5 c 】 本発明によるシステムにより作成された画像例を示す図

【 図 5 d 】 本発明によるシステムにより作成された画像例を示す図

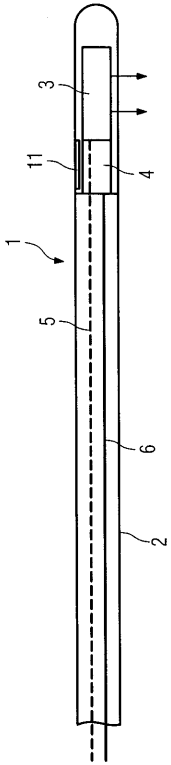
50

【符号の説明】

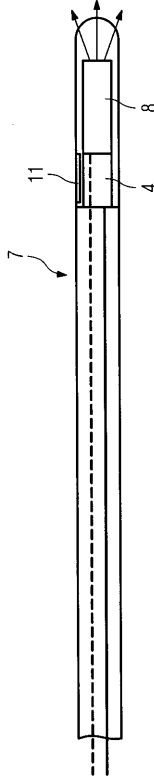
【0047】

1	カテータル	
2	カテータルケース	
3	I V U S センサ	
4	O C T センサ	
5	信号線	
6	信号線	
7	カテータル	
8	I V U S センサ	10
9	カテータル	
10	I V U S センサ	
11	窓	
12	駆動軸	
13	駆動ユニット	
14	連結装置	
15	回転駆動装置	
16	信号線	
17	信号線	
18	信号インターフェース	20
19	前処理ユニット	
20	前処理ユニット	
21	データバス	
22	画像処理ユニット	
23	画像処理ユニット	
24	ディスプレイユニット	
25	I / O ユニット	
26	画像融合ユニット	
27	画像データメモリ	
28	インターフェース	30
29	電源	

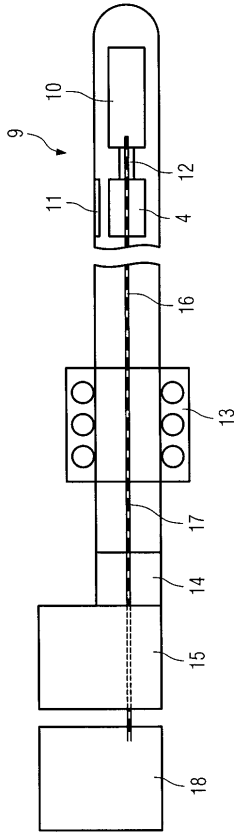
【図 1】



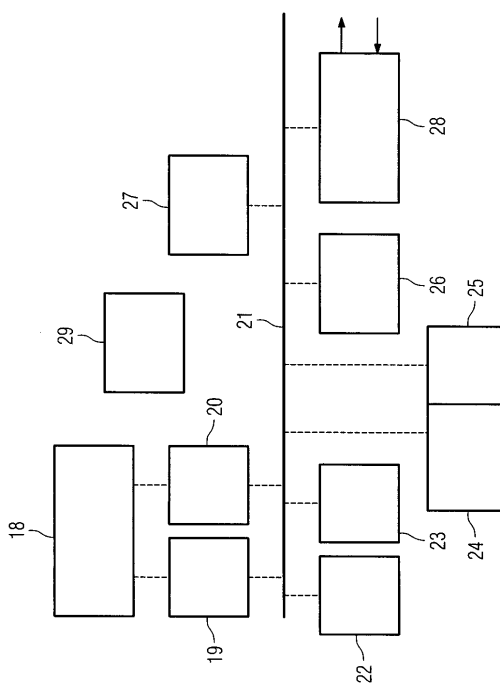
【図 2】



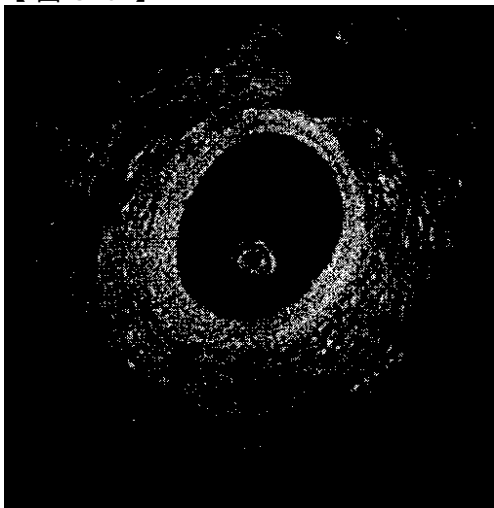
【図 3】



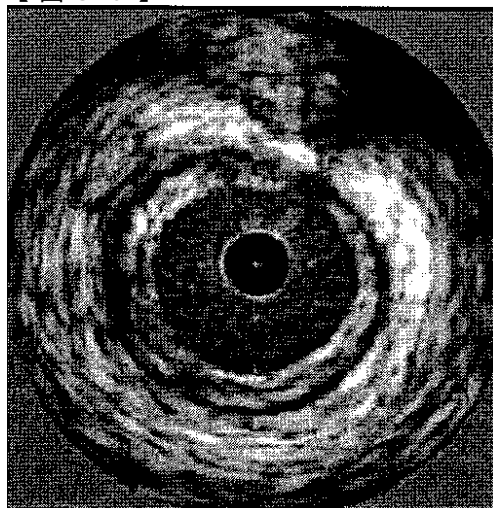
【図 4】



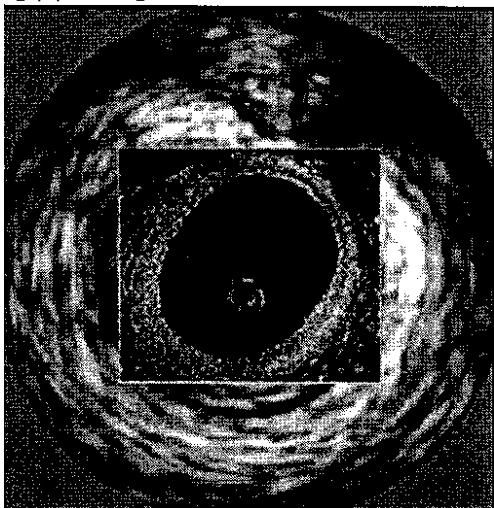
【図 5 a】



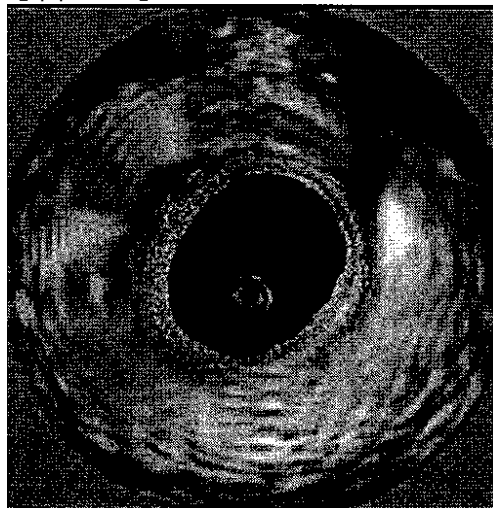
【図 5 b】



【図 5 c】



【図 5 d】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA22 BB08 FF46 HH51
4C601 BB14 DD14 FE02 FE04 JC21
5J083 AA02 AB17 AC29 AD13 AE08 AF04 AG05 BC04 BD08 CA01
DC05 EA33 EA34 EB04

专利名称(译)	体检和/或治疗系统		
公开(公告)号	JP2005095624A	公开(公告)日	2005-04-14
申请号	JP2004272781	申请日	2004-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ミヒアエルマシュケ		
发明人	ミヒアエル マシュケ		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00 A61B5/00 A61B8/12 G01S15/89		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B5/6852 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D G01N21/17.620 G01S15/89.B A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/045.622 G01S15/86		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/JJ17 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/FF46 4C061/HH51 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/FE02 4C601/FE04 4C601/JC21 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/AF04 5J083/AG05 5J083/BC04 5J083/BD08 5J083/CA01 5J083/DC05 5J083/EA33 5J083/EA34 5J083/EB04 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/FF46 4C161/HH51 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	山口岩		
优先权	10343808 2003-09-22 DE		
其他公开文献	JP4667805B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有最合适的诊断图像质量的医疗检查和/或治疗系统。ŽSOLUTION：医疗检查和/或治疗系统具有导管系统，该导管系统包括导管（1,7和9）中的一个，其中导管系统具有光干涉断层摄影系统的传感器（4），其引导光，发射在检查范围内插入的导管尖头范围内的光，并配备有光纤，该光纤将来自检查照明范围的反射光引导到第一图像处理单元（22），传感器（图3，图8和图10）的内部血管超声波成像系统发送和接收超声波脉冲并将超声波脉冲作为电信号引导到第二图像处理单元（23），以及至少一个显示单元（24），用于显示第一和第二图像处理单元（22和23）的图像。Ž

