

(51) Int.CI <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード <sup>8</sup> (参考)
A 6 1 B 6/00	370	A 6 1 B 6/00	370 4 C 0 6 1
	360		360 B 4 C 0 9 3
1/00	300	1/00	300 D 4 C 0 9 6
5/055		6/03	360 Q 4 C 3 0 1
6/03	360		377

審査請求 未請求 予備審査請求(全 37数) 最終頁に続く

(21)出願番号	特願2000 - 607528(P2000 - 607528)
(86)(22)出願日	平成12年3月30日(2000.3.30)
(85)翻訳文提出日	平成13年9月28日(2001.9.28)
(86)国際出願番号	PCT/IL00/00202
(87)国際公開番号	W000/057767
(87)国際公開日	平成12年10月5日(2000.10.5)
(31)優先権主張番号	60/127,267
(32)優先日	平成11年3月31日(1999.3.31)
(33)優先権主張国	米国(US)

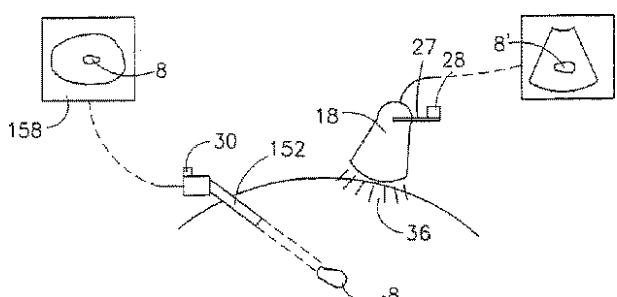
(71)出願人	ウルトラガイド・リミテッド U L T R A G U I D E L T D . イスラエル国タイラットヘイカーメルイン ダストリアルパーク39032・エトガーストリ ート 1
(72)発明者	セガレスキュ, ピクター イスラエル国、34970 ハイファ、ケーレン ・ヒエソド・ストリート、15
(72)発明者	バルティエリ, ヨアフ イスラエル国、34602 ハイファ、アインス タイン・ストリート、75
(74)代理人	弁理士 深見 久郎 (外5名)

最終頁に続く

## (54)【発明の名称】 医療診断ならびに医療誘導インターベンションおよび治療のための装置および方法

## (57)【要約】

複数の撮像システムを用いる医療診断および医療誘導インターベンションのためのシステムおよび方法が導入される。これらのシステムおよび方法は、医療診断および医療誘導手術および治療において2つ以上の医療撮像装置から利用可能である情報を組合わせるための比較的簡単でモジュラ的な様態に対する必要性を認識する。特にこれらの方法は、いくつかの医療撮像装置の協調動作に関する機械的拘束を最小化することを可能にする。この発明において導入される装置および方法は、異なる医療撮像装置の間の相対的な位置およびそれらによって生成される画像平面および/または画像体積の間の相対的な位置を、装着可能な位置測定要素に基づく位置測定システムを用いることにより、測定することを可能にする。これにより、異なる医療撮像システムから同一の平面/体積の画像が利用可能である場合に、画像融合を促進する。さらに/これに代えて、第1の医療撮像装置によって生成された画像から得られる情報に従って、所望の領域/体積の上に第2の医療撮像装置を位置決めすることが可能になる。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 医療診断および／または医療治療計画および／または医療インターベンション計画および／または医療治療および／または医療インテーベンションおよび／または医療処置において有用である2つ以上の医療撮像装置の予め定められた機械的拘束協調動作を自由にするための方法であって、

第1の医療撮像装置によって人体体積／平面を撮像するステップと、  
位置測定コントローラと位置測定要素とを含む位置測定システムによって、前記第1の医療撮像装置に対する第2の医療撮像装置の位置を感知するステップと

、  
前記第2の医療撮像装置によって前記人体体積／平面の一部またはすべてを走査するステップと、

前記第1の医療撮像装置および／または前記第1の医療撮像装置によって生成される走査平面／体積に対する、前記第2の医療撮像装置の相対的位置および／または前記第2の医療撮像装置によって生成される走査平面／体積の相対的位置を計算するステップと、

医療オペレータに対して協調的な態様で前記計算を少なくとも1つのディスプレイスクリーンに表示するステップとを含む、方法。

【請求項2】 前記第1および前記第2の医療撮像装置は順次に動作する、  
請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記第1の医療撮像装置および前記第2の医療撮像装置は同時におよび／または断続的に動作する、請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記1つの第1の医療撮像装置および前記1つの第2の医療撮像装置は、X線、CT、MRIまたは超音波、内視鏡の群のうちの1つである、請求項1に記載の方法。

【請求項5】 位置測定システムは、磁気、光学、音響、慣性、光ファイバの群のうちの1つ、またはこれらの組合せである、請求項1に記載の方法。

【請求項6】 前記第1の医療撮像装置に対して第2の医療撮像装置の位置を感知するステップは、有線または無線通信によって行なわれる、請求項1に記載の方法。

【請求項7】 前記第2の医療撮像装置によって生成される走査平面／体積／画像の位置は、前記第1の医療撮像装置によって生成される走査平面／体積／画像に対して計算される、請求項1に記載の方法。

【請求項8】 前記第1の医療撮像装置によって生成される走査された平面／体積は、前記第2の医療撮像装置によって生成された走査された平面／体積／画像に対して、画像処理ツールによって相関および／または融合される、請求項1に記載の方法。

【請求項9】 標的を前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに標識付けすることにより、または画像内の標的の自動的認識により、前記標的の位置を前記位置感知システムに示すステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項10】 基準平面／体積を前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに標識付けすることにより、前記基準平面／体積の位置を前記位置感知システムに示すステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項11】 前記第2の医療撮像装置の位置は、前記標的および／または前記基準平面／体積／画像に対して計算される、請求項9および請求項10のいずれかに記載の方法。

【請求項12】 前記1つの第2の医療撮像装置によって生成される走査平面／体積の位置は、前記標的および／または前記基準平面／体積に対して計算される、請求項1に記載の方法。

【請求項13】 前記第2の医療撮像装置の、前記標的および／または基準平面／体積への実際の漸進的な移動を、前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに示すステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項14】 前記第2の医療撮像装置および／または前記第2の医療撮像装置生成によって生成される走査平面／体積の、前記標的および／または前記基準平面／体積からのずれを、前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに示すステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項15】 前記第2の撮像装置の位置を調節して、その走査平面／体積／画像に前記標的を含ませるか、またはその走査平面／体積を前記基準平面／体積と一致させるステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項16】 医療処置の異なった段階の間の内臓の解剖学的動きを評価するために、少なくとも1つの標的の計算された位置、またはいくつかの標的／点の間の相対的位置を相關するステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項17】 医療診断および／または医療治療計画および／または医療インターベンション計画および／または医療治療および／または医療インターベンションおよび／または医療処置において有用である2つ以上の医療撮像装置の予め定められた機械的拘束協調動作を自由にすることのできる装置であって、

1つの第1の医療撮像装置と、

1つの第2の医療撮像装置と、

位置測定システムとを含み、前記位置測定システムは少なくとも、位置感知コントローラと、前記第1の医療撮像装置に対して既知の位置での第1の位置測定要素および前記第2の医療撮像装置に対して既知の位置での第2の位置測定要素のうち少なくとも1つとを含み、前記装置はさらに

位置感知コントローラからデータを受取り、前記第1の医療撮像装置および／または前記第1の医療撮像装置によって生成された走査平面／体積に対して、前記第2の医療撮像装置の相対的位置および／または前記第2の医療撮像装置によって生成された走査平面／体積の相対的位置を計算するためのデータプロセッサを含み、前記データプロセッサは、医療オペレータに対して協調的な態様で前記計算を少なくとも1つのディスプレイスクリーンに表示する、装置。

【請求項18】 前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンは1つである、請求項17に記載の装置。

【請求項19】 前記第1および前記第2の医療撮像装置は同時におよび／または断続的に動作する、請求項17に記載の装置。

【請求項20】 前記第1および前記第2の医療撮像装置は、X線、CT、MRI、超音波または内視鏡の群のうちの1つである、請求項17に記載の装置。

【請求項21】 前記位置測定システムは、磁気、光学、音響、慣性、光ファイバの群のうちの1つ、またはこれらの組合せである、請求項17に記載の装置。

【請求項22】 前記第1の医療撮像装置に対して前記第2の医療撮像装置の位置を感知するステップは、有線または無線通信によって行なわれる、請求項17に記載の装置。

【請求項23】 前記少なくとも1つの第1の位置測定要素は、前記第1の医療撮像装置に装着される、請求項17に記載の装置。

【請求項24】 前記少なくとも1つの第2の位置測定要素は、前記第2の医療撮像装置に装着される、請求項17に記載の装置。

【請求項25】 前記少なくとも1つの第1の位置測定要素と前記少なくとも1つの第2の位置測定要素とは作動的通信において作動する、請求項17に記載の装置。

【請求項26】 前記計算は、前記少なくとも1つの第1の位置測定要素と前記少なくとも1つの第2の位置測定要素との間の相対的位置の直接測定に基づく、請求項17に記載の装置。

【請求項27】 前記計算は、前記少なくとも1つの第2の位置測定要素に対する前記少なくとも1つの第1の位置測定要素の位置の直接測定に基づく、請求項17に記載の装置。

【請求項28】 前記位置測定システムは、第1の基準位置に配置される少なくとも1つの第3の基準位置測定要素をさらに含み、

前記少なくとも1つの第3の位置測定要素は、前記少なくとも1つの第1の位置測定要素と前記少なくとも1つの第2の位置測定要素と作動的に通信し、かつそれらの間の相対的位置の計算を可能にする、請求項17に記載の装置。

【請求項29】 前記少なくとも1つの第1の医療撮像装置によって生成される走査された平面／立体は、前記少なくとも1つの第2の医療撮像装置によって生成される走査された平面／立体に対して、画像処理ツールによって相関および／または融合される、請求項17に記載の装置。

【請求項30】 医療処置の異なった段階の間の内臓の解剖学的動きを評価するために、少なくとも1つの標的の計算された位置、またはいくつかの標的／点の間の相対的位置を相関するステップをさらに含む、請求項17に記載の装置。

【請求項31】 標的を前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに標識付けすることにより、または画像からの自動的認識により、前記標的の位置を前記位置感知システムに示すステップをさらに含む、請求項17に記載の装置。

【請求項32】 前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに前記基準平面／体積を標識付けすることにより、前記基準平面／体積の位置を前記位置感知システムに示すステップをさらに含む、請求項17に記載の装置。

【請求項33】 前記少なくとも1つの第2の医療撮像装置の位置は、前記標的および／または前記基準平面／体積に対して計算される、請求項31および請求項32のいずれかに記載の装置。

【請求項34】 前記少なくとも1つの第2の医療撮像装置によって生成される走査平面／体積の位置は、前記標的および／または前記基準平面／体積に対して計算される、請求項17に記載の装置。

【請求項35】 前記少なくとも1つの第2の医療撮像装置の、前記標的および／または基準平面／体積への実際の漸進的な移動を、前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに示すステップをさらに含む、請求項17に記載の装置。

【請求項36】 前記少なくとも1つの第2の医療撮像装置および／または前記少なくとも1つの第2の医療撮像装置生成によって生成される走査平面／体積の、前記標的および／または前記基準平面／体積からのずれを、前記少なくとも1つのディスプレイスクリーンに示すステップをさらに含む、請求項17に記載の装置。

【請求項37】 医療処置の異なった段階の間の内臓の解剖学的動きを評価するために、少なくとも1つの標的の計算された位置、またはいくつかの標的／点の間の相対的位置を相関するステップをさらに含む、請求項17に記載の装置。

【請求項38】 予め定められた機械的拘束協調動作から自由に、内視鏡手段によって視認できる標的へ侵襲器具を誘導することを可能にする装置であって

、

内視鏡撮像装置と、

侵襲器具と、

位置測定システムとを含み、前記位置測定システムは少なくとも、位置感知コントローラと、前記内視鏡撮像装置に対して既知の角度での第1の位置測定要素および前記侵襲器具に対して既知の角度での第2の位置測定要素のうち少なくとも1つとを含み、前記装置はさらに

位置感知コントローラからデータを受取り、前記第1の医療撮像装置によって生成される画像に対して前記侵襲器具の相対的位置を計算するためのデータプロセッサを含み、前記データプロセッサは、医療オペレータに対して協調的な態様で前記計算を少なくとも1つのディスプレイスクリーンに表示する、装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【関連出願の相互参照】**

このPCT特許出願は、1999年3月31日に出願された、「複数の撮像システムを用いる医療診断および医療誘導インターベンションのための装置および方法」(APPARATUS AND METHODS FOR MEDICAL DIAGNOSTIC AND FOR MEDICAL GUIDED INTERVENTIONS USING MULTIPLE IMAGING SYSTEMS)と題する、同一人に所有される米国仮特許出願番号第60/127,267号に関連し、その優先権を主張する。

**【0002】**

この仮特許出願は、全体としてここに引用により援用される。

**【0003】****【発明の分野】**

本発明は、医療診断を行なうための装置に関し、医療インターベンションまたは治療処置を計画し行なうための装置に関する。特に、本発明は、インターベンション中に身体または身体体積中の標的を見るために複数の医療撮像システムを採用する誘導医療インターベンションまたは医療治療処置を行なうための装置に関する。

**【0004】****【発明の背景】**

近年、よりよい診断を受けるために異なった医療撮像システムからの画像の融合が広く用いられるようになっている。さらに、いくつかの医療撮像装置の協調動作は、患者が診断、治療計画ならびに医療処置およびインターベンション中に受ける放射の量を低減することができる。これらの事実は既に認められているが、そのような協調動作の実現は、今まで一般的には、共通の医療プラットホームを有する医療撮像装置に限られてきた。

**【0005】**

さらに、(エネルギーの場を身体中の標的に向けることに基づく)さまざまな指向性の治療処置は、CT、MR、超音波などの医療撮像装置によって発生される

前記身体および標的の画像によって助けられる。

### 【0006】

#### 【発明の概要】

診断中、医療インターベンション中または治療処置中、いくつかの医療撮像装置を同時にまたはシーケンシャルに作動させることが必要であったり役立つことがある。これは、患者の状態を示しあつ／または身体もしくは身体体積中の標的を指定するために、必要に応じかつ装置間の互換性に応じてなされる。たとえば、超音波によっておよび、CT、X線または内視鏡撮像装置などの他の医療撮像装置によって同じ標的を見ることができる。

### 【0007】

本発明は、2つ以上の医療撮像装置の位置間の機械的拘束なしに、医療診断および処置において2つ以上の（超音波およびCTなどの）医療撮像システムを組合せるための方法および装置を含む。本発明は、特に、標的が評価されることが求められる、身体または身体体積内への誘導医療インターベンションにおいて有用である。本発明に開示される装置は、少なくとも2つの医療撮像装置、たとえば超音波、CT、X線、内視鏡と、少なくともディスプレイと、データプロセッサと、位置制御要素および位置測定要素を含む位置測定システムとを含む。位置測定要素の少なくとも一部は、医療撮像装置に対して決められた位置に位置し、撮像装置によって発生される画像／ビームに対して較正される。位置測定システムは、少なくとも2つの医療撮像装置間の相対的位置の確立を可能にする。位置測定システムからの情報を受けるデータプロセッサも、少なくとも2つの撮像装置によって発生される像平面／体積間の位置を確立することができ、以下の少なくとも1つのためにそれを用いる；

- a) 別の医療撮像装置から利用可能な情報に従って身体内の関心ある標的を走査するために1つ以上の撮像装置を操作するか、または、
- b) 同じ平面／体積の画像が2つ以上の撮像装置から利用可能であるとき画像融合を促進する。

### 【0008】

位置測定要素という言葉は、位置測定システムの一部であるよう好適な、以下

のグループ：トランスマッタまたはレシーバまたは反射器またはトランシーバまたは光学的指標 (optical indicia) または慣性センサまたは上記のいずれかの組合せ、のいずれかを規定する。この位置測定システムは、磁気的、音響的、光学的、慣性的または上記の組合せであつてよい。

#### 【0009】

結果として得られた装置は、同じインターベンションまたは診断に使用される医療撮像装置のすべてまたは一部のフリーハンドの操作を可能にする。

#### 【0010】

本発明に記載される装置および方法は、多数の医療撮像装置の組合せを促進して、従来のシステムのものよりもより安全かつ効率よく、様々な医療診断、治療処置およびインターベンションの任務を行なう。特に、本発明の装置は、1つの医療撮像装置で標的を見、医療インターベンション器具または医療治療器具を誘導し、または代替的に、第2の医療撮像装置を用いるとき医療装置を挿入することを可能にする。これは、「超音波撮像のための連節針ガイドおよびこれを用いる方法」(Articulated Needle Guide For Ultrasound Imaging And Method Of Using Same)と題する、同一人に譲渡された米国特許番号第5,647,373号と、「針ガイドのフリーハンドの照準」(Free-Hand Aiming Of A Needle Guide)と題する特許出願PCT/IL96/00050(WO97/03609)と、「特に医療用途のための標的への装置の移動を誘導するためのシステムおよび方法」(System And Method For Guiding The Movements Of A Device To A Target Particularly For Medical Applications)と題する特許出願PCT/IL98/00578と、「走査トランステューサに対する位置センサを較正するための較正方法および装置」(Calibration Method And Apparatus For Calibrating Position Sensors On Scanning Transducers)と題する特許出願PCT/IL98/00631とにおいて、譲受人によって導入されるものなどの画像誘導医療インターベンションシステムを採用するとき特に有用であり得、これらの書類の4つすべてが全体としてここに引用により援用される。

#### 【0011】

本発明に記載される装置はまた、診断ならびに医療インターベンションおよび

/ または治療中に、例えば同じインターベンションにおいて超音波およびCTを用いる際、患者に与えられる放射の量を低減し得る。本発明は、治療処置を助けるために使用される医療撮像装置および指向性の治療装置の位置間の機械的拘束なしに、指向性の治療処置を誘導するための方法および装置も含む。したがって、当該装置は、治療処置を助けるために使用される医療撮像装置のおよび/または治療ヘッドのすべてまたは一部のフリーハンドの操作を可能にする。指向性の治療処置という言葉は、エネルギーの場が患者の身体中の標的または領域に向けられる如何なる処置をも規定するものである。このエネルギーの場は、超音波もしくは衝撃波(碎石術)、または電磁(放射線療法、レーザなど)もしくは粒子ビーム(たとえば陽子線)であり得る。データプロセッサは、位置測定システムから情報を受け、それを用いて、治療装置ヘッド\ビームを身体中の所望の標的に向ける。

#### 【0012】

当該方法および装置は、アドオン能力を有し、ダイナミックなアーキテクチャを定義することができ、それに採用される装置のすべてまたは一部のフリーハンドの操作を可能にするという点で、有益である。

#### 【0013】

本発明は、添付の図面により記載され、同様の参照番号および/または文字は、同様のまたは対応の要素を指す。

#### 【0014】

##### 【実施例の詳細な説明】

図1aは、本発明の例示の第1の実施例を示す。第1の実施例は、医療画像を発生する少なくとも2つの互換性のある医療撮像装置を利用する。ここでは、医療撮像装置は、協調動作において採用される、超音波装置2とコンピュータ断層撮影(CT)装置4とを含む。代替的に、医療撮像装置は、互いに対して協調的動作し互換性があるならば、同じまたは異なった装置であっても、それらの組合せであってもよい。たとえば、これらの装置は、超音波、コンピュータ断層撮影(CT)、X線、内視鏡などによって画像を発生する装置であってもよい。

#### 【0015】

図1に示される設定において、たとえば、標的8が超音波によって正確に撮像できなかったとしても、身体6（または身体体積）のCT4によって発生される、身体6（身体体積）中の標的8の画像を利用して、標的8に対して既知の位置に超音波トランスデューサ18を位置決めし得る。これは、特に、標的の主な場所に対してCT画像を用いながら、侵襲性の器具のリアルタイムの監視のために超音波画像を使用することを可能にする、CT支援医療インターベンションにおいて有用である。さらに、2つの医療撮像装置によって発生される画像は、リアルタイムまたはオフラインで組合され、必要とされる画像の領域において必要とされる詳細を発生し得る。これは、CT画像間の呼吸によるまたは内臓の動きによる解剖学的变化および処置時における身体6の状況を監視するためにも使用され得る。システムは、主要な変形または適応なしに既存の配備された医療撮像装置に対して適合可能である。

#### 【0016】

超音波2および/またはCT4は、データプロセッサ14に含まれる（任意選択の）画像プロセッサ12を介してディスプレイ10に接続され、超音波2およびCT4によって発生される少なくとも画像をディスプレイ10上に表示する。超音波2および/またはCT4は、必要な接続およびハードウェアを介してディスプレイ10に直接接続されることも可能である。画像プロセッサ12は、データプロセッサ14の一部であるか、それに接続されることが可能である。

#### 【0017】

超音波2は、さらに、当該技術に公知の超音波トランスデューサと呼ばれる、走査ヘッド18に接続されるメインユニット17を含む。CT4は、さらに、CT走査ヘッドと呼ばれる走査ヘッド22に接続されるメインユニット（CTコンピュータ）20を含む。CT走査ヘッド22は、当該技術に公知のX線エミッタおよび検出器（図示せず）を含む。走査ヘッドという言葉は、超音波のトランスデューサ、またはCTもしくはX線のX線エミッタおよび検出器または光学的内視鏡のCCDなどの、医療撮像または走査装置の検出器および/またはエミッタ要素を規定するために使用されるものである。

#### 【0018】

少なくとも位置感知コントローラ26と、位置測定要素(PMCS)28、30、32および34とを含む位置測定システムは、超音波トランスデューサ18とCT走査ヘッド22との相対的位置を測定するために使用される。位置測定要素という言葉は、磁気的(たとえば、米国特許番号第4,314,251号および第4,054,881号に詳細されるシステムに従う)または音響的(たとえば、米国特許番号第4,124,838号に詳細されるシステムに従う)または光学的(たとえば、米国特許番号第4,649,504号に詳細されるシステムに従う)または慣性的(たとえば、InterSense Inc.によって製造されたIS900)位置測定システムまたは上記のいずれかの組合せの一部であるのに好適な、以下のグループ:トランスミッタまたはレシーバまたは反射器またはトランシーバまたは光学的指標または慣性センサまたは上記のいずれかの組合せ、のいずれかを規定するものであり、上記列挙した米国特許のすべてはここに引用により援用される。また、上記列挙された、米国特許番号第5,647,373号と、PCT出願PCT/IL96/00050、PCT/IL98/00578、PCT/IL98/00578およびPCT/IL98/00631とに従う位置レバーも好適である。位置感知コントローラ26は、データプロセッサ14の一部であることが可能である。

#### 【0019】

超音波トランスデューサ18とCT走査ヘッド22との相対的位置を測定する役目を果たすために、位置測定要素28が、超音波トランスデューサ18に対して既知の固定された位置に取付けられる。取付は、トランスデューサ18に直接、またはエクステンション27を用いて、のいずれかであり得る。位置測定要素28は、超音波ビーム36が位置測定要素28に対して既知の固定された位置にあるように、超音波トランスデューサ18に対して較正される。そのような較正は、PCT出願PCT/IL98/00631に従って動作させることによって達成可能である。

#### 【0020】

位置測定要素30は、CT走査ヘッド(ガントリ)22からの既知の固定された位置に取付けられる。取付は、CT走査ヘッド(ガントリ)22に直接に、ま

たはエクステンション29を用いて、のいずれかであり得る。位置という言葉は、場所および／または配向を規定するものである。

#### 【0021】

位置感知コントローラ26は、位置測定要素28と位置測定要素30との相対的位置を測定し、超音波トランスデューサ18とCT走査ヘッド22との相対的位置を計算することを可能にする。位置測定要素30は、CT走査ビーム34が位置測定要素30に対して既知の固定された位置にあるように、走査ヘッド22に対して較正される。そのような較正は、同一人に譲渡されたPCT出願PCT/I 98/00631に従って動作させることによって達成可能である。

#### 【0022】

超音波トランスデューサ18、CT走査ヘッド22ならびに位置測定要素28および30の詳細な図を示す図1bを参照する。先の図面において参照された項目は同様に番号付けされ、さらには記載されない。

#### 【0023】

代替的に／さらに、位置測定要素32が、CTベッド15に取付けられてもよい。取付は、CTベッド15に直接に、またはエクステンション31を用いて、のいずれかであり得る。この場合には、位置測定要素34が、CT走査ヘッド22の基準位置に対しての固定された位置（たとえば、デフォルトの垂直位置）に取付けられ、ガントリ22の動きは、CTコンピュータ20から利用可能な情報に従って補正される。

#### 【0024】

さらなる位置測定要素34は、アーム33によってCT室の天井から取付けられたCT走査ヘッドからの固定された位置に取付けられてもよい。この場合には、位置測定要素34は、CTの基準位置に対して固定された位置（たとえばデフォルトの位置）に取付けられ、ガントリ22の動きは、CT20から利用可能な情報に従って補正される。

#### 【0025】

位置測定要素30、32、34をともに使用する必要はない。代わりに、それらの少なくとも1つを使用すれば十分である。装置を適切に動作させるために、

位置測定要素28と組合せて上記位置測定要素30、32および34の1つのみを実現すれば十分である。位置測定要素32および34は、使用されるならば、位置測定要素30（使用されるならば）の較正と同様にCT走査ヘッド22に対して較正される。

#### 【0026】

位置測定要素28はトランステューサ18に対して較正され、位置測定要素30、32および34の少なくとも1つはCT走査ヘッド22に対して較正されるので、超音波走査ビーム36とCT走査ビーム38との相対的位置を計算することができる。これは、位置測定要素28と、以下の少なくとも1つ：位置測定要素30、32および34の1つとの相対的位置を測定することに基づき、かつ、上に規定された較正值に基づいて計算される。図2aのベクトル図および図2bのフローチャートは、2つの医療撮像装置のビーム間の相対的位置を計算するために使用されるべき1つの可能なアルゴリズムを示す。

#### 【0027】

図2bのフローチャートを参照し、ブロック40は、超音波トランステューサ18に対して位置測定要素28を較正することの結果を示す。ブロック42は、超音波トランステューサ18に対して位置測定要素28を較正することの結果を示す。ブロック40および42は、一般的にはオフラインで行なわれる。ブロック44は、位置センサ30に対して位置センサ28の相対的位置の測定を示す。ブロック46は、超音波走査ビーム32とCT走査ビーム34との相対的位置を計算するためのある可能な1組の方程式（式1および式2を以下に示す）を示す。これらの方程式は以下のとおりである。

#### 【0028】

#### 【数1】

$$[M]_{CT\_S\_B}^{US\_S\_B} = [M]_{CT\_S\_B}^{P\_M\_C\_30} * [M]_{P\_M\_C\_30}^{P\_M\_C\_28} * ([M]_{US\_S\_B}^{P\_M\_C\_28})^T \quad (式1)$$

$$\vec{d}_{CT\_S\_B} = [M]_{US\_S\_B}^{P\_M\_C\_28} * ([M]_{P\_M\_C\_30}^{P\_M\_C\_28})^T * \vec{d}_{CT\_S\_B}^{P\_M\_C\_30} + (式2)$$

20

$$[M]_{US\_S\_B}^{P\_M\_C\_28} * \{ \vec{d}_{P\_M\_C\_30}^{P\_M\_C\_28} - \vec{d}_{US\_S\_B}^{P\_M\_C\_28} \}$$

## 【0029】

上記方程式における指数およびパラメータは、図2aのベクトル図および図2bのフローチャートに従う。したがって、CT画像またはCT画像の組に対してのトランステューサ18および超音波ビーム\画像36の相対的位置を計算することが可能である。

## 【0030】

ガントリの外側にCTストレッチャ16を動かすことによる、必要な補正は、CTシステムから利用可能な情報に従って行なうことができる（ストレッチャ16の変位は、10.25mmから0.5mm未満の精度で測定可能である）。ベッドストレッチャ16の移動は、CT走査ヘッド（ガントリ）22から同じ位置に所望の標的6または関心のあるCTスライスをもたらす予め定められた値であり得る。代替的に、CTストレッチャ16は、任意の所望の位置に移動可能である。

## 【0031】

CT22の走査ヘッドの傾きによる、必要な補正は、CTシステム4から利用可能な情報に従って行なわってよい。

## 【0032】

ベッドストレッチャ16の旋回による、必要な補正は、CTシステムから利用可能な情報に従って行なうことができる。

## 【0033】

斜めのまたは垂直のCT画像を使用することによる、必要な補正は、CTシステムから利用可能な情報に従って行なうことができる。

## 【0034】

上述した補正值のすべては、データプロセッサ14に手動で入力されるか、もしくはCTメインユニット20から通信リンクを介して転送可能であり、または、データプロセッサ14が、たとえば、CT画像（ビデオまたはDICOMの形）において一般的には利用可能な情報に従って、それらを自動的に識別することができる。

#### 【0035】

同様のまたは代替のアルゴリズムは、位置測定要素32および34と関連して実現可能である。

#### 【0036】

図3を参照し、1組のCT画像に対する超音波画像（走査ビーム34）の相対的位置は、装置ディスプレイ10上でオペレータに示される。表示は、たとえばボックス60、62、64、66および68の形で2Dおよび/または3Dの態様である。

#### 【0037】

基準CTスキャン画像38からの超音波走査ビーム36のいずれの量は、たとえば、ボックス60におけるように角度および距離の形で、側面図ボックス62の形で、および上面図、ボックス64の形で、オペレータに対して表示可能である。これにより、オペレータは、CTにより身体6をまず走査し、身体6中の少なくとも1つの標的8を識別し、所望のCTスライス\画像が見えるように超音波トランステューサ18を位置決めすることが可能になる。

#### 【0038】

さらに、標的8はCT画像中で標識付け可能であり、標的8が見えるように超音波トランステューサ18を操作することが可能である。表示は、トランステューサ18をいかに操作するかを示す矢印と、超音波走査ビーム36からの標的8の距離を示す数とを含むボックス66の形であり得る。次に、たとえば、超音波による侵襲性の器具のリアルタイムの撮像と組合せてCT画像に基づいて、標的8に向けて侵襲性器具を誘導することが可能である。

#### 【0039】

ボックス68および70は、CT画像の体積に対する位置トランステューサビ

ーム36に関する情報を提供する。ボックス68は、トランステューサ18の現在の位置と整列されたCTスライス(再構成)を示す。ボックス70は、走査された体積に対するトランステューサ18の相対的位置を矢状の図で示す。

#### 【0040】

図3は、ユーザが超音波2およびCT4の情報を協調して使用することを可能にするための特定の表示様式を例示したが、さらなるまたは代替的な表示が使用されてもよい。

#### 【0041】

非常に高い精度を必要とする用途において、超音波2による走査身体6とCT4による走査身体6との間の小さな動きを回避するために、身体6を拘束する必要があるかもしれない。ほとんどの用途では、この要求は必要でない。

#### 【0042】

図1に示すように、本発明に従って協調動作で超音波2およびCT4を動作させるために必要とされるステップのフローチャートである図4をここで参照する。ステップ90で、位置測定要素(PMC)28と30との相対的位置が測定される(図4)。(上に説明したように)位置測定要素30の代わりにまたはこれに加えて、位置測定要素32もしくは34または両者を使用することが可能である。ステップ92で、超音波走査平面/体積/画像36とCT走査平面/体積/画像38との相対的位置が計算される。ステップ92での計算は、超音波トランステューサ18およびCTスキャナ22に対しての位置測定要素28および30(32、34)の較正に基づく(ステップ94)。ステップ94における計算は、同一人に譲渡された米国特許番号第5,647,373号に記載されるような、たとえば画像誘導インターベンションにおいて、任意選択ではあるが好ましい他の医療処置において使用されてもよい(ステップ96)。ステップ92における計算は、必要とされる位置に超音波トランステューサ18を操作することを指示するために使用されてもよい。走査平面/体積間の相対的位置が計算されると、CTシステム4および超音波システム2からの画像は、任意選択であるが非常に好ましいステップ98において相關付けられかつまたは融合されてもよい。これは、従来の画像処理アルゴリズムおよび技術に従って行なうことができる。(

それぞれ、超音波走査ビームおよびCT走査ビームからの)これらの画像を相關付けまたは融合させることにより、表示された超音波画像の画質が向上され得る。ステップ98から得られた、重ね合わされた画像／情報は、任意選択で、反復モードでステップ92の計算を改良するために使用されてもよい。ステップ98から得られた重ね合わされた画像／情報は、他の医療処置において(ステップ96)または超音波トランスデューサ18の操作を指示するために(ステップ120)使用されてもよい。

#### 【0043】

撮像オプション100は、余すところないわけではないが、以下のように列挙される。CTシステム4および超音波システム2からの画像は、個別に表示されてもよく(ステップ102および104)、CT走査ビームと超音波走査ビームとの相対的位置が表示されてもよく(図3に示される、ステップ106)、ステップ98での融合した画像の結果が表示されてもよい(ステップ108)。標的および画像の相關情報は、オペレータにも利用可能で、以下に説明するようにたとえば内部の解剖学的動きを示すこともできる。

#### 【0044】

表示機能100に加えてかつこれと相互作用して、ディスプレイ10上に現われる、撮像装置の1つによって発生される画像上の標的8を任意選択で標識付けすること(ステップ112)などの、さまざまな補助的機能がある。次に、標的8の位置は、医療撮像装置の走査ビーム内で計算されてもよい(ステップ114)。さらに/代替的に、基準平面/体積が、撮像装置の1つによって発生される画像に従って標識付けされるかまたは信号を与えられてもよい(ステップ116)。次に、基準平面/体積の位置が計算されてもよい(ステップ118)。ステップ114および/または118におけるデータは、任意選択で、CT走査ヘッド22および超音波トランスデューサ18の互いに対する位置決めを指示するために、使用されてもよい(ステップ120)。

#### 【0045】

この発明と関連して用いられる特定の実現化例は、CTスキャンが行なわれた時間と処置を行なう時間との間に内臓が顕著に動く用途における画像相關の使用

に関する。人体体積6は、高解像度画像／情報を生成するCTシステム4によって走査される。オペレータは、ディスプレイ10上に表示されるCT画像上に少なくとも1つの標的を規定する。次いで同じ標的が、超音波トランステューサ18によって走査される。超音波走査ビーム／画像36の位置は、CT走査ビーム38の位置に対して（上に詳述のように）求められる。さらに、超音波画像における標的8の相対的位置とCT画像から計算された位置とを比較することにより、CTスキャンを行なう時間とインターベンションを行なう時間との間の人体8における内臓の動きまたは呼吸による変化を監視および補償することができる。この実現化のためには、CT画像において1つ以上の標的／点を標識付けし、次いでそれらを超音波によって場所を突き止めることができ（しかし必須ではない）。これにより、CTによって生成される画像とインターベンション期間の状態との間の、人体8内の内臓の解剖学的変位を計算することが可能になる。上に規定する動作は、もしCTおよび超音波画像内に十分に区別できる標的／点／集合が見出されれば、自動的に行なうこともできる。

#### 【0046】

この発明の例示的な実施例に従って用いる磁気位置測定システムを示す図5aを参照する。先行の図面と同様の部品は同様の符号を有し、さらなる説明は行なわない。

#### 【0047】

この例示的な実施例においては、位置測定要素28は超音波トランステューサ18に装着されるレシーバ28であり、位置測定要素30はアーム80によってCT走査ヘッド22に装着されるトランスマッタ30である。トランスマッタ30はACまたはDC磁気／電磁信号をレシーバ28に伝送する。レシーバ28の出力は、有線または無線接続によって位置感知コントローラ26に伝送され、トランスマッタ30に対するレシーバ28の相対的位置の計算を可能にする。これに代えて、位置測定要素28がトランスマッタであり、位置測定要素30がレシーバであってもよい。

#### 【0048】

図5bを参照すると、光学位置測定システムがこの発明の別の例示的な実施例

に従って用いられる。先行の図面と同様の部品は同様の符号を有し、さらには説明されない。立体視電荷結合素子（C C D）カメラ84は、第1の基準場所でアーム86上に位置決めされる。位置測定要素28は、アーム88によって超音波トランスデューサ18に装着されるL E Dの集合28を含み、位置測定要素30はアーム80によってCT走査ヘッド22に装着されるL E Dの集合30を含む。L E Dの集合28の相対的位置は、C C Dカメラ84（第1の基準場所）に対して測定され、L E Dの集合30の相対的位置もまたC C Dカメラ84（第1の基準場所）に対して測定される。したがって以上の測定から、L E Dの集合30の相対的位置をL E Dの集合28に対して計算することができ、よって超音波走査ビーム32とCTスキャンビーム34との間の相対的位置を計算できる。

#### 【0049】

以上に詳述した、超音波トランスデューサ走査ビーム32とCTスキャンビーム34との間の相対的位置の測定を可能にする位置測定システムは、光学、音響、磁気もしくは慣性、またはこれらの組合せであってもよい。位置測定要素28と30との間の相対的位置は、たとえば図5aにおける例示的な実施例において示されるように一方の要素がレシーバであり他方がトランスマッタである場合のように、直接測定することができる。これに代えて、位置測定要素28と30とは、たとえば図5bの例示的な実施例において示されるように各々の位置を基準場所に対して測定することにより、間接的に計算することもできる。

#### 【0050】

これらの間接的計算を行なう場合、第3の位置測定要素84（立体電荷結合素子（C C D）84によって図5bに示す）は位置測定要素28および30と作動的に通信し、このC C D 84は第1の基準場所に位置決めされる。第1の基準場所は固定されていて既知であってもよい。これに代えて、第1の基準場所は可動であり未知であってもよい。任意で、第1の基準場所はベッド24に装着されてもよい。

#### 【0051】

位置測定要素28、30および（もしシステムの一部であれば）84は、トラ

ンスミッタ、レシーバ、反射器、トランシーバ、または光学的標識の以上の群のうちいずれか、または以上のいかなる組合せであってもよい。位置測定要素28、30および（もしシステムの一部であれば）84は、磁気、音響、光学、または慣性位置測定システムの一部、または以上の組合せであってもよい。

#### 【0052】

位置感知コントローラ26は、有線または無線リンクによって位置測定要素28、30および（もしシステムの一部であれば）84のうちの少なくとも1つまたはすべてと通信し得る。

#### 【0053】

図6は、この発明のさらなる実施例を示す。先行の図面と同様の部品は同様の符号を有し、さらには説明されない。第2の実施例は、この発明に従って協調動作で用いられる超音波2およびX線138を示す。X線撮像装置は、X線メインユニット140と、エミッタ142および検出器142を含むX線走査ヘッド142とを含む。X線走査ヘッド142は、可動および調節可能アーム144上に搭載される。ベッド24は、X線撮像装置138の一部であってもよく、一部でなくてもよい。

#### 【0054】

位置測定要素30は、X線走査ヘッド142から既知の固定された位置で装着される。さらに、位置測定要素30は、X線の走査体積から既知の位置に存在するよう走査ヘッド142に対して較正される。そのような較正は、特許出願PCT/IL98/00631に従って動作させることにより得られる。超音波トランステューサ走査ビーム36とX線走査体積146との間の相対的位置は、位置測定要素28と30との間との直接測定に基づき第1の実施例に説明されたように計算することができる。

#### 【0055】

付加的な位置測定要素84は、アーム86上の基準場所に配置することができる。この位置測定要素84（もし使用するのであれば）は、走査測定要素28および30と協調通信する。こうして、超音波トランステューサ18とX線走査ヘッド142との位置は、図5bに関して説明された計算と同様の計算で基準位置

に対して測定される。人体6は処置の間の動きを防ぐために固定されてもよい。X線走査ヘッド142は、人体6内の標的8または人体体積を視認するために、2つの異なった位置で位置決めされる。X線走査ヘッド142の位置は、基準位置に対して測定され、こうして走査された人体6の3D画像を得るために2つの画像を立体情報へ相関させることができる。立体2D画像／情報からそのような3D画像／情報を生成するためのアルゴリズムは、当業者には既知である。

#### 【0056】

この発明の例示的な使用法においては、（上で図1から図3を参照して説明したように）オペレータは、たとえばディスプレイ10上にマウスで印をつけることにより、X線138から得られた画像上に標的8を示してもよい。標的8の相対的位置は基準点に対して計算される。超音波トランステューサ18は次いで人体体積6に対して適用され、その位置は基準位置に対して測定される。こうして、超音波走査平面36の位置をX線138および標的8から得られた画像立体に対して計算することができる。

#### 【0057】

これに代えて、人体体積6は、標的8を含む所望の基準平面／体積を確立するために第1に超音波によって撮像されてもよい。オペレータは、上に詳述の手順に従って基準平面を選択する。これに代えて、オペレータはたとえば上述のように従来のマーキングソフトウェアを用いてディスプレイ10上に標識付けすることにより標的8を示す。データプロセッサ14は基準場所に対する標的8の位置または基準平面の場所をストアする。次いで超音波トランステューサ18は取除かれ、X線走査ヘッド142の位置は基準平面または標的8に対して計算される。こうして、2つの異なった位置から最適な方法でX線走査ヘッド142を位置決めし、これにより標的8を視認し後に3D画像／情報を生成することが可能になる。

#### 【0058】

超音波2とX線138とを作動的通信で用いるさらなる様式は、図1a、および図4に示すシステムに対して説明されたものと同様であり、上に説明した。

#### 【0059】

この発明のさらなる実施例を示す図7aおよび図7bを参照する。先行の図面と同様の部品は同様の符号を有し、さらには説明されない。第2の実施例はこの発明に従って協調動作で用いられる超音波2および光学内視鏡150を示す。該内視鏡150は、CCD154(図示せず)および光学素子156(図示せず)を備える内視鏡ヘッド152を含む。内視鏡ヘッド152は、剛性または柔軟性があってもよい。視野の角度を変えるための可動先端を備えた剛性内視鏡ヘッド152を用いることも可能である。視野を変えることにより内視鏡を用いることも可能である。

#### 【0060】

位置測定要素30は、光学内視鏡ヘッド150に対して既知の位置に装着され、内視鏡画像158に対して較正される。位置測定要素28はトランスデューサ18に対して既知の位置に装着され、上述のようにトランスデューサビーム/画像36に対して較正される。もし内視鏡ヘッド152が剛性であれば、位置測定要素は内視鏡ヘッド152に対していかなる固定された場所においても内部または外部で装着することができる。もし内視鏡ヘッド152が柔軟性があるかまたは可動先端を有していれば、位置測定要素30はヘッド150の先端に位置決めされる。そのような位置測定要素の例はメドネティックス・インコーポレイテッド(Mednetix Inc.)によって製造される磁気センサである。これに代えて、位置要素30は2つの異なった機能の副要素の組合せであってもよい。位置測定要素30の第1の副要素はヘッド152の位置をデフォルトの状態で測定する(デフォルトの曲げまたはデフォルトの先端位置)。位置測定要素30の第2の副要素は内視鏡ヘッド152の柔軟性のある部分に(好ましくは先端に)装着され、柔軟性部分のデフォルト状態に対する曲げまたは動きを示す。そのような第2の副要素の例はメジャランド・インコーポレイテッド(Measurand Inc.)によって製造される光ファイバセンサであってもよい。さらにこれに代えて、可動先端を備える剛性内視鏡の場合には、デフォルト状態からのずれに関する情報を内視鏡から受取ることも可能である。

#### 【0061】

この発明の1つの局面によると、標的8は超音波トランスデューサ18によっ

て視認され、内視鏡ヘッド152はデータプロセッサ14(図7には図示せず)から受取った誘導情報に基づき標的8を視認するために操作され、ディスプレイ10上に表示される(図7には図示せず)。この誘導は、上述の特許出願PCT/IL96/00050またはPCT/IL98/00578の譲受者によって導入される方法に従ってよい。

#### 【0062】

この発明の別の局面によると、標的8はトランスデューサ18とともに内視鏡ヘッド152とによって視認される。すると標的8を超音波画像内に標識付けし、かつその位置を位置測定要素28に対して計算することができる。位置測定要素30と28との間の測定された相対位置に従い、かつ位置測定要素30の内視鏡画像158への較正に基づき、内視鏡画像158に対して標的8の3D位置を計算することが可能になる。これにより、上で引用した特許出願PCT/IL96/00050またはPCT/IL98/00578において説明される方法および装置に従っていかなる所望の角度からも、侵襲器具を内視鏡画像158に基づいて標的8に誘導することができる。

#### 【0063】

この発明の別の局面によると、トランスデューサ18を用いる必要なしに代替的な方法によって内視鏡画像から深度情報を受取ることができる。1つの代替的な方法によると、焦点位置のまわりの直線(strait line)上のいくつかの位置で内視鏡ヘッド150を動かす間に、標的を内視鏡150によって視認することができ、少なくとも1つの位置は標的の焦点の合った画像を提供する。標的の焦点合わせおよび焦点のぼけに従い、かつ位置測定要素30の測定された位置に従い、「焦点からの距離測定」として知られるアルゴリズムから内視鏡画像における標的の深度を得ることが可能になる。別の方法によると、内視鏡ヘッド150は標的8を含む人体6の体積を少なくとも2つの異なった位置から視認して3D立体撮像を実現することを可能にする。立体撮像アルゴリズムの実現化は、内視鏡ヘッド152の2つ以上の位置の間の相対的位置を知ることに基づく。さらに別の方法によると、当業者においては「シェーディングからの距離測定」として知られる方法により標的8の深度を得ることが可能である。そのような方法は米

国特許第4,714,319号および米国特許第4,695,130号に説明される。

#### 【0064】

上述のすべての方法は、内視鏡150によって生成される画像における標的8の位置に関する3D情報を提供することができる。したがって、侵襲器具に附加的な位置測定要素を装着し、上に引用した特許出願PCT/IL96/00050またはPCT/IL98/00578に従った誘導方法に説明される方法に従った内視鏡撮像によって支援することにより、これを標的8に誘導することができる。

#### 【0065】

この発明をいくつかの好ましい実施例について説明してきたが、これらは単に例示目的であり、この発明の多くの変形、変更および適応が可能であることが理解されるであろう。したがって、この発明の範囲は前掲の特許請求の範囲によって定義される。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1a】 超音波およびコンピュータ断層撮影(CT)装置の協調動作のための本発明に従って構成されたシステムの一形態の図である。

【図1b】 図1aにおけるCTおよび超音波の走査ビーム間の相対的位置を示す図である。

【図2a】 図1aにおける超音波およびCTの走査ビーム間の相対的位置を計算するのに使用されるベクトルを示すベクトル図である。

【図2b】 図1aにおける超音波およびCTの走査ビーム間の相対的位置を計算するのに関係するステップを示すブロック図である。

【図3】 図1aに関連して本発明に従って可能にされる表示機能を示す図である。

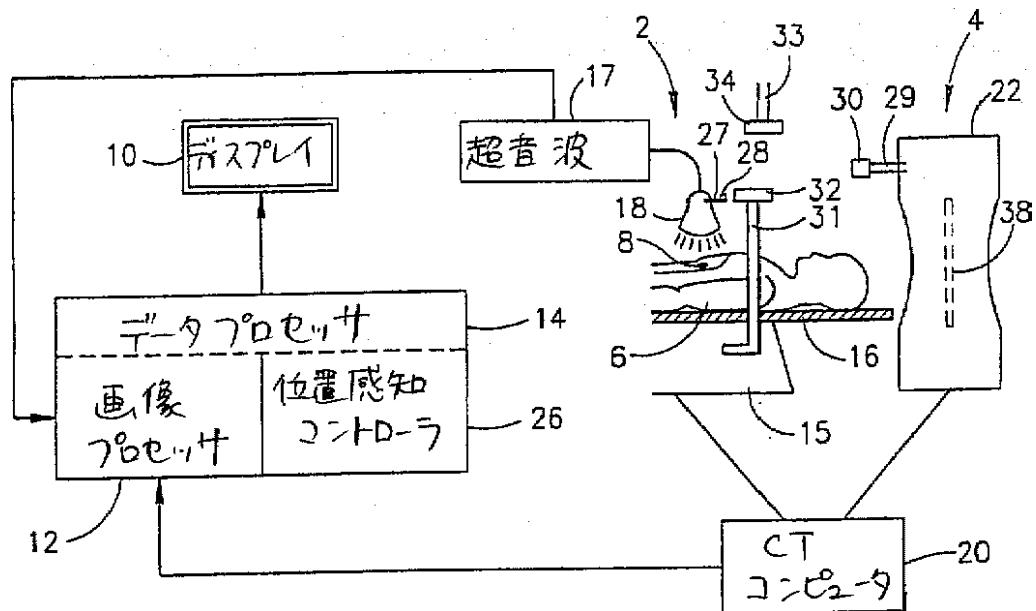
【図4】 本発明に従う協調モードで2つの医療走査装置を用いるステップを示す簡素化された流れ図である。

【図5a】 本発明に従って使用されるべきある可能性ある位置測定システムの図である。

【図5b】 本発明に従って使用されるべき別の可能な位置測定システムの図である。

【図6】 超音波およびX線の協調動作のための本発明に従って構成されたシステムの一形態の図である。

【図1a】



【図1b】

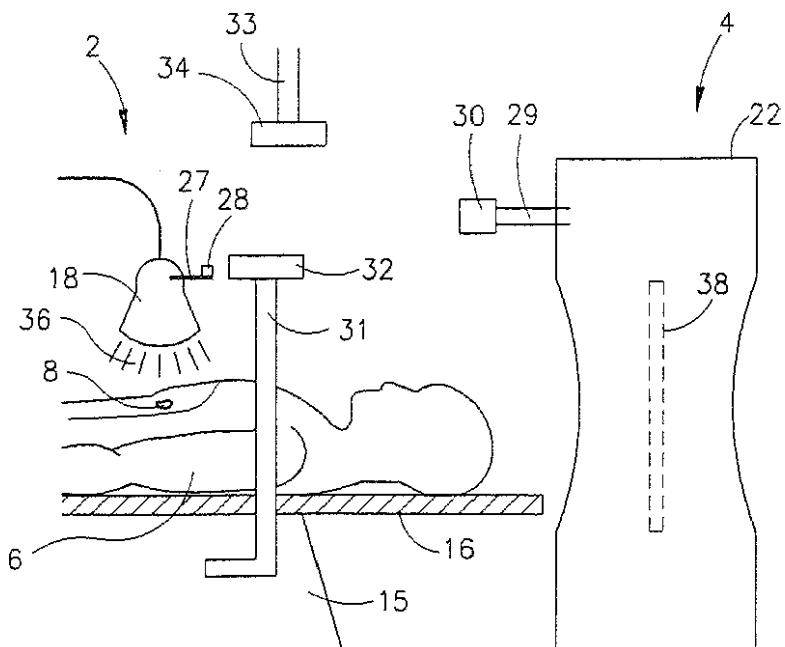


FIG.1B

【図2a】

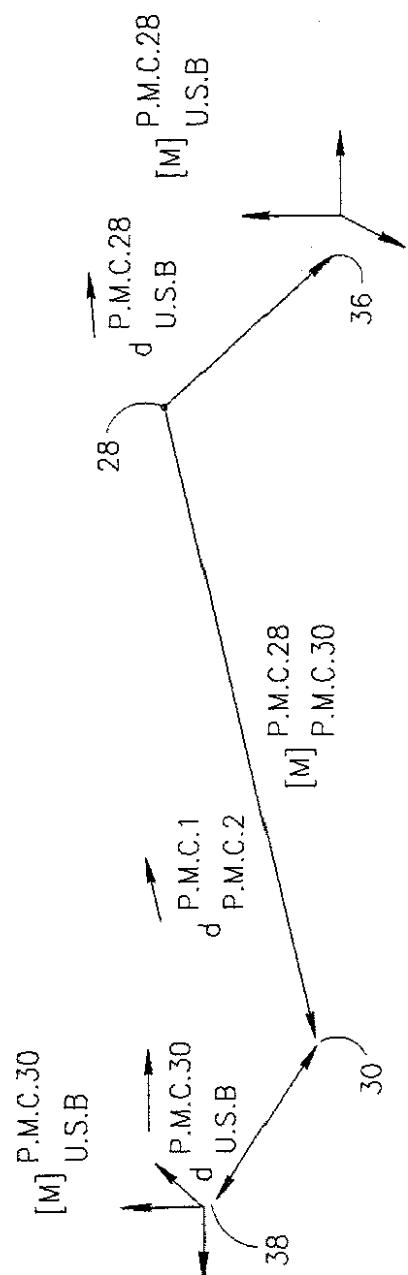
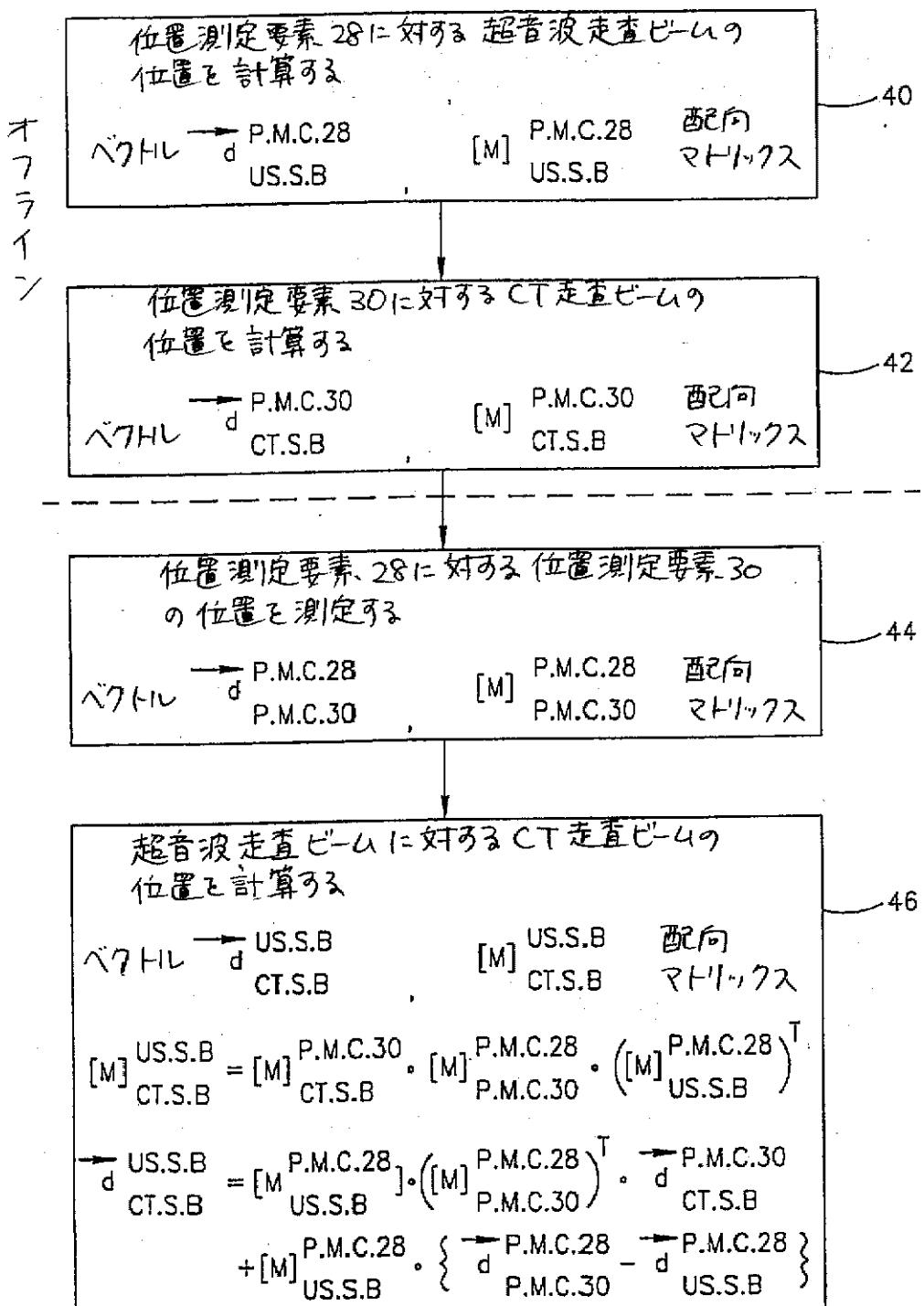


FIG.2A

【図2b】



【図3】

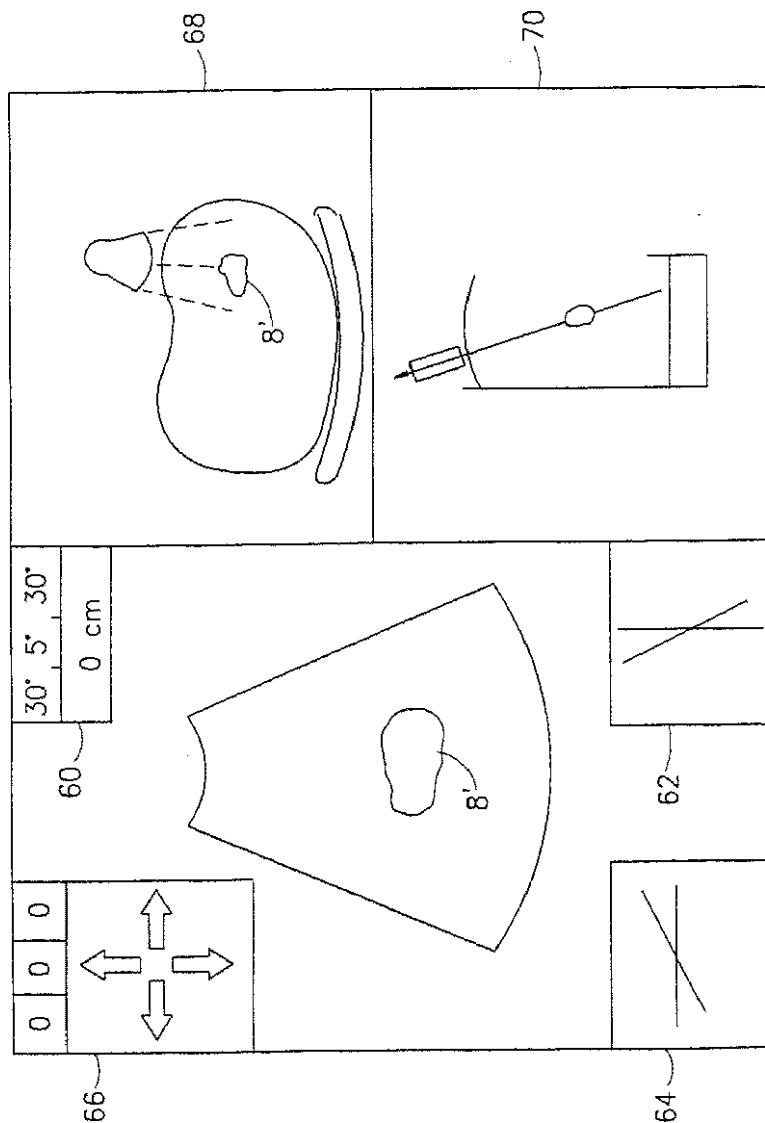
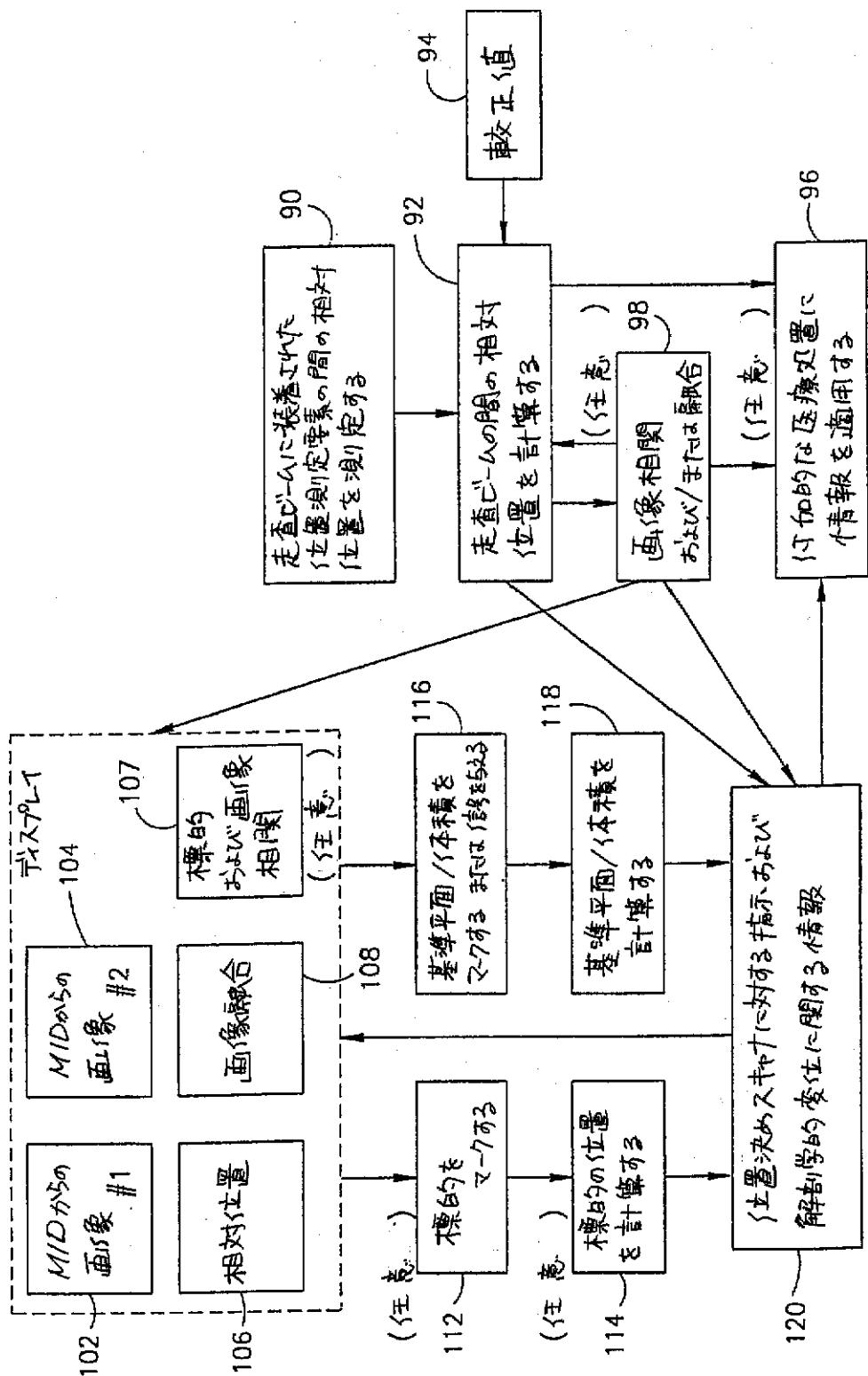
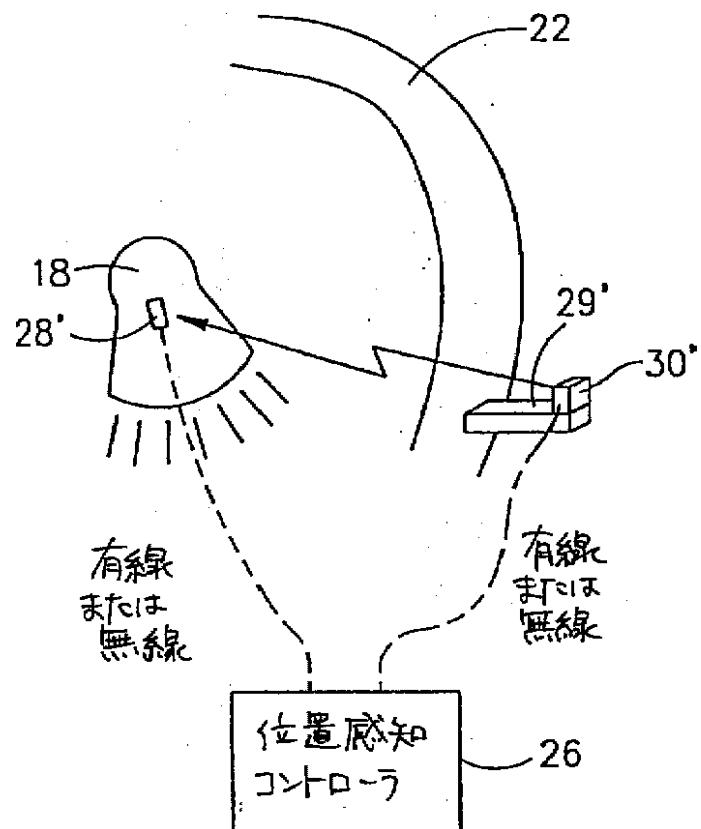


FIG.3

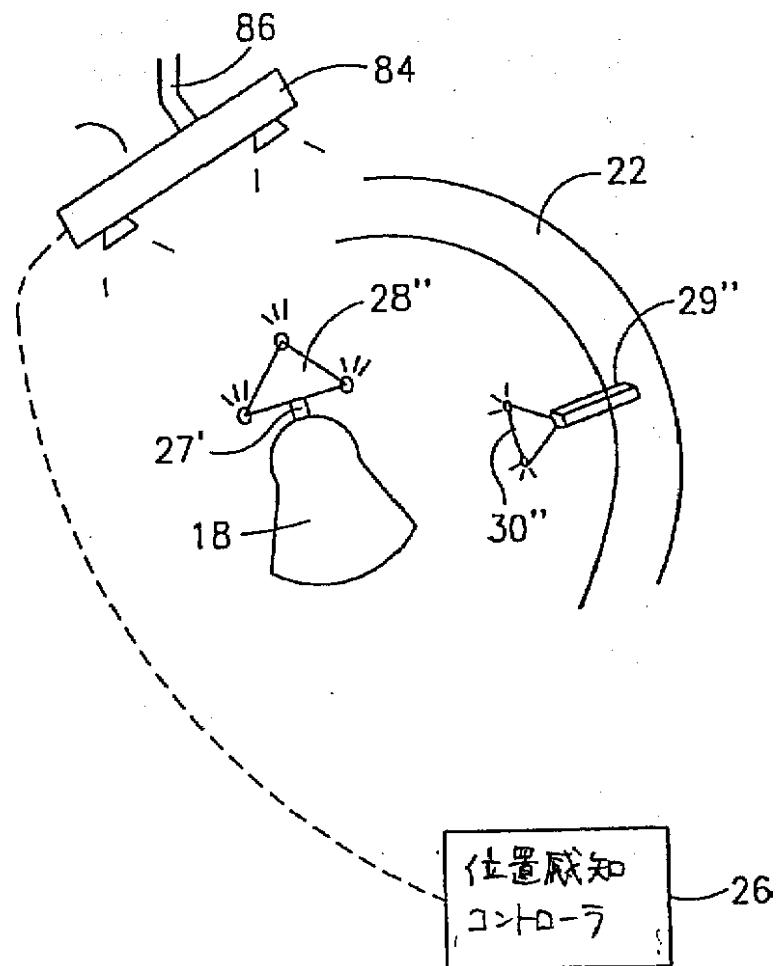
【図4】



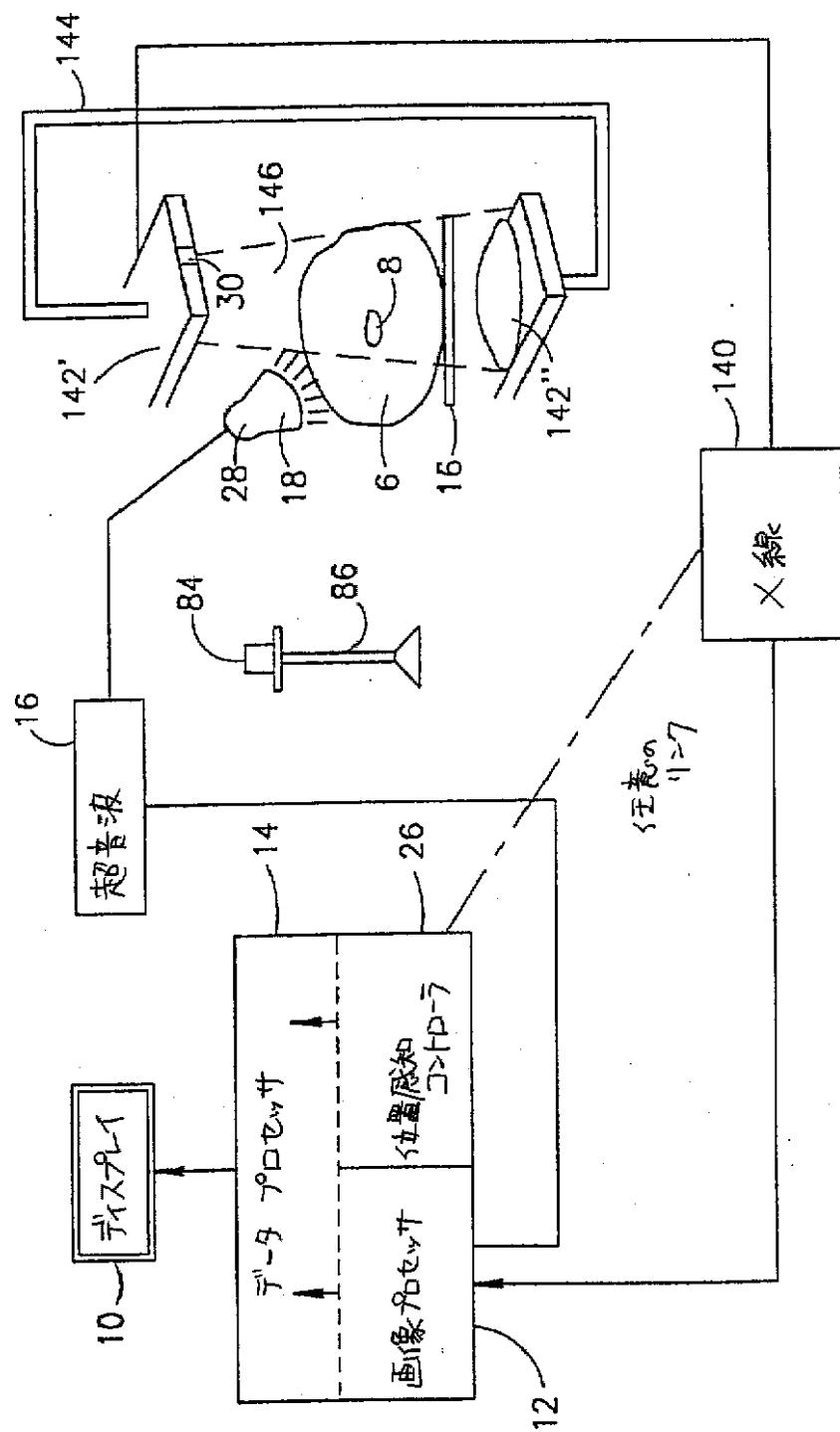
【図5a】



【図5b】



【図6】



【図7A】

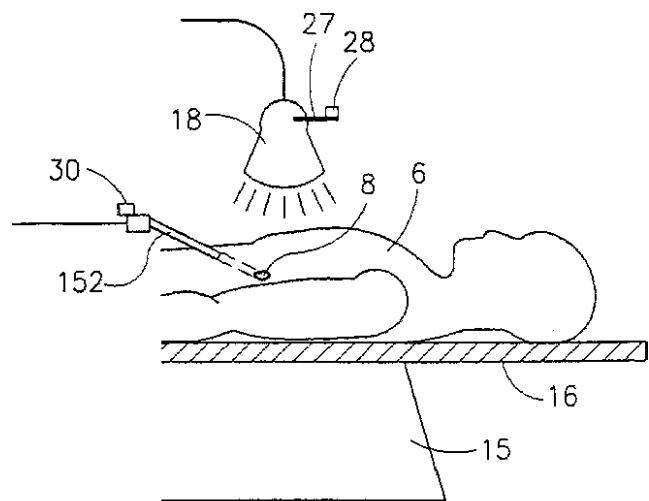


FIG.7A

【図7B】

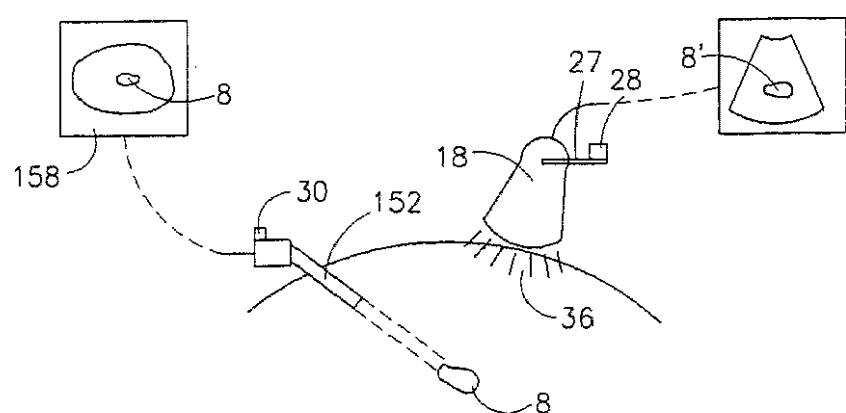
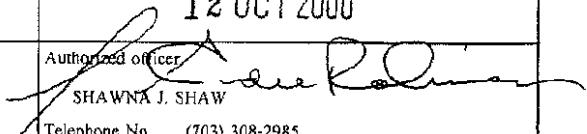


FIG.7B

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL00/00202															
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(7) : A61B 8/00 US CL : 600/427 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC																	
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 128/699; 600/407, 417, 427, 429, 439, 446, 459, 461; 606/130																	
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched																	
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)																	
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px;">WO 97/03609 A (PALTIELI) 06 February 1997, entire document.</td> <td style="padding: 2px;">1-38</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 5,529,070 A (AUGUSTINE et al.) 25 June 1996, Figs. 5-7, and col. 6 line 31 to col. 7 line 9.</td> <td style="padding: 2px;">1-38</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 5,662,111 A (COSMAN) 02 September 1997, Figs. 4-7, col. 6 lines 9-49, and claims 1-9.</td> <td style="padding: 2px;">1-38</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 5,829,444 A (FERRE et al.) 03 November 1998, Figs. 8-13, col. 5 lines 40-52, col. 6 lines 3-8, and col. 7 lines 11-39.</td> <td style="padding: 2px;">1-38</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	WO 97/03609 A (PALTIELI) 06 February 1997, entire document.	1-38	Y	US 5,529,070 A (AUGUSTINE et al.) 25 June 1996, Figs. 5-7, and col. 6 line 31 to col. 7 line 9.	1-38	Y	US 5,662,111 A (COSMAN) 02 September 1997, Figs. 4-7, col. 6 lines 9-49, and claims 1-9.	1-38	Y	US 5,829,444 A (FERRE et al.) 03 November 1998, Figs. 8-13, col. 5 lines 40-52, col. 6 lines 3-8, and col. 7 lines 11-39.	1-38
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.															
X	WO 97/03609 A (PALTIELI) 06 February 1997, entire document.	1-38															
Y	US 5,529,070 A (AUGUSTINE et al.) 25 June 1996, Figs. 5-7, and col. 6 line 31 to col. 7 line 9.	1-38															
Y	US 5,662,111 A (COSMAN) 02 September 1997, Figs. 4-7, col. 6 lines 9-49, and claims 1-9.	1-38															
Y	US 5,829,444 A (FERRE et al.) 03 November 1998, Figs. 8-13, col. 5 lines 40-52, col. 6 lines 3-8, and col. 7 lines 11-39.	1-38															
<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 document 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																	
Date of the actual completion of the international search 09 SEPTEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 12 OCT 2000															
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer  SHAWNA J. SHAW Telephone No. (703) 308-2985															

## フロントページの続き

(51)Int.CI. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコ-ド <sup>8</sup> (参考)
A 6 1 B 6/03	3 7 7	A 6 1 B 8/00	
	8/00	5/05	3 9 0
G 0 1 R 33/28		G 0 1 N 24/02	Y
(81)指定国 E P (A T , B E , C H , C Y ,			
D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I			
T , L U , M C , N L , P T , S E ) , O A (B F , B J			
, C F , C G , C I , C M , G A , G N , G W , M L ,			
M R , N E , S N , T D , T G ) , A P (G H , G M , K			
E , L S , M W , S D , S L , S Z , T Z , U G , Z W			
) , E A (A M , A Z , B Y , K G , K Z , M D , R U ,			
T J , T M ) , A E , A G , A L , A M , A T , A U ,			
A Z , B A , B B , B G , B R , B Y , C A , C H , C			
N , C R , C U , C Z , D E , D K , D M , D Z , E E			
, E S , F I , G B , G D , G E , G H , G M , H R ,			
H U , I D , I L , I N , I S , J P , K E , K G , K			
P , K R , K Z , L C , L K , L R , L S , L T , L U			
, L V , M A , M D , M G , M K , M N , M W , M X ,			
N O , N Z , P L , P T , R O , R U , S D , S E , S			
G , S I , S K , S L , T J , T M , T R , T T , T Z			
, U A , U G , U S , U Z , V N , Y U , Z A , Z W			
F タ-ム(参考) 4C061 BB06 CC06 DD06 HH51			
4C093 AA01 AA22 CA21 FF11 FF35			
FF37 FF42			
4C096 AA12 AA18 AB50 AD03 AD15			
AD23 BA18 BA41 DC16 DC20			
DC23 DC28 DC33 DD02 DD08			
DD13 FC20			
4C301 CC02 EE11 EE19 FF25 GD02			
JA04 JB28 JC16 KK12 KK13			
KK17 KK18			

专利名称(译)	用于医学诊断和医学指导干预和治疗的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003527880A</a>	公开(公告)日	2003-09-24
申请号	JP2000607528	申请日	2000-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	ULTRAGUIDE		
申请(专利权)人(译)	超引导有限公司		
[标]发明人	セガレスキュビクター パルティエリヨアフ		
发明人	セガレスキュビクター パルティエリヨアフ		
IPC分类号	G01R33/28 A61B1/00 A61B5/055 A61B6/00 A61B6/03 A61B8/00 A61B19/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52017 A61B34/20 A61B34/25 A61B90/36 A61B2034/107 A61B2034/2055 A61B2090/365 A61B2090/378 G01S15/899		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/00.360.B A61B1/00.300.D A61B6/03.360.Q A61B6/03.377 A61B8/00 A61B5/05. 390 G01N24/02.Y		
F-TERM分类号	4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/DD06 4C061/HH51 4C093/AA01 4C093/AA22 4C093/CA21 4C093 /FF11 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C096/AA12 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/AD03 4C096/AD15 4C096/AD23 4C096/BA18 4C096/BA41 4C096/DC16 4C096/DC20 4C096/DC23 4C096 /DC28 4C096/DC33 4C096/DD02 4C096/DD08 4C096/DD13 4C096/FC20 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/EE19 4C301/FF25 4C301/GD02 4C301/JA04 4C301/JB28 4C301/JC16 4C301/KK12 4C301 /KK13 4C301/KK17 4C301/KK18		
优先权	60/127267 1999-03-31 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

引入了用于使用多个成像系统进行医学诊断和引导干预的系统和方法。这些系统和方法认识到需要相对简单和模块化的方式来组合在医学诊断以及医学指导的手术和治疗中从一个以上的医学成像设备获得的信息。特别地，这些方法使得可以最小化对某些医学成像设备的协调操作的机械约束。在本发明中引入的设备和方法提供了不同医学成像装置与图像平面和/或由此产生的图像体积之间的相对位置的可佩戴位置测量。通过使用基于元素的位置测量系统，可以进行测量。当可以从不同的医学成像系统获得相同的平面/体积图像时，这有助于图像融合。附加地/可替代地，可以根据从第一医学成像设备产生的图像获得的信息，将第二医学成像设备定位在期望的面积/体积上。

