

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5639352号  
(P5639352)

(45) 発行日 平成26年12月10日 (2014.12.10)

(24) 登録日 平成26年10月31日 (2014.10.31)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-193753 (P2009-193753)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成21年8月25日 (2009.8.25)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2010-57910 (P2010-57910A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(43) 公開日	平成22年3月18日 (2010.3.18)		4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
審査請求日	平成24年8月15日 (2012.8.15)		番
(31) 優先権主張番号	12/205,599	(74) 代理人	100137545
(32) 優先日	平成20年9月5日 (2008.9.5)		弁理士 荒川 聡志
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	アン・リンゼイ・ホール
			アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュ
			ー・ベルリン、ウェスト・トップ・オー・
			ヒル・ドライブ、1 6 0 1 5 番
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被写体内の外来物の移動を追跡するための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体 ( 1 0 2 ) 内の外来物であって、位置センサを備える外来物の移動を追跡するための装置であって、

X線検出器 ( 1 0 8 ) を含むX線透視システム ( 1 0 6 ) と、

位置センサ ( 1 4 2 ) を有するプローブ ( 1 2 6 ) を含む超音波システム ( 1 2 2 ) と、  
前記X線透視システム ( 1 0 6 ) によって取得された静止X線画像 ( 1 5 0 ) および前記  
超音波システム ( 1 2 2 ) によって取得されたリアルタイム超音波画像 ( 1 6 0 ) を表示  
するように構成されたディスプレイ ( 1 1 6 ) であって、前記X線画像 ( 1 5 0 ) および  
前記超音波画像 ( 1 6 0 ) は、それぞれが少なくとも前記外来物の一部分および少なくと  
も周辺エリアの一部分を表示する、ディスプレイ ( 1 1 6 ) と、

前記プローブ ( 1 2 6 ) の前記位置センサ ( 1 4 2 ) の位置と前記外来物の前記位置セン  
サの位置とを特定することにより、前記超音波画像 ( 1 6 0 ) 内で前記外来物の移動を追  
跡するように構成された追跡モジュール ( 1 4 0 ) とを含み、

前記ディスプレイ ( 1 1 6 ) は、さらに、前記追跡モジュール ( 1 4 0 ) が特定した前記  
外来物の前記位置センサの位置に基づいて、前記X線画像 ( 1 5 0 ) 上で前記外来物の移  
動を表示し、

前記X線画像 ( 1 5 0 ) 上に前記プローブ ( 1 2 6 ) の面の投影 ( 1 6 8 ) を表示するよ  
うに構成されることを特徴とする装置。

【請求項 2】

10

20

被写体（１０２）内の外来物であって、位置センサを備える外来物の移動を追跡するための装置であって、

Ｘ線検出器（１０８）を含むＸ線透視システム（１０６）と、  
位置センサ（１４２）を有するプローブ（１２６）を含む超音波システム（１２２）と、  
前記Ｘ線透視システム（１０６）によって取得された静止Ｘ線画像（１５０）および前記  
超音波システム（１２２）によって取得されたリアルタイム超音波画像（１６０）を表示  
するように構成されたディスプレイ（１１６）であって、前記Ｘ線画像（１５０）および  
前記超音波画像（１６０）は、それぞれが少なくとも前記外来物の一部分および少なく  
とも周辺エリアの一部分を表示する、ディスプレイ（１１６）と、

前記プローブ（１２６）の前記位置センサ（１４２）の位置と前記外来物の前記位置セン  
サの位置とを特定することにより、前記超音波画像（１６０）内で前記外来物の移動を追  
跡するように構成された追跡モジュール（１４０）とを含み、

前記ディスプレイ（１１６）は、さらに、前記追跡モジュール（１４０）が特定した前記  
外来物の前記位置センサの位置に基づいて、前記Ｘ線画像（１５０）上で前記外来物の移  
動を表示するように構成されており、

前記Ｘ線画像（１５０）は、造影強化Ｘ線画像であり、

前記ディスプレイ（１１６）は、さらに、

前記外来物の先端部（１５６）の移動後の新しい位置を表示するために、次のＸ線画像と  
前記Ｘ線画像を組み合わせて表示するように構成されることを特徴とする装置。

【請求項３】

前記Ｘ線透視システム（１０６）と前記超音波システム（１２２）を相互接続する有線接  
続部（１２４）と無線接続部（１２９）の１つをさらに含み、前記有線または無線の接続  
部（１２４）は、前記超音波システム（１２２）と前記Ｘ線透視システム（１０６）の間  
で少なくとも画像化データを伝達するように構成されることを特徴とする請求項１または  
２に記載の装置。

【請求項４】

前記超音波システム（１２２）および前記Ｘ線透視システム（１０６）は、１つのシステ  
ムに統合化されることを特徴とする請求項１乃至３のいずれかに記載の装置。

【請求項５】

前記Ｘ線画像（１５０）と前記超音波画像（１６０）の少なくとも１つの上で前記外来物  
の先端部（１５６）を識別するためのユーザ入力部（１１４）をさらに含むことを特徴と  
する請求項１乃至４のいずれかに記載の装置。

【請求項６】

前記Ｘ線画像（１５０）と前記超音波画像（１６０）の少なくとも１つの上で前記外来物  
の先端部（１５６）を自動的に識別するように構成されたプロセッサ（１１２）をさら  
に含むことを特徴とする請求項１乃至５のいずれかに記載の装置。

【請求項７】

前記Ｘ線画像（１５０）および前記超音波画像（１６０）を互いに関し登録する登録モジ  
ュール（１３８）とをさらに含むことを特徴とする請求項１乃至６のいずれかに記載の装  
置。

【請求項８】

前記外来物の移動は、前記Ｘ線画像（１５０）上で、線、点線、点、文字、標識または他  
のＸ線画像の領域と異なるカラーにより表示されることを特徴とする請求項１乃至７のい  
ずれかに記載の装置。

【請求項９】

前記ディスプレイ（１１６）は、前記Ｘ線画像（１５０）と前記超音波画像（１６０）と  
を並べて表示するように構成されることを特徴とする請求項２に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

## 【 0 0 0 1 】

本発明は、一般にデュアルモダリティ画像化に関し、より詳しくは血管インターベンショナル放射線医学に関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

血管インターベンショナル放射線医学は、バルーン付きカテーテルを使用した血管形成術をしばしば伴う。バルーンは、一度狭窄エリアなど所定位置に置かれると、管腔をより大きくする目的で、膨らまされて血管壁に斑を押し付ける。従来、透視法は、バルーン付きカテーテルが配置されるエリアへのガイドワイヤの挿入をリアルタイムで追跡するために、使用される。血管構造は、透視画像上では目に見えず、それゆえガイダンスカテーテルを介して造影のボラス投与量をしばしば注入し、それによって動脈樹の画像を得る。ガイドワイヤおよびカテーテルの正確なガイドが、解剖学的構造への損傷を避けるために必要である。

10

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 2 0 0 8 / 0 0 8 7 8 3 3 A 1 号公報

【 特許文献 2 】 米国特許第 2 0 0 5 / 0 2 3 8 2 5 3 A 1 号公報

【 特許文献 3 】 米国特許第 2 0 0 3 / 0 1 3 5 1 1 5 A 1 号公報

## 【 非特許文献 】

20

## 【 0 0 0 4 】

【 非特許文献 1 】 From Wire Reports, Scientists at Duke soon to begin testing 3-D ultrasound probe, Tue September 2, 2008, (2) pgs.

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 5 】

ガイドワイヤの位置決めには、リアルタイムの透視画像化が伴うので、被写体または患者は、通常、手術の過程の間、多い放射線量を被曝し、近くに立つ人員もそうである。さらに、造影剤は、人体によって急速に除去され、したがって複数回、造影剤が注入されることがしばしばあり、それによって、いくつかの場合、腎臓毒性が造影によって誘発され、さらにコストが追加されることになる恐れがある。

30

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 6 】

一実施形態では、被写体内の外来物の移動を追跡するための装置が、X線検出器を有したX線透視システムと、位置センサを有したプローブを有する超音波システムとを有する。ディスプレイが、X線透視システムによって取得された静止X線画像、および超音波システムによって取得されたリアルタイム超音波画像を表示するように構成される。X線画像および超音波画像は、それぞれが、少なくとも外来物の一部分および少なくとも周辺エリアの一部を表示する。追跡モジュールが、超音波画像内で外来物の移動を追跡するように構成され、ディスプレイは、さらに、X線画像上に外来物の移動を表示するように構成される。

40

## 【 0 0 0 7 】

他の実施形態では、被写体内にガイドワイヤを位置決めするための方法が、少なくともガイドワイヤの先端部および造影によって表された血管を含む静止X線画像を表示するステップを含む。少なくともガイドワイヤの先端部および少なくとも血管の一部を含む、ライブの超音波画像が表示される。ガイドワイヤは、X線画像および超音波画像の両方で識別される。ガイドワイヤの移動は、超音波画像中で検出されたガイドワイヤの移動に基づき、X線画像上に表される。

## 【 0 0 0 8 】

また別の実施形態では、被写体の血管構造内にガイドワイヤを位置決めするための装置

50

が、X線管によって発生され、被写体を通過して送られるX線を検出するように構成されたX線検出器を有する。超音波プローブが、位置センサを有する。少なくとも1つのディスプレイが、X線検出器によって検出された静止造影強化X線画像および超音波プローブによって取得されたリアルタイム超音波画像を表示するように構成される。X線画像および超音波画像は、少なくともガイドワイヤの一部を表示する。登録モジュールが、X線画像および超音波画像のそれぞれ中で識別されたポイントに基づきX線画像および超音波画像を互いに関し登録するように構成される。ディスプレイは、さらに、超音波画像内で検出されたガイドワイヤの移動に基づき、X線画像上にガイドワイヤの移動を表示するように構成される。

【図面の簡単な説明】

10

【0009】

【図1】本発明の実施形態によって形成されたX線透視システムと相互接続された超音波システムを示す図である。

【図2】本発明の実施形態による、第2の画像化システムによって取得された画像内の外来物の移動に基づき、第1の画像化システムによって取得された画像上で外来物の移動を追跡するための方法を示す図である。

【図3】本発明の実施形態による、血管樹パターン、および血管中に挿入されたガイドワイヤおよびガイダンスカテーテルを示す、ディスプレイ上の造影強化X線画像を示す図である。

【図4】本発明の実施形態による、ガイドワイヤを示すX線画像およびリアルタイム超音波画像を示す図である。

20

【図5】本発明の実施形態によるX線画像およびリアルタイム超音波投影画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

前述の要約、ならびに本発明のいくつかの実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付図面とともに読むと、一層よく理解されよう。これらの図が様々な実施形態の機能ブロック図を示す範囲において、機能ブロックは、ハードウェア回路間の分割を必ずしも表していない。したがって、たとえば、1つまたは複数の機能ブロック（たとえば、プロセッサまたはメモリ）は、単一のハードウェア（たとえば、汎用信号プロセッサまたはランダムアクセスメモリ、ハードディスクなど）で実現することができる。同様に、プログラムは、スタンドアロンプログラムとする、オペレーティングシステム中にサブルーティンとして組み込む、または、インストールされるソフトウェアパッケージ中の関数とするなど、することができる。様々な実施形態は、図面に示された構成および手段に限定されないことを理解すべきである。

30

【0011】

単数形で列挙され、単語「1つの(a)」または「1つの(an)」が先行する要素またはステップは、ここで使用されるとき、その除外が明確に述べられていない限り、複数の前記要素またはステップを除外するものではないと理解すべきである。さらに、本発明の「一実施形態」への参照は、列挙された特徴をやはり組み込んだ追加の実施形態の存在を除外するものとして解釈するようには意図されていない。さらに、それとは反対に明確に述べられていない限り、特定の性質を有した1つの要素または複数の要素を「含む(comprising)」または「有する(having)」実施形態は、その性質を有さない追加のそのような要素を含むことができる。

40

【0012】

図1に、本発明の実施形態による、X線透視システムと相互接続された超音波システムを示す。テーブル100またはベッドが、被写体102を支持するために設けられる。X線管104または他の発生器が、X線透視システム106に接続される。この図に示すように、X線管104は、被写体102の上に配置されるが、X線管104は、被写体102に対して他の位置に移動してもよいことを理解すべきである。検出器108が、X線管

50

104の反対側に、被写体102をそれらの間に入れて配置される。検出器108は、X線放射を検出することが可能な、どのような知られた検出器であってもよい。

【0013】

X線透視システム106は、少なくともメモリ110と、プロセッサ112と、キーボード、トラックボール、ポインタ、タッチパネルなど、少なくとも1つのユーザ入力部114とを有する。X線透視システム106は、X線画像を取得するために、X線管104にX線を発生させ、そして検出器108が画像を検出する。透視法は、連続的に、または所定の間隔でX線管104を作動させ、その間検出器108が対応する画像を検出することによって、実施することができる。検出された画像(1つまたは複数)は、単一の画像、または同時に1つの画像より多い画像を表示するように構成することができるディスプレイ116上に、表示することができる。

10

【0014】

超音波システム122が、X線透視システム106と接続部124を経由して通信する。接続部124は、有線または無線の接続部でもよい。超音波システム122は、X線透視システム106に超音波画像化データを送信または伝達することができる。システム106と122の間の通信は、1方向または双方向としてもよく、2つのシステム106と122の間で画像データ、コマンドおよび情報を送信することを可能にする。超音波システム122は、カート型システム、携帯型システムまたは他の可搬型システムなど、部屋から部屋に移動させることができるスタンドアロンシステムとしてもよい。

【0015】

20

手術者(図示せず)は、被写体102上に超音波プローブ126を配置して、被写体102内の関心エリアを画像化することができる。超音波プローブ126は、位置センサ142を有する。超音波システム122は、少なくともメモリ128と、プロセッサ130と、ユーザ入力部132とを有する。超音波システム122がスタンドアロンシステムである場合、適宜、ディスプレイ134を設けることができる。一例として、ディスプレイ116上に、X線透視システム106を使用して取得された画像が、第1の画像118として表示することができ、超音波システム122を使用して取得された画像が、第2の画像120として表示することができ、それによってデュアル表示構成が形成される。他の実施形態では、2つの並べられたモニタ(図示せず)を使用してもよい。X線透視システム106および超音波システム122の両方によって取得される画像は、知られている方法で取得することができる。

30

【0016】

一実施形態では、超音波システム122は、X線透視システム106に接続部124を経由して接続された、3Dが可能な小型化された超音波システムとすることができる。「小型化された」は、ここで使用されるとき、超音波システム122が、人の手、ポケット、ブリーフケースの大きさのケース、またはバックパックで運ばれるように構成されることを意味する。たとえば、超音波システム122は、サイズが通常のラップトップコンピュータである、たとえばその寸法として、奥行きが約2.5インチ(約6.4cm)であり、幅が約14インチ(約35.6cm)であり、そして高さが約12インチ(約30.5cm)である、手で持って運べる装置とすることができる。超音波システム122は、重さが約10ポンド(約4.5kg)とすることができ、したがって手術者が容易に運ぶことができる。ディスプレイ134などの統合型ディスプレイを、超音波画像、さらにX線透視システム106によって取得されたX線画像を表示するように、構成することができる。

40

【0017】

他の実施例として、超音波システム122は、3Dが可能なポケットサイズの超音波システムとすることができる。一例として、ポケットサイズの超音波システムは、幅が約2インチ(約5.1cm)であり、長さが約4インチ(約10.2cm)であり、奥行きが約5インチ(約12.7cm)であり、重さが3オンス(85g)より軽いものとすることができる。ポケットサイズの超音波システムは、ディスプレイ(たとえば、ディスプレ

50

イ 1 3 4 ) と、ユーザインターフェース (たとえば、ユーザ入力部 1 3 2 ) と、プローブ 1 2 6 に接続するための入力 / 出力 ( I / O ) ポートとを含むことができる。様々な実施形態は、寸法、重量および電力消費量が異なる、小型化された、またはポケットサイズの超音波システムと結合して実施することができることに留意すべきである。

【 0 0 1 8 】

他の実施形態では、超音波システム 1 2 2 は、可動ベース上に設けられたコンソール型超音波画像化システムとすることができる。コンソール型超音波画像化システムは、カート型システムと叫ばれることもある。統合型ディスプレイ (たとえば、ディスプレイ 1 3 4 ) は、超音波画像を、そのみ、またはここで述べるように X 線画像と同時に表示するように、使用することができる。

10

【 0 0 1 9 】

また他の実施形態では、X 線透視システム 1 0 6 および超音波システム 1 2 2 は、1 つに統合することができ、少なくともある処理、ユーザ入力およびメモリ機能を分担することができる。たとえば、プローブポート 1 3 6 を、テーブル 1 0 0 または被写体 1 0 2 に近接した他の装置上に設けてもよい。したがって、プローブ 1 2 6 は、プローブポート 1 3 6 に接続することができる。

【 0 0 2 0 】

登録モジュール 1 3 8 は、第 1 および第 2 の画像 1 1 8 および 1 2 0 を互いに関し登録するために使用することができ、追跡モジュール 1 4 0 は、ライブ画像である 1 つの画像内でガイドワイヤなどの外来物を追跡するために、使用することができる。外来物の移動は、対応する静止画像内に表される。一実施例では、ライブ画像は、超音波画像であり、静止画像は、X 線画像である。登録モジュール 1 3 8 および追跡モジュール 1 4 0 は、X 線透視システム 1 0 6 内に示されているが、超音波システム 1 2 2 または別のモジュールまたはシステム内に含めてもよい。

20

【 0 0 2 1 】

図 2 に、第 2 の画像化システムによって取得された画像内の外来物の移動に基づき、第 1 の画像化システムによって取得された画像上で外来物の移動を追跡するための方法を示す。外来物は、ガイドワイヤ、ガイドワイヤの先端部やカテーテルなど、人体中に挿入された、どのような物体であってもよい。この実施例では、2 つの異なる画像化システムは、X 線透視システム 1 0 6 および超音波システム 1 2 2 であり、その両方を図 1 に示す。他の実施形態では、磁気共鳴映像 ( M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g : M R I ) システムまたはコンピュータ断層撮影 ( C o m p u t e r T o m o g r a p h y : C T ) システムなど、異なるモダリティを、超音波システム 1 2 2 と共に使用することができる。

30

【 0 0 2 2 】

2 0 0 において、第 1 および第 2 の画像化システムが相互接続される。たとえば、接続部 1 2 4 を使用して、X 線透視システム 1 0 6 と超音波システム 1 2 2 をワイヤまたはケーブルを介して、あるいは無線で接続することができる。他の実施形態では、2 つの画像化システムが単一システムに統合された場合、プローブ 1 2 6 は、プローブポート 1 3 6 に接続することができる。

40

【 0 0 2 3 】

2 0 2 において、リアルタイム X 線および / または透視法を使用して、被写体 1 0 2 の血管系中の中心位置に最初にガイドワイヤおよびガイダンスカテーテルを位置決めするための画像を得る。その中心位置は、バルーン付きカテーテルの最終的な所望位置によって、または他の処置が所望される、または必要とされる位置によって決定してもよい。透視または X 線の画像は、ディスプレイ 1 1 6 上に第 1 の画像 1 1 8 として表示することができる。

【 0 0 2 4 】

ガイドワイヤの先端部が所望の初期位置に到達したとき、2 0 4 において、X 線不透過造影剤のボラス投与量がガイダンスカテーテルを介して導入される。2 0 6 において、

50

ガイドワイヤおよびガイダンスカテーテルの位置を表示するX線画像、さらに血管樹パターンが獲得されて、第1の画像118としてディスプレイ116上に表示される。したがって、最初にガイドワイヤを位置決めするときに使用された透視画像は、ディスプレイ116上で造影強化X線画像に置き換えることができる。一例として、造影強化X線画像は、単一の透視フレーム、単一のX線フレームまたはデジタル減算の血管造影画像としてもよく、得られた画像は、造影剤注入前の画像と造影剤注入後の画像の差である。他のタイプの画像を使用することができることを理解すべきである。一実施形態では、血管系内のバルーン付きカテーテルの最終的な所望位置は、造影強化X線画像内に含めることができる。

#### 【0025】

図3に、血管樹パターン146、さらに血管144中に挿入されたガイドワイヤ152およびガイダンスカテーテル154を示す、ディスプレイ116上の本発明の実施形態による造影強化X線画像150を示す。図2に戻ると、208において、ガイドワイヤ152の先端部156（図3に示す）が識別される。先端部156は、ガイドワイヤ152の最外部の端部としてもよい。たとえば、手術者は、カーソルなどのユーザ入力部114を使用して先端部156を選択することができる。あるいは、プロセッサ112が、たとえば境界検出、またはガイドワイヤ152を捜し求める他の認識タイプのアルゴリズムを使用して、先端部156を自動的に検出することができ、あるいは、X線画像150中の輝度レベルに基づきガイドワイヤ152を検出することができる。他の自動検出方法およびアルゴリズムを使用することができる。一実施形態では、自動検出は、ユーザ定義エリアまたは関心領域158内で達成することができ、また他の実施形態では、自動検出は、全X線画像150にわたって達成することができる。

#### 【0026】

210において、手術者は、超音波プローブ126を用いて被写体102をスキャンし、212において、ライブ超音波画像が、第2の画像120としてディスプレイ116上に表示される。図4に、ガイドワイヤ152を示すX線画像150およびリアルタイム超音波画像160を示す。一例としてだけで、超音波画像160は、Bモード画像とすることができる。図2の214において、ガイドワイヤ152の先端部162（図4に示す）は、超音波画像160中で識別される。手術者は、ユーザ入力部114および132の1つを使用して先端部162を識別することができ、あるいは、先端部162は、自動画像処理によって自動的に識別してもよい。

#### 【0027】

X線画像150は、知られているX線透視システム106に基づいた固定ジオメトリーを有し、したがって、X線画像150内のガイドワイヤ152および先端部156の位置および/または方向は、やはり知られる。216において、登録モジュール138は、プローブ126の位置センサ142からの位置情報、および画像150および160中の先端部156および162の識別された位置を使用して、X線画像150および超音波画像160を互いに関し登録する。2つの画像150および160の登録は、2つの異なるモダリティおよび/または2つの異なる画像化システムを使用して取得された画像を登録するために利用できる、どのような登録プロセスも使用して達成することができる。たとえば、自動登録および相関プロセスは、解剖学的類似性に基づき、使用することができる。

#### 【0028】

他の実施形態では、X線画像150および超音波画像160の両方中で視覚化された解剖学的ポイントを画定および/または選択することができ、登録ポイントとして使用することができる。たとえば、手術者は、画像150および160のそれぞれ上で2以上の血管の交差点を選択することができ、登録モジュール138は、2つの選択されたポイントに基づき、2つの画像を登録することができる。

#### 【0029】

次いで、手術者は、218において、ガイドワイヤ152の位置を調節して、関心ポイントまたはエリアに向けてガイドワイヤ152を送る。手術者は、血管樹パターン146

10

20

30

40

50

を示すX線画像150をベースまたは基準画像として使用しながら、超音波画像160上でガイドワイヤ152の運動をリアルタイムで監視することができる。プローブ126は、関心のある生体構造を見るために、必要に応じて移動させる、または調節することができる。いくつかの実施形態では、ガイドワイヤ152の先端部162は、標識(図示せず)によって超音波画像160上に表すことができ、プロセッサ112または130は、先端部162が超音波画像160内で移動するにつれて、標識を自動的に更新することができる。

#### 【0030】

220において、追跡モジュール140が、超音波画像160中でガイドワイヤ152の先端部162の移動を検出し、ガイドワイヤ152の対応する先端部156の新しい位置が、X線画像150上に表される。たとえば、位置センサ(図示せず)を、ガイドワイヤ152の先端部に取り付ける、またはそれと一体化することができる。ガイドワイヤの位置センサの読みは、X線画像150上で、さらに超音波画像中で位置を更新するために使用することができる。ガイドワイヤ152が現在の超音波画像の外側にある場合、位置は、超音波画像上に投影することができ、相対的な位置が投影のグラフィックの状況中に反映された状態になる。たとえば、位置センサは、空間位置情報を無線で、またはガイドワイヤ152を介して送信することができる。あるいは、214においてなどのように、超音波画像160中でガイドワイヤ152を自動的に識別することができる画像処理および/またはアルゴリズムを使用して、ガイドワイヤ152の先端部162の移動を自動的に追跡することができる。他の実施形態では、手術者は、新しい位置にガイドワイヤ152を調節した後、ユーザ入力部114および132の1つを使用して、超音波画像160上で先端部162の新しい位置を識別することができる。次いで、プロセッサ112および/または追跡モジュール140が、X線画像150上で先端部156の対応する位置を決定し表す。他の方法を使用して、超音波画像160中でガイドワイヤ152の先端部162の位置を追跡し、検出し、そして位置を決めることができることを理解すべきである。

#### 【0031】

たとえば、手術者は、図4の超音波画像160上に示すように、ポイント164にガイドワイヤ152を進めることができる。ガイドワイヤ152の移動は、X線画像150上に点線166として表される。ディスプレイ116上の表示は、線、点線、点、ポイント、「X」などの文字または他の標識とすることができる。他の実施形態では、表示は、カラーで表示することができ、あるいは、異なる、または所定の強度を有することができる。また他の実施形態では、その表示は、位置を表すために、または時間、距離などに基づいた移動を表すために使用される数字とすることができ、あるいは、手術者が、静止X線画像150上でガイドワイヤ152のリアルタイムの前進を追跡することができるように、手術者の目に見える他のどのような表示としてもよい。

#### 【0032】

この方法は、218と220の間でループして、超音波画像160内でガイドワイヤ152の先端部162の移動を連続的に検出し(そして多分別々に表す)、X線画像150上で対応する先端部156の移動を表す。同じ方法で、他の外来物を追跡し表すことができることを理解すべきである。

#### 【0033】

一度ガイドワイヤ152の先端部162が、血管の所望位置に位置決めされると、手術者は、治療または手術に基づいて、さらに処置することができる。たとえば、ガイダンスカテーテルは、除去することができ、バルーン付きカテーテルは、血管形成のためなどに、ガイドワイヤ152を使用して挿入して、バルーン付きカテーテルを位置決めすることができる。アブレーション、生体検査など、他のインターベンショナル血管手術を施すことができる。

#### 【0034】

一実施形態では、プローブ126の面の投影168(図4に示す)をX線画像150上

10

20

30

40

50



に表示することができる。投影 1 6 8 は、使用されている特定のプローブ 1 2 6 に基づき、したがって、この図に示すように長方形、正方形または他の形状になることがある。たとえば、プローブ 1 2 6 の方向は、手術者が指定することができ、あるいは、プローブ面の方向は、先端部 1 5 6 および 1 6 2 などの共通ポイントの指定中に固定方向を使用して、指定することができる。あるいは、グラフィックを調節して現在のプローブ方向と一致させることができ、または、3 以上のプローブ面方向から、超音波画像 1 6 0 中の同じポイントに印を付けることができる。投影 1 6 8 は、位置センサ 1 4 2 によって検出された移動に基づき、更新することができる。

#### 【 0 0 3 5 】

いくつかの状況では、手術者は、血管樹およびガイドワイヤ 1 5 2 の現在位置を示す新しい次の X 線画像を用いて、X 線画像 1 5 0 を更新したいと望む場合がある。そのために、本方法は、2 0 4 に戻ることができる。X 線造影剤の新しいボース投与量が導入される。次の X 線画像は、X 線画像 1 5 0 に取って代わることができる。X 線画像 1 5 0 上の先端部 1 5 6 および適宜、超音波画像 1 6 0 上の先端部 1 6 2 は、再画定することができ、手術者は、所望のように、継続してガイドワイヤ 1 5 2 を進める。あるいは、現在のガイドワイヤの表示 (1 つまたは複数) は、前の X 線画像 (1 つまたは複数) から維持を続けることができる。

#### 【 0 0 3 6 】

他の実施形態では、手術者は、血管樹を再画定せずに、または示さずにガイドワイヤの位置を再画定するために、X 線画像 1 5 0 を更新したいと望む場合がある。この実施例では、新しい造影ボース投与を使用せず、そのために血管樹が表示されない次の X 線画像が獲得される。次の X 線画像は、X 線画像 1 5 0 と融合されて、ガイドワイヤ 1 5 2 の位置が更新される。複数の X 線画像が時間とともに取られた場合、複数のガイドワイヤは、同じ画像上に重ね合わすことができる。ガイドワイヤのそれぞれは、自動検出され、番号を付けて (または、そうでなければ、互いに対して異なって表される)、それによって最新位置、さらに前の位置に関する情報をもたらすことができる。あるいは、ガイドワイヤ 1 5 2 は、1 つまたは複数の前の画像から除去されて、または削除されて、最新のガイドワイヤ 1 5 2 だけを表示することができ、または先端部 1 5 6 の最新位置を表すことができる。他の実施形態では、ガイドワイヤの表示は、1 つの画像から次の画像へガイドワイヤの移動を追跡するためになど、それぞれをオン、オフと切り換えることができる。

#### 【 0 0 3 7 】

いくつかの実施形態では、超音波システム 1 2 2 およびプローブ 1 2 6 は、4 D 画像化としても知られている、リアルタイムの 3 D 画像化が可能であってもよい。リアルタイムの 3 D 画像データは、分冊などでディスプレイ 1 1 6 上に表示することができ、それによって、ガイドワイヤのリアルタイムの 3 D 追跡を可能にする。

#### 【 0 0 3 8 】

また、リアルタイム 3 D 画像データは、最大投影 (maximum projection)、平均投影 (average projection) や表面レンダリング (surface rendering) など、本技術で知られている他のいかなる 3 D ディスプレイ方法でも表示することができる。図 5 に、X 線画像 1 5 0 およびリアルタイム超音波投影画像 1 8 0 を示す。超音波システム 1 2 2 は、位置センサ 1 4 2 を有した 3 D が可能なプローブを使用して、リアルタイム 3 D 画像化データを収集する。前に述べたように、手術者は、X 線画像 1 5 0 上で先端部 1 5 6 および超音波画像上で先端部 1 6 2 を選択する。あるいは、先端部 1 5 6 および 1 6 2 の 1 つまたは両方を自動的に識別することができる。超音波画像は、前に述べたように、B モード超音波画像 1 6 0 とすることができる。登録モジュール 1 3 8 は、2 つの画像を互いに関し登録し、プロセッサ 1 1 2 は、方向が X 線画像 1 5 0 と同じ超音波投影画像 1 8 0 を形成する。

#### 【 0 0 3 9 】

一実施形態では、投影画像 1 8 0 は、X 線画像 1 5 0 のジオメトリーに一致するように、幾何学的に縮小または拡大される。この実施例では、プロセッサ 1 1 2 が、自動的に決

10

20

30

40

50

定することができ、または、手術者が、画像 150 および 180 のスケーリングおよび多分方向を決定するために使用される、1 つまたは複数の解剖学的な目印またはポイントを入力することができる。次いで、投影画像 180 は、X 線画像 150 と組み合わせることができる。たとえば、投影画像 180 は、X 線画像 150 と融合させる、またはその上に重ね合わせることができる。適宜、X 線画像 150 は、投影画像 180 上に重ね合わせることができる。次いで、ガイドワイヤ 152 および先端部 162 が X 線造影不透過血管に沿って移動するとき、ガイドワイヤ 152 の運動を視覚的に観察することができる。異なる実施形態では、投影画像 180 は、図 5 に示すように、X 線画像 150 とは別に表示され、追跡モジュール 140 が、前に述べたように、X 線画像 150 上でガイドワイヤ 152 の移動を追跡する。他の実施形態では、ディスプレイ 116 が、2 つの画像より多い画像を表示することができ、したがって X 線画像 150 および投影画像 180 の 1 つまたはその両方を、X 線および投影の結合された画像と同時に表示することができる。

10

#### 【0040】

超音波ボリューム (ultrasound volume) を通る C 平面 (C-plane) または他の平面など、他の超音波画像を形成し、表示することができる。C 平面の実施例では、プローブ 126 が X 線管 104 と同じ方向に配置され、したがって C 平面またはスライスが X 線方向に対して垂直である。C 平面は、X 線画像 150 の方向および寸法に一致するように、方向付け、幾何学的に縮小または拡大することができ、X 線画像 150 上に重ね合わせることができる。次いで、手術者は、表示される C 平面の深さを修正することができ、深さ方向のガイドワイヤ 152 の移動を追跡することを可能にする。手術者は、C 平面ではない平面を表示する場合、その平面の位置を調節することができるが、これは、X 線画像 150 の方向によって画定された深さと関連付けなくてもよい。超音波投影画像 180 と同様に、C 平面または他の平面は、X 線画像 150 と同時に、および / または X 線画像 150 と超音波平面を組み合わせた画像と同時に表示することができる。

20

#### 【0041】

他の実施形態では、超音波システム 122 は、2D 超音波画像データを取得することができる。あるいは、取得された超音波ボリュームからスライスまたは平面の 2D 超音波データを選択することができる。2D データセットは、重ね合わせて、融合して、またはそうでなければ、X 線画像 150 と組み合わせ (または X 線画像 150 は、2D データセット上に重ね合わせることができる)、単一画像としてディスプレイ 116 上に表示することができる。

30

#### 【0042】

超音波システム 122 は、ガイドワイヤ 152 を追跡することに加えて、血管形成後即座になど、即座に手術を診断するために、血流減少狭窄がないことを非侵襲的に立証するために、または追加の関心エリアを識別するために、使用することができる。たとえば、B モード、カラー、スペクトルドップラーモードなどを使用することができる。また、超音波システム 122 の使用は、ガイドワイヤ 152 の誘導でミスが少なくなることに繋げることができる。

#### 【0043】

他の実施形態では、一度ガイドワイヤ 152 が、図 2 の 202 においてなどの初期位置に進められると、被写体 102 中に超音波造影剤を導入することができる。次いで、3D 超音波血管画像を取得して、造影強化 X 線画像 150 としてよりむしろベースまたは基準画像として使用することができる。超音波血管画像は、たとえば造影剤のレンダリングされた超音波画像または投影画像とすることができ、ガイドワイヤ 152 をガイドするためにライブ超音波画像 160 とともに使用される。

40

#### 【0044】

少なくとも 1 つの実施形態の技術的効果は、同時に 2 つの画像化モダリティを使用して、ガイドワイヤおよび / またはカテーテル、あるいは他の外来物の移動および配置をガイドする能力である。一方の画像化モダリティは、血管樹を画像化し表示することができる

50

ように、造影剤のボーラス投与量が導入されるX線透視法とすることができる。他方の画像化モダリティは、超音波とすることができ、静止造影強化X線画像およびリアルタイム超音波画像が互いに関し登録される。次いで、手術者が、X線画像とリアルタイム超音波画像の両方を利用して、ガイドワイヤを進めることができる。被写体に与えることが必要な造影剤の量は、減少させることができ、それゆえ腎臓毒性など、造影剤の起こし得る副作用が減少される。また、透視法が、手術の間中、連続的に実施されないので、手術者、被写体および他のスタッフは、X線だけを使用して行われる手術に比べてX線放射をそれほど被曝しない。

#### 【0045】

上記の説明は、例示するものであって限定するものでないことを理解すべきである。たとえば、上記に述べた実施形態（および/またはその態様）は、互いに組み合わせて使用することができる。さらに、具体的な状況または材料を適応させるために、本発明の範囲から逸脱せずに本発明の教示に多くの変更を実施することができる。ここで述べた材料の寸法およびタイプは、本発明のパラメータを定義するように意図されており、それらは、決して限定するものでなく、例示の実施形態である。上記の説明を検討すると、他の多くの実施形態が当業者に明らかになる。したがって、本発明の範囲は、添付の請求項を参照し、そのような請求項が権利を与えられる均等論の全範囲とともに決定すべきである。添付の請求項では、用語「含む (including)」および「そこで (in which)」は、それぞれの用語「含む (comprising)」および「そこで (wherein)」の分かりやすい英語の対応する言葉として使用されている。さらに、以下の請求項では、用語「第1の」、「第2の」および「第3の」などは、単にラベルとして使用され、それらの目的語に数的要件を課すものとしては意図されていない。さらに、以下の請求項の限定は、ミーンズプラスファンクション形式で記載されておらず、米国特許法112条第6段落に基づき解釈されることは意図されていない、ただし、そのような請求項の限定が、語句「のための手段 (means for)」を明示的に使用し、その後さらにさらなる構造が欠けた機能の説明の続く場合は除く。

#### 【0046】

この記載した説明は、本発明を開示するために、また、いずれの当業者も、いかなる装置またはシステムの製造および使用およびいかなる組み込まれた方法の実施を含む、本発明の実施を行うことができるように、最良の実施形態を含む実施例を使用する。本発明の特許性のある範囲は、請求項によって定義され、当業者の心に浮かぶ他の実施例を含むことができる。そのような他の実施例は、それらが、請求項の文字通りの意味の言葉と変わらない構造的要素を有する場合、または、それらが、請求項の文字通りの意味の言葉と実体的な差がない均等な構造的要素を含む場合、請求項の範囲内に含まれると意図される。

#### 【符号の説明】

#### 【0047】

- 100 テーブル
- 102 被写体
- 104 X線管
- 106 X線透視システム
- 108 検出器
- 110 メモリ
- 112 プロセッサ
- 114 ユーザ入力部
- 116 ディスプレイ
- 118 第1の画像
- 120 第2の画像
- 122 超音波システム
- 124 接続部
- 126 超音波プローブ

10

20

30

40

50

- 1 2 8 メモリ
- 1 2 9 無線接続部
- 1 3 0 プロセッサ
- 1 3 2 ユーザ入力部
- 1 3 4 ディスプレイ
- 1 3 6 プローブポート
- 1 3 8 登録モジュール
- 1 4 0 追跡モジュール
- 1 4 2 位置センサ
- 1 4 4 血管
- 1 4 6 血管樹パターン
- 1 5 0 X線画像
- 1 5 2 ガイドワイヤ
- 1 5 4 ガイダンスカテーテル
- 1 5 6 先端部
- 1 5 8 関心領域
- 1 6 0 超音波画像
- 1 6 2 先端部
- 1 6 4 ポイント
- 1 6 6 点線
- 1 6 8 投影
- 1 8 0 投影画像

10

20

【図 1】

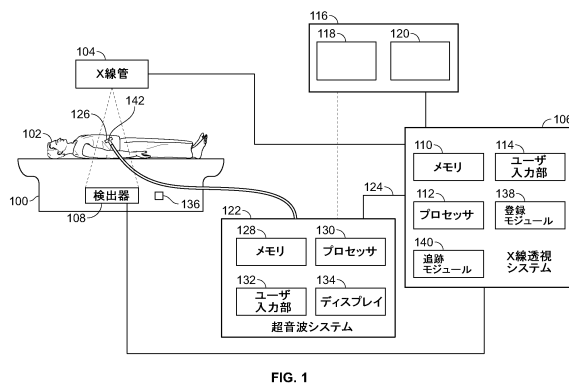


FIG. 1

【図 2】

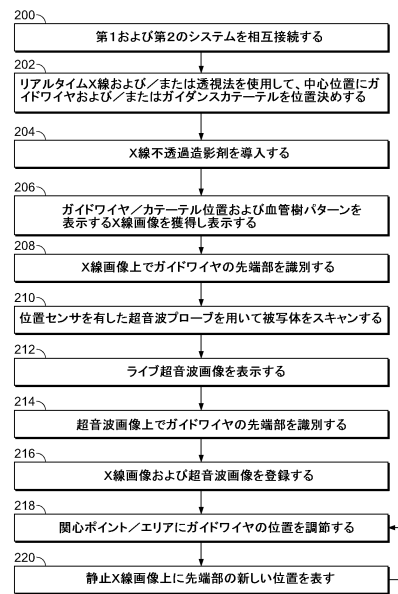


FIG. 2

【図 3】

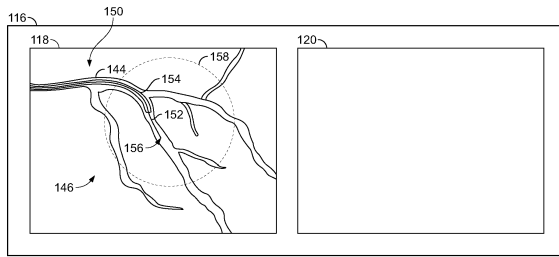


FIG. 3

【図 5】

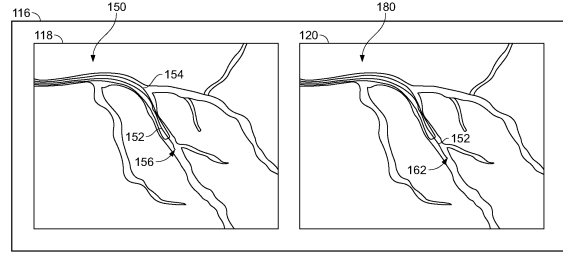


FIG. 5

【図 4】

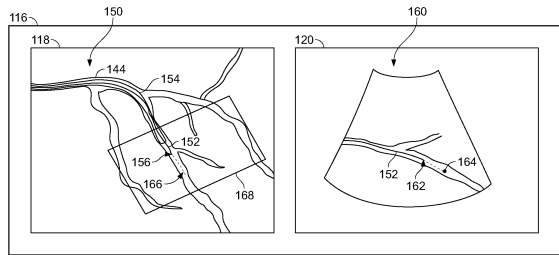


FIG. 4

---

フロントページの続き

- (72)発明者 マイケル・ウォッシュバーン  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ケストレル・トレイル、18480番
- (72)発明者 ウィリアム・アルフォンサス・ザン  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、セダーバーグ、ホーゾン・レーン、ダブリュー53・エヌ  
1075番

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特表2007-536973(JP,A)  
特表2007-515242(JP,A)  
特表2003-527880(JP,A)  
特表2005-510288(JP,A)  
特表2008-519641(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- |      |      |
|------|------|
| A61B | 6/12 |
| A61B | 6/00 |
| A61B | 8/00 |

专利名称(译)	用于跟踪对象中的异物移动的装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5639352B2</a>	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	JP2009193753	申请日	2009-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	アンリンゼイホール マイケルウォッシュバーン ウィリアムアルフォンサスザン		
发明人	アン・リンゼイ・ホール マイケル・ウォッシュバーン ウィリアム・アルフォンサス・ザン		
IPC分类号	A61B6/12 A61B8/00 A61B6/00		
CPC分类号	A61B6/12 A61B6/4417 A61B6/463 A61B6/464 A61B6/469 A61B6/481 A61B6/504 A61B6/5247 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/4416 A61B8/4472 A61B8/463 A61B8/464 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/5238 A61B8/5261 A61B34/20 A61B2090/376 A61B2090/378 A61M25/09		
FI分类号	A61B6/12 A61B8/00 A61B6/00.360.B A61B6/00.331.E A61B6/00.370 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA24 4C093/CA15 4C093/CA21 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FG13 4C093/FG16 4C093/FH03 4C601/EE16 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/JC00 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK17 4C601/KK19		
代理人(译)	小仓 博		
优先权	12/205599 2008-09-05 US		
其他公开文献	JP2010057910A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：通过超声和X-ray成像的组合提供用于导管引导的方法和装置。解决方案：用于跟踪受试者（102）内的异物移动的装置具有X射线荧光透视系统（106）具有X射线检测器（108）和超声系统（122），其具有带有位置传感器（142）的探针（126）。显示器（116）被配置为显示由X射线透视系统（106）获取的静态X射线图像（150）和由超声系统（122）获取的实时超声图像（160）。X射线图像（150）和超声图像（160）均显示异物的至少一部分和周围区域的至少一部分。跟踪模块（140）跟踪异物在超声图像（160）内的移动，并且显示器（116）显示异物在X射线图像（150）上的移动。

## 【図 1】

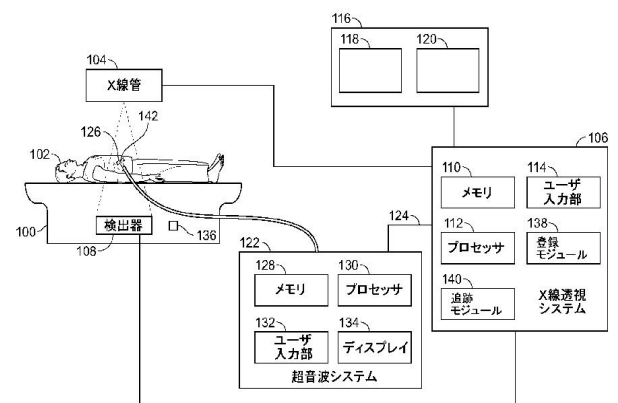


FIG. 1