

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 505132

(P2003 - 505132A)

(43)公表日 平成15年2月12日(2003.2.12)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
5/055		5/06	4 C 0 9 6
5/06		6/00 370	4 C 3 0 1
6/00 370		6/03 377	5 J 0 8 3
6/03 377		19/00 502	

審査請求 有 予備審査請求 (全 32数) 最終頁に続く

(21)出願番号	特願2001 - 511820(P2001 - 511820)
(86)(22)出願日	平成12年7月24日(2000.7.24)
(85)翻訳文提出日	平成14年1月23日(2002.1.23)
(86)国際出願番号	PCT/US00/20103
(87)国際公開番号	W001/006924
(87)国際公開日	平成13年2月1日(2001.2.1)
(31)優先権主張番号	60/145,212
(32)優先日	平成11年7月23日(1999.7.23)
(33)優先権主張国	米国(US)

(71)出願人 ユニバーシティ・オブ・フロリダ
UNIVERSITY OF FLOR
IDA
アメリカ合衆国フロリダ州32611 - 5500・ゲ
インズビル・ピーオーボックス 115500・
グリンターホール 223・リサーチアンドグ
ラデュエートプログラム

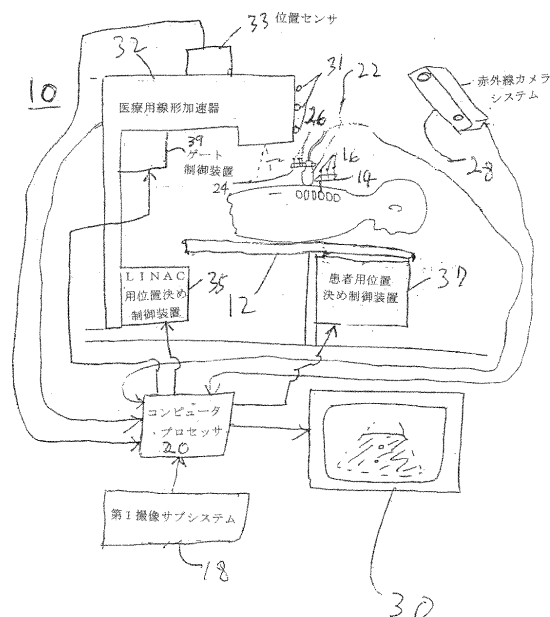
(74)代理人 弁理士 浅村 皓 (外3名)

[最終頁に続く](#)

(54)【発明の名称】 医療処置用の標的構造の超音波誘導

(57) 【要約】

３Ｄ超音波プローブ（２２）などの超音波器具は、プロセッサ（２０）に３Ｄ撮像データを提供する。基準器具（２４）がプローブ（２２）に固定され、プローブ位置マーカ（２６）を有する。プロセッサ（２０）に接続された赤外線（ＩＲ）カメラ・システム（２８）を使用して、マーカ（１６、２６）を追跡し、プロセッサは、超音波データを器具の基準枠に対するデータに変換することができる。ディスプレイ（３０）が、プローブ（２２）からの超音波データと撮像サブシステム（１８）からの撮像データとを組み合わせた画像を示す。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1撮像データ・セットを提供するために、第1撮像技術で患者の少なくとも一部を撮像する段階を含み、第1撮像データ・セットは固定した基準枠を有し、さらに、

第2撮像技術で患者の少なくとも一部を撮像する段階を含み、患者の一部は、患者の少なくとも部分を含み、第2撮像技術は超音波器具を使用して第2撮像データ・セットを提供し、第2撮像データ・セットは、超音波器具に対する3Dデータであり、固定基準枠に対して固定されず、超音波器具は、超音波器具と患者との相対的移動をせずに3Dデータを提供するように操作可能であり、さらに、

超音波器具の位置データを決定する段階と、

決定された位置データおよび第2撮像データ・セットを使用して、固定基準枠を基準とする第2撮像データ・セットに対応する変換済みの撮像データ・セットを提供する段階と、

複合撮像データ・セットを提供するため、変換済み撮像データ・セットを、第1撮像データ・セットの少なくとも一部と組み合わせる段階とを含む方法。

【請求項2】 第1撮像データ・セットを提供するために使用するような第1撮像技術が、コンピュータ断層撮影による撮像、磁気共鳴による撮像、およびX線透視撮像で構成した群から選択される、請求項1に記載の方法。

【請求項3】 第1撮像技術が、超音波器具で撮像する前に実行され、終了する、請求項2に記載の方法。

【請求項4】 超音波器具で撮像する段階が、超音波プローブと患者との相対的移動がなく3D撮像データを生成する超音波プローブを使用する、請求項2に記載の方法。

【請求項5】 超音波プローブの位置データを決定する段階が、超音波プローブ上で複数のプローブ位置マーカの位置を決定することを含み、プローブ位置マーカの位置が、第1および第2撮像技術を含まない技術によって決定される、請求項4に記載の方法。

【請求項6】 超音波プローブの位置が、赤外線（IR）撮像を使用して決定される、請求項5に記載の方法。

【請求項7】 さらに、患者に対する医療器具の配置を決定するため、医療器具および変換済み撮像データ・セットの両方を使用して、患者に対して医療処置を実行する段階を含む、請求項5に記載の方法。

【請求項8】 医療器具が医療用直線加速装置である、請求項7に記載の方法。

【請求項9】 さらに、患者に対する医療器具の配置を決定するため、医療器具と変換済み撮像データ・セットの両方を使用して、患者に対して医療処置を実行する段階と、第2撮像データ・セットを第1撮像データ・セットと位置合わせするため、患者と医療器具との間に相対的移動を引き起こす段階とを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項10】 さらに、少なくとも第1撮像技術が終了する前に、患者に対して固定された複数の患者位置マーカを獲得する段階を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項11】 患者に対して固定した複数の患者位置マーカを獲得する段階を含み、患者位置マーカが固定基準枠を画定し、さらに、

超音波撮像データ・セットを提供するため、超音波器具を使用して患者の少なくとも一部を撮像する段階を含み、超音波撮像データ・セットは、超音波器具に対して3Dのデータであり、固定基準枠に対して固定されず、超音波器具は、超音波器具と患者との相対的移動なく3Dデータを提供するように操作可能であり、さらに、

超音波器具の位置データを決定する段階と、

決定した位置データおよび超音波撮像データ・セットを使用して、固定基準枠を基準とする超音波撮像データ・セットに対応する変換済みの撮像データ・セットを提供する段階とを含む方法。

【請求項12】 患者の位置マーカが患者に直接固定される、請求項11に記載の方法。

【請求項13】 超音波器具で撮像する段階が、超音波プローブと患者との相対的移動がなく3Dの撮像データを生成する超音波プローブを使用する、請求項11に記載の方法。

【請求項14】 超音波プローブの位置データを決定する段階が、超音波プローブ上で複数のプローブ位置マーカの位置を決定することを含み、プローブ位置マーカの位置が、超音波を含まない技術によって決定される、請求項13に記載の方法。

【請求項15】 超音波プローブの位置が、赤外線（IR）撮像を使用して決定される、請求項14に記載の方法。

【請求項16】 さらに、患者に対する医療器具の配置を決定するため、医療器具および変換済み撮像データ・セットの両方を使用して、患者に対して医療処置を実行する段階を含む、請求項15に記載の方法。

【請求項17】 医療器具が医療用直線加速装置である、請求項16に記載の方法。

【請求項18】 さらに、固定基準枠に対する撮像データ・セットを提供するため、非超音波撮像技術で患者の少なくとも一部を撮像する段階と、複合撮像データ・セットを提供するため、変換済みの撮像データ・セットを、非超音波撮像技術からの撮像データ・セットの少なくとも一部と組み合わせる段階とを含む、請求項15に記載の方法。

【請求項19】 非超音波撮像技術が、コンピュータ断層撮影による撮像、磁気共鳴による撮像、およびX線透視撮像で構成した群から選択される、請求項18に記載の方法。

【請求項20】 医療処置を実行する装置であって、

固定した基準枠を画定するため、患者に対して固定するよう操作可能な複数の患者位置マーカと、

超音波撮像データ・セットを提供するよう操作可能な超音波器具とを備え、超音波撮像データ・セットは、超音波器具に対する3Dデータであり、固定基準枠に対して固定されず、超音波器具は、超音波器具と患者との相対的移動なしに3Dデータを生成するよう操作可能であり、さらに、

固定基準枠に対する超音波器具の位置データを決定する位置決定装置と、

決定された位置データおよび超音波撮像データ・セットを使用して、固定基準枠を基準とする超音波撮像データ・セットに対応する変換済み撮像データ・セッ

トを提供するよう操作可能なプロセッサとを含む装置。

【請求項21】 超音波器具が、超音波プローブと患者との相対的移動なしに3D撮像データを生成する超音波プローブである、請求項20に記載の装置。

【請求項22】 さらに、超音波プローブ上に複数のプローブ位置マーカを備える、請求項21に記載の装置。

【請求項23】 位置決定装置が、プローブ位置マーカおよび患者位置マーカの位置を決定するサブ装置を含む、請求項22に記載の装置。

【請求項24】 サブシステムが赤外線（IR）カメラを含む、請求項23に記載の装置。

【請求項25】 さらに、患者に対する医療器具の配置を決定するため、医療器具および超音波撮像データ・セットの両方を使用して、患者に対して医療処置を実行する段階を含む、請求項22に記載の装置。

【請求項26】 さらに、患者に対する医療器具の配置を決定するため、医療器具および超音波撮像データ・セットの両方を使用して、患者に対して医療処置を実行する段階を含む、請求項20に記載の装置。

【請求項27】 さらに、固定基準枠に対する撮像データ・セットを提供するため、患者の少なくとも一部を撮像するよう操作可能な非超音波撮像サブシステムを備え、プロセッサが、非超音波サブシステムからの撮像データを複合データと組み合わせて複合撮像データ・セットを提供するよう操作可能である、請求項20に記載の装置。

【請求項28】 非超音波撮像サブシステムが、コンピュータ断層撮影システム、磁気共鳴システムおよびX線透視システムで構成した群から選択される、請求項27に記載の装置。

【請求項29】 さらに、患者に対する医療器具の配置を決定するため、医療器具と超音波撮像データ・セットとの両方を使用して、患者に対して医療処置を実行する医療器具を備える、請求項28に記載の装置。

【請求項30】 医療器具が医療用直線加速装置である、請求項29に記載の装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

(関連出願の相互参照)

本出願は1999年7月23日出願の米国特許暫定出願第60/145,212号に対する優先権を主張する。

【0002】

(発明の背景)

本発明は患者の解剖学的領域の撮像に関する。特に、患者に対して医療処置を実行するため、超音波を別の撮像技術と組み合わせて使用する医療システムおよび方法に関する。医療処置は、診断処置、治療処置、または2つの組合せがあり得る。

【0003】

特に、本発明の発明者のFrank J. BovaおよびWilliam A. Friedmanは、医療用直線加速装置から発する放射線を使用した頭蓋内標的の高精度計画および治療の技術を開拓してきた。これまで開発されたこれらの計画および治療システムは全て、患者の頭蓋骨、上デンティシア(dentisia)および頭蓋内解剖学的構造で構成された剛性モデルに基づいている。これらのシステムおよび方法の例は、指示された日付でBovaおよびFriedmanに対して発行され、本出願の譲渡人に譲渡された以下の米国特許に記載され、その全ての内容および開示は全体として参照により本明細書に組み込まれる。

第5,954,647号、Marker system and related stereotactic procedure、1999年9月21日

第5,588,430号、「Repeated fixation for frameless stereotactic procedure、1996年12月31日

第5,189,687号、Apparatus for stereotactic radiosurgery、1996年12月31日

第5,027,818号、Dosimetric technique for stereostactic radiosurgery、1991年7月02日

【0004】

この剛性モデルは頭蓋標的には有効であるが、全ての解剖学的領域に実践的というわけではない。剛性本体の様相でモデル化できない標的の例には、肝臓内の転移疾病がある。高精度放射線治療または他の医療処置をこのような変形性の解剖学的領域に適用するためには、標的領域のリアルタイム撮像を治療処置に組み込まなければならない。

【0005】

このようなリアルタイム撮像のために考慮できる撮像技術のうち、多平面X線および超音波が最も適している。

【0006】

多平面X線撮像は、本来は直交撮像であり、照射標的の局所化に数十年使用されてきた。この標的局所化モードは幾つかの利点を有するが、その主な欠点は、必要とされる空間および時間である。X線源および撮像用電子機器を含む撮像機構によって必要とされる空間は、リアルタイムの処置のために所定の位置にいる患者の付近、またはその周囲には全くない。治療が医療用直線加速装置を使用する場合は特にそうである。所定の解剖学的部分の像が時間とともに変化する速度、および多平面X線プロセスを終了するのに必要な時間によっては、X線撮像が、変化を追跡して実際のリアルタイム・データを提供するには十分高速でない。

【0007】

超音波撮像は、治療領域の付近で小さい超音波プローブを使用するだけでよいという利点を有する。したがって、医療処置中に多平面X線リアルタイム撮像に共通の空間的問題が回避される。しかし、従来の超音波技術は、超音波プローブを移動させないと、概ね3次元(3D)の解剖学的データを提供しなかった。むしろ、プローブと患者との間に相対的移動がないので、2次元(2D)撮像に制限されてきた。

【0008】

これまで、幾つかの治療状況では、これまで、標的の局所化の補助に超音波を使用することが示唆されている。放射性核種を配置するための補助に、前立腺のリアルタイム撮像がこの数年使用されている。最近、このような核種配置の補助に3Dリアルタイム超音波システムが導入されている。このシステムにより、使

用者は複数の平面で前立腺を見ながら、同時に核種配置のためのカテーテルを導入することができる。手術中の標的の移動が、像誘導システムに取り付けた単平面超音波プローブを使用して検査されている。剛性モデルの位置合わせのために表面の輪郭を獲得するため、赤外線撮像誘導システムに取り付けた単平面超音波プローブの使用が示唆されている。脊柱に関わる像誘導処置で、骨の解剖学的構造の解剖学的局所化に平面超音波プローブを組み込むことも試みられている。関節式アームに取り付けた平面超音波プローブで前立腺をリアルタイムで撮像し、外部ビームによる線形加速度治療における患者の位置決めを補助することは、商業ベースで導入されている。

【0009】

外部ビームの標的決定のために3D標的の局所化を試みてきたシステムは、今日まで単平面超音波プローブを使用していた。この技術により、使用者は複数面で走査し、最終的に標的領域の3D画像を再構築することができるが、物理的な超音波プローブに必要な動作は、幾つかの重大な欠点を提示した。例えば、(1) 初期像を獲得するために必要な時間、(2) 撮像プローブが領域を横断するにつれた解剖学的構造の動作、および(3) プローブの動作が実行不可能な場合に、治療中に真の3次元で標的領域を見られないことである。誘導システムに連結した場合にこれらの以前の技術的制約を克服することができる新しい超音波プローブが採用されている。

【0010】

新しい超音波プローブが、Medison Companyによって最近発売された。このプローブは、外部プローブを動作させずに解剖学的領域の3D像を提供する。1997年6月24日にSongに対して発行され、文面ではMedisonに譲渡されている米国特許第5,893,832号は、上述した欠点の幾つかを克服することができる超音波プローブについて記載している。プローブは、外部プローブを動作させる必要なく、選択された解剖学的領域の3D像を提供する。

【0011】

Songの特許のような超音波プローブは、患者の解剖学的構造の部分をリアルタイムで撮像することができる。しかし、像データは、超音波プローブの位置を基

準とする。超音波プローブが移動するにつれ、基準点が変化する。さらに、超音波プローブが比較的安定した位置に維持されていても、軟組織などの患者の解剖学的構造の変形性部分が移動すると、像データが変化することがある。このように像データが変化した場合は、超音波プローブが移動したのか、変形性の解剖学的部分が移動したのか、その両方なのか見分けることが不可能か、非常に困難になることがある。超音波プローブは、他の医療器具を適切かつ容易に配置するための固定した基準枠を提供しない。例えば、患者に医療用直線加速装置を使用したい場合、超音波像データの変化は、標的とする解剖学的部分が移動したことを示すことがあるので、移動した標的に当たるよう、それに応じて患者および／または直線加速装置を調節する（通常は患者を移動させる）。これに対して、超音波データの変化が、単に超音波プローブの移動を示す場合、直線加速装置は移動してはならない。それでも、超音波プローブはこの2つの状況を区別することができない。

【0012】

先行技術の撮像技術の多くは、概ね有用であったが、往々にして幾つかの欠点があった。医療処置によってはリアルタイム撮像が不可能になるほど嵩張る機器を必要とするものもある。特定の状況では解剖学的変化を十分迅速に追跡できない技術もある。3Dデータを提供するには、装置または患者を移動させる必要があるか、2Dデータの提供に制限されている撮像技術もある。先行技術の撮像技術には、固定した基準枠に対して撮像データを提供せず、したがって他の医療技術の制御または指示にデータを使用するのが困難または不可能なものもある。

【0013】

（発明の目的および概要）

したがって、新しい改良された撮像方法および装置を提供することが、本発明の主な目的である。

【0014】

本発明のより特定の目的は、撮像技術の組合せを使用した撮像を提供することである。

【0015】

本発明のさらなる目的は、他の医療処置を実行するために患者に容易にアクセスすることができるリアルタイムの撮像を提供することである。

【0016】

本発明のさらに別の目的は、患者と撮像装置との相対的移動を必要としないリアルタイムの撮像を提供することである。

【0017】

本発明のさらに別の目的は、3D撮像データを提供することである。

【0018】

本発明のさらに別の目的は、比較的迅速に撮像データを提供することである。

【0019】

本発明のさらに別の目的は、医療処置を実行する際に使用するのに特に適した固定基準枠その他に対する撮像データを提供することである。

【0020】

本発明の以上およびその他の特徴は、以下の詳細な説明を添付図面との関連で考察すると、さらに容易に理解され、第1撮像技術で患者の少なくとも一部を撮像して、第1セットの撮像データを提供し、第1セットの撮像データが固定基準枠を有する方法によって実現される。さらに、方法は、第2撮像技術で患者の少なくとも一部を撮像することを使用し、患者の一部は、少なくとも患者の部分の幾つかを含む。第2撮像技術は、超音波装置を使用して第2セットの撮像データを提供し、第2セットの撮像データは、超音波装置に対して3Dのデータであり、固定した基準枠に対して固定されていない。超音波装置は、超音波装置と患者との相対的移動なしで3Dデータを提供するように操作可能である。決定された位置データおよび第2セットの撮像データを使用して、固定基準枠を基準とする第2セットの撮像データに対応する変換済みの撮像データのセットが提供される。変換された撮像データのセットは、第1セットの撮像データの少なくとも一部と組み合わせて、撮像データの複合セットを提供する。

【0021】

第1セットの撮像データを提供するために使用されるような第1撮像技術は、コンピュータ断層撮影による撮像、磁気共鳴による撮像、X線透視撮影による撮

像で構成された群から選択することが好ましい。本発明の1つの方法では、第1撮像技術は、超音波装置での撮像より前に実施し、終了する。

【0022】

超音波装置で撮像する段階は、超音波プローブと患者との相対的移動なしに3D撮像データを生成する超音波プローブを使用する。超音波プローブ用の位置データを決定する段階は、超音波プローブ上で複数のプローブ位置マーカの位置を決定することを含み、プローブ位置マーカの位置は、第1および第2撮像技術を含まない技術によって決定される。超音波プローブの位置は、赤外線(IR)撮像を使用して決定する。

【0023】

医療処置は、医療器具と変換済みの撮像データのセットとの両方を使用して患者に実行し、患者に対する医療器具の配置を決定する。医療器具は、医療用直線加速装置である。患者と医療器具の間に相対的移動が生じて、第2セットの撮像データを第1セットの撮像データと位置合わせする。方法は、さらに、少なくとも第1撮像技術が終了する前に、患者に対して固定された複数の患者位置マーカを確保する段階を含む。

【0024】

本発明の方法は、患者に対して固定された複数の患者位置マーカを確保する段階を含み、患者位置マーカが固定基準枠を画定すると述べることもできる。少なくとも患者の一部が、超音波器具を使用して撮像され、超音波セットの撮像データを提供し、超音波撮像データ・セット超音波器具に対して3Dデータであり、固定基準枠に対して固定されていない。超音波器具は、超音波器具と患者との相対動作なしに3Dデータを提供するように操作可能である。超音波器具の位置データが決定される。決定された位置データおよび超音波撮像データ・セットを使用して、固定基準枠を基準とする超音波撮像データ・セットに対応する変換済み撮像データ・セットを提供する。

【0025】

患者位置マーカは、患者に直接固定することが好ましい。超音波器具で撮像する段階は、超音波プローブと患者との相対的移動なしに3D撮像データを生成す

る超音波プローブを用いる。超音波プローブの位置データを決定する段階は、超音波プローブ上で複数のプローブ位置マーカの位置を決定することを含み、プローブ位置マーカの位置は超音波を含まない技術によって決定される。超音波プローブの位置は、赤外線（IR）撮像を使用して決定される。

【0026】

医療処置は、医療器具と撮像データの複合セットとの両方を使用して患者に対して実行され、患者に対する医療器具の配置を決定する。医療器具は医療用直線加速装置である。

【0027】

方法は、さらに、非超音波撮像技術で患者の少なくとも一部を撮像して1セットの撮像データを提供する段階と、変換済み撮像データ・セットを非超音波撮像技術からの撮像データ・セットの少なくとも一部と組み合わせて、撮像データの複合セットを提供する段階とを含む。非超音波撮像技術は、コンピュータ断層撮影による撮像、磁気共鳴による撮像、X線透視撮影による撮像で構成された群から選択する。

【0028】

本発明のシステム即ち装置は、医療処置を実行するシステムで、固定した基準枠を画定するため、患者に対して固定するよう操作可能な複数の患者位置マーカと、超音波撮像データ・セットを提供するよう操作可能な超音波器具とを備え、超音波撮像データ・セットは、超音波器具に対する3Dデータであり、固定基準枠に対して固定されず、超音波器具は、超音波器具と患者との相対的移動なしに3Dデータを生成するよう操作可能であり、さらに固定基準枠に対する超音波器具の位置データを決定する位置決定装置と、決定された位置データおよび超音波撮像データ・セットを使用して、固定基準枠を基準とする超音波撮像データ・セットに対応する変換済み撮像データ・セットを提供するよう操作可能なプロセッサとを含むシステム即ち装置と説明される。

【0029】

超音波器具は、超音波プローブと患者との相対的移動なしに3D撮像データを生成する超音波プローブである。超音波プローブ上には複数のプローブ位置マー

力がある。位置マーカは、プローブ位置マーカおよび患者位置マーカの位置を決定するサブシステムを含む。サブシステムは赤外線（IR）カメラを含む。

【0030】

システム即ち装置は、さらに、患者に対して医療処置を実行するため、医療器具と超音波撮像データ・セットとの両方を使用して、患者に対する医療器具の配置を決定する医療器具を含む。

【0031】

非超音波撮像サブシステムが含まれ、患者の少なくとも一部を撮像して、固定基準枠に対する1セットの撮像データを提供するように操作可能である。プロセッサは、非超音波サブシステムからの撮像データを複合データと組み合わせて、複合撮像データ・セットを提供するように操作可能である。非超音波撮像サブシステムは、コンピュータ断層撮影システム、磁気共鳴システム、およびX線透視システムで構成された群から選択する。医療器具は医療用直線加速装置である。

【0032】

本発明の以上およびその他の特徴は、以下の詳細な説明を添付図面と組み合わせて考慮すると、さらに容易に理解され、図面では同様の文字が幾つかの図を通して同様の部品を表す。

【0033】

（詳細な説明）

次に図1を参照すると、患者が台12上にいて、自身上に複数の患者位置マーカ16を伴う位置基準器具14を有する。基準器具14は、患者の安定した（骨格などの）部分に直接固定することが好ましい。マーカ16は、受動的器具（反射性器具）または赤外線（IR）カメラ（図1および図2では図示せず、以下で検討）で完治できる能動的器具であることが好ましい。マーカおよび基準器具は、IR反射器、IR LEDおよび参照により組み込まれた本発明の発明者の様々な特許で詳細に検討されたような様々な他の構成要素で構成することができる。図示のように、器具は患者の骨に固定される。

【0034】

第1撮像サブシステム18を使用して、少なくとも患者の一部に対応する第1

セットの3D撮像データを提供する。第1撮像システム18は、コンピュータ断層撮影（CT）システム、磁気共鳴装置（MR）、またはX線透視システムである。

【0035】

第1セットの撮像データは、図2に関して次に説明する超音波撮像プロセスと同時に収集してもよいが、好ましい方法は、超音波プロセスの前に第1セットの撮像データの収集を終了する。

【0036】

図2を参照すると、本発明によるシステム10は、台12、基準器具14、マーカ16、および上述したような撮像サブシステム18を含む。また、プロセッサ20が撮像サブシステム18から第1セットの撮像データを受信する。

【0037】

Songの特許にあるタイプの3D超音波プローブ22のような超音波器具が、第2撮像サブシステムの一部である。プローブ22は、プロセッサ20に3D撮像データを提供する。基準器具24はプローブ22に固定され、プローブ位置マーカ26を有する。基準器具24は構造が器具14に似て、マーカ16と同様のマーカを有する。基準器具24は、器具24が締め付け具（図示せず）を有するか、他の方法でプローブ22に固定されるという点で、器具14とは異なる。

【0038】

マーカ16および26は、赤外線（IR）カメラ・システム28および参照により組み込まれた本発明の発明者の特許に記載された技術を使用して追跡する。IRシステム28はプロセッサ20に接続され、これは超音波データを器具14の基準枠に対するデータに変換することができる。器具14は、その段階で、IRシステム28の固定した基準枠（より一般的には、固定した基準枠は患者が位置する部屋である）に対して静止している。したがって、超音波データは、この固定基準枠に対して画定されるよう変換される。

【0039】

治療すべき内部器官またはその他の軟組織が、基準14の取り付けてある脊柱に対して移動すると、超音波画像とCTまたは他の第1撮像データ・セットとの

比較が移動を示す。例えば、患者の肝臓に3つの腫瘍がある場合、超音波画像におけるその位置と第1撮像データとの間のオフセットが移動を示す。腫瘍または他の明白な特徴を超音波ディスプレイ内でその第1データ・セットの位置に合わせると、どの程度の位置調節が必要であるか見分けることができる。例えば、任意の直交するx、yおよびz軸のセットで、超音波画像と第1撮像データとの比較により、問題の内部器官がx次元に1mm、y次元に1.5mm、z次元に2mm移動していることを示すものとする。これで、超音波画像が第1撮像データと位置合わせされるよう、患者を加速器に対して適切な方向でx次元に1mm、y次元に1.5mm、z次元に2mm移動させることができる。これを実行するには幾つかの方法がある。

【0040】

ディスプレイ30は、プローブ22からの超音波データと撮像サブシステム18からの撮像データとを組み合わせた画像を示す。これはオフセットを示すことができ、医療スタッフは、オフセットが実際にゼロになるまで患者をx、y、z次元に手動で調節することができる。あるいは、コンピュータ・プロセッサ20内の撮像処理ソフトウェアが、超音波画像を第1撮像データと自動的に位置合わせし、医療スタッフに患者をそれに応じて移動するよう指示することができる。さらなる代替方法は、直線加速装置32のLED31（または他のマーカ）および/または位置センサ33を使用して、その位置および直線加速装置の位置決めコントローラ35および患者の位置決めコントローラ37の1つまたは複数を検知する。その場合、構成要素31、33、35および37は、参照により組み込まれた第5,954,647号特許の構成要素166、164、170および172の方法で構築され、働く。さらに、第5,954,647号特許のようなフィードバック構成（特に図示せず）を使用して、患者（または患者の一部）を適切な相対的位置および方向に自動的にすることができる。

【0041】

次に、医療用直線加速装置32などの医療器具が、超音波データを固定基準枠に対して変換した状態で、超音波撮像データを組み合わせて第1撮像データ・セットにした撮像データを使用することができる。したがって、医療器具32は、

患者の適切な部分に放射線の標的を決定するため、超音波データを使用することができる。超音波データを第1撮像データ（CT、MRIまたはX線透視）と組み合わせることにより、より高い解像度の第1撮像データと組み合わせたリアルタイムの超音波データが獲得される。

【0042】

超音波をより高い解像度の第1撮像データと組み合わせることのさらなる利点は、生理学的ゲートを使用できることである。患者の結腸を治療し、結腸が振動しているものとする。ゲート・コントロール39を起動し、プロセッサ20がプローブ22からの超音波データにより、結腸が適切な位置にあることを完治した場合、患者に到達するだけの照射ができるようにする。加速器は、位置が適切な場合のみパルスを生成する。

【0043】

図1および図2に関して説明したように、技術は、患者に直接接続された基準器具14を使用し、医療器具として直線加速装置32を使用する。次に図3を参照すると、その構成要素の代替構成が図示されている。撮像サブシステム18、プロセッサ20、IRカメラ・システム28およびディスプレイ30は、図示を容易にするため図3には図示されていないが、このような構成要素は図3のシステムにも使用されていることを理解されたい。同様に、31、33、35および37などの構成要素が図3には図示されていないが、この構成と組み合わせて使用してもよい。

【0044】

図3の構成は、図1および図2に関して説明したように、構成要素12、22、24および26を使用する。また、患者に直接取り付けた基準器具14の代わりに、マーカ116を身体枠134に取り付ける。患者は身体枠134に固定されているので、マーカ116はマーカ16と同じ方法で構築され、操作可能である。図示を簡単にするため、図3は直線加速装置または撮像システムを使用して患者に対して位置決めされる他の医療器具は図示していない。超音波プローブからの撮像データを固定基準枠（マーカ116）で基準をとった後に使用することにより、患者と医療器具の相対的配置を精密に制御することができる。図2の直

線加速装置32では、自身上に基準マーカ116を有する身体枠134も使用できることを理解されたい。

【0045】

図4および図5はそれぞれ、患者の一部を分離し、患者を所定の位置に保持する詰め物136を示す端面図および側面図を示す。

【0046】

次に、本発明の方法の操作について検討する。受動的または能動的赤外線誘導、または機械的（つまり関節式アーム）、磁気、超音波、無線周波数（rf）などを含む他の追跡システムを使用して、固定した基準システムに対するプローブについて、超音波プローブを追跡する。超音波プローブは、約1.5×3×6インチ（38.1×76.2×152.4mm）の高さの器具でよい。器具は、1.5×3インチ（38.1×76.2mm）の断面で患者に対して保持する。より小型のプローブなど、他のサイズのプローブを代替的に使用してもよい。プローブは、2つのモードのうち一方で走査することができる。第1モードでは、プローブは1つの超音波平面を獲得する。この面はパイ形で、超音波ユニットの深さで角度を制御することができる。第2モードでは、プローブは、この1つの面を単平面モードに垂直に掃引し、したがって解剖学的構造の3Dの図を生成する一連の2Dのスライスを獲得することができる。反復走査で獲得されたデータが、プローブの表面に対して全く同じ空間的關係であるよう、2Dまたは3D走査パラメータを設定することができる。

【0047】

校正手順を通して、超音波画像の様々な画素（ピクセル）を、プローブに取り付けた固定基準に関連付けることができる。使用する基準システムは、2つのモードのうち一方で、1セットの幾何学的マーカを追跡することができる。第1モードは、基準マーカをIR LEDとして知られる赤外線発光ダイオードにする。各IR LEDの位置は、赤外線カメラ28のセットを使用することにより、精密に決定することができる。第2の方法は、各基準マーカを反射性の球にし、反射性マーカまたは受動的マーカを追跡できる赤外線カメラ・システムを使用する。いずれの場合も、マーカの基準列24を超音波プローブに取り付けることに

より、超音波画像空間を既知の基準に合わせて校正することができる。放射線療法の円蓋では、この空間は遠隔照射法ユニットのアイソセンタでよい。手術室では、この空間は患者または何らかの手術器具に取り付けた2次基準でよい。

【0048】

3Dプローブは、2Dまたは3Dモードの画像空間と相関関係があるよう校正することができる。上述の校正手順では、既知の超音波標的を有する対象を、既知の基準システムに対して配置する必要がある。放射線療法の遠隔照射法ユニットの場合、これは通常、遠隔照射法ユニットの回転の中心であり、これはアイソセンタとして知られる。手術室の場合、これは、固定した厳格な幾何学的配置で患者に取り付ける基準アーク・システムでよい。初期超音波画像が獲得され、2Dまたは3D画像上の超音波標的が識別されて、既知の標的ポイントと相関をとられる。この既知の基準空間に対してその後の全ての超音波画像をマッピングすることができる校正マトリクスが可能になる。

【0049】

3D誘導により、標的領域を識別することができる。2D誘導により、呼吸または血流による患者の動作を追跡するため、より迅速な画像の相関づけおよび生理的ゲート作成が可能になる。

【0050】

3D超音波画像の取得には、2D画像より時間がかかる。呼吸、血流または患者の動作による器官の動きを追跡しなければならない場合は、より迅速に獲得され、したがってより迅速に反復される2D走査技術で追跡すると有利である。解剖学的標的を識別するには、十分な3Dデータ・セットがあることが重要である。これは、プローブを動かさずに、超音波プローブを2つのモード間で前後に切り換えることができれば、特に有利である。

【0051】

咬合床または骨の標認点に固定した基準アレイなど、患者に取り付けた剛性の第2（受動的または能動的）基準システムと組み合わせると、定位プローブ画像をCT、MRまたは3Dデータ・セットを提供する他の撮像など、他の3D画像と自動的に融合し、表示することができる。上記で検討した基準システムが、患

者の解剖学的構造にしっかり固定あれるタイプであり、患者が、患者の解剖学的構造をこの基準に対して知ることができる医療検査を受ける場合、超音波プローブからのデータは、初期撮像データ・ベースと自動的に相関するよう表示することができる。例えば、患者が、赤外線反射性球で作成した基準システムを頭部に取り付けているものとする。走査すると、これらの球は3Dデータベースで識別することができ、データ・セット内の全解剖学的構造のマーカに対する位置が分かる。さらに、超音波画像をCT画像と同じ対象空間に対応させられるよう、超音波プローブを校正するものとする。プローブが患者の頭部を撮像するにつれ、超音波面と一致するCT面を表示することができる。

【0052】

特定の構造を提示したが、これらは例示を目的としたものにすぎないことが理解される。当業者には様々な変更および調節が明白である。したがって、本発明の範囲は請求の範囲に関して決定される。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明のプロセスの一部を示す患者の単純化した部分側面図である。

【図2】

本発明によるシステムの構成要素のブロック図を伴う患者の単純化した部分側面図である。

【図3】

様々な代替構成要素を伴う患者の単純化した部分側面図である。

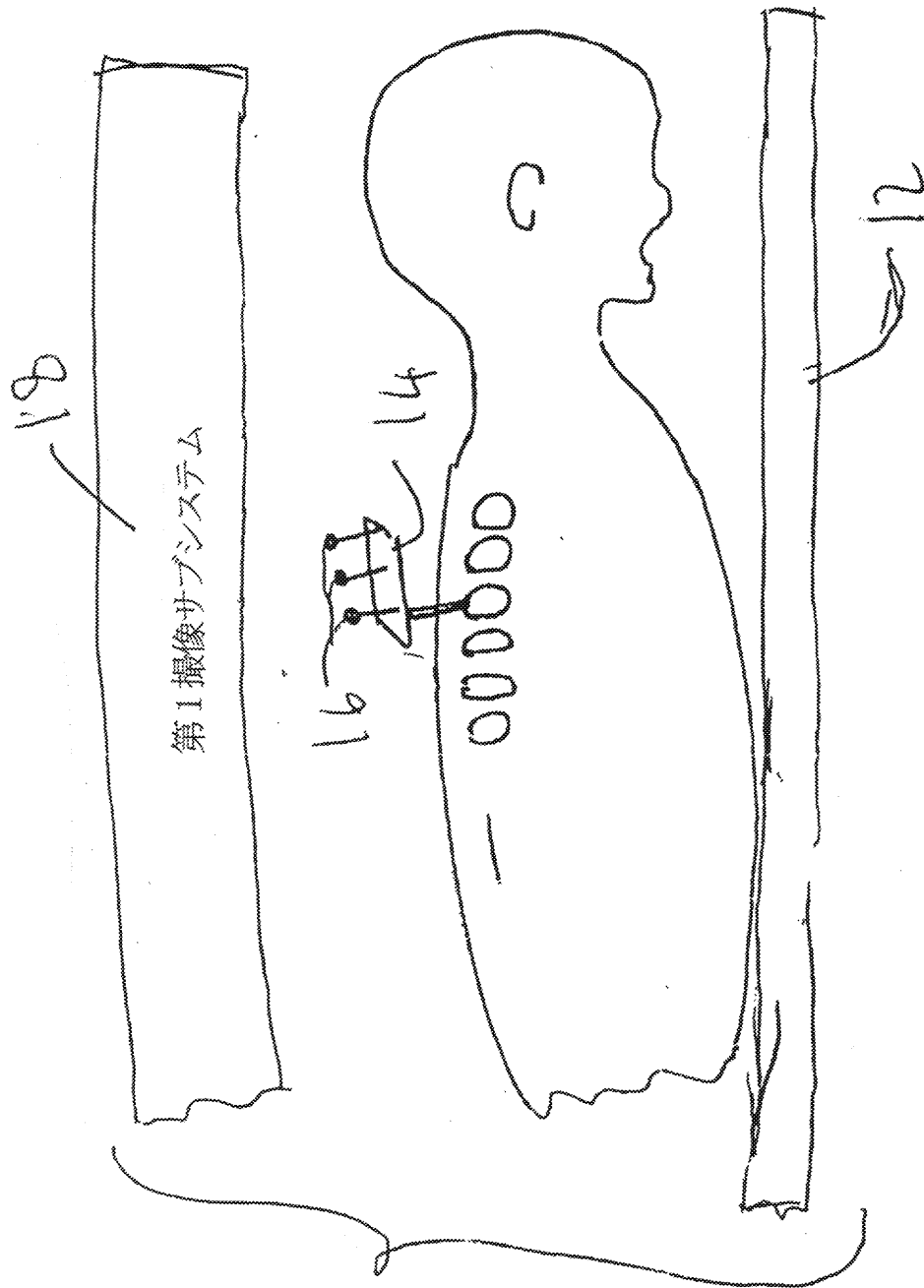
【図4】

図3の構成要素の一部と組み合わせて示した内部断面図を伴う患者の単純化した端面図である。

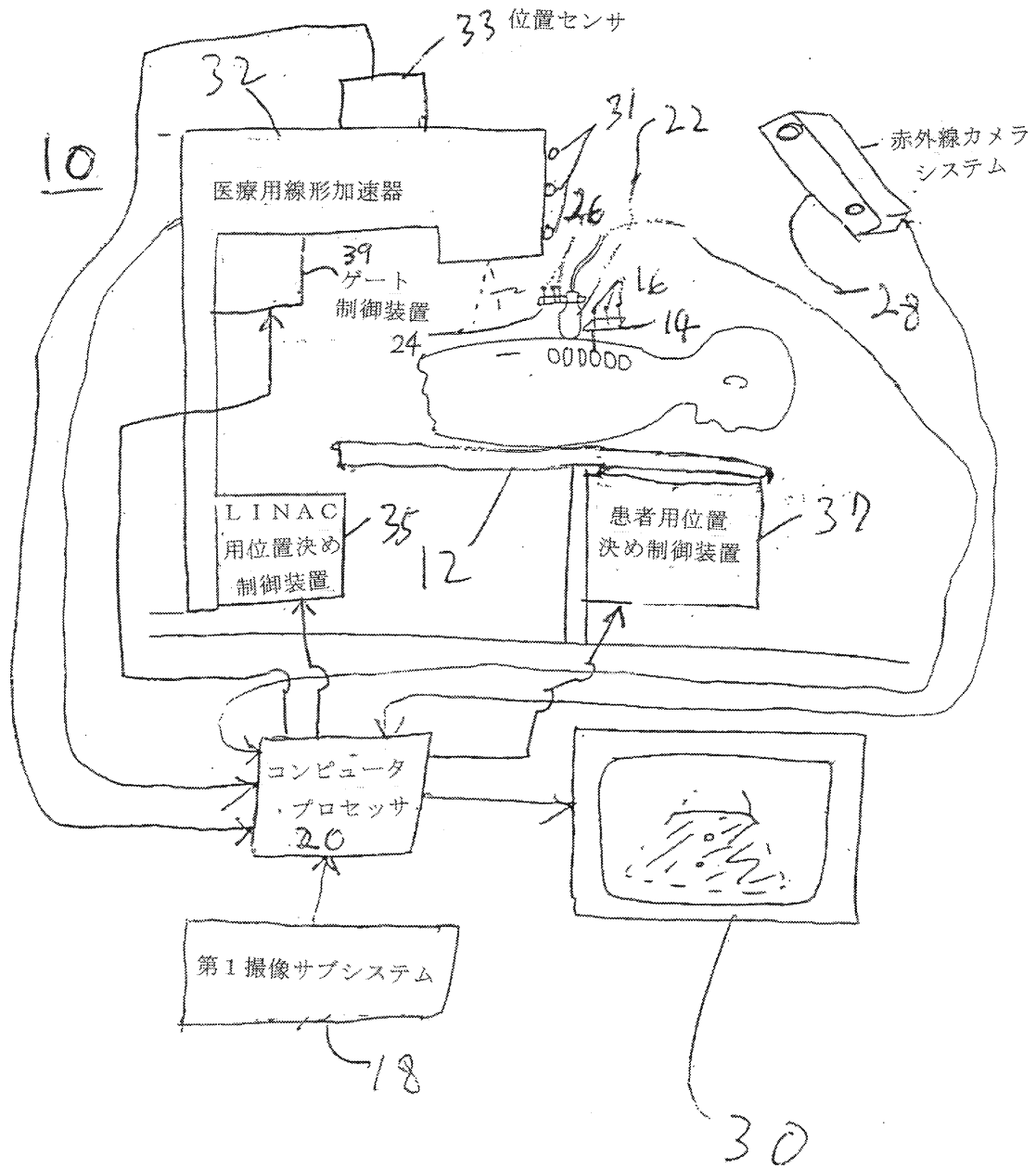
【図5】

図4の構成要素の一部と組み合わせて示した内部断面図を伴う患者の単純化した端面図である。

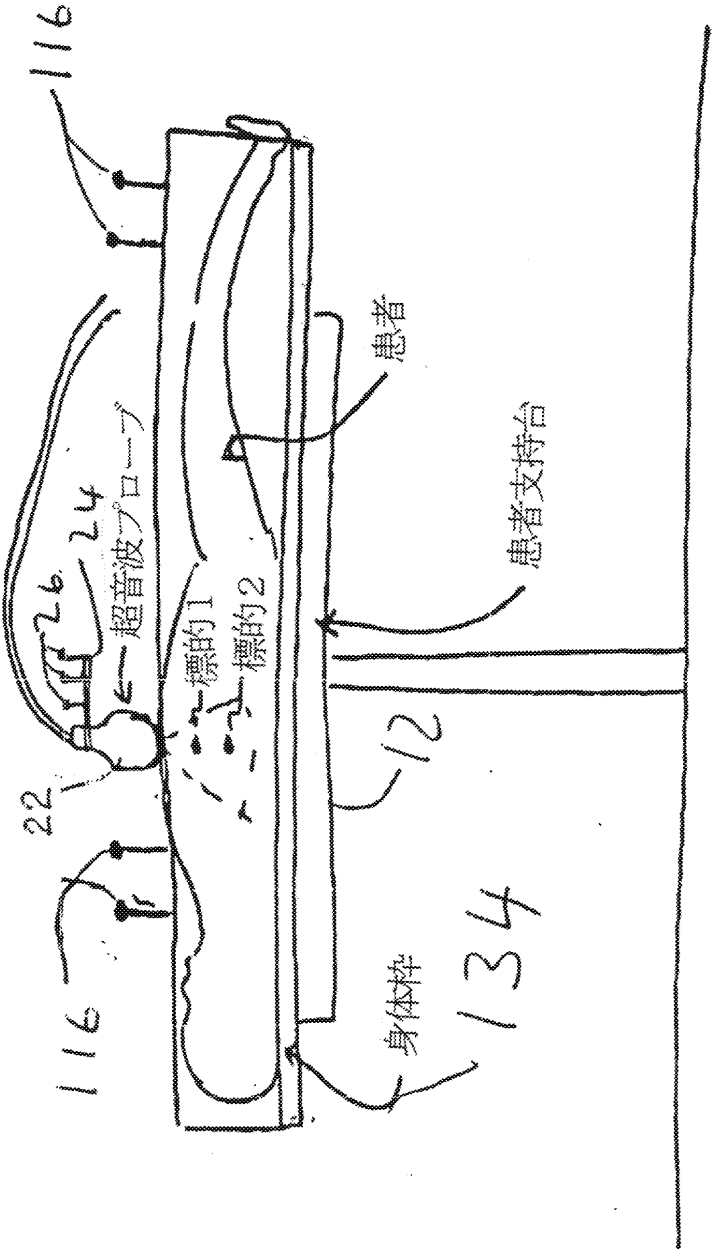
【 図 1 】



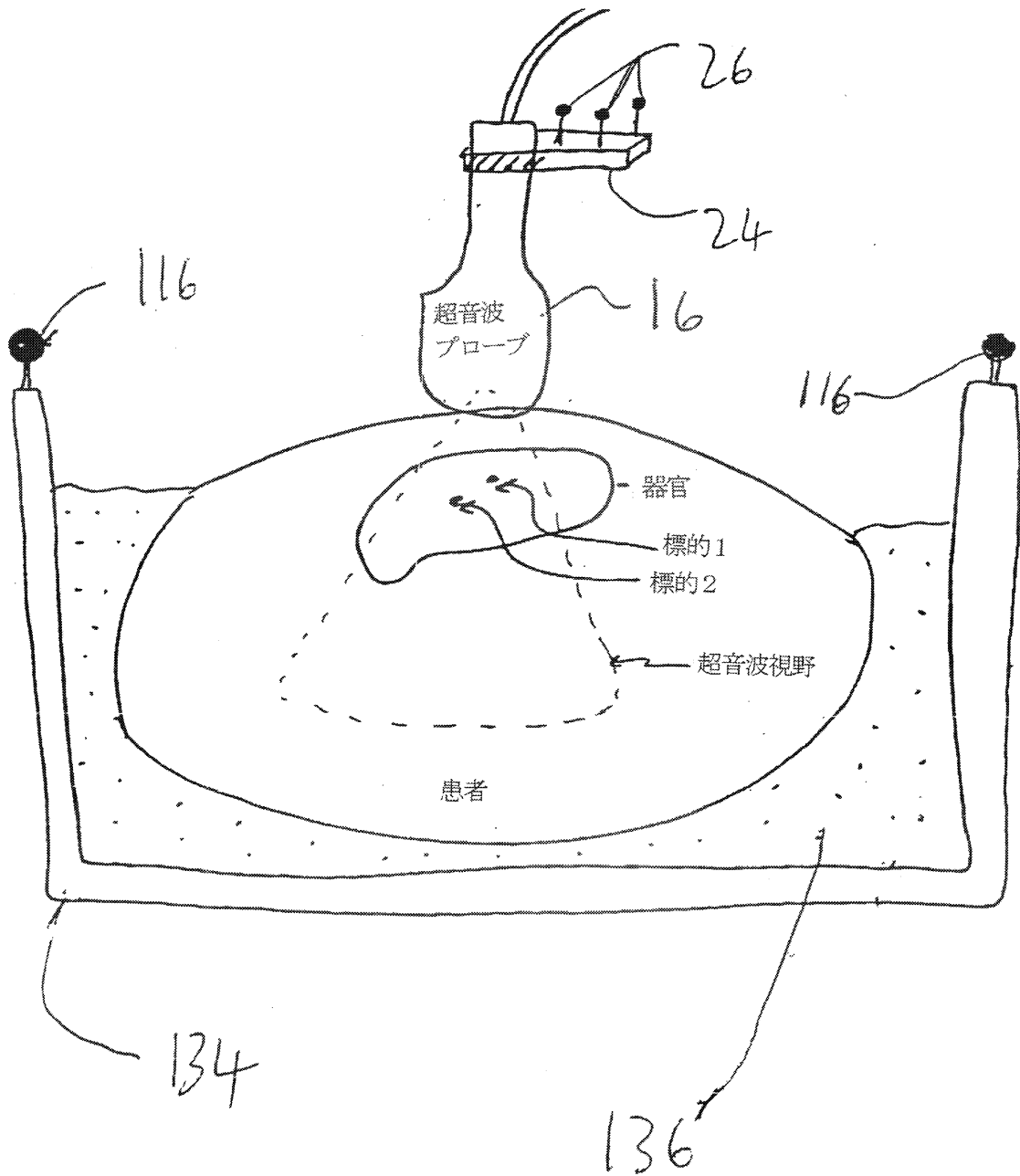
【図2】



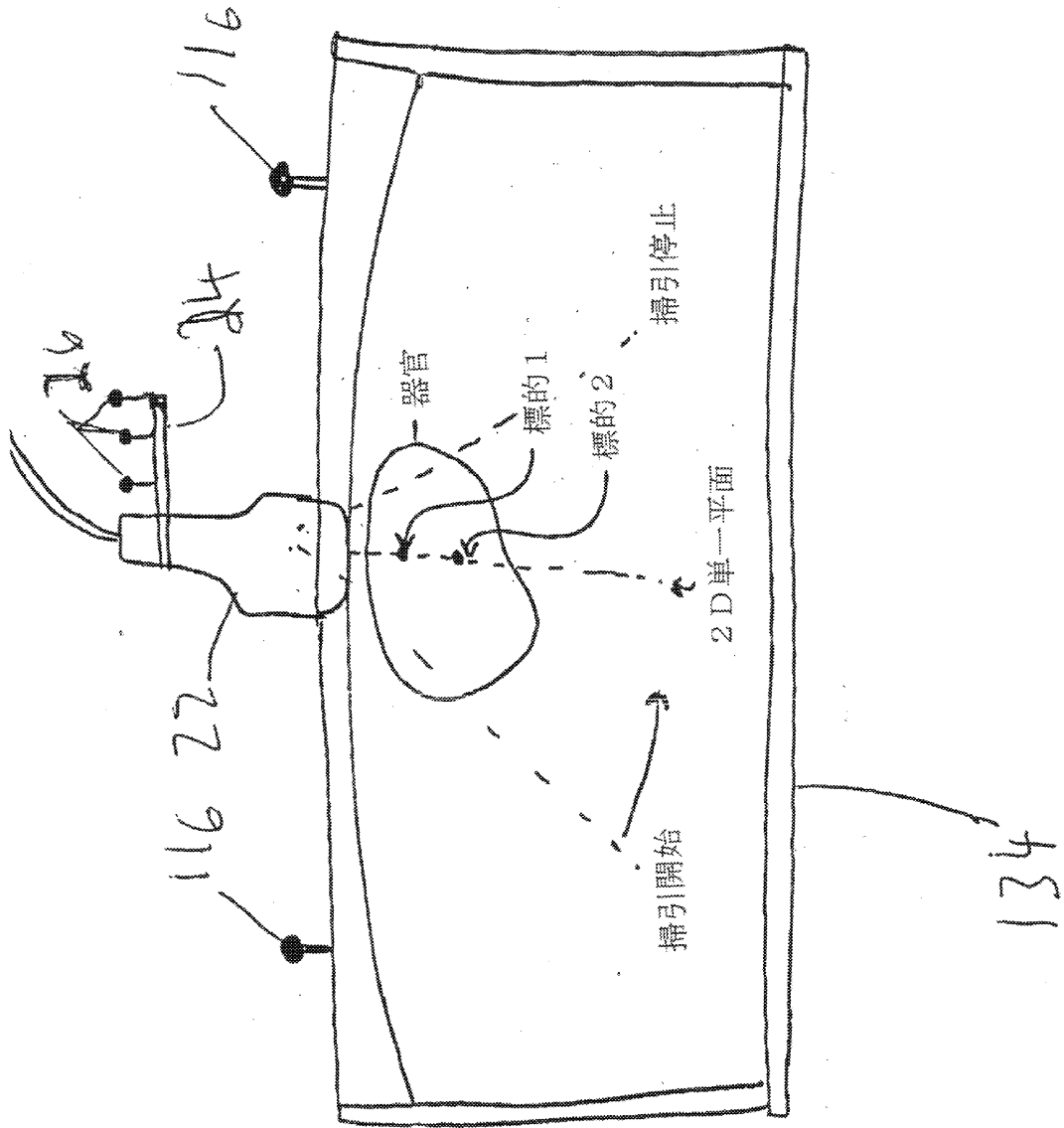
【図3】



【図4】



【圖5】



【手続補正書】

【提出日】平成14年1月31日(2002.1.31)

【手続補正1】

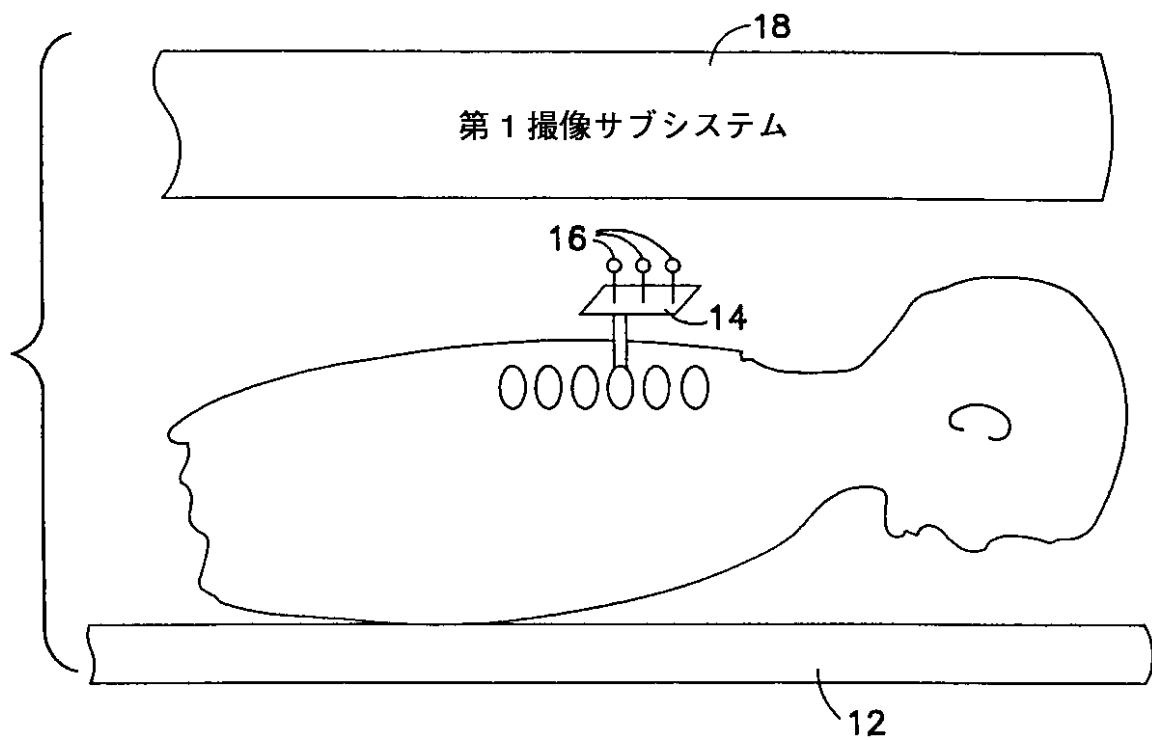
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

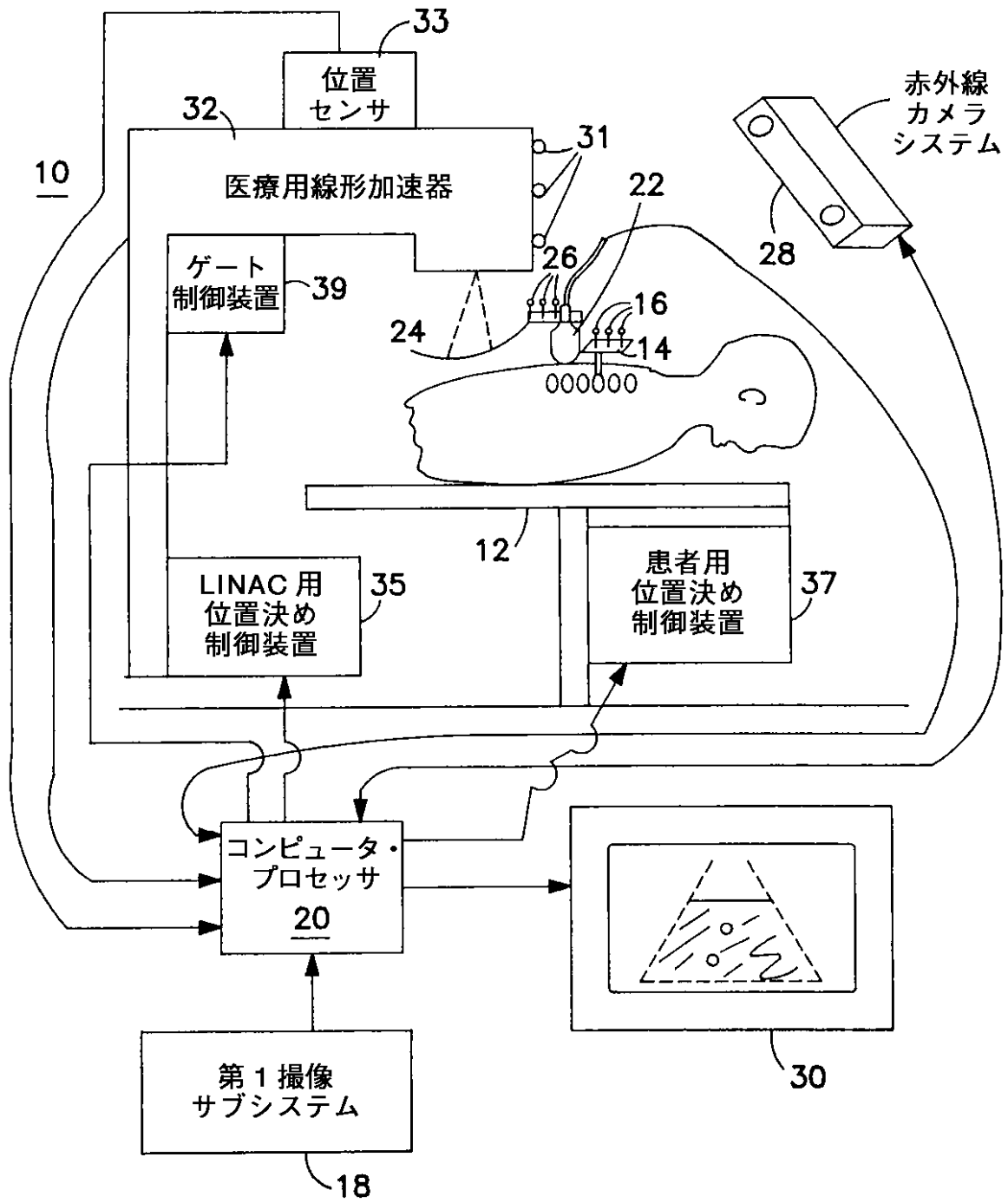
【補正方法】変更

【補正の内容】

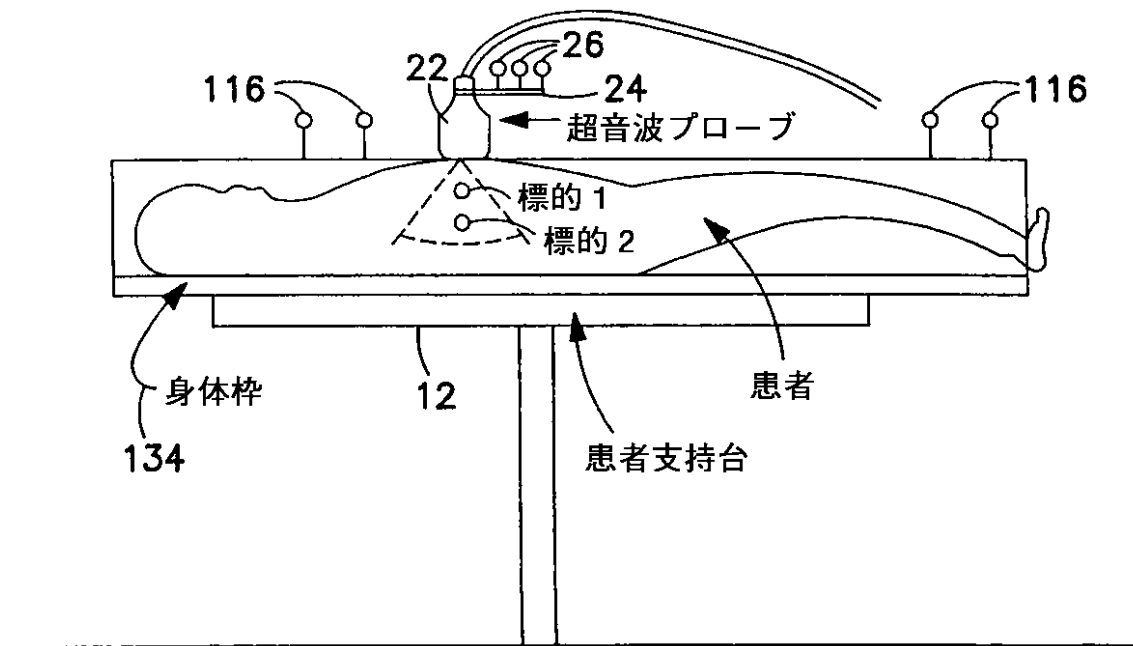
【図1】



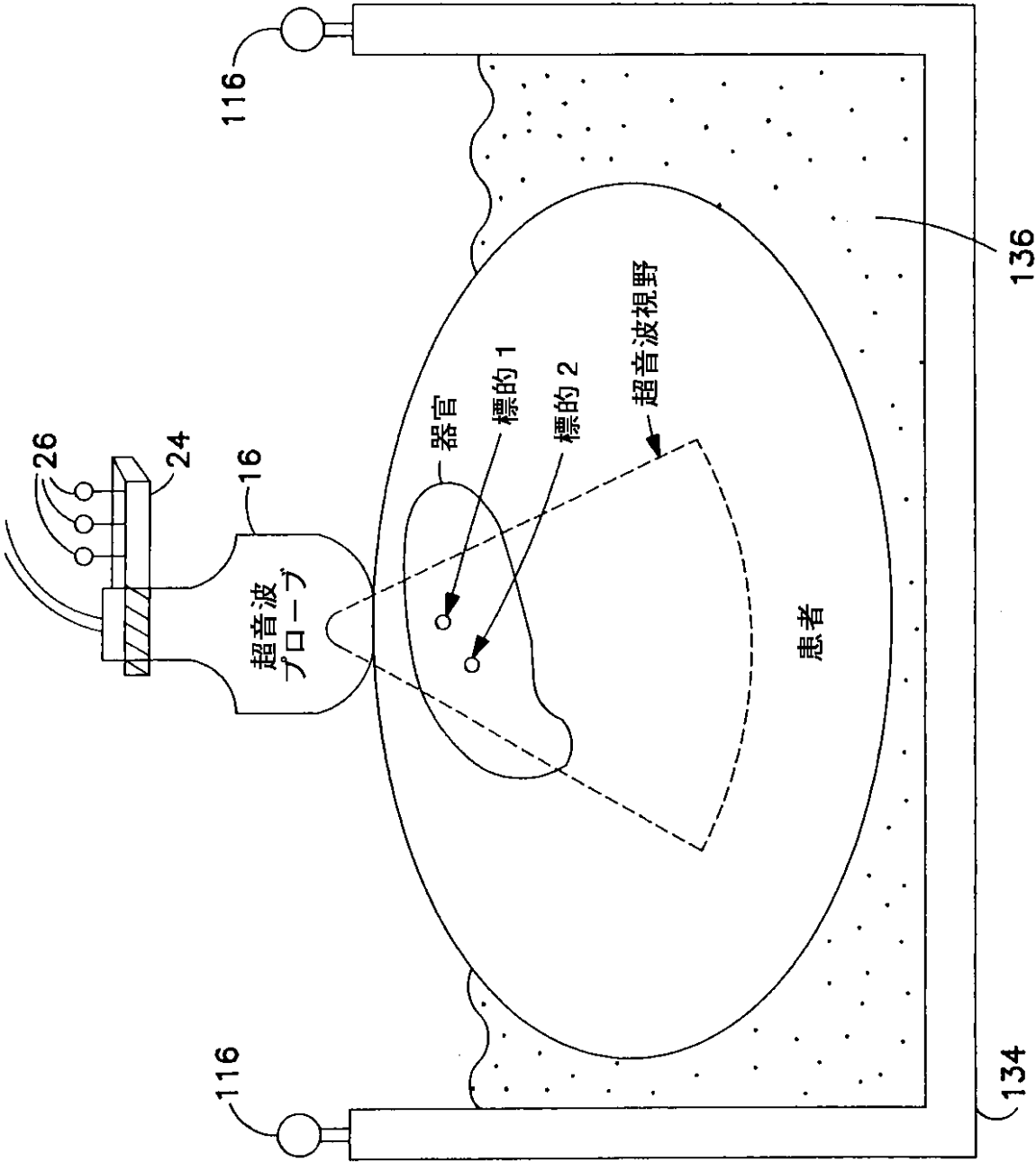
【図2】



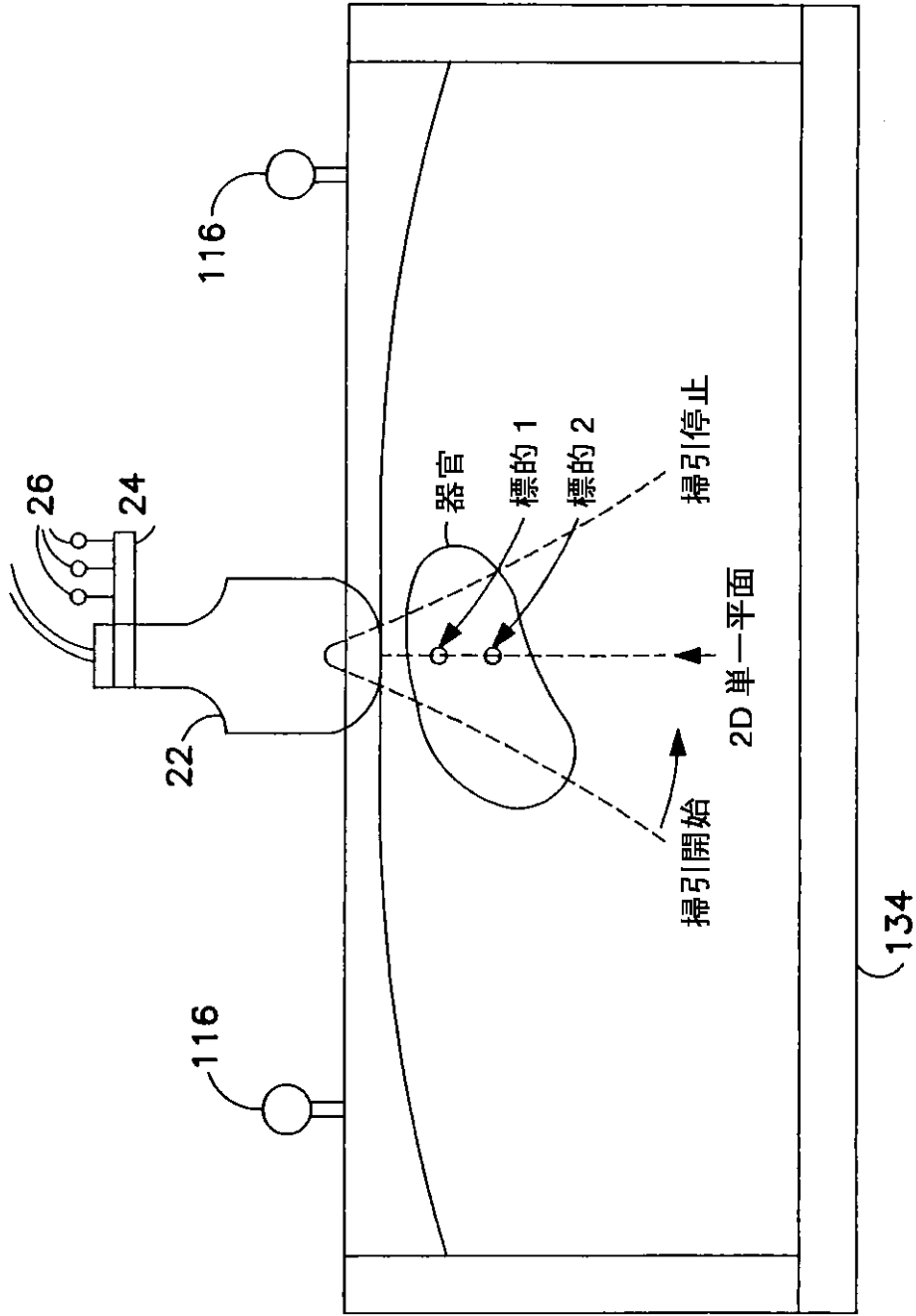
【図3】



【図4】



【圖5】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/20103
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(?) : A61B 5/05 US CL : Please See Extra Sheet. According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/407, 429, 439; 606/130; 378/20, 205 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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A,P	US 6,050,724 A (SCHMITZ et al.) 18 April 2000, entire document.	1-30
A	US 5,772,594 A (BARRICK) 30 June 1998, entire document.	1-30
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "G" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 18 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 ELENI MANTIS MERCADER Telephone No. (703) 308-0899

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/US00/20103

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER:
US CL :

378/20, 205; 378, 62-65, 68, 69, 205, 208; 600/407, 429, 439; 606/130

フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 19/00	5 0 2	G 0 1 S 15/89	B
G 0 1 R 33/28		A 6 1 B 5/05	3 9 0
G 0 1 S 15/89		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 , M Z , 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 L , A U , B A , B B ,
B G , B R , C A , C N , C U , C Z , E E , G D , G
E , H R , H U , I D , I L , I N , I S , J P , K P
, K R , L C , L K , L R , L T , L V , M G , M K ,
M N , M X , N O , N Z , P L , R O , S I , S K , S
L , T R , T T , U A , U Z , V N , Y U , Z A

(72)発明者 ボヴァ、フランク、ジェイ
アメリカ合衆国 フロリダ、ゲインズビ
ル、ピー、オー、ボックス 100265、ユニ
バーシティ オブ フロリダ、カレッジ
オブ メディシン、ニューロロジカル サ
ージェリー デパートメント

(72)発明者 ファッティ、ジョン、エム
アメリカ合衆国 アイオワ、アイオワ シ
ティ、 サドル クラブ ロード 2891

(72)発明者 ミークス、サンフォード、エル
アメリカ合衆国 アイオワ、ソロン、 ル
ックアウト ポイント サークル ノース
イースト 2652

(72)発明者 フリードマン、ウィリアム
アメリカ合衆国 フロリダ、ゲインズビ
ル、ピー、オー、ボックス 100265、ユニ
バーシティ オブ フロリダ、カレッジ
オブ メディシン、デパートメント オブ
ニューロサージェリー

F タ-ム(参考) 4C093 AA01 AA22 CA23 CA26 CA27
CA39 ED01 EE30
4C096 AA18 AB50 AD14 AD19 DC20
DC28 DC37 FC20
4C301 AA01 BB13 EE10 EE13 EE20
GA06 LL20
5J083 AA02 AB17 AC01 AD13 AE08
AG20 CA01

诸如3D超声探头 (22) 的超声仪器向处理器 (20) 提供3D成像数据。参考仪器 (24) 固定在探针 (22) 上, 并具有探针位置标记 (26)。连接到处理器 (20) 的红外 (IR) 照相机系统 (28) 用于跟踪标记 (16、26), 并且处理器将超声数据转换成用于仪器参考系的数据。你可以显示器 (30) 示出了来自探头 (22) 的超声数据和来自成像子系统 (18) 的成像数据的组合图像。

