

(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2019-17479
(P2019-17479A)

(43) 公開日 平成31年2月7日(2019.2.7)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	5 5 2 2 H 0 4 0
A61B 1/045 (2006.01)	A 61 B 1/00	6 5 0 4 C 1 6 1
A61B 34/20 (2016.01)	A 61 B 1/045	6 2 3
G02B 23/24 (2006.01)	A 61 B 34/20 G02B 23/24	C

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2017-136228 (P2017-136228)	(71) 出願人	512056142 M I C ソリューションズ株式会社 兵庫県西宮市段上町2丁目13-20
(22) 出願日	平成29年7月12日 (2017.7.12)	(74) 代理人	100081536 弁理士 田村 嶽
		(72) 発明者	今中 良一 大阪府枚方市楠葉美咲3-2-6
			F ターム (参考) 2H040 BA22 DA51 4C161 GG11 HH55 JJ09

(54) 【発明の名称】手術支援システム

(57) 【要約】

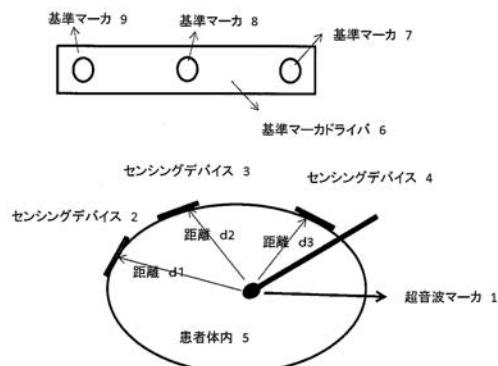
【課題】

内視鏡などにより患者の体内の所定の部位を手術するにあたり、手術時に目標とする体内のマーカ位置をリアルタイムに表示する。

【解決手段】

患者体内に位置を検出するマーカ位置に超音波を発生する第1の素子を設け、前記素子から発する超音波を受信するセンサを少なくとも患者体表に複数個所設置し、そのセンサと同じ位置に第2の超音波センサを設け、別に設置した第2の位置基準より超音波を発信する第2の超音波発生素子を少なくとも3か所以上、患者を処置する手術室内に設けることによって、目標とするマーカ位置をリアルタイムで表示する手術支援装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

位置を検出する目標位置に超音波を発生する第1の素子を設け、前記素子から発する超音波を受信するセンサを少なくとも3か所以上に設置し、前記センサと同じ位置に第2の超音波センサを設け、別に設置した第2の位置基準より超音波を発信する第2の超音波発生素子を少なくとも3か所以上に設けたうえ、第1の素子の位置を第2の位置基準により算出することを特徴とする位置検出装置。

【請求項 2】

位置を検出する目標位置に超音波を発生する第1の素子を設け、前記素子から発する超音波を受信するセンサを少なくとも3か所以上に設置し、前記センサと同じ位置にLED光源を設け、別に設置したLED光源を受光するためのカメラを基準位置に少なくとも2か所に設けたうえ、第1の素子の位置をカメラの位置基準により算出することを特徴とする位置検出装置。 10

【請求項 3】

前記センサをCT装置などの撮影時に患者体表に貼り付けたうえ撮影を行い、撮影した患者のCT装置などの画像をコンピュータ上で表示させ、ボリュームレンダリング演算部によって生成された3次元画像の座標と、センサの座標を、座標変換した後、同じ座標を用いて座標統合し、内視鏡などの手術器具の目標位置をコンピュータ画像上において位置合わせ可能にすることを特徴とする特許請求の範囲第1項あるいは第2項記載の位置検出装置。 20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ディスプレイ上に表示された生体画像情報の上に使用している手術器具などの処置用機器の3次元位置を表示し、手術を指示し支援する手術用ナビゲーションシステムに関する。 30

【背景技術】**【0002】**

事前に撮影されたCT(computerized tomography)や、MRI(magnetic resonance imaging)などによる断層像をコンピュータで合成してモニターなどの表示部に断層もしくは立体表示すると共に、手術に使用する処置具や、内視鏡などの機器に位置検出用のマーカを取り付け、赤外線を照射し、反射光をカメラ等で検出することにより位置を測定し、前述の生体画像情報上に使用している機器の位置を表示し、特に脳外科などでは顕微鏡像に脳腫瘍の位置を合成して表示することにより、手術を指示し支援する機器が開発されている。 40

【0003】

従来から例えば特開2001-204738および特開2013-202313に、事前に撮影されたCT(computerized tomography)や、MRI(magnetic resonance imaging)などによる断層像をコンピュータ上で合成してモニターなどの表示部に断層もしくは立体表示すると共に、手術に使用する処置具や、内視鏡などの機器に位置検出用のマーカを取り付け、前述の生体画像情報上に使用している機器の位置および角度を表示し、特に脳外科などでは顕微鏡像に脳腫瘍の位置を合成して表示することにより、手術を進める方向を指示し支援する機器が開発されている。また特開2005-156250には、超音波による位置検出方法が開示されている。 50

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開2001-204738号

【特許文献2】特開2013-202313号

【特許文献 3】特開 2005 - 156250 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡などにより患者の体内の所定の部位を手術するにあたり、従来は患者の体内に挿入される内視鏡等の術具の先端から前記術部の目標物までの距離および角度を測定するため、内視鏡の体外の部分に位置および角度表示用マーカを設けて、体外の基準の位置からの距離、角度を測定していた。このため表示用マーカは手術室内に設けたカメラ等により距離を測定するように構成された手術用ナビゲーションシステムが使われてきた。そして表示用マーカと体内に挿入され、位置を検出したい部分の間は、剛体となり一体化されていることが必要であり、また表示用マーカは、位置と角度を表示する必要があるため、形状が大きく、手術中に位置情報が遮断されることが多く、手術時に障害となっていた。さらに超音波による位置測定では、位置センシングする素子の絶対位置が算出できないため、事前に撮影した画像との位置統合が難しかった。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る手術支援装置は、内視鏡画像を見ながら切削用の術具を用いて行われる手術中に、断層画像情報から生成される3次元のシミュレーション画像を表示しながらナビゲーションを行う手術支援装置であって、断層画像情報取得部と、メモリと、ボリュームレンダリング演算部と、内視鏡・術具位置検出部を備えている。断層画像情報取得部は、患者の断層画像情報を取得する。メモリは、断層画像情報取得部に接続されており、断層画像情報のボクセル情報を格納する。ボリュームレンダリング演算部は、メモリに接続されており、ボクセル情報に基づいて、視線に対して垂直の方向においてボクセル情報をサンプリングする。内視鏡・術具位置検出部は、内視鏡または術具の3次元位置を逐次検出する。このため、検出すべき位置に超音波を発生させる超音波発振子からなる超音波マーカを設け、体表上の3か所以上に超音波センサを載置し、少なくとも3点以上で超音波マーカからの超音波を検出し3点測量により超音波マーカの位置を測定する。超音波センサはRFID構成としたセンシングシステムを利用し、3か所以上におかれたセンシングデバイスを用い、超音波マーカの位置をセンシングデバイスとの距離を測定して、3次元座標を算出する。さらにセンシングデバイスの絶対位置は、体外に設けた3つ以上の基準マーカから送出した超音波、あるいは赤外光を受発光することにより算出し、計測する。そして、あらかじめ撮影した患者のCT,MRIなどの画像をコンピュータ上で表示させ、レジストレーション演算部により、ボリュームレンダリング演算部によって生成された3次元画像の座標と、内視鏡・術具位置検出部において検出した3次元座標を算出し、座標統合する。

20

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、手術術具を操作するときに障害となる表示用マーカなどを取り付けることが不要となり、また表示用マーカ取り付け部と手術術具における位置情報を必要とするポイント間が剛体である必要がないため、術者が手術術具を取り扱う際の障害となることがない。さらに剛体である必要がないため、手術術具を術者が扱いやすく手術を受ける患者にとっても体内に挿入される術具を細く柔軟に設定でき、特に光ファイバースコープに適用した時には、侵襲性を少なくすることができるなど、多くの優れた効果が生じる。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の超音波センシングシステムを示す模式図

40

【図2】本発明の図1の超音波センシングシステムを構成するセンシングデバイスのプロック図

【図3】本発明の超音波センシングシステムを構成するセンシングシステムコントローラのプロック図

【図4】本発明のセンシングシステムLを示す模式図

50

【図5】本発明のセンシングデバイスLの実施例を示すブロック図

【図6】本発明の超音波センシングシステム動作時の波形を示す概念図

【発明を実施するための形態】

【0009】

図1に本発明の超音波センシングシステムを示す。超音波センシングシステムは、所定のタイミングで超音波信号を発信し、その位置を特定する超音波マーカ1、超音波信号を受信する超音波センサを有するセンシングデバイス2，3，4、から構成され、センシングデバイスは超音波受信装置および増幅装置からなる超音波受信器を内蔵し、受信した超音波信号と無線タグ（RFID）から検出した同期信号との位相差から距離を計測する。さらに超音波マーカ1の制御装置と一緒に構成したセンシングシステムコントローラ（図3に示す）およびセンシングデバイスの位置を基準マーカから発信される複数の基準マーカ（7，8，9）から基準となる超音波信号を受信し、センシングデバイスの位置を算出する機能を併せ持つセンシングデバイス（図2に示す）2，3，4より構成される。

【0010】

図2はセンシングデバイス2の構成を示す。なお図にはセンシングデバイスを1つだけ示しているが、実際は3つ以上のセンシングデバイス（図1では2，3，4として示す）を動作させ、システムを構築する。超音波マーカ1が発信した超音波信号は、図2の複数のセンシングデバイス内の超音波センサB24により受信される。受信された超音波は超音波受信部B25により増幅され、コントローラ22に入力される。コントローラに内蔵された距離計測ブロックに受信信号を供給し、RFID制御部から同期信号を受け取り、同期信号と受信された超音波信号との時間差を計測し、超音波マーカ1から発射された超音波信号が超音波受信センサBに到達するまでの時間を計測して、その間の距離を算出する。同じ超音波マーカ1から発射された超音波信号を異なるセンシングデバイスによりそれぞれに受信し距離情報として、センシングシステムコントローラ50に送り、超音波マーカ1の3次元座標が求められる。

【0011】

図2において、センシングデバイス2は、アンテナ28、電源生成部23、RFID制御部21、コントローラ22からなる。アンテナ28は、センシングシステムコントローラ50から発信されるRFIDの電波を受信する。アンテナ28は、アンテナ30（図3）からの電波を受け、その出力は電源生成部23に入力され、センシングデバイスの電源となる。なおアンテナ28、RFID制御部21を経由して、RFID同期信号がコントローラ22に入力される。

【0012】

図3に示すセンシングシステムコントローラ50内のCPUが、基準マーカ7，8，9に基準マーカドライバ6を経由して基準マーカに基準となる超音波信号を供給する。基準マーカ7，8，9の超音波信号は、図2のセンシングデバイス内の、超音波センサA27により受信され、超音波受信部A26により増幅されたのち、コントローラ22に入力される。コントローラ22により基準マーカと時間差を計測された情報は、21のRFID制御部を経由して、アンテナ28により、センシングシステムコントローラ50に送られ、基準マーカ7，8，9の位置情報より、センシングデバイスの3次元座標が算出される。なお算出方法は後述する。

【0013】

前記したように、センシングデバイスには無線タグ（RFID）機能が設けられており、無線タグが、複数のそれぞれのセンシングデバイス2，3，4に対して、同期信号と識別符号IDを高周波信号（例えばVHF：314.9MHz）により変調して送信し、超音波マーカ1の超音波信号の発信のタイミングが同期信号としてセンシングデバイスに送信される。無線タグシステムは、超音波マーカ1に識別符号IDを無線で送信すると共に、システム全体に同期信号を送信する。

【0014】

図3に示すセンシングシステムコントローラ50において、超音波マーカ1から発信さ

10

20

30

40

50

れた超音波信号を複数のセンシングデバイスにより受信して得た超音波信号により超音波マーカの3次元位置を求めるため、超音波マーカに供給する超音波信号（例えば図6の602に示す）を生成する。そのため、CPU404、メモリ408により超音波マーカに供給する超音波信号を生成し、変調制御部407により超音波発振素子に適合した波形に変調した後、超音波マーカ1に信号を供給するための超音波素子ドライバ403を経由し、超音波マーカ1より、超音波信号を送出する。同時に402のRFID制御部より、30のアンテナを経由し、センシングデバイスにRFID同期信号（例えば図6の601に示す）を送出する。表示部406はセンシングシステムコントローラ50の状態を表示し、操作は401の入力操作部を行い、405のデータ変換器を経由して行う。

【0015】

10

図3に示すセンシングシステムコントローラ50内のCPUは、超音波マーカ1から発信された超音波信号を受信するセンシングデバイス2、3、4により受信して、それぞれのセンシングデバイスにおける距離情報（図6の605に示す時間差情報）を得て、距離情報が得られた少なくとも3個以上のセンシングデバイスによる距離情報を用いて、1つの超音波マーカの3次元位置を算出する。3次元位置を求めるためのデータ処理は、図3に示すセンシングシステムコントローラ50内のCPUにより、後述する方法により演算し求められる。

【0016】

20

本発明においては、超音波マーカ、センシングデバイス、基準マーカのすべてが無線タグシステムを構成しており、前述した通り識別符号IDを無線で送信すると共に、システム全体に同期信号を送信する。このように構成したセンシングシステムにより、超音波マーカと受信センサにより受信される超音波信号により、超音波マーカと受信センサ間の距離dを次式を用いて計測することができる。すなわち次式にd1, d2, d3を代入し、送信マーカの位置(x, y, z)を算出することが可能になる。これは3点測量の原理である。

【0017】

【数1】

$$d_1 = \sqrt{(x_1 - x)^2 + (y_1 - y)^2 + (z_1 - z)^2} \quad \dots \quad (1)$$

30

$$d_2 = \sqrt{(x_2 - x)^2 + (y_2 - y)^2 + (z_2 - z)^2} \quad \dots \quad (2)$$

$$d_3 = \sqrt{(x_3 - x)^2 + (y_3 - y)^2 + (z_3 - z)^2} \quad \dots \quad (3)$$

【0018】

40

(1)、(2)、(3)式において、(x1, y1, z1)は、センシングデバイス2の3次元座標、同じく、(x2, y2, z2)はセンシングデバイス3、(x3, y3, z3)はセンシングデバイス4の3次元座標である。

(x, y, z)は、測定の対象である超音波マーカ1の3次元座標である。

d1はセンシングデバイス2と超音波マーカ1との距離、d2はセンシングデバイス3と超音波マーカ1との距離、d3はセンシングデバイス4と超音波マーカ1との距離である。距離d1, d2, d3を測定し、(1)、(2)、(3)式を用いて、超音波マーカの3次元座標(x, y, z)の位置を算出する。

【0019】

50

本発明では、体表に載置したセンシングデバイスは、別に手術室内に設けた3か所以上

の基準マーカより、超音波信号を受信し、センシングデバイスの3次元位置を3点測量方法により、同定する。これにより、体表に載置されたセンシングデバイスの3次元座標はリアルタイムで測定され、超音波マーカの位置を常に計測できるわけである。基準マーカから発信される超音波はRFIDにより超音波マーカより発せられる超音波と、センシングデバイスの超音波受信器が同期しているので、あらかじめ予想したタイミングで超音波信号の送受信ができ、ノイズの影響を受けることは非常にすくない。

【0020】

図2のセンシングデバイス2と図3のセンシングシステムコントローラ50の動作時の波形を示し、動作について説明する。センシングシステムコントローラ50の超音波素子ドライバ403の入力波形は602、RFIDから入力される同期信号波形601を図6に示す。またセンシングデバイス2のRFIDから入力される同期信号は603、超音波受信部B25の出力波形は604に示す。ここで605の時間差が、超音波マーカから発信した超音波が、センシングデバイス2により受信されるまでの時間差である。605の時間差より超音波マーカ1と、センシングデバイス2の距離が算出できる。このようにRFIDの同期信号により、超音波マーカより発信される超音波がセンシングデバイスにより受信されるタイミングが、同期信号により推定できる。そして同期信号が検知されたのち、604の受信波形が検知できるタイミングを推定できるので、ゲート回路ブロックを追加してゲートが開いた時だけ、超音波信号604を受信するようにできる。これにより、送受信時のエラーが減少する。

【0021】

次にセンシングデバイスの位置を基準マーカからの超音波を受信し、その距離を測定し、次式より基準マーカの位置に対する座標を算出する。基準マーカ7, 8, 9のX、Y、Z座標を、それぞれ(X_{r7} 、 Y_{r7} 、 Z_{r7})、(X_{r8} 、 Y_{r8} 、 Z_{r8})、(X_{r9} 、 Y_{r9} 、 Z_{r9})とする。

ここで d_{r27} はセンシングデバイス2と基準マーカ7との距離、 d_{r28} は同じくセンシングデバイス2と基準マーカ8との距離、 d_{r29} は同じくセンシングデバイス2と基準マーカ9との距離、とすると、式4, 5, 6より、(x_1, y_1, z_1)の値が $d_{r27}, d_{r28}, d_{r29}$ より算出できる。 $(x_2, y_2, z_2), (x_3, y_3, z_3)$ に関しても、同じようにして、3つ以上のセンシングデバイスの位置を、基準マーカとの距離を測定することによって、算出できる。これにより、体表に設置したセンシングデバイスの位置を、基準マーカ7, 8, 9から発信される超音波によって、リアルタイムに求めることができる。

【0022】

【数2】

$$d_{r27} = \sqrt{(x_1 - x_{r7})^2 + (y_1 - y_{r7})^2 + (z_1 - z_{r7})^2} \quad \dots \dots \dots \quad (4)$$

$$d_{r28} = \sqrt{(x_2 - x_{r8})^2 + (y_2 - y_{r8})^2 + (z_2 - z_{r8})^2} \quad \dots \dots \dots \quad (5)$$

$$d_{r29} = \sqrt{(x_3 - x_{r9})^2 + (y_3 - y_{r9})^2 + (z_3 - z_{r9})^2} \quad \dots \dots \dots \quad (6)$$

【0023】

超音波マーカ1が発信する超音波の周波数 F_m と、基準マーカが発信する超音波の周波数 F_r とは、異なるように設定しているが、センシングデバイスが最初に設置した位置から変位する事がない場合には、同じ周波数にして、発信のタイミングをずらすこともでき

10

20

30

40

50

る。これらの周波数はマーカを構成する超音波発振素子の共振特性に合わせて設定し、図 6、602 に示すバースト波とすることが望ましい。

【0024】

本実施例では、センシングデバイスの位置を基準となる超音波発振器を複数設けたが、センシングデバイス 40 の超音波受信センサ A に替えて LED を設け、基準マーカの代わりに赤外線カメラを使用して、センシングデバイス L の位置を検出することもできる。その場合は、図 2 に示すセンシングデバイスにおいて、超音波受信センサ A および超音波受信部 A の代わりに、図 4 に示すように LED 光源 46 と LED 光照射制御器を設け、超音波による基準マーカに代わり、赤外カメラ 43, 44 を少なくとも 2 台設ける。

【0025】

図 4 にセンシングシステム L を示す。センシングデバイス L 40 は LED 光源を超音波受信センサに替えて設け、LED 光源に ID 番号を与え、LED 光源が ID 番号と同期信号のパターンに従って点滅することにより、カメラおよび RFID 間において通信可能にする。このように設定し、2か所のカメラで撮影した LED 光源の位置データを用いて、3 点測量の原理により、複数のセンシングデバイス L の 3 次元座標を算出する。この場合、カメラはセンシングデバイス L とともに、基準となる位置に LED 光源を追加して設置し、3 次元座標算出時の基準データとする。

【0026】

図 5 はセンシングデバイス L の位置を基準の LED 光源を用いた時の変更点を示す。LED 光源を超音波受信センサに替えて設け、コントローラ 22 は LED 光源の点滅を制御する機能を追加し、45 の LED 光源照射制御器をコントローラが制御し、46 の LED 光源を制御する。なお、超音波センサ B に関しては、図 2 の機能と同様である。

【0027】

手術を行う前に手術台の上に患者を載せ、CT, X 線撮影が行われる。このとき、センシングデバイスを体表の撮影に邪魔にならない場所に貼り付け、撮影を行い、撮影した画像との位置合わせに使用することができる。例えば体表の背中および腹側にセンシングデバイスを設けて撮影した患者の CT, MRI などの画像をコンピュータ上で表示させ、レジストレーション演算部により、ボリュームレンダリング演算部によって生成された 3 次元画像の座標と、センシングデバイスの座標を、座標変換した後、同じ座標を用いて座標統合する。このように内臓との位置合わせが簡単に実施できるため、患者の内臓画像と内視鏡などの先端を位置合わせにより、手術の安全性が向上するなどの効果が生じる。

【0028】

本発明の実施例を超音波マーカを体内に挿入した状態により説明したが、超音波マーカを血管に導入するカテーテルの先端に付属させて位置を検知すれば、従来のように X 線を用いることなくカテーテルの位置を検知できるため、患者に対して放射線により被爆を減少させることができる効果が生じる。

【0029】

光ファイバーを用いた内視鏡装置において、患者体内にファイバースコープを挿入する際、位置を確認することは非常に重要である。ファイバースコープの挿入部に本発明の超音波マーカを取り付け、体表上からその位置を確認することができるようになり、さらにその座標をあらかじめ患者の内臓の画像を撮影しておいた、統合座標上において、位置を確認でき、患者の安全に寄与できるなど、多大な効果が生じる。

【0030】

以上、本発明を図示による実施の形態によって説明したが、本願に含まれる発明は上記実施の形態によって限定されることなく、本発明の技術的思想の範囲内で各種の変更が可能である。

【産業上の利用可能性】

【0031】

本発明によれば、手術器具を操作するときに障害となるマーカなどを取り付けることが不要となり、またマーカ取り付け部と手術器具における位置情報を必要とするポイント間

10

20

30

40

50

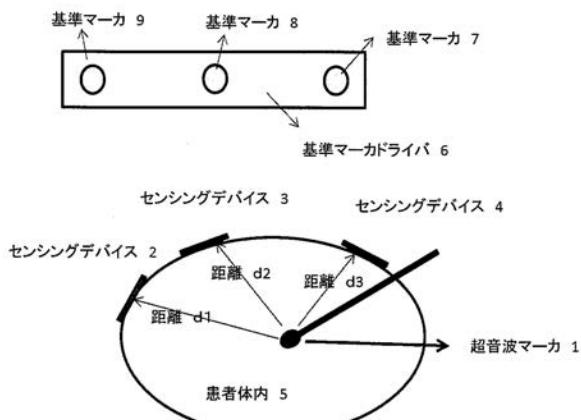
が剛体である必要がないため、術者が手術器具を取り扱う際の障害となることもない。さらに剛体である必要がないため、手術器具を術者が扱いやすく手術を受ける患者にとっても体内に挿入される器具を細く柔軟に設定できるため、侵襲性を少なくすることができるなど、多くの優れた効果が生じる。

【符号の説明】

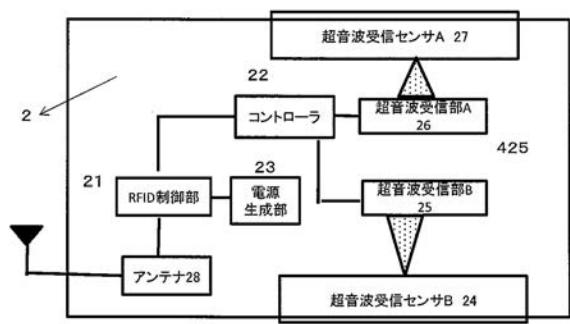
【0032】

1	超音波マーク	
2	センシングデバイス	
3	センシングデバイス	10
4	センシングデバイス	
5	患者体内	
6	基準マーカドライバ	
7	基準マーカ	
8	基準マーカ	
9	基準マーカ	
2 1	R F I D 制御部	
2 2	コントローラ	
2 3	電源生成部	
2 4	超音波受信センサ B	20
2 5	超音波受信部 B	
2 6	超音波受信部 A	
2 7	超音波受信センサ A	
2 8	アンテナ	
3 0	アンテナ	
4 0	センシングデバイス L	
4 0 1	入力操作部	
4 0 2	R F I D 制御部	
4 0 3	超音波素子ドライバ	
4 0 4	C P U	30
4 0 5	データ変換部	
4 0 6	表示部	
4 0 7	変調・制御部	
4 0 8	メモリ	
5 0	センシングシステムコントローラ	
4 1	センシングデバイス L	
4 2	センシングデバイス L	
4 5	L E D 光照射制御器	
4 6	L E D 光源	
6 0 1	R F I D 同期信号波形	40
6 0 2	超音波素子ドライバ 4 0 3 の入力波形	
6 0 3	R F I D 同期信号波形	
6 0 4	超音波受信部 B 2 5 の出力波形	
6 0 5	時間差	

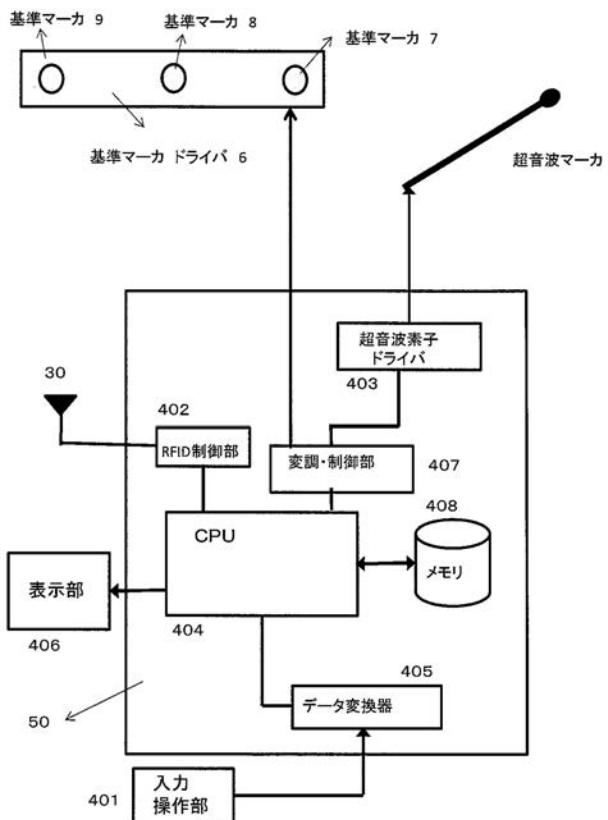
【図1】



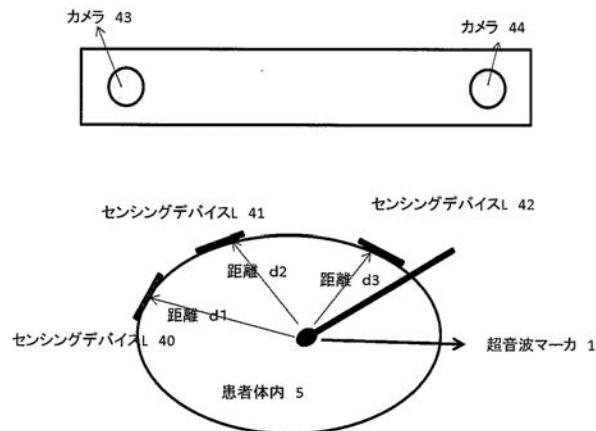
【図2】



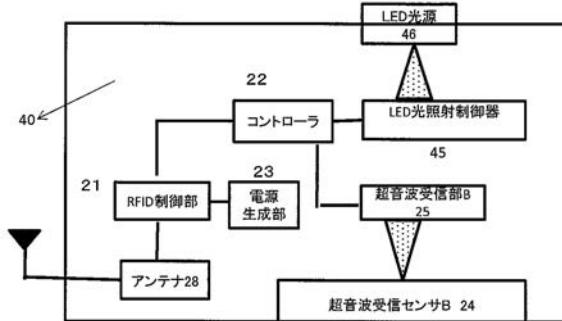
【図3】



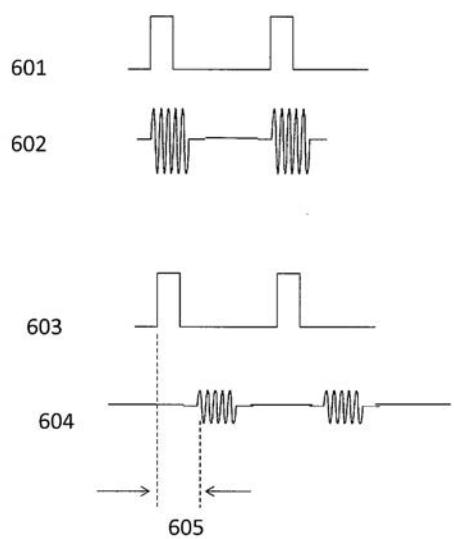
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	外科支持系统		
公开(公告)号	JP2019017479A	公开(公告)日	2019-02-07
申请号	JP2017136228	申请日	2017-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	MIC解决方案		
申请(专利权)人(译)	MIC解有限公司		
[标]发明人	今中良一		
发明人	今中 良一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B34/20 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.552 A61B1/00.650 A61B1/045.623 A61B34/20 G02B23/24.C		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/DA51 4C161/GG11 4C161/HH55 4C161/JJ09		
代理人(译)	田村岩		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 当利用内窥镜等在患者体内的预定部位进行手术时，在手术中实时显示体内的目标标记位置。[解决方案] 在标记位置设置用于产生超声波的第一元件，用于检测患者体内的位置，并且在患者的身体表面上安装至少多个用于接收从该元件发射的超声波的传感器。设有两个超声波传感器，并且在手术室中设置有至少三个或更多个从单独安装的第二位置基准发射超声波的第二超声波生成元件，以用于治疗患者，从而实现目标。一种实时显示标记位置的手术支持设备。[选型图]图1

