

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4675613号
(P4675613)

(45) 発行日 平成23年4月27日(2011.4.27)

(24) 登録日 平成23年2月4日(2011.2.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)
G 0 1 N 21/17 (2006.01)A 6 1 B 8/12
G 0 1 N 21/17 6 2 O

請求項の数 17 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-335406 (P2004-335406)
 (22) 出願日 平成16年11月19日 (2004.11.19)
 (65) 公開番号 特開2005-152626 (P2005-152626A)
 (43) 公開日 平成17年6月16日 (2005.6.16)
 審査請求日 平成19年10月19日 (2007.10.19)
 (31) 優先権主張番号 10354496.8
 (32) 優先日 平成15年11月21日 (2003.11.21)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 390039413
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 S i e m e n s A k t i e n g e s e l
 l s c h a f t
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュ
 ンヘン ヴィッテルスバッハ-プラツツ
 2
 W i t t e l s b a c h e r p l a t z
 2, D-80333 M u e n c h e n
 , G e r m a n y
 (74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 嶽
 (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
 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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像撮影システムに接続された少なくとも1つのセンサを有するカテーテルと、検査範囲において取得されたセンサ信号の評価のためにセンサに接続されている画像処理ユニットと、画像処理ユニットの画像を表示するためのディスプレイユニットと、カテーテル先端の位置および/または方位を検出するための手段と、カテーテル先端の検出された位置および/または方位に基づいて画像撮影システムの2次元画像から3次元画像を作成するための手段とを備えた医療検査および/または治療システムにおいて、

画像撮影システムが、光コヒーレンス断層撮影のための第1のセンサ(4)と血管内超音波画像撮影システムの第2のセンサ(3)とを有し、

カテーテル先端の位置および/または方位を検出するための手段は、カテーテル先端の検出された位置および/または方位に基づいて検査範囲の少なくとも1つの幾何学的パラメータを算出するための計算ユニット(28)を有し、

該幾何学的パラメータとして、検査範囲の中心線および/または包絡線が算出可能である

ことを特徴とする医療検査および/または治療システム。

【請求項 2】

計算ユニット(28)によって、検査された血管の中心線および/または包絡線が算出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】

10

20

算出された少なくとも 1 つの幾何学的パラメータに基づいて 2 次元画像 (12) のずれ修正が計算ユニット (28) によって行なわれ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。

【請求項 4】

ずれ修正は、画像平面における画像 (12) のシフトを含む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】

ずれ修正は、カテーテル長手軸線を回転軸線とする回転を含むことを特徴とする請求 3 又は 4 記載の医療検査および / または治療システム。

【請求項 6】

ずれ修正は、カテーテル長手軸線に対して垂直な軸線を回転軸線とする回転を含むことを特徴とする請求項 3 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。

【請求項 7】

ハードウェア手段および / またはソフトウェア手段を含む 3 次元画像を作成するための第 2 の画像処理ユニット (26) が設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】

光コヒーレンス断層撮影のための 第 1 のセンサ (4) は光ファイバを含み、光ファイバを介して光が案内され、検査範囲に挿入されたカテーテル先端の範囲において出射され、照明された検査範囲からの反射光が光ファイバを介して 第 1 の画像処理ユニット (24) に案内され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】

血管内超音波撮影システムの 第 2 のセンサ (3) は音波パルスの送受信のために構成され、音波パルスは画像処理ユニット (25) に電気信号として導かれ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。

【請求項 10】

蛍光式カテーテルが設けられてい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】

カテーテル先端の位置および / または方位を検出するための手段が設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至 10 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 12】

カテーテル先端の位置および / または方位を検出するための手段は、カテーテル (1) の内部または表面に配置され外部の位置検出器 (6) と協動する少なくとも 1 つの位置センサ (5) またはカテーテル (1) の内部または表面に配置され少なくとも 1 つの外部の位置センサと協動する検出器を含むことを特徴とする請求項 11 記載の医療検査および / または治療システム。

【請求項 13】

複数の位置センサが、3 次元座標系に対するカテーテル (1) の位置および / または方位を検出するために設けられていることを特徴とする請求項 12 記載の医療検査および / または治療システム。

【請求項 14】

位置センサ (5) は位置検出器 (6) における受信コイルと協動する互いに直角方向に配置された送信コイルを有することを特徴とする請求項 13 記載の医療検査および / または治療システム。

【請求項 15】

位置センサ (5) は、位置検出器 (6) において直角方向に配置された送信コイルと協動する受信コイルを有することを特徴とする請求項 13 記載の医療検査および / または治療システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 6】

カテーテル先端範囲に少なくとも 1 つの磁場発生要素が設けられ、かつ患者内に挿入されたカテーテル (1) の移動に役立つ外部磁場を発生するための外部磁場発生装置が設けら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。

【請求項 1 7】

光コヒーレンス断層撮影のための第 1 のセンサ (4) から提供された 2 次元の光コヒーレンス断層撮影画像と、血管内超音波撮影システムの第 2 のセンサ (3) から提供された 2 次元の血管内超音波撮影画像とが組み合わされて 1 つの 2 次元画像 (12) を形成して表示されることを特徴とする請求項 1 乃至 1 6 の 1 つに記載の医療検査および / または治療システム。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、画像撮影システムに接続された少なくとも 1 つのセンサを有するカテーテルと、検査範囲において取得されたセンサ信号の評価のためにセンサに接続されている画像処理ユニットと、画像処理ユニットの画像を表示するためのディスプレイユニットと、カテーテル先端の位置および / または方位を検出するための手段と、カテーテル先端の検出された位置および / または方位に基づいて画像撮影システムの 2 次元画像から 3 次元画像を作成するための手段とを備えた医療検査および / または治療システムに関する。

20

【背景技術】**【0 0 0 2】**

死という結果をともなう最も頻発する病気の一つは、血管の病気、特に心筋梗塞である。心筋梗塞は冠状血管の病気（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直径の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。

【0 0 0 3】

30

従来、心臓の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 線監視下で造影剤を用いた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直径つまり狭い個所だけがシルエットとして表示されるにすぎない欠点を有する。従って、厚みや炎症の存在のような動脈硬化沈着物に関するメッセージは可能でない。

【0 0 0 4】

他の方法の場合、血管内超音波（Intravascular Ultrasound ; IVUS）カテーテルが案内線（ガイドワイヤ）により冠状血管内に挿入され、引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、その場合にたいてい血管壁が 360° 包囲の横断面で表示される。これらの画像は、例えば炎症性病巣の存在および沈着厚みのような沈着に関する重要な医療情報を供給する。しかしながら、超音波画像の分解能が限られており、これらの画像が単に 2 次元表示しかもたらさないという欠点がある。

40

【0 0 0 5】

既に試験され開示された他の新しい方法の場合、赤外線で動作する光コヒーレンス断層撮影（Optical Coherence Tomography ; OCT, 光干渉断層撮影とも呼ばれている）のための血管内カテーテルが冠状血管内に挿入される（例えば、特許文献 2 参照）。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す

50

ることができ、部分的には顕微鏡による組織表示が可能であるという利点を有する。この方法の欠点は深部にある組織の分解能が低い点にある。

【0006】

請求項1の前文による検査システムは公知である（例えば、特許文献3参照）。この公知のシステムにおいては、X線を用いずに体内でのカテーテル先端の位置決めを可能にするために位置センサが設けられている。しかしながら、この方法は成功しなかった。なぜならば、血管内へのカテーテル挿入時に血管破損が起こり得るからである。従って、安全性のためにカテーテル挿入はなおもX線監視下で行なわれている。

【0007】

公知の検査および/または治療装置における他の欠点は、センサが一般に血管中心ではなく、例えば縁部に存在するので、運動アーチファクトが生じることにある。

10

【特許文献1】独国特許出願公開第19827460号明細書

【特許文献2】国際公開第01/11409号パンフレット

【特許文献2】独国特許出願公開第10051244号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の課題は、運動アーチファクトのない改善された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】

20

【0009】

この課題は、本発明によれば、冒頭に述べた医療検査および/または治療システムにおいて、画像撮影システムが、光コヒーレンス断層撮影のための第1のセンサと血管内超音波画像撮影システムの第2のセンサとを有し、カテーテル先端の位置および/または方位を検出するための手段は、カテーテル先端の検出された位置および/または方位に基づいて検査範囲の少なくとも1つの幾何学的パラメータを算出するための計算ユニットを有し、該幾何学的パラメータとして、検査範囲の中心線および/または包絡線が算出可能であることによって解決される。

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、光コヒーレンス断層撮影のための第1のセンサから提供された2次元の光コヒーレンス断層撮影画像と、血管内超音波撮影システムの第2のセンサから提供された2次元の血管内超音波撮影画像とが組み合わされて1つの2次元画像を形成して表示される。

30

【0010】

本発明によるシステムにおいては、3次元画像が2次元画像に基づいて作成され、カテーテル先端のその都度の座標が付加的な情報として使用される。位置データを含むことによって、従来システムに比べて改善された診断を可能にする実際的な画像が作成される。特に、3D画像におけるアーチファクトは明白に低減され、あるいはそれどころか完全に回避される。

【0011】

40

本発明によるシステムは、3次元画像を作成するための手段が、カテーテル先端の検出された位置および/または方位に基づいて検査範囲の少なくとも1つの幾何学的パラメータを算出するための計算ユニットを有すると、更に改善することができる。これらの幾何学的パラメータに基づいて画像とカテーテル先端の座標との間の関係が作成されるので、3次元検査範囲が実際的に表示可能である。これに比べて従来の検査システムは2次元の画像しか作成することができない。なぜならば血管内におけるカテーテルの瞬時位置が考慮されていないからである。

【0012】

本発明による医療検査および/または治療システムにおいて、幾何学的パラメータとして、検査範囲の中心線および/または包絡線が算出可能であると特に望ましい。これらの

50

算出された幾何学的パラメータにより、個別画像が正確に配置された検査範囲の3次元モデルを作成することができる。この場合、算出された少なくとも1つの幾何学的パラメータに基づいて2次元画像のずれ修正が実行可能であると特に有利である。ずれ修正は、例えば、カテーテルがカテーテルに比べて相対的に大きい血管内に存在し血管の中心線に沿って正確に案内されない場合に有利である。この場合に検査範囲のできるだけ実際的な表示を得るためにも、画像平面における2次元画像が、カテーテル先端の検出された位置および/または方向に基づいて修正される。

【0013】

本発明によれば、幾何学的パラメータからの2次元画像の偏差に関係したずれ修正が用いられ、幾何学的パラメータは目標値の関数を持つ。従って、ずれ修正は画像平面における画像シフトを含むとよい。代替として又は追加としてずれ修正が画像の回転を含むことも可能であり、カテーテル長手軸線を回転軸線として利用すると望ましい。もちろん、ずれ修正がカテーテル長手軸線に対して垂直な軸線を回転軸線とする回転を含むことも可能である。もちろん、上述の個別修正は、例えば、平面における画像を移動させようとして、カテーテル先端を同時に中心線から外し、従って1つ又は複数のひねりが必要である場合に組み合わせて実施することができる。

10

【0014】

本発明によるシステムにおいて、3次元画像は、画像撮影システムのセンサ信号を評価するために設けられている画像処理ユニットにおいて作成される。しかしながら、代替として、ハードウェア手段および/またはソフトウェア手段を含む3次元画像を作成するための第2の画像処理ユニットを設けることもできる。

20

【0015】

画像撮影システムのセンサとして、光コヒーレンス断層撮影のためのセンサを使用することが考えられ得る。このようなセンサは光ファイバを含み、光が光ファイバを介して案内され、検査範囲に挿入されたカテーテル先端の範囲において出射され、照明された検査範囲からの反射光が光ファイバを介して第1の画像処理ユニットに案内される。

【0016】

しかしながら、画像撮影システムのセンサとして、音波パルスを送受信する血管内超音波撮影システムのセンサを使用することもできる。音波パルスは画像処理ユニットに電気信号として導かれる。

30

【0017】

蛍光式カテーテルを使用することもでき、同様に種々の既述のカテーテルの組合せも考えられ、特に好ましいのはOCT - IVUSカテーテルである。

【0018】

本発明の実施態様によれば、カテーテル先端の位置および/または方位を検出するための手段は、カテーテルの内部または表面に配置され外部の位置検出器と協動する少なくとも1つの位置センサまたはカテーテルの内部または表面に配置され少なくとも1つの外部の位置センサと協動する検出器を含む。

【0019】

この場合に、3次元座標系に対するカテーテルの位置および/または方位を検出するために、複数の、とりわけ3つの位置センサを使用すると特に好ましい。このために、位置センサは、検出器における受信コイルと協動する好ましくは互いに直角方向に配置された送信コイルを有するとよい。代替として、位置センサは、位置検出器に配置された送信コイルと協動する受信コイルを有してもよい。

40

【0020】

本発明による医療検査および/または治療システムは、カテーテル先端範囲に少なくとも1つの磁場発生要素が設けられ、かつ患者内に挿入されたカテーテルの移動に役立つ外部磁場を発生するための外部磁場発生装置が設けられていると、さらに改善される。このいわゆる磁気式ナビゲーションにより、多数の測定点を得るために外側からカテーテル先端を移動させることができ、この場合にとりわけカテーテル先端が血管壁に接触する点が

50

重要である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下において図面に基づいて説明する実施例により本発明の更なる利点および詳細を明らかにする。

図1は本発明による検査および治療システムのカテーテルの実施例を示し、

図2は画像処理の原理的経過を示し、

図3は血管内へのカテーテルの挿入を示し、

図4は本発明による検査および/または治療システムの構成を概略図で示す。

【0022】

図1に示されたカテーテル1は、主としてカテーテル管2、カテーテル先端範囲に配置されたIVUSセンサ3、OCTセンサ4からなる。IVUSセンサ3は血管内超音波画像撮影システムの一部であり、OCTセンサ4は光コヒーレンス断層撮影のための画像撮影システムの一部である。付加的に、カテーテル1内にはカテーテル先端範囲に位置センサ5が配置されており、位置センサ5は被検体の外側に配置されている位置検出器6と協動する。位置検出器6は概略的に示されたインターフェース7を介して位置認識ユニットに接続されている。位置センサおよび位置検出器の配置は、位置検出器がカテーテル内にあり、位置センサが被検体の外側にあるように交換することもできる。

【0023】

センサ3、4、5を収容するカテーテル管2は超音波を透過させる。IVUSセンサ3は、超音波が横方向に出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は高い回転速度で回転するので、IVUSセンサ3は検査すべき血管の360°を含む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9を介して信号インターフェースに導かれ、更に前処理ユニットおよび画像処理ユニットに導かれる。

【0024】

OCTセンサ4は、同様に側面に向けられており、検査すべき血管の連続画像を作成する。カテーテル管2はOCTセンサ4の範囲に、OCTセンサ4から出射された赤外線のための窓8を備えている。反射された光は、グラスファイバ管として形成された信号案内管10を介して信号インターフェースに導かれ、更に前処理ユニットおよび画像処理ユニットに導かれる。

【0025】

概略的に示された位置センサ5は、カテーテル先端範囲における他の個所、例えばOCTセンサ4の背後に取り付けることができる。位置センサ5は送信コイルとして形成された多数の電磁ユニットを含み、3次元座標系における各方向に対して送信コイルが設けられている。信号線11により位置センサ5は信号インターフェースに接続されている。

【0026】

図2は画像処理の原理的経過を示す。

【0027】

IVUSセンサ3およびOCTセンサ4によって作成された画像12は、近接範囲および深部にある組織層における最適な表示が優れている。検査中に多数の画像が撮影されて記憶される。画像12は、各断層像に位置が割り付けられるように、位置センサ5および位置検出器6によって検出された位置データと結び付けられる。この位置データには、ベクトルによって示すことができるカテーテル先端の方向も属している。次のステップにおいて、3次元のボリュームデータセットを得るために、算出された幾何学的パラメータとしての中心線および包絡線が画像撮影中に検出されたセンサ位置と組み合わされる。ボリュームデータセット13は多数の組み合わされた2次元のOCT画像およびIVUS画像からなる。3次元のボリュームデータセット13を作成するために、中心線の3次元座標と画像撮影中に検出されたセンサ位置とが互いに引き算される。この引き算は個々の2次元画像の3次元シフトに相当し、2次元画像はこのようにして算出された中心線に対して

10

20

30

40

50

シフトされる。このようにして、それを補正された正確な 3 D ボリュームデータセット 13 が得られる。3 D ボリュームデータセット 13 においてはアーチファクトが明らかに低減され、あるいは完全に除去されている。

【 0 0 2 8 】

中心線のほかに血管の他の幾何学的パラメータを算出することができ、引き続いてこれらのパラメータは爾後の画像処理ステップにおいて使用することができる。包絡線により 3 次元再構成 OCT - IVUS 画像を同じ血管部分の他の解剖学的画像データ (MRA, CTA, 3 D アンギオ) と共に表面に基づいて記録し、その後融合して表示することができる。

【 0 0 2 9 】

図 3 は血管内へのカテーテルの挿入を示す。

【 0 0 3 0 】

図 3 に示されているように、カテーテル 1 は血管 14 内への挿入および前進の際に必然的に血管の境界面に突き当たる。それによって多数の境界点 15, 16, 17 が得られ、それらの座標が位置センサ 5 を介して検出される。血管 14 の中心線は 3 次元空間における 1 次元の線である。これは、検出された境界点 15, 16, 17 に基づいて算出され、多項式によって記述される。同様に血管 14 の包絡線も境界点 15, 16, 17 から求められる。中心線および包絡線の再構成方法は米国特許第 6546271 号明細書に記載されている。

【 0 0 3 1 】

付加的に、被検体の最小および最大の血管直径を見積もることができる。冠状血管は一般に約 2 ~ 9 mm の直径を有することが知られている。このようにして包絡線近似精度を高め、計算コストを低減させることができる。

【 0 0 3 2 】

カテーテル先端が血管壁に当接する境界点の個数を高めるために、カテーテルを磁気式ナビゲーションにより移動させるとよい。この場合に位置センサ 5 はカテーテル先端の位置認識のために又は磁気式ナビゲーションのために利用できるように構成されている。磁気式ナビゲーションの場合、位置センサ 5 を有するカテーテル先端が血管内部において外側から作用する磁場によって前進させられる。

【 0 0 3 3 】

図 4 は検査および治療システムの構成を概略図で示す。

【 0 0 3 4 】

カテーテル 1 は、カテーテル端子 18 を介して信号インターフェース 19 に接続される。OCT センサ 4、IVUS センサ 3 および位置センサ 5 のための信号インターフェース 19 を介して、それぞれの信号が OCT 用の前処理ユニット 20 もしくは IVUS 用の前処理ユニット 21 に達する。3 番目の前処理ユニット 22 は位置センサ 5 の信号のために設けられている。位置センサ 5 の信号は、3 D ボリュームデータセット 13 のためと、中心線および包絡線の近似のために利用される。

【 0 0 3 5 】

データバス 23 を介して前処理ユニット 20, 21, 22 のそれぞれのデータが、OCT 用の画像処理ユニット 24、IVUS 用の画像処理ユニット 25 もしくは 3 D データセットの作成のための画像処理ユニット 26 に達する。

【 0 0 3 6 】

更に、本システムは、個々の OCT 画像および IVUS 画像から 1 つの共通の画像を作成するために画像融合ユニット 27 を含んでいる。中心線および包絡線の近似のための計算ユニット 28 のほかに、3 D ボリュームデータセットの作成のための位置認識ユニット 29 が設けられている。このようにして検出されたカテーテル先端位置はデータバス 23 を介して計算ユニット 28 に伝送されるので、そこで中心線および包絡線を算出することができる。

【 0 0 3 7 】

10

20

30

40

50

スイッチ 3 0 により位置認識ユニット 2 9 と磁気式ナビゲーションのための制御ユニット 3 1 との間の切換が行なわれる。概略的に示されたインターフェース 3 2 を介して、カテーテル先端の運動を生じさせる磁石が駆動される。駆動ユニット 3 3 を介して、センサとして又は電磁石として機能切換が行なわれる。付加的に、磁気式ナビゲーション用のユーザインターフェース 3 4 が設けられており、このユーザインターフェース 3 4 は制御ユニット 3 1 に接続されている。

【 0 0 3 8 】

更に、本システムは、電源ユニット 3 5 と、O C T , I V U S および 3 D 画像のためのディスプレイユニット 3 6 と、I / O ユニット 3 7 と、患者データおよび画像データのためのインターフェース 3 8 と、画像データメモリ 3 9 とを有する。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 9 】

【 図 1 】本発明システムのカテーテルの実施例を示す概略構成図

【 図 2 】画像処理の原理的経過を示す説明図

【 図 3 】血管へのカテーテルの挿入を示す説明図

【 図 4 】本発明システムの概略構成を示すブロック図

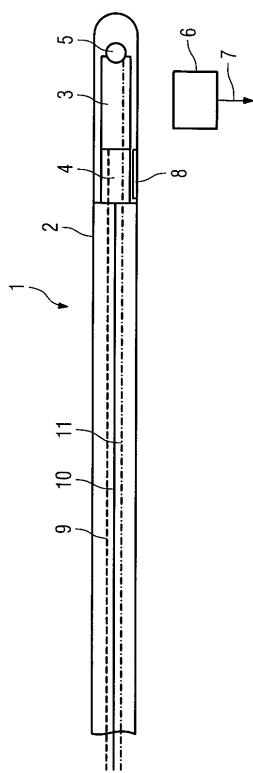
【 符号の説明 】

【 0 0 4 0 】

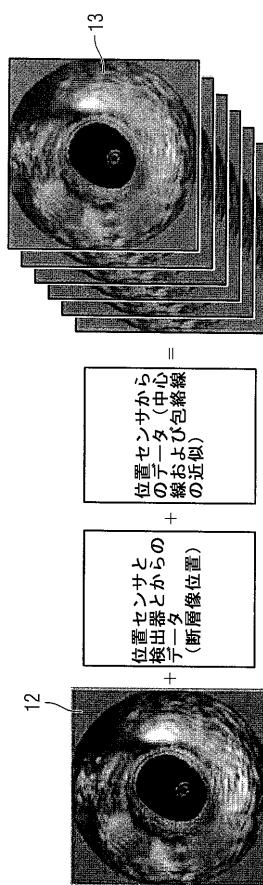
1	カテーテル	20
2	カテーテル管	
3	I V U S センサ	
4	O C T センサ	
5	位置センサ	
6	位置検出器	
7	インターフェース	
8	窓	
9	I V U S 信号線	
1 0	O C T 信号線	
1 1	信号線	30
1 2	画像	
1 3	ボリュームデータセット	
1 4	血管	
1 5	境界点	
1 6	境界点	
1 7	境界点	
1 8	カテーテル端子	
1 9	信号インターフェース	
2 0	前処理ユニット	
2 1	前処理ユニット	
2 2	前処理ユニット	40
2 3	データバス	
2 4	画像処理ユニット	
2 5	画像処理ユニット	
2 6	画像処理ユニット	
2 7	画像融合ユニット	
2 8	計算ユニット	
2 9	位置認識ユニット	
3 0	スイッチ	
3 1	制御ユニット	
3 2	インターフェース	50

3 3 駆動ユニット
 3 4 ユーザインターフェース
 3 5 電源
 3 6 ディスプレイユニット
 3 7 I/Oユニット
 3 8 インターフェース
 3 9 画像データメモリ

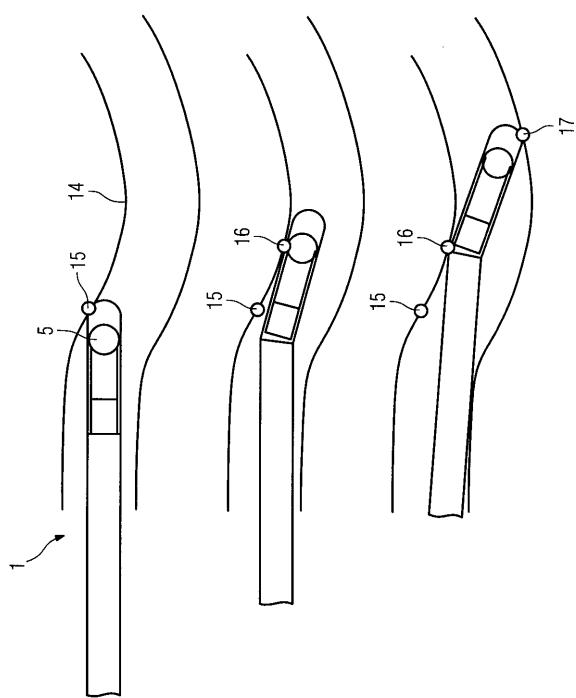
【図1】



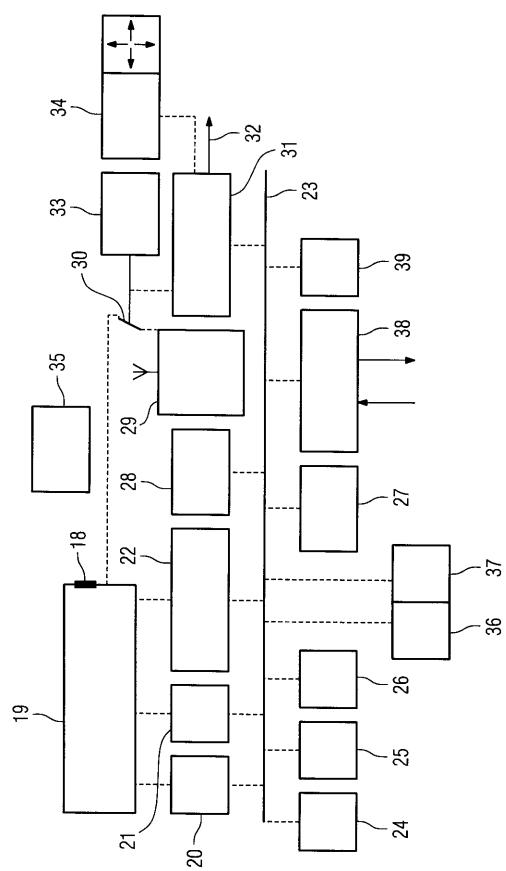
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 ノルベルト ラーン
ドイツ連邦共和国 91301 フォルヒハイム ブライテンローエシュトラーセ 38

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2002-200058(JP,A)
特開2002-153472(JP,A)
特開平11-056752(JP,A)
特開2005-095624(JP,A)
特開平06-261900(JP,A)
特開2002-200037(JP,A)
特開平05-168635(JP,A)
特開平10-248844(JP,A)

专利名称(译)	体检和/或治疗系统		
公开(公告)号	JP4675613B2	公开(公告)日	2011-04-27
申请号	JP2004335406	申请日	2004-11-19
[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		
当前申请(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 ノルベルトラン		
发明人	ミヒアエル マシュケ ノルベルト ラーン		
IPC分类号	A61B8/12 G01N21/17 A61B5/00 A61B5/06		
CPC分类号	A61B5/6852 A61B5/0066 A61B5/02007 A61B5/06 A61B5/061 A61B5/721 A61B8/12 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 G01N21/17.620 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/FF02 2G059/HH01 2G059/JJ17 2G059/MM10 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/BB26 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/EE05 4C601/FE05 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/JC25 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/LL33		
代理人(译)	山口岩		
优先权	10354496 2003-11-21 DE		
其他公开文献	JP2005152626A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有改善的图像质量而没有运动伪影的医学检查和/或治疗系统。A和具有至少一个导管的传感器(3,4)连接到所述图像捕获系统(1)，在检查范围连接到所述传感器，用于将获取的传感器信号的评价用图像处理单元(24,25)，显示单元(36)，用于显示图像处理单元(24,25)的图像(12)，用于检测导管尖端的位置和/或取向的装置，用于基于用于光学相干断层摄影的第一传感器的位置和/或取向从图像采集系统的二维图像(12)生成三维图像的装置4)和血管内超声成像系统的第二传感器(3)。点域1

