

(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		6/03 360 Q	4 C 0 9 6
6/03	360	5/05 380	4 C 3 0 1
G 0 1 R 33/32		G 0 1 N 24/02 520 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 45数)

(21)出願番号	特願2003 - 9726(P2003 - 9726)	(71)出願人	301036537 ユニヴァーシティ オブ ピッツバーグ アメリカ合衆国 ペンシルバニア州 1526 0 ピッツバーグ サッカレー アンド オ ハラ ストリーツ ガードナー スティー ル コンフェレンス センター 200
(22)出願日	平成15年1月17日(2003.1.17)	(72)発明者	ステッテン・ジョージ・ディウイト アメリカ合衆国15238ペンシルベニア州ピッ ツバーグ、ナンツケット・ドライブ105
(31)優先権主張番号	10/126453	(74)代理人	100082049 弁理士 清水 敬一
(32)優先日	平成14年4月19日(2002.4.19)		
(33)優先権主張国	米国(US)		
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 断層写真スライス画像と人体画像とのリアルタイム位置重畳装置及びその方法

(57)【要約】

【課題】

【解決手段】 対象（又は自動動作模擬効果器）の視覚的外面像を対象の内部から得られる断層撮影画像の同期反射像に重畳する半銀鏡を使用して断層撮影画像を人体視覚像に重畳する装置。本装置は、超音波、コンピュータ断層写真及び磁気共鳴画像診断を含む様々な種類の画像化装置と共に使用される。画像捕獲装置及び表示装置は、半透明鏡に固定され又は固定されない。非固定であれば、画像装置は、半銀鏡上に表示された超音波の反射画像を調整して、画像獲得装置の方向及び位置を変更する補正装置となる。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 目標対象の内部組織画像を獲得する画像獲得装置と、

画像獲得装置に獲得される像を表示する表示装置と、
獲得される像を画像装置の操作者に向かって反射するように指向される部分反射面とを備え、
操作者の視点と無関係に反射される像を目標対象直視像に重畳させることを特徴とする画像装置。

【請求項 2】 画像獲得装置は、2次元像を獲得する請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 3】 2次元像は、超音波画像である請求項 2 に記載の画像装置。

【請求項 4】 画像獲得装置は、3次元データの集合を獲得する請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 5】 画像獲得装置は、3次元超音波像を獲得する請求項 4 に記載の画像装置。

【請求項 6】 画像獲得装置、表示装置及び部分反射面は、互いに固定して取り付けられる請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 7】 画像装置の操作を可能にする連結装置を 20 備える請求項 6 に記載の画像装置。

【請求項 8】 レーザマーキング装置を備える請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 9】 画像獲得装置は、部分反射面に回転可能に取り付けられる請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 10】 画像獲得装置は、部分反射面から機械的に離間する請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 11】 画像獲得装置は、操作者により直接操作される請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 12】 画像獲得装置を操作できる少なくとも 30 1の自動動作アームを備える請求項 1 に記載の画像装置。

【請求項 13】 目標対象の断層撮影画像を獲得する過程と、

断層撮影画像を表示する過程と、
断層撮影画像を半銀鏡上に反射させる過程とを含み、
操作者は、半銀鏡上で反射される断層撮影画像に重畳される目標対象像を半銀鏡を通じて直視でき、
重畳画像は、操作者の視点から独立していることを特徴とする目標対象観察法。

【請求項 14】 半銀鏡上で反射される断層撮影画像は、リアルタイムで更新される請求項 13 に記載の目標対象観察法。

【請求項 15】 模擬効果器を作動して、模擬効果器から遠隔で実際の効果器を制御する過程を含み、実際の効果器は、模擬効果器の操作者から遠隔して処置を実行する請求項 13 に記載の目標対象観察法。

【請求項 16】 模擬効果器及び表示される断層撮影画像は、実際の効果器及び目標対象より各々大きい寸法に拡大される請求項 15 に記載の目標対象観察法。

【請求項 17】 模擬効果器及び表示される断層撮影画像は、実際の効果器及び目標対象より各々小さい寸法に縮小される請求項 15 に記載の目標対象観察法。

【請求項 18】 操作者は、模擬効果器を直接制御する請求項 15 に記載の目標対象観察法。

【請求項 19】 操作者は、遠隔制御機構を使用して模擬効果器及び実際の効果器を制御する請求項 15 に記載の目標対象観察法。

【請求項 20】 画像獲得装置と、

10 画像獲得装置に獲得された像を表示する表示装置と、
獲得された像を画像装置の操作者に向かって反射するように指向される部分反射面とを備えることを特徴とする画像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、一般に医療画像表示法及びその装置、特に、皮下の医療処置の際に、断層写真（トモグラフィー）の反射像を人体画像に重畳する方法及び装置に属する。

【0002】

【従来の技術】発明の背景

人体画像は、反射された可視光の検出に少なくとも部分的に依存するため、人は、光が透過しない対象の中を「観察する」ことができない。換言すると、人は非透過性固体対象の内部断面内を観察することができない。特定の仕事を効果的に達成するのを遅らせ又は妨げる視覚制限は、多くの様々な技術分野で通常認められる現象である。この問題に対する種々の部分的な解決法は、過去に利用されてきた（小型カメラ、エックス線法等）。しかしながら、特にリアルタイム（実時間）画像診断法を使用して、対象の内部を表示する方法を改善する必要性は未だ継続している。

【0003】他の分野では、視覚制限が医療分野ほど障害とならないであろう。臨床医学では、患者の表皮から身体内の必要な深部まで医療器具を挿入する侵襲性処置を必要とすることが多い。例えば、癌の診断のため、肝臓組織の試料を取り出すとき、腹壁に貫通させる生検針を、何センチメートルの深さまで組織中に挿入しなければならない。この方法に起こり得る問題は、肝動脈等の重要な組織付近のリアルタイム映像帰還（フィードバック）が欠落することである。

【0004】例えばコンピュータ断層撮影（CT：Computerized Tomography）及び磁気共鳴画像診断（MRI：Magnetic Resonance Imaging）等の標準の画像診断法は、肝臓、肺又は他の組織の目標内で生検針の立体的な位置合わせに対するデータを提供できるが、これらの方法は、像獲得時間と侵襲性処置との間に患者の身体変動を生じることが典型的な特徴である。リアルタイム画像診断法はより瞬時的な像帰還を提供する。このようなリアルタイム画像診断法の中で、比較的小型かつ安価で、イオン

化放射線を発生せず、投影写真を表示する血管造影法とは異なり、断層写真スライスを表示する超音波が針の誘導又は案内に極めて適する。血管造影法と比較して、超音波診断装置は、所望により最短露出時間を維持できるので、臨床医が処置を急ぐ必要がない別の長所がある。

【0005】従来の2次元(2D)の超音波診断装置は、振動子(トランスデューサ又は変換器)に取付けられたガイド内に保持される針を頼りに肝生検を案内するのに型通り使用される。ガイドは像面内に生検針を保持し、針の先端部は、同一の像面内の目標に指向される。典型的な超音波診断装置は、両手から離間するビデオモニターを見ることを臨床医に要求し、このため、臨床医の手と眼との直接的な協調運動が喪失する。臨床医は、直接的な方式の協調運動を殆ど習得できないが、眼前で自然な直感及び自身の手を見る経験を優先させる。

【0006】更に、針案内装置は、生検針を像面内に配置しなければならない制約を生ずる不都合があり、臨床医は、侵襲性処置の間に針が像面を交差し又は横切することを好む。例えば、静脈内(IV)カテーテルを動脈に挿入するとき、像に対してほぼ垂直に動脈の管腔内に針を挿入しながら、横断面の動脈を視覚化する超音波映像を使用することが最適の形態である。前記従来の装置は、この仕事を達成することができない。

【0007】部分鏡、半透明鏡又は「半銀」鏡として知られる半透鏡を使用して、予め獲得したコンピュータ断層撮影(CT)データの3次元(3D)像を観測者が目視する患者像に重畳する視覚化技術が開発された。半透明鏡は、一部の入射光を反射すると同時に、他の光が鏡を通過する表面を備えたことを特徴とする。半透明鏡(又は他の半反射面)の使用により、観察者は、半透明鏡の背後にある対象を観察すると同時に、鏡面で反射する第2の対象物像を観察する。6自由度の外部追跡装置を使用して、予め獲得した画像診断撮影(CT)データから適切な像を描写するため、半透明鏡を備えたコンピュータ画像診断撮影の「像重畳」装置は、患者と観察者との両者が互いに無関係に位置を決定することを必要とする。

【0008】最近開発された他の画像診断技術は、操作者が着用したヘッドマウント表示装置によって、超音波像と人体画像とを重畳する。画像コンピュータを使用してヘッドマウント表示装置に形成される超音波映像の適切な透視像と、6自由度追跡装置とを使用すると、超音波振動子の出力に対応して、ヘッドマウント表示装置の位置及び方向を連続的に決定できる。

【発明が解決しようとする課題】

【0009】前記従来の装置は、実用的なリアルタイム画像診断装置の用途に適していない。多数の自由度を制御することは困難であり、装置は複雑な部分が多すぎて実用的ではない。このように、当該技術分野では、対象となる正常な人体画像を対象となる「内部」像に重畳して、操作者の動作自由度及び/又は設計平易化を強調で

きる装置を提供することが必要である。

【0010】

【課題を解決するための手段】発明の開示

本発明は、少なくとも一つの好適な実施の形態では、目標対象の外側人体画像と、同一対象の内部形状の断層写真反射像とを重畳する装置及び方法を企図する。本発明は、像獲得装置(例えば超音波振動子等の断層写真走査装置)と、像表示装置(例えばコンピュータモニタ又はビデオモニタ)と、2つの像を一体に「融合」又は重ね合わせ若しくは重畳する半銀鏡とを備える。

【0011】少なくとも一つの好適な実施の形態では、本発明は、2次元超音波振動子と、像表示装置と、部分的に反射しかつほぼ目標の対象と像表示装置との間に配置される半透明面(例えば半銀鏡)とを備える。振動子、表示装置及び鏡は、互いに固定して取り付けられ、或いは1又は2以上の要素は、部分的又は完全に互いに相対的に移動可能である。操作者により或いは1又は2以上の自動動作アームを用いて、直接操作により動作を実行してもよい。

【0012】少なくとも一つの好適な実施の形態では、本発明は、3次元超音波振動子と、像表示装置と、目標対象と像表示装置との間で広範囲に移動される部分反射面とを備える。観察者が部分反射面を通じて目標対象を観察するとき、像表示装置は、3次元超音波データの適切なスライス(2次元断層写真像が有効である)を表示して、適切に組み合わせられた像を観察することが好ましい。

【0013】少なくとも1の好適な実施の形態では、本発明は、振動子が移動するとき、半銀鏡と表示装置との間の角度を振動子と半銀鏡との間の角度に追従させる一連の歯車、一連のプーリ又は振動子と表示装置と半銀鏡との間に配置された他の運動伝達装置とを備えている。また、本発明は、振動子が任意の方向に自由に移動し又は自動動作型装置により遠隔運転処理を行う種々の実施の形態を企図する。

【0014】

【発明の実施の形態】本発明は、少なくとも一つの好適な本実施の形態では、目標対象の内部を示す2次元断層撮影の反射像と、同一目標対象の外側を示す正常な人体視覚画像とを併合し又は重畳する方法及び装置を企図する。本発明による方法は、対象の内部観察が必要なあらゆる用途に使用できるが、特定の産業又は用途に限定されない。リアルタイム画像診断法によって、内部像を獲得することが好ましいが、リアルタイムは、必ずしも近隣領域の瞬間的な画面を表示するとは限らず、走査を実行したときから、目標対象が極端に移動しないのみの画像を表示する。このようなリアルタイム画像診断法を超音波により行う。

【0015】多くの様々な分野に亘る試みに本発明による方法及び装置を利用できるが、医療分野の特定の適用

範囲に本発明を確認できる。人体内への認められない又は過度の異物の挿入は、損傷、汚染又は他の有害な影響を与えるため、挿入の回数及び領域を制限しなければならない。このため、患者内部を少なくとも直接観察しながら、皮下の処置を実行することが好ましい。医療装置への応用が特に有効であるため、医療装置について本発明を説明するが、この記載による例示的な開示は、特定の産業又は用途に本発明を限定するものではない。

【0016】本発明による前記及び他の詳細、目的及び効果は、以下の好適な本実施の形態の説明から容易に明白となろう。

【0017】図1は、目標対象16のBモード像スライス14を取出す2次元(2D)超音波振動子12を利用する本発明による画像装置10の好適な実施の形態を示す等側図である。図1は、堅い枠18に固定された2次元超音波振動子12を示す。目標対象16(本例では患者)の内部を示す「音波」断層撮影画像スライス14を獲得する従来の超音波振動子である振動子12を使用することが好ましい。

【0018】半銀鏡又は他の半透明性材料又は半反射性材料20は、堅い枠18の真中から垂直に延伸する。使用者22(例えば医者)は、半銀鏡20を通じて半銀鏡20の反対側に配置される目標対象16(例えば患者)を観察すると同時に、鏡面(28)の正面で反射する第2の像24とを鏡20を通して観察できる。このように、直視目標対象像26と断層撮影反射像24とを使用者22の視野内で重畳(像線30)することができる。

【0019】図1は、超音波振動子12の柄の中間から垂直上方に延伸する半銀鏡20を図示するが、実際には、図示の垂直面の後方又は前方にある他の垂直面内に半銀鏡20を配置してもよい。即ち、正しく対応する方法(後述する)で表示装置32を移動する限り、図1の半銀鏡20を前後に移動(又は更に傾斜させて)することができる。

【0020】上向の像部34を有する超音波像又は他の断層撮影スライス34を表示する扁平型の表示装置32は、振動子12とは反対の堅い枠18の端部に設けられる。横型扁平ディスプレイの表示装置32は、液晶ディスプレイを使用することが好ましい。使用者22が半銀鏡20を通じて目標対象16を観察するとき、線24に沿う超音波表示像34は、半銀鏡(20)の前面(28)で反射する。従って、使用者の視線30は、目標対象直視像26と超音波反射像24とを併合又は重畳した像となる。

【0021】反射超音波像24を目標対象像26上に視覚上正確に重畳するために、超音波表示像34を(水平面に沿って)逆転し、(垂直面に沿って)反転し、回転し、移動し及び/又は(表示装置32上の初期像34の位置、方向及び尺度に依存して)拡大・縮小して、半銀鏡の表面(28)上で反射する超音波像24により、取り出す超音波スライス14の大きさ、尺度及び方向を正確に描写できる。実用的な意味では、単に振動子12を180度回転しても、この像操作を電子的に達成するように、超音波表

示像34は正確に反転される。

【0022】半銀鏡20を通して目標対象16(患者)を観察する操作者の眼22の側面図を図1に示す。光反射の周知の法則により、扁平型表示装置32上の超音波像34は、半銀鏡の操作者側の表面(28)で反射される。従って、操作者22が半銀鏡20を通して目標対象16を観察するとき、反射超音波像24は、目標対象直視像26上に又はこれと一体に併合(重畳)される。操作者22に対する2つの像24,26は、目標対象16の表面(正常な人体画像26)と、目標対象16の内部(反射される超音波24又は他の断層撮影な反射)とを含む1つの像30に有効に重畳される。操作者の頭部が動くとき、超音波画像の反射角は、操作者の視界角に追従するため、2つの像24,26の重畳像30は、操作者22(使用者)の位置に影響されない。従って、使用者22は、頭部を移動できると共に、超音波走査内の解剖学的構造に対して侵襲性器具(例えば針)の露出部分から、その侵襲性器具の覆われた部分を推定できる立体視の十分な長所が得られる。

【0023】目標対象直接像26と反射超音波像24とは、操作者の直視像(30に沿う)中に自然に入る半銀鏡表面(28)上で併合され又は重畳されるため、操作者22は、処置を通じて手と眼との直接協調運動を良好に維持することができる。この自然な視線の重畳像30により、操作者22は、目標対象16の表面(例えば表皮)を通じて、下部組織又は下部層中の物質を良好に観察できる。

【0024】更に、本発明による画像診断装置10は、実質的にあらゆる画像診断技術に使用できるが、超音波等のほぼ瞬間的に画像診断技術を使用することにより、目標対象16の内外像をほぼ同調又は同期させることができる。しかしながら、この方法は、「リアルタイム」により患者(目標対象16)が動く前の表示像34を更新できる全ての画像診断法を意味する全てのリアルタイム断層撮影画像診断法に適用できる。患者の動きが減少すると、「より遅い」方式が一層有効になる。より遅い画像診断技術を利用する(即ち、像獲得と像表示との間に実質的な遅延時間がある)場合、操作者22は、静止状態に横臥することを患者16に指示して、遅延する内部像34を現在の目標対象像26に整合させることができよう。このように、より遅い画像診断技術でも本発明に利用できる。

【0025】超音波、cine-CT及び高速磁気共鳴画像診断(MRI)を含む実施可能な「高速」画像診断法もある。「より遅い」方式は、従来の磁気共鳴画像診断、従来のコンピュータ断層撮影(CT)、スペクト(SPECT:single photon emission computed tomography)及びポジトロンCT(PET:positron emission tomography)を含む。しかしながら、最新の像を獲得した時から目標対象16が移動しない限り、遅い方式でも正確に重畳された像30を形成できる。目標対象16が移動しなければ、案内用の重畳像30を使用して針又は他の侵襲性器具をそのまま挿入できる。レーザ若しくは超音波の距離測定器、ピデ

カメラ及び／又は運動センサの組合せ（図示せず）を使用して、目標対象16の動きを検出すると共に、像が完全に（鏡表面28で）重畳されないことを操作者22に警告すると、患者が静止状態を維持する可能性を向上できる。別法として、前記同様のセンサ装置により、最新の獲得像から目標対象16がどの程度移動したかを正確に検出し、表示された像34及び／又は表示装置32若しくは鏡20の位置を電子的に修正して（下記参照）、目標対象の動作を補正できる。

【0026】装置の構成要素を位置決めする数学的条件を図2に示す。断層撮影スライス14と扁平型表示装置上で反射した像34との間に同一角度（ $\theta_1 = \theta_2 = \theta_3$ ）だけ各々から離間して半銀鏡20を配置することが好ましい。半銀鏡20は、本質的に角度2を二等分する。図3（以下）に示すように、角度 θ_1 はゼロに接近してもよい。図2の半銀鏡20は角度2を二等分するので、超音波スライス14の点P及び点Pに対応する扁平型表示装置34の像P'は共に、半銀鏡20から距離dにある。スライス14の点Pと表示装置34の像P'とを結ぶ距離dに沿う線は、半銀鏡20の平面に直交する。

【0027】観察者の位置に無関係に、対応するスライスの身体部位上に重畳される超音波表示が（30に沿う）図2の観察者22の眼に指向される。扁平型表示装置34から半銀鏡の表面（28）に対する入射角は、図2に示す θ_1 である。周知の光反射の法則に従って、反射角 θ_3 は入射角 θ_1 に等しい。鏡20は2を二等分し、また周知の幾何の法則から、目標対象16内の対応点14から半銀鏡20の後面までの「入射」角 θ_2 も入射角 θ_1 及び反射角 θ_3 に等しい（ $\theta_1 = \theta_2 = \theta_3$ ）。このように、目標対象直視像26及び反射断層撮影スライス画像24は、観察者の位置に無関係に常に重畳像30に一致する。

【0028】図3は、3次元（3D）超音波振動子12を利用する本発明による画像診断装置10の好適な実施の形態を示す。図3の実施の形態では、前記2次元振動子を使用して、振動子12に固定して取り付けられる半銀鏡又は部分透明鏡20は、振動子12から垂直上方に延伸する。本実施の形態では、振動子12は、走査された体積54の3次元像データ（例えばリアルタイム3次元（RT3D）超音波像）を獲得できる。扁平型表示装置32上に示す像34（従って半銀鏡20上で反射する24）は、目標対象16内で走査される体積54を通じて2次元断層撮影スライス（例えば振動子12の面に平行な「Cモード」スライス）であることが好ましい。2次元断層撮影画像34は、捕集された3次元画像データからコンピュータ（図示せず）によって、数学的に計算される。目標対象16内で対応する断層撮影画像の位置に合わせて、2次元断層撮影画像34の反射超音波像24が半銀鏡（28）上で正確に反射するように、扁平型表示装置32を正しい場所及び方向に位置決めしなければならない。再度、表示装置32上の像34を電子的に移動し、回転し、拡大・縮小し及び／又は反転し

て、必要に応じて、観察者の位置に無関係に適正な位置決めを実行することが好ましい。

【0029】予め得られたデータ又は他の「遅滞」画像方式を使用する「像重畳（Image Overlay）」コンピュータ断層撮影装置と比較して、画像診断装置10によって、患者（目標対象）16の現在位置を別個に確立し又は位置決めする必要がないため、超音波データ又は他の「リアルタイム」データは好ましい。振動子の正面に現存するものは何でも、操作者の視野内の適切な位置に単純に重畳表示される。更に、（前記）「像重畳」CT装置で表現されるような完全な3次元表示とは反対に、本発明は、単一のスライスのみを表示することが好ましい。従って、半銀鏡20内の反射像24が目標対象16の直接像26上に重畳する超音波表示装置32を単に配置するだけで、観察者の位置から独立して視覚的な重畳像30を形成できる。断層撮影画像34を2次元表示して、目標対象16内の適切な位置上で正確に反射させるので、前記像24、26の正しい重畳像30は、観察者22の位置の影響を受けない。3次元表示の重畳より単純かつ有効である。

【0030】前記装置及び方法は、断層撮影走査装置12（又は他の画像獲得装置）に強固に取り付けられる半銀鏡20及び扁平型表示装置32を含む。完全な画像診断装置10の強固な固定及びこれによる大型化により、処置の際に、走査装置又は振動子12の操作者22による操作性を低下させることがある。画像獲得装置12を操作する操作者22の自由度及び操作性を向上するいくつかの方法がある。

【0031】例えば、装置の構成要素（スキャナ12、鏡20、表示装置32）間の固定位置を維持しながら、レバー、おもり、プーリ及び／又はバネの連結装置（図示せず）を構成して、画像診断装置10全体の操作を補助できる。レバー、おもり、プーリ及び／又はバネの連結装置により、画像診断装置10の操作に必要な力を片もち支持し又は低減できる。例えば、類似形態の連結装置を病院で使用して、手術の際に大型照明の操作を補助することもある。レバー、おもり、プーリ及び／又はバネを天井又はフロアスタンドに設置することが好ましい。

【0032】別法として、操作者22は、表示装置32と半銀鏡20との角度（ θ_1 ）を振動子12と鏡20との角度（ θ_2 ）に等しく維持する歯車装置及び／又はアクチュエータ装置により振動子12を広い融通性をもって操作できる。様々な方法で使用者22が振動子12を動作させるとき、表示画面32の物理的操作及び／又は表示画面32上に表示される像34の電子的操作を通じて、表示される超音波像34を対応させて動作（ θ_1 の対応変化）させて、直線運動及び／又は角運動を行う付加的歯車、アクチュエータ及び／又はエンコーダを振動子の動作（ θ_2 の対応変化）に適應させることができる。歯車装置、アクチュエータ装置及び／又は画像操作装置は、表示装置32と半銀鏡20との間の適切な角度（ θ ）及び適切な位置を好適

に保持するので、使用者22は、自己の位置から独立して、振動子12を移動しかつ目標対象像26と反射超音波像24との適正な重畳像30を観察できる。3方向回転及び3方向移動を含む振動子の6自由度に適應するように本装置を製造できる。前記実施の形態のように、本実施の形態では、画像診断装置10の他の部分（画像診断装置10の使用を妨げることもある）に振動子12を物理的に連結することが好ましい。

【0033】画像診断装置10の他の部分から物理的に振動子12（又は他の像獲得装置）を取り外して、操作者22 10 による振動子12（又は他の断層撮影走査装置）の操作性を更に向上してもよい。例えば市販の「フロックオブバース（FLOCK-OF-BIRDS）」装置又は「オブティトラッカー（OPTITRACKER）」装置を使用して、半銀鏡20に対する振動子12の相対的な角度及び位置を連続的に決定し、これにより、鏡20に対する表示装置32の角度（ θ ）及び方向を調整して、振動子12の操作を補正できる。3次元超音波振動子12を取り外した装置の一実施の形態を図4に示す。3次元超音波データ54の適当なスライス 20 をコンピュータに画像入力しかつ表示（表示装置32上に）して、2つの像24,26の重畳像30を鏡20の表面上の形成で 20 ける。

【0034】同様に、2次元超音波では、振動子12の操作性は、目標を探索するときに特に重要である。組立体の他の部分（鏡20及び扁平型表示装置32）から振動子12を取り外して、問題に取り組むことが望ましい。「フロックオブバース」装置又は「オブティトラッキング」装置等の6自由度の追跡装置（tracking device）を振動子12の柄部に取り付けてもよい。鏡20から取り外した扁平型表示装置32を一連のモータにより制御し、振動子12 30 の柄部に取付けた追跡装置により決定されるように、超音波スライスの反射面内に像34を正確に残存させて、扁平型表示装置32を形成できる。周知の自動動作工学の原理により表示装置を動作させることが好ましい。

【0035】操作者22による振動子12の急激な操作の際に、モータ駆動される表示装置32は、振動子12の動作から遅延することもあるが、操作者22が所望の目標を位置決めする相対的な静止時に、表示装置32の動作が操作者22による操作に追いつくことが好ましい。目標対象16に対して鏡20を静止状態に保持して、振動子追跡装置及び 40 モータ駆動表示装置32の両方の基準フレームを確立することが好ましい。別法として、鏡20を自動移動可能にして、表示装置32を固定位置に保持してもよい（又は鏡20及び表示装置32の両方を移動可能にしてもよい）。

【0036】表示される超音波像24に実際の目標像26を視覚的に融合する30（重畳する）のに必要な他の自由度は、振動子12の追跡に基づく扁平型表示装置32上の表示像34の画像操作により与えられる。固定されかつ歯車が設けられた前記組立体と同様に、自動移動される表示装置32及び表示像34の画像操作によって、操作者22又は目 50

標対象16の位置から独立して、反射される超音波像24を実際の目標対象像26に視覚「融合」30を形成することが好ましい。

【0037】本発明による好適な一実施の形態では、視覚的融合像30を維持する方法で、2つの自動動作アーム又は単一对の自動動作型装置により振動子12と表示装置32（及び/又は鏡20）との両方を遠隔制御で操作できる。これは、振動子12の追跡必要性を排除して、操作桿（ジョイスティック）又は他のコントローラによる振動子位置の正方向送り（feed-forward）遠隔制御に変更できる。動作が互いに単なる対称（鏡像）関係にある2つの自動動作型装置の同一動作制御を実際に直接的な方法で実行し、より同調性の像融合を示す。

【0038】多くの処置の際に、操作者は、（所望の目標を発見するために）軸着点の周囲の全3回転自由度で超音波振動子を回転させようと意図するため、表示装置の監視装置に対する固有の軸着点は、振動子と目標対象との間の反射接触点である。このように、前記2つの自動動作型装置の同調動作制御では、軸着点の周囲を3自由度で表示監視装置を回転させることが好ましい。表示装置を移動する装置では、手動操作される振動子を追跡しながら、少なくとも1移動自由度によって、表示監視装置を超音波スライスと同一平面上に配置する必要がある。

【0039】固定された画像装置の校正及び（自動化駆動される）サーボ連結表示装置又は前記2つの自動動作型装置の開発は、位置合せ過程の自由度を慎重に考慮する必要がある。最初に、幾何学的変換だけを考慮し、即ち、獲得したスライス及び表示された像の尺度は同一であり変形がないと仮定する。実際のスライスに超音波の反射像を位置合わせする幾何学的変換を実行するため、6自由度を満足することが必要となる。第1に、スライスの反射面に物理的に表示装置を操作する3自由度を有する。これは、スライスに平行な表示画面反射像を形成する2回転と、表示画面に直角な1回移動の形状を備え、表示画面の反射像とスライスとを正確な同一平面に形成する。

【0040】表示画面反射像とスライスとがいったん同一平面にあれば、表示装置上で像を2回移動し、1回回転させて、像とスライスとを整合させる3自由度を必要とする。本質的に、6自由度は、適正な物理的平面内に表示装置を配置して、半銀鏡上で像を反射（3自由度）し、その後、表示装置上で像を回転し移動すると、正しく配置された反射像が、鏡上で実際の目標対象像に正しく整合する（追加の3自由度）。

【0041】幾何学的変換の他に更に校正が必要となる。第1に、正確な尺度に校正しなければならない。これは、等方性尺度（相似変換）と非等方性尺度（擬似変換）とを含む。更に、像の変形により、画像装置と表示装置との両方で非線形幾何の修正が必要となる。

【0042】振動子が目標対象に対して相対的に移動したとき、スライスの幾何学的特性が組織の型によって、変化せず、スライスの幾何学的形状が変化しない範囲では、模型（phantom）の目標対象（実際の患者はでない）を使用して装置10の校正を初期のみ行う必要がある。スキャナのためだけにスライスの幾何学的形状を校正すれば十分である。更に、組織の特性に起因する像幾何学的形状の変更は、組織に対する振動子の位置に依存する。前記変更は、異種組織内を伝播する音速の相違に起因する。従来既に開発された像分析技術を使用して、前記これらを校正できる。

【0043】超音波を使用して容易に走査される水槽中の人体模型が人体画像に代替されて、気体と水との界面での屈折に起因して、校正の問題が発生する。この問題に対するいくつかの解決法を記載する。（空気中の）反射像と、ロッド（水）に沿って変位される超音波スライスとの両方に交差するロッドを使用するのが解決法の一つである。その後、表示装置を物理的に移動又は回転し、表示装置上の像を電子的に移動又は回転して、対応する超音波反射像に正しく交差すると思われるロッドを形成する。

【0044】第2の校正解決法は、校正模型を使用することである。水中又は他の超音波伝導性媒体（しかし光屈折性）中に浸漬した模型を画像獲得装置によって、走査する。像は、表示装置上に「凍結」（静止画像）され、半銀鏡から反射される。校正模型を移動しなければ、水又は他の媒体は、校正装置から排出又は除去される。その後、模型の「凍結」された反射走査像が校正模型の直視像に整合するまで、使用者は、表示装置又は表示装置上の像を調整できる。多くの他の校正法を本発明の範囲内で使用できる。

【0045】本発明による好適な一実施の形態では、操作者の視野内にある実際の目標対象に代えて、操作者の視野内にある機械式又は自動動作型の「模擬効果器（mock effector）」により遠隔制御される断層撮影走査装置及び外科手術器具を使用して、「遠隔」処置を実行できる。模擬効果器は、同一形状が好ましいが同一尺度とする必要はない実際の侵襲性器具の物理的な複製である。実際の模擬効果器に所望の運動を伝達する機械連結装置、エンコーダ及び/又は追跡装置により、操作者が模擬効果器を直接制御でき（図5）、又は別法として、操作者は遠隔制御装置を使用して、模擬効果器と実際の（外科手術の）効果器との両方を作動させて、対応動作を行うことができる。

【0046】例えば、処置は、皮下針又はマイクロピペットを使用して、特定面の試料を取り出す過程を含む。図5では、断層撮影走査装置（図示せず）の位置合わせを行い、目標対象のスライス14を獲得して試料を取り出す。実際の外科手術針72の動作を操作者22が遠隔で制御して、恐らく尺度が相違するが、実際の遠隔効果器72の

正確な動作を示す使用者の視野内で模擬効果器（針）70を操作できる。模擬効果器70の（位置及び方向と共に）尺度は、（組み合わせ像30を正確に表示するために）断層撮影の反射像24の尺度に一致するであろう。

【0047】本実施の形態では、操作者22（目標対象から離れた）の正面に模擬針70を配置できる。操作者22は、半銀鏡20を通して模擬効果器70の端部を観察することが好ましい。操作者22の視野は、模擬効果器70の直視像26と、断層撮影スライス24の反射像との重畳像30である。患者（断層撮影スライス14を得る図示しない目標対象16）の処置を実行する実際の針72が、模擬効果器針70とは異なる縮尺である場合、その後、モニタ（監視装置）32上に表示される断層撮影画像34を移動し及び/又は拡大・縮小すると、反射断層撮影画像24と模擬効果器の直視像26とは、半銀鏡20の表面28で同一の寸法、倍率及び方向となる。

【0048】ある種の制御機構74を通じて模擬実行針70と実際の外科手術の実行針72とを接続することが好ましい。図5では、3方向回転自由度を有するボールソケット式自在継手57で一端を固定したロッドである直接機械リンク74としてこの制御機構を図示する。操作者が模擬効果器70を操作するとき、実際の効果器72は、対応して（小尺度であるが）移動する。同様に、制御機構は、模擬効果器70の移動を位置あわせして、この移動を実際の外科手術用効果器72に伝達するある種の追跡装置又はエンコーダである。このように、操作者22は、模擬効果器70を操作して、遠隔位置にある目標対象の処置を実行できる。

【0049】この遠隔処置法は、極めて微小目盛処置に有効である。例えば、患者の微小部位を切除する場合（例えば除去される癌細胞又は手術される角膜）を想定する。極小切除実行領域部位では、特殊断層撮影走査法（例えば光干渉断層撮影法（OCT: Optical Coherence Tomography）又は高周波（100 MHz）超音波）を使用して、像のスライスを獲得できる。遠隔位置では、医師は、実際の切除実行動作に連動する模擬切除実行時に重畳された部分透過鏡表面上の断層撮影スライス反射像を部分透過鏡を通して観察することが好ましい。実際の処置が微細な尺度であっても、より気楽にかつ正確な方法で医師が処置を行うこともできる点まで断層撮影スライス及び模擬効果器の両方を拡大し又は倍率を上げることができる。断層撮影スライスと同様の大きさに模擬効果器を拡大する限り、重畳像の位置及び方向は、互いに正確に定められる。このように、微細医療（又は非医療）処置を容易に実行できる。同様に、例えば水中音波断層撮影診断画像を使用する海中自動動作型大規模処置を実際より小規模に遠隔操作できる。

【0050】図6は、本発明の実施可能な自動動作型の詳細図を示す。図6に示す遠隔制御適用例は、模擬効果器80及び実際の外科手術の効果器82の両動作を制御する

制御ボックス84を付加する点を除き、図5の装置とほぼ同一である。前記実施の形態に示すように、操作者22は、半銀鏡20の表面を通して模擬効果器80の動作端部を観察する。目標対象16の断層撮影画像34は、半銀鏡28の表面上でライン24に沿って反射され、モニタ32上に表示される。操作者の視野は、2つの像24,26の重畳像30を包含する。

【0051】しかしながら、本実施の形態では、操作者22は、模擬効果器80を直接操作しないことが好ましい。その代わりに、操作者22は、例えば操作桿、キーボード、音声作動ソフトウェア又は他の装置等の制御装置を操作する。本制御装置により、模擬効果器80（制御回線86を介して）と、実際の効果器82（制御回線88を介して）との両動作を生じる。図6では、効果器80,82の各々は、3移動自由度により移動される。また、模擬効果器80を拡大又は縮小し、より有効に実際の効果器82を操作できる。監視装置34に表示される断層撮影画像34の寸法（サイズ）、尺度及び方向を模擬効果器80の寸法（サイズ）、形状及び方向に整合させることが好ましい。

【0052】本実施の形態による自動動作型式では、患者16と相互作用する効果器82が機械的な外科手術器具である必要はない。例えば、効果器は、レーザ、無線周波（RF：radio frequency）送信器又は目標対象にエネルギー又は物質を供給し又は伝達する他の装置である。この場合、操作者が使用する模擬効果器は、患者に供給され、予想され又は測定されるエネルギー又は物質のある種の表示を含んでもよい。例えば、電界モデルが反射画像を適切に交差するように、操作者が使用する模擬効果器上に予想される無線周波電界強度の同一面を物理的に形成し設けることができる。このように、効果器だけでなく効果器を使用する電界を操作者が考慮できる。

【0053】また、本発明は、装置上又は装置の周囲で使用する光に依存する。例えば、上方（操作者側）から半銀鏡又は部分透過鏡の表面に照射する光は、半透鏡内で不要な反射を発生する。この場合、目標対象を観察することが困難である。別法として、半銀鏡の下方（目標対象と鏡の同一側）にある光源から照射する光は、半銀鏡上への不要な反射光を発生せず、目標対象像をより明瞭に表示する。目標又は器具自体上の塗料、標識及び発光標識のみならず、種々型式の光（可視、紫外線）の様々な特性を調節して、像重畳の対比（コントラスト）、輝度及び説明可能性を変更する。

【0054】また、他形式の光を使用して、処置間に超音波内の位置決めを行うことができる。前記他形式の光を使用して、反射像の重畳に固有の3次元視覚的指示に加えて、目標対象の特定の特徴を識別できる。例えば、可動鏡とレーザとによりレーザ光平面を形成し、レーザ光平面と交差する何等かの実質的な対象（目標対象又は模擬効果器の一部）を着色レーザ光線によって、「マーキング標識」を形成できる。コンピュータ視覚装置と共

に、レーザマーキング装置を使用して、配置された対象と光平面との交差点を自動的に検出しかつ位置決定を行うことができる。レーザマーキング装置を使用して、断層撮影画像内で検出される対応する特徴によって、自動化校正を行うことができる。

【0055】また、不透性遮蔽物に対して光源を配置して、例えば反射断層撮影画像を超える全部位等の目標対象の特定部分のみを照射できる。このように、照射されない観察者に近い像の全部分と共に、対象を通り有効に切取平面となるものに像が投影される。反射像に対する器具の位置に基づき、音、触感及び/又は他の帰還信号方式を操作者に与えてもよい。例えば、針の先端部と反射スライスとの間が接触するとき、帰還信号により操作者に警報できる。

【0056】前記横型の表示装置に見られるように、種々の方法を使用して画像を変更してもよい。前記のように、像を回転、移動、拡大・縮小又は変形し、又は装置使用者の要求に従い種々の方法で切り取り又は処理できる。例えば、像に無関係な部分を除去し、特定の解剖上の目標物を自動的に識別して画面で視覚的に強調し、手術器具の位置を追跡して、器具の隠れた部分を視覚的にシミュレーションし、及び/又は侵襲性処置に関する操作者に対して他の有用な情報を表示像に重畳できる。

【0057】本発明は、羊水穿刺、多くの外科手術法、肝臓、腎臓又は胸部等の器官の柔軟な組織の生検及び中枢の静脈管用又は更に周囲の静脈内用のカテーテルの挿入等を含む多くの医療処置に総合的に有効である。脳手術では、例えば、頭蓋骨部分を切除した後を生ずる脳歪により、従来のコンピュータ断層撮影等の非リアルタイム方式では、位置合わせに誤差が発生する。超音波を使用するリアルタイム案内装置は、膿瘍の切除間に適応可能な案内装置となり又は例えば処置間に組織の形状及び位置を変更する他の場合に歪を補正する。他の実施の形態では、大静脈に癌治療薬を注入する間に組織溶浸を監視しかつ修正できる。本発明は、前記及び他の侵襲性処置を確実に成功させてフレキシビリティを改善できる。

【0058】視覚画像の重畳は、観察者の位置から独立するので、手動で互いに補助し及び/又は相談しながら、2人又はそれ以上の操作者が共に同一視野で作業できる。例えば、目標対象内の位置を通じて超音波画像の内容を明確化することにより、本発明は教育上有用である。

【0059】概説したように、模擬効果器を使用する型式の装置を顕微鏡の尺度で使用して、例えば、光干渉断層撮影案内装置に従って微小ピペットを個々の細胞に挿入して、細胞試料を捕集し、細胞にガンの性質があるかを決定する（又は単一細胞に治療を施す）ことができる。他の実施可能な例では、超高周波超音波を使用して、角膜上で顕微鏡的手術を案内したり、高解像度の磁

気共鳴像診断装置を使用して、小動物の組織試料生検を案内できる。また、本発明は、放射線投与及び他の無侵襲性処置の案内に使用され、又は他の多くの技術的及び非技術的な応用に利用できる。

【0060】1又は2以上の前記の実施の形態は、本発明を小型化装置で実施する方向へ適用できる。大きさ、形状及び使用材料を最小化することにより、処置現場に単独使用者（又は数人の使用者）で全装置を運搬できる。携帯型の実施の形態に使用できる超音波振動子を小型かつ使い易くすることが好ましい。前記実施の形態

は、銃弾又は砲弾破片等の外部異物を除去する戦場での使用に特に適する。

【0061】比較的巨大なコンピュータ断層撮影又は磁気共鳴画像診断のスキャナに前記携帯型の超音波振動子を交換（サイズスペクトルの反対端部側に）してもよい（図7参照）。前記実施の形態に示すように、動作原理は、スキャナと、鏡20と、表示装置32との間で調整された幾何学的な関係に依然として基づく。コンピュータ断層撮影又は磁気共鳴像診断のスキャナ90のフレーム内に配置された目標対象を通じたスライス91と半銀鏡20との間の角度（ θ_2 ）と表示装置32と半銀鏡20との角度（ θ_1 ）とを本質的に同一にすべきである。

【0062】コンピュータ断層撮影装置又は磁気共鳴画像診断装置からの画像を、画像走査から1分未満に適切な断層撮影スライスに変換することもしばしば行うことができる。CT（コンピュータ断層撮影）スキャナが最早X線を照射しなければ（画像を獲得した後に）、操作者に有害な被曝は生じない。図7に示すように、前記装置のフレーム90は、医師又は他の使用者22に対して豊富なアクセス法を提供し、コンピュータ断層撮影装置内で患者の侵襲性処置を実行できる。更に、フレーム90内の空間が特定の処置に不十分なとき、公知の距離だけ装置の外部に患者（又は他の目標対象）を移動し、その後、断層撮影走査画像34を同距離だけ移動できる（他の如何なる方法でも患者を移動しない場合）。

10

*【0063】前記詳細な説明は、目標対象の表面下断層撮影画像と、同一対象又は模擬効果器の視覚表面像とを含む結合像に直接対象像と反射像とを融合し又は重畳する装置及び方法の様々な異なる実施の形態及び特徴を記載する。種々の実施の形態の種々の部分、選択及び/又は変更は、異なる実施の形態の他の部分と好適に相互交換できる。特定の実施の形態について本発明を説明したが、本発明の特許請求の範囲の趣旨から逸脱することなく又は特許請求の範囲を超えない範囲で、本明細書の記載を考慮して、実施の形態を追加し変更できることは当業者に明らかであろう。従って、図面及び明細書の説明は、単に本発明の理解を容易にするに過ぎず、発明の範囲を限定して解釈すべきものではない。

【図面の簡単な説明】

【図1】 2次元超音波スキャナからの断層写真反射像と直視目標像とを重畳できる装置の略示図

【図2】 重畳像を維持しながら、半銀鏡に対して操作者が移動する像角度を示す幾何学図

【図3】 3次元走査からのスライスを直視目標像に重畳できる装置の略示図

【図4】 像獲得装置を有しかつ画像装置の他の部分を除去した画像装置の略示図

【図5】 視野内で模擬効果器（モックエフェクタ）を使用する遠隔操作応用法を示す図

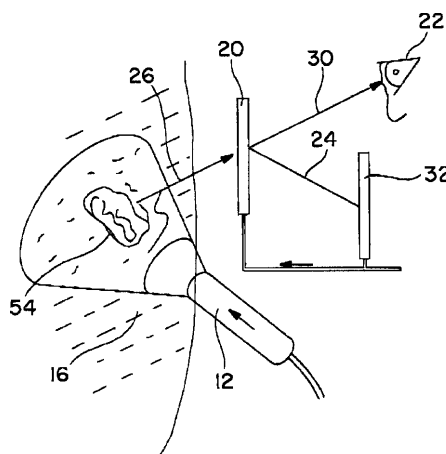
【図6】 遠隔操作効果器を使用する遠隔操作応用法を示す図

【図7】 コンピュータ断層撮影（CT）スキャナ等の大型画像装置の正面に應用した操作応用法の略示図

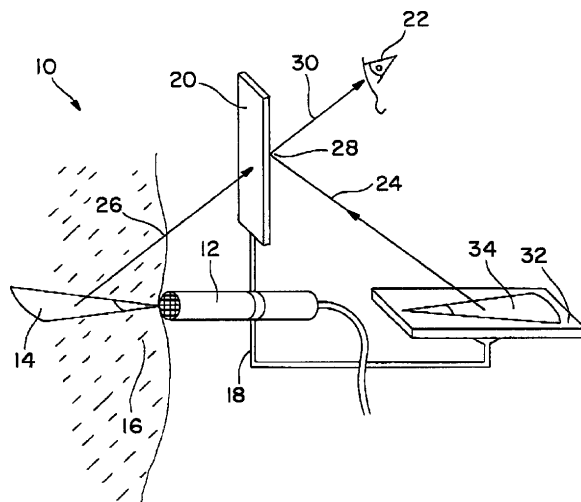
【符号の説明】

(12)・・・画像獲得装置、 (14)・・・断層撮影画像、 (16)・・・目標対象、 (20)・・・部分反射面（半銀鏡）、 (22)・・・操作者の視点、 (24)・・・像、 (26)・・・目標対象直視像、 (32)・・・表示装置（扁平型表示装置）、 (70)・・・模擬効果器、 (72)・・・実際の効果器、

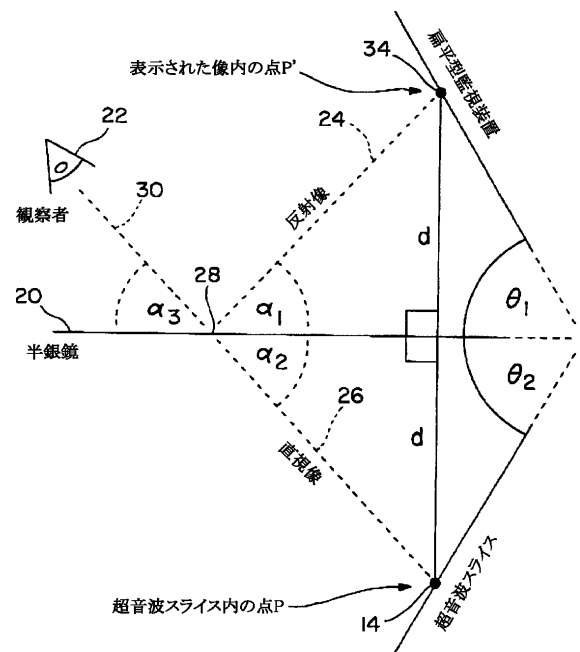
【図4】



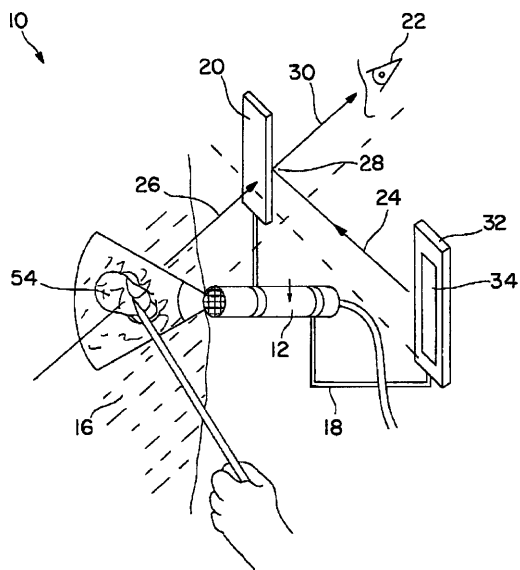
【図1】



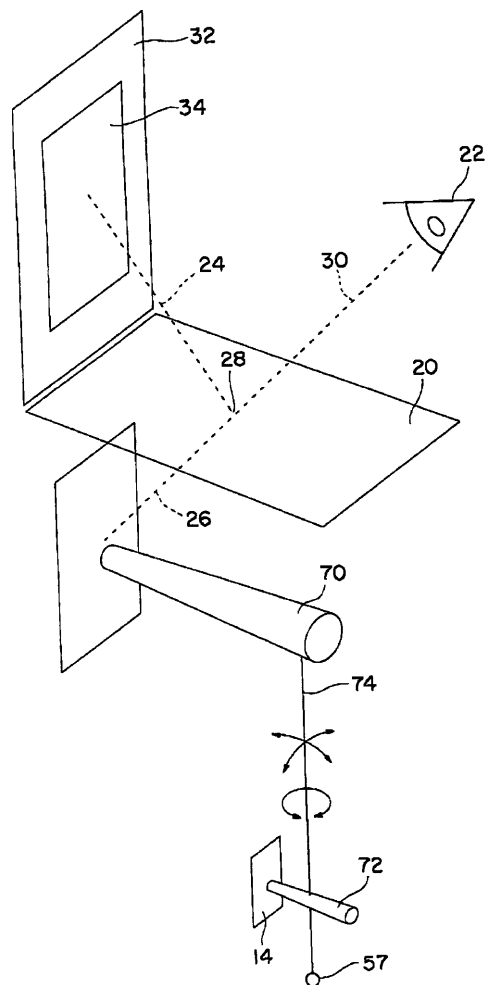
【図2】



【図3】



【図5】



【外国語明細書】

1 Title of Invention

SYSTEM AND METHOD FOR LOCATION-MERGING OF REAL-TIME TOMOGRAPHIC SLICE IMAGES WITH HUMAN VISION

2 Claims

1. An imaging device comprised of:

an image capture device for capturing an image of the internal structure of a target object;

a display for displaying a captured image from the image capture device; and

a partially reflective surface oriented to reflect the captured image to an operator of the imaging device, such that the reflected captured image is merged with a direct view of the target object independent of the viewing location of the operator.

2. The imaging device of claim 1, wherein said image capture device captures a two dimensional image.

3. The imaging device of claim 2, wherein said two dimensional image is an ultrasound image.

4. The imaging device of claim 1, wherein said image capture device captures a three dimensional data set.

5. The imaging device of claim 4, wherein said image capture device captures a three dimensional ultrasound image.

6. The imaging device of claim 1, wherein said image capture device, said display, and said partially reflective surface are fixedly attached to each other.

7. The imaging device of claim 6, further including a linkage system that enables manipulation of the imaging device.

8. The imaging device of claim 1, further including a laser marking system.

9. The imaging device of claim 1, wherein said image capture device is rotatably attached to the partially reflective surface.
10. The imaging device of claim 1, wherein said image capture device is mechanically separated from the partially reflective surface.
11. The imaging device of claim 1, wherein said image capture device is directly manipulated by the operator.
12. The imaging device of claim 1, further including at least one robotic arm capable of manipulating the image capture device.
13. A method for viewing a target object, comprising the steps of:
 - capturing a tomographic image of the target object;
 - displaying said tomographic image;
 - reflecting said displayed tomographic image onto a half-silvered mirror such that an operator can directly view the target object through said half-silvered mirror merged with the tomographic image reflected onto the half-silvered mirror, wherein said merger is independent of operator viewing location.
14. The method of claim 13, wherein said tomographic image reflected onto the half-silvered mirror is updated in real-time.
15. The method of claim 13, further including the step of activating a mock effector to control an actual effector remote from said mock effector, wherein said actual effector performs a procedure remote from the operator of the mock effector.
16. The method of claim 15, wherein said mock effector and said displayed tomographic image are scaled up to a size that is larger than the actual effector and the target object respectively.
17. The method of claim 15, wherein said mock effector and said displayed tomographic image are scaled down to a size that is smaller than the actual effector and the target object respectively.
18. The method of claim 15, wherein said operator directly controls said

d mock effector.

19. The method of claim 15, wherein said operator uses a remote control mechanism to control both the mock effector and the actual effector.

20. An imaging device comprised of:

an image capture device;

a display for displaying a captured image from the image capture device; and

a partially reflective surface oriented to reflect the captured image to an operator of the imaging device.

3 Detailed Description of Invention

FIELD OF THE INVENTION

The present invention generally relates to methods and devices for medical image displays and more particularly relates to methods and devices for combining a reflection of a tomographic image with human vision during subcutaneous medical procedures.

BACKGROUND OF THE INVENTION

Because human vision depends at least partially on the detection of reflected visible light, humans cannot "see" into objects through which light does not pass. In other words, humans cannot see into the interior sections of a non-transparent, solid object. Quite often, and in many different technology areas, this sight limitation may impede or hinder the effective completion of a particular task. Various partial solutions to this problem have been utilized in the past (miniature cameras, x-ray methodologies, etc.). However, there is a continued need for improvement to the methods by which the interior of an object is displayed, especially using a real-time imaging modality.

Perhaps in no other field is this sight limitation more of a hindrance than in the medical field. Clinical medicine often calls for invasive procedures that commence at the patient's skin and proceed inward to sig

nificant depths within the body. For example, biopsy needles introduced through the abdominal wall to take samples of liver tissue for diagnosis of cancer must pass through many centimeters of intervening tissue. One potential problem with such procedures is the lack of real-time visual feedback in the vicinity of critical structures such as the hepatic arteries.

Standard imaging modalities such as Computerized Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) can provide data for stereotactic registration of biopsy needles within targets in the liver, lungs, or elsewhere, but these methods are typically characterized by the physical displacement of the patient between the time of image acquisition and the invasive procedure. Real-time imaging modalities offer more immediate feedback. Among such real-time modalities, ultrasound may be well-suited for guidance of needles because it preferably is relatively portable, is inexpensive, produces no ionizing radiation, and displays a tomographical slice, as opposed to angiography, which displays a projection. Compared with angiography, ultrasound may offer the additional advantage that clinicians are not rushed through procedures by a desire to keep exposure times to a minimum.

Conventional two dimensional (2D) ultrasound is routinely used to guide liver biopsies, with the needle held in a "guide" attached to a transducer. The guide keeps the biopsy needle in the plane of the image while the tip of the needle is directed to targets within that same plane.

This system typically requires a clinician to look away from his hands at a video monitor, resulting in a loss of direct hand-eye coordination.

Although the clinician can learn this less direct form of coordination, the natural instinct and experience of seeing one's hands before one's eyes is preferred.

As a further disadvantage, the needle-guide system constrains the biopsy

sy needle to lie in the image plane, whereas the clinician may prefer the needle to intersect the image plane during some invasive procedures. For example, when inserting an intravenous (IV) catheter into an artery, the optimal configuration may be to use the ultrasound image to visualize the artery in cross-section while inserting the needle roughly perpendicular to the image into the lumen of the artery. The prior art system just described may not be capable of accomplishing this task.

A related visualization technology has been developed where three dimensional (3D) graphical renderings of previously obtained CT data are merged with an observer's view of the patient using a partial or semi-transparent mirror, also known as a "half-silvered" mirror. A partial mirror is characterized by a surface that is capable of both reflecting some incident light as well as allowing some light to pass through the mirror. Through the use of a partial mirror (or other partially reflective surface) a viewer may see an object behind the partial mirror at the same time that the viewer sees the image of a second object reflected on the surface of the mirror. The partial mirror-based CT "Image Overlay" system requires independent determination of location for both patient and observer using external 6-degree-of-freedom tracking devices, so as to allow appropriate images to be rendered from pre-acquired CT data.

Another recently developed imaging technology merges ultrasound images and human vision by means of a Head-Mounted Display (HMD) worn by the human operator. The location and orientation of the HMD is continuously determined relative to an ultrasound transducer, using 6-degree-of-freedom tracking devices, and appropriate perspectives of the ultrasound images generated for the HMD using a graphics computer.

These prior art systems may not be appropriate for use with a practical real-time imaging device. Controlling the multiple degrees of freedom can be difficult, and the systems may have too many complex parts to be

useful. As such, there is recognized a need in the art to provide a device capable of merging a human's normal vision of an object with an "internal" image of the object that emphasizes freedom of operator movement and/or simplicity of design.

SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention contemplates, in at least one preferred embodiment, a device and method for merging human vision of the outside of a target object and a reflected tomographic image of the internal features of the same object. The invention may include an image capture device (e.g., a tomographic scanning device such as an ultrasound transducer), an image display device (e.g., a computer or video monitor), and a half-silvered mirror to "fuse" or superimpose the two images together.

In at least one preferred embodiment, the present invention provides a 2D ultrasound transducer, an image display, and a partially reflective, partially transparent, surface (e.g., half-silvered mirror) generally displaced between a target object and the image display. The transducer, the display, and the mirror may be fixedly attached to each other, or one or more elements may be partially or completely moveable with respect to the others. The movement may be accomplished through direct manipulation by the operator or with the use of one or more robotic arms.

In at least one preferred embodiment, the present invention provides a 3D ultrasound transducer, an image display, and a partially reflective surface broadly displaced between a target object and the image display.

The image display may preferably display an appropriate slice of the 3D ultrasound data (effectively a 2D tomographic image) to enable a proper combined image to be seen when an observer looks at the target object through the partially reflective surface.

In at least one preferred embodiment, the present invention includes a series of gears, pulleys, or other motion transfer devices installed be

tween the transducer, the display and the half-silvered mirror to allow the angle between the mirror and display to follow the angle between the transducer and the mirror as the transducer is moved. The present invention also contemplates various embodiments where the transducer is free to move in any direction or where robotic systems allow for the remote performance of procedures.

These and other details, objects, and advantages of the present invention will be more readily apparent from the following description of the presently preferred embodiments.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

The invention contemplates, in at least one presently preferred embodiment, a method and device for merging or superimposing the reflection of a two dimensional tomographic image of the interior of a target object with the normal human vision view of the outside of that same target object. This methodology may be used in any application where viewing the interior of an object is desired, and the methodology is not limited to any particular industry or application. The interior image is preferably captured by any real-time imaging modality, where real-time does not necessarily indicate near-instantaneous display, but only that the target object has not moved significantly since the scanning was performed. One such real-time imaging modality is ultrasound.

Although this methodology and device can be used across many different fields of endeavor, the present invention may find particular applicability in the medical field. Because unwarranted or excessive intrusion into the interior portions of a human body may cause damage, infection, or other unwanted effects, these intrusions should be limited in both the number of instances and the scope of the intrusion. As such, it is preferable to perform subcutaneous procedures with at least some direct sighting of the interior of the patient. Because the medical device applic

ations may be particularly useful, the present invention will be described with reference to such a medical device, but this exemplary disclosure should not limit the scope of this patent to any particular industry or use.

FIG. 1 shows an isometric view of a presently preferred embodiment of an imaging device 10 utilizing a two dimensional (2D) ultrasound transducer 12 capable of taking a B-Mode image slice 14 of a target object 16. In FIG. 1, there is a two dimensional ultrasound transducer 12 fixedly attached to a rigid frame 18. This transducer 12 is preferably a conventional ultrasound transducer that captures a "sonic" tomographic image slice 14 of the interior portion of the target object 16 (in this case a human patient).

Extending vertically from the middle region of the rigid frame 18 is a half-silvered mirror or other semi-transparent, semi-reflective, material 20. The half-silvered mirror 20 allows a user 22 (e.g., a doctor) to look through the mirror 20 at a target object 16 (e.g., a patient) located on the other side of the mirror 20 at the same time that a second image 24 is reflected on the front surface of the mirror (at 28).

In this way, the direct target object image 26 and the reflected tomographic image 24 can be combined (image line 30) in the field of view of the user 22.

In FIG. 1, the half-silvered mirror 20 is depicted extending vertically up from the ultrasound transducer 12 midway along the transducer handle, but, in fact, the mirror 20 may be located at some other position in another vertical plane either behind or in front of the depicted vertical plane. More specifically, the FIG. 1 half-silvered mirror 20 could be translated forward or backward (or even tilted) as long as the display 32 is moved in a way that corresponds appropriately (as described in detail below).

At the opposite end of the rigid frame 18 from the transducer 12 is a flat panel display 32 showing the ultrasound image or other tomographic slice 34, with the image portion 34 facing upwards. This display 32 may be any low profile or flat display and may preferably be a liquid crystal display (LCD). When a user 22 looks at a target object 16 through the half-silvered mirror 20, the ultrasound display image 34 will be reflected along line 24 onto the front face of the half-silvered mirror (at 28). The user's sight line 30 will therefore be a combination or superimposition of the direct target object image 26 and the reflection of the ultrasound image 24.

In order to correctly visually merge the reflected ultrasound image 24 with the target object image 26, the ultrasound display image 34 may be reversed (along a horizontal plane), flipped (along a vertical plane), rotated, translated, and/or scaled (depending on the original image 34 location, orientation, and scale on the display 32) so that the reflected ultrasound image 24 on the face of the half-silvered mirror (at 28) correctly portrays the size, scale, and orientation of the ultrasound slice 14 being taken. In a practical sense, if one merely rotates the transducer 12 180 degrees, the ultrasound display image 34 will be flipped exactly as if this image manipulation was accomplished electronically.

A profile of a human operator's eye 22 is shown in FIG. 1 looking through the half-silvered mirror 20 at the target object 16 (patient). Because of well-known laws of light reflection, the ultrasound image 34 on the flat-panel display 32 will be reflected on the operator-side surface of the half-silvered mirror (at 28). Therefore, as the operator 22 looks at the target object 16 through the half-silvered mirror 20, the reflected ultrasound image 24 is merged (superimposed) with or onto the direct target object image 26. To the operator 22, these two ima

ges 24, 26 will effectively combine into one image 30 that includes the surface (normal vision 26) of the target object 16 and the interior (reflected ultrasound 24 or other tomographic reflection) of the target object 16. Because the angle of reflection of the ultrasound image follows the operator's sight angle as the operator's head moves, the merger 30 of these two images 24, 26 is independent of the location of the operator 22 (user). Therefore, the user 22 can move his head as well as take full advantage of stereoscopic vision to extrapolate the hidden parts of the invasive tool (e.g., needle) from the exposed parts of the same tool with respect to the anatomical structures in the ultrasound scan.

Because the direct target object image 26 and the reflected ultrasound image 24 are combined or superimposed on the surface of a half-silvered mirror (at 28) that may be naturally within the operator's direct line of sight (along 30), the operator 22 can preferably maintain direct hand-eye coordination throughout the procedure. This natural line-of-sight image combination 30 effectively allows the operator 22 to see "through" the surface (e.g., skin) of the target object 16 and into the underlying structures or layers of materials.

Further, although the present imaging device 10 may be used with virtually any imaging technology, using a nearly instantaneous imaging technology, such as ultrasound allows the interior and exterior views of the target object 16 to be nearly synchronous. However, the method may be applied to any real-time tomographic imaging modality, where "real-time" refers to any imaging modality that can update the displayed image 34 before the patient (target object 16) moves. As patient movement decreases, "slower" modalities become more useful. If a slower imaging technology is used (i.e., there is a substantial lag time between image capture and image display), the operator 22 may instruct the patient 16

to lie still so that the delayed interior image 34 will remain aligned with the current target object image 26. In this way, even a slower imaging technology may be used with the present invention.

Some possible “quick” imaging modalities include ultrasound, cine-CT and rapid MRI. Some “slower” modalities include conventional MRI, conventional CT, SPECT and PET. However, even these slow modalities may create an accurate combined image 30 so long as the target object 16 has not moved since the last image was captured. A needle or other intruding device may still be introduced using the overlaid image for guidance, provided the target object 16 has not moved. To increase the likelihood that the patient remains still, some combination of laser or ultrasonic range-finders, video cameras, and/or motion sensors (not shown) may be used to detect such movement and warn the operator 22 that the image will not be superimposed perfectly (at 28). Alternatively, these same sensor devices could detect exactly how far the target object 16 has moved since the last image capture and electronically correct the displayed image 34 and/or the location of the display 32 or mirror 20 (see below) to compensate for such target object movement.

The mathematical requirements for locating the components of the apparatus are shown in FIG. 2. The half-silvered mirror 20 is preferably positioned between the tomographic slice 14 and its image 34 reflected on the flat-panel display, separated from each by the same angle θ ($\theta_1 = \theta_2 = \theta$). In essence, the half-silvered mirror 20 bisects the angle 2θ . As seen in FIG. 3 (below), θ can approach zero. Because the mirror 20 in FIG. 2 bisects the angle 2θ , point P in the ultrasound slice 14 and its corresponding image P' in the flat panel display 34 are both distanced from the half-silvered mirror 20. The line between the point P in the slice 14 and its image P' in the display 34, along which d is measured, is orthogonal to the plane of the semi-transparent mirror 20.

The figure shows the eye of the viewer 22, to whom the ultrasound display will be superimposed (along 30) on the corresponding physical location of the slice irrespective of the viewer's location. The angle of incidence from the flat-panel display 34 to the face of the half-silvered mirror (at 28) is labeled α_1 in FIG. 2. By well-known laws of light reflection, the angle of reflection α_3 is equal to the angle of incidence α_1 . Because the mirror 20 bisects 2θ and further by well-known laws of geometry, the "incidence" angle α_3 from the corresponding point 14 in the target object 16 to the back of the half-silvered mirror 20 is also equal ($\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3 = \alpha$). In this way, regardless of viewer position, the direct target object image 26 and the reflected tomographic slice image 24 will always coincide to combine image 30.

FIG. 3 shows a presently preferred embodiment of the imaging device 10 utilizing a three dimensional (3D) ultrasound transducer 12. As with the 2D transducer described above, the FIG. 3 embodiment details a half-silvered or partial mirror 20 fixedly attached to the transducer 12 and extending vertically upwards therefrom. In this embodiment, the transducer 12 is capable of capturing 3D imaging data of a scanned volume 54 (e.g., a Real Time 3D (RT3D) ultrasound image). The image 34 that is shown on the flat-panel display 32 (and therefore reflected 24 onto the partial mirror 20) is preferably a 2D tomographic slice through the scanned volume 54 in the target object 16 (for example, a "C-Mode" slice, parallel to the face of the transducer 12). This 2D tomographic image 34 may be mathematically computed from the collected 3D imaging data by a computer (not shown). The flat-panel display 32 should be properly located and oriented to precisely reflect 24 onto the half-silvered mirror (at 28) the location of the corresponding tomographic image within the target object 16. Once again, the image 34 on the display 32 is preferably electronically translated, rotated, scaled and/or fl

ipped to complete proper registration independent of viewer location, as necessary.

Compared to the "Image Overlay" CT-based system using previously obtained data or any other "lagging" imaging scheme, ultrasound or other "real-time" data is preferred so that the present location of the patient (target object) 16 need not be independently established or registered by the imaging device. Whatever is currently in front of the transducer will simply appear superimposed on the operator's visual field at the appropriate location. Furthermore, the present invention preferably displays only a single slice, as opposed to a complete 3D rendering as in the "image overlay" CT system (described above). Therefore, the visual image merger 30 can be made independent of the observer's location simply by placing the ultrasound display 32 where its reflection 24 in the half-silvered mirror 20 superimposes on the direct view 26 of the target object 16. Since the displayed tomographic image 34 is 2D and is reflected precisely on its proper location in the target object 16, the correct combination 30 of these views 24, 26 is independent of viewer 22 location. This may be simpler and more efficient than superimposing 3D renderings.

The devices and methods as described above include rigidly attaching a semi-transparent mirror 20 and flat-panel display 32 to the tomographic scanning device 12 (or other image capture device). This rigid fixation and the associated bulk of the complete device 10 may reduce the ability of the operator 22 to manipulate the scanning device or transducer 12 during a procedure. There are several ways in which the freedom and ability of an operator 22 to manipulate the image capture device 12 may be increased.

For example, a linkage system of levers, weights, pulleys, and/or springs (not shown) could be constructed, while maintaining the rigid relation

onship between the device components (scanner 12, mirror 20, display 32), to aid in the manipulation of the entire apparatus 10. This linkage system of levers, weights, pulleys, and/or springs may cantilever or otherwise reduce the amount of force necessary to manipulate the apparatus 10. A similar configuration, for example, is often used in hospitals to aid in the manipulation of heavy lights during surgery. These levers, weights, pulleys, and/or springs are preferably attached to the ceiling or to a floor stand.

Alternatively, the operator 22 may obtain greater flexibility to manipulate the transducer 12 through a system of gears and/or actuators that keep the angle (θ_1) between the display 32 and the half-silvered mirror 20 equal to the angle (θ_2) between the transducer 12 and the mirror 20. As the user 22 moves the transducer 12 in various ways, additional gears, actuators, and/or encoders of linear and/or angular motion could accommodate this transducer motion (and corresponding change in θ_2) by providing equivalent motion of the displayed ultrasound image 34 (and corresponding change in θ_1) through physical manipulation of the display screen 32 and/or electronic manipulation of the image 34 displayed on the screen 32. These gears, actuators, and/or image manipulations preferably keep the appropriate angle (θ) and location between the display 32 and the half-silvered mirror 20 so that the user 22 can move the transducer 12 and still see a proper combination image 30 of the target object image 26 and the reflected ultrasound image 24 independent of viewer location. Such a system could be made to accommodate 6 degrees of freedom for the transducer, including 3 rotations and 3 translations. As with the above embodiments, this embodiment preferably entails physical attachment of the transducer 12 to the rest of the apparatus (which may hinder use of the device 10).

To further increase the ability of the operator 22 to manipulate the

transducer 12 (or other tomographic scanning device), the transducer 12 (or other image acquisition device) may be physically freed from the rest of the apparatus. By continuously determining the relative angles and location of the transducer 12 with respect to the half-silvered mirror 20 using a system such as the commercially available "FLOCK-OF-BIRDS" or "OPTITRACKER" systems, the angle (θ_1) and orientation of the display 32 with respect to the mirror 20 could likewise be adjusted to compensate for this transducer manipulation. One embodiment of a system for freeing a 3D ultrasound transducer 12 is shown in FIG. 4. The appropriate slice through the 3D ultrasound data 54 is computed and displayed (on display 32) so as to effect a merger 30 of the two images 24, 26 on the face of the mirror 20.

Similarly, for 2D ultrasound, the manipulability of the transducer 12 may be especially important when searching for a target. The problem can preferably be addressed by detaching the transducer 12 from the rest of the assembly (the mirror 20 and the flat-panel display 32). A 6-degree of freedom tracking device such as the "FLOCK-OF-BIRDS" or "OPTITRACKING" system may be attached to the handle of the transducer 12. The flat-panel display 32 may be detached from the mirror 20 and controlled by a series of motors such that the display 32 would be made to remain exactly in the reflected plane of the ultrasound slice, as determined by the tracking system on the transducer handle. Such display movement will preferably occur according to well-known principles of robotics.

Such a motorized device may lag behind the movement of the transducer 12 during rapid manipulations of the transducer 12 by the operator 22, but would preferably catch up with the operator at relatively motionless periods when the operator 22 had located a desired target. The mirror 20 may preferably be held motionless relative to the target object

16, establishing the frame of reference for both the transducer tracking system and the motorized display 32. Alternatively, the mirror 20 may be motorized and the display 32 held constant (or both the mirror and the display could move).

The other degrees of freedom which may be necessary to visually fuse 30 (superimpose) the displayed ultrasound image 24 with the actual target image 26 may be supplied by graphical manipulation of the displayed image 34 on the flat-panel display 32, based on the tracking of the transducer 12. As with the fixed and geared assemblies described above, the motorized display 32 and graphical manipulation of the displayed image 34 preferably provides visual "fusion" 30 of the reflected ultrasound image 24 with the actual target object image 26 independent of operator 22 or target object 16 location.

In one presently preferred embodiment of the invention, two robotic arms, or a single paired robotic device, manipulate both the transducer 12 and the display 32 (and/or the mirror 20) under remote control in such a way that the visual fusion 30 is maintained. This may eliminate the need to track the transducer 12, replacing it with feed-forward remote control of the transducer location via a joystick or other controller. The simultaneous control of two robotic devices whose motions may be as simply related as being mirror images of each other, may be accomplished in a fairly straightforward manner, and may exhibit a more synchronous image fusion.

A natural pivot-point for the display monitor may be the reflection of the point of contact between the transducer and the target object because, during many procedures, the operator tends to rotate the ultrasound transducer in all three rotational degrees of freedom around this point (to find a desired target). Thus, for the simultaneous control of two robotic devices just described, rotating the display monitor with three d

degrees of freedom around this point may be preferred. For systems that move the display while tracking a manually manipulated transducer, at least one translational degree of freedom may be needed to allow the display monitor to become coplanar with the ultrasound slice.

Calibration of the fixed system and development of the servo-linked (motorized) display system or the dual robotic system just described may require careful consideration of the degrees of freedom in the registration process. First, consider only the geometric transformation, i.e., assume the scale of the captured slice and the displayed image are identical and undistorted. To complete the geometric transform registering the reflection of the ultrasound image to the actual slice, we need to satisfy 6 degrees of freedom. First we have 3 degrees of freedom to manipulate the display physically into the plane of the slice reflection. This can take the form of two rotations to make the display screen reflection parallel to the slice and one translation orthogonal to the display screen to bring it into precisely the same plane.

Once the display reflection and the slice are in the same plane, we need 3 more degrees of freedom to match the image and the slice, which may be achieved through two translations and one rotation of the image on the display. In essence, the 6 degrees of freedom place the display in the proper physical plane to reflect the image on the half-silvered mirror (3 degrees of freedom) and then rotate and translate the image on the display so that the correctly placed reflection is properly aligned (3 additional degrees of freedom) on the mirror with the actual target object image.

Beyond the geometric transformation, further calibration may be required. First, the proper scale must be calibrated. This includes isotropic scale (similarity transform) and non-isotropic scale (affine transform). Further corrections may be required for non-linear geometry in both

the imaging system and the display by warping of the image.

To the extent that the geometric properties of the slice do not change with tissue type, and the slice geometry does not change as the transducer is moved relative to the target object, calibration of the system 10 may only need to be performed initially, using a phantom target object (not an actual patient). Such calibration will suffice for slice geometry due only to the scanner. Further changes in image geometry due to tissue properties will depend on transducer location relative to the tissue. These changes may be due to differences in the speed of sound in different tissue types. It may be possible to correct for these using image analysis techniques as known and developed in the art.

A problem with calibration may arise because a phantom in a water tank that is easily scanned using ultrasound will appear displaced to human vision due to refraction at the air-water interface. Several solutions are described here to this problem. One solution may use a rod that intersects both the reflected image (in air) and an ultrasound slice displaced along the rod (water). The display may then be physically moved or rotated, and the image on the display may be electronically moved or rotated, to make the rod appear to intersect the corresponding reflected ultrasound image appropriately.

A second calibration solution includes the use of a calibration phantom. The phantom is placed in water or some other ultrasound transmitting (but light refracting) medium and scanned by the image capture device. The image is "frozen" (still picture) on the display and reflected off of the half-silvered mirror. Without moving the calibration phantom, the water or other medium is drained or removed from the calibration setup. The user can then adjust the display or the image on the display until the "frozen" reflected scan image of the phantom aligns with the direct sight image of the calibration phantom. Many other calibration schemes

s could be used within the scope of the present invention.

In one presently preferred embodiment of the present invention, a "remote" procedure is performed through the use of a tomographic scanning device and surgical implements controlled remotely with a mechanical or robotic "mock effector" in the operator's field of view instead of the actual target object being in the operator's field of view. A mock effector is a physical replica of the actual invasive instrument, preferably of identical shape but not necessarily identical scale. The mock effector may either be directly controlled by the operator (FIG. 5) with mechanical linkages, encoders and/or tracking devices relaying the desired motion to the actual effector, or alternatively the operator may use a remote control to activate both the mock effector and actual (surgical) effector with corresponding motions (FIG. 6).

For example, a procedure may involve using a hypodermic needle or micropipette to take samples in a certain plane. In FIG. 5, the tomographic scanning device (not shown) may be aligned to capture a slice 14 of the target object from which the sample may be taken. The action of the actual surgical needle 70 may be controlled remotely by operator 22 manipulation of a mock effector (needle) 70 in the user's field of view demonstrating the precise motion of the actual remote effector 72, although possibly at a different scale. The scale (as well as the location and orientation) of the mock effector 70 would match that of the reflected tomographic image 24 (to make the combined image 30 an accurate representation).

In this example, a mock needle 70 may be present in front of the operator 22 (remote from the target object). The operator 22 preferably looks through the half-silvered mirror 20 at the end of the mock effector 70. The operator's field of vision is a merged image 30 of the direct view 26 of the mock effector and the reflection of the tomographic slice 24

. If the actual needle 72 performing the procedure on the patient (target object 16, not shown, through which tomographic slice 14 is acquired) is of a different scale than the mock effector needle 70, then the tomographic image 34 displayed on the monitor 32 is preferably moved and/or scaled so that the reflected tomographic image 24 and the direct view 26 of the mock effector are of equal size, scaling, and orientation at the surface 28 of the half-silvered mirror 20.

The mock effector needle 70 and the actual surgical effector needle 72 are preferably connected through some sort of control mechanism 74. In FIG. 5, this control mechanism is shown as a direct mechanical link 74, being a rod fixed at one end by a ball-and-socket 57 to allow 3 degrees of rotation. As the operator manipulates the mock effector 70, the actual effector 72 will move correspondingly (although on a smaller scale).

Similarly, the control mechanism may be some type of tracking or encoder device that registers the movement of the mock effector 70 and transfers this movement to the actual surgical effector 72. In this way, the operator can manipulate a mock effector 70 and cause a procedure to be performed on a target object at a remote location.

This remote procedure model may be useful for extremely small scale procedures. For example, assume a microscopic region of a patient must be cut (e.g., a cancer cell removed or a cornea operated upon). In the region of a very small cutting implement, a specialized tomographic scanning modality (such as Optical Coherence Tomography (OCT) or a high frequency (100 MHz) ultrasound) may be used to capture an image slice. At a remote location, a doctor may preferably look through a partial mirror with a reflection of the tomographic slice on its face superimposed upon a mock cutting implement whose motion is linked to that of the actual cutting implement. Although the actual procedure occurs on a microscopic scale, both the tomographic slice and the mock effector can be magnified

or scaled up to a point that allows the doctor to perform the procedure in a more relaxed and accurate manner. As long as the mock effector is scaled up to a similar size as the tomographic slice, the overlay of the images may be accurately located and oriented with respect to each other. In this way, small scale medical (or non-medical) procedures may be easier to perform. Similarly, large scale procedures such as undersea robotics using sonar-based tomographic imaging may be performed remotely at a smaller scale than they actually occur.

FIG. 6 details one possible robotic version of the present invention. The FIG. 6 remote application is generally similar to the FIG. 5 implementation with the addition of a control box 84 used to control the motion of both the mock effector 80 and the actual surgical effector 82. As in the previous example, the operator 22 looks through the surface of the half-silvered mirror 20 at the working end of a mock effector 80. A tomographic image 34 of the target object 16 is displayed on a monitor 32 and reflected along line 24 onto the surface of the half-silvered mirror 28. The operator's field of view includes the merger 30 of these two images 24, 26.

In this example, however, the operator 22 preferably does not directly manipulate the mock effector 80. Instead, some type of control, for example a joystick, keyboard, voice activated software, or other device, is manipulated by the operator 22. This control device causes the movement of both the mock effector 80 (through control line 86) and actual effector 82 (through control line 88). In FIG. 6, each of these effectors 80, 82 can be moved with 3 degree of freedom movement. The mock effector 80 can again be scaled larger or smaller to make the manipulation of the actual effector 82 more convenient. Preferably the size, scale, and orientation of the tomographic image 34 displayed on the monitor 34 is matched to the size, shape, and orientation of the mock effector 80.

For robotic versions of the present invention, the effector 82 that interacts with the patient 16 need not necessarily be a mechanical surgical tool. For example, the effector could be a laser, RF (radio frequency) transmitter, or other device for delivering or imparting energy or matter on a target object. In these cases, the mock effector used by the operator may include some kind of demonstration of the energy or matter delivered, either expected or measured, to the patient. For example, an isosurface of expected RF field strength may be physically constructed and mounted on the mock effector used by the operator such that the field model intersects the reflected image appropriately. In this way, the operator can take into account the field of the effector's use, as well as the effector itself.

The present invention may also depend on the lighting used on or around the device. For example, light that hits the surface of the half-silvered or partial mirror from above (operator-side) may introduce unwanted reflections in the semi-transparent mirror. In this case, the target object will be more difficult to see. Alternatively, light that comes from a source beneath the half-silvered mirror (on the same side of the mirror as the target object) may increase the clarity of the target object image without introducing unwanted light reflections onto the half-silvered mirror. Various types of lighting (visible, ultraviolet) as well as paints, markings, and light emitting markers on the targets or tools themselves may have different properties that are adjustable to change the contrast, intensity, and interpretability of the image superimposition.

Alternative forms of light may also be used to register locations in the ultrasound during a procedure. These alternative light sources can be used to identify certain features of the target object in addition to the 3D visual cues inherent to superimposition of the reflected image.

For example, a plane of laser light can be created with a movable mirror and a laser such that any real object (part of target object or mock effector) that intersects the plane of laser light will be "marked" by the colored lines of the laser light. Such a laser marking system could be used with a computer vision system to permit automated detection and location determination of the intersection point of the located object and the light plane. This system may be used for automated calibration with corresponding features detected in the tomographic image.

Light sources could also be arranged relative to opaque shields so that only certain parts of the target object are illuminated, such as all parts beyond the reflected tomographic image. Thus the image would fall on what would effectively be a clipping plane through the object, with all parts of the image closer to the viewer not illuminated. Sound, tactile, and/or other forms of feedback may be provided to the operator based on the location of tools relative to the reflected image. These feedback indicators may alert the operator when contact is made, for example between the tip of a needle and the reflected slice.

Various techniques may be used to alter the image as viewed on the low-profile display. The image may be rotated, translated, scaled, or distorted, as previously described, or otherwise cropped or manipulated in many ways according to the needs of the user of the system. For example: extraneous parts of the image may be removed; specific anatomical targets may be automatically identified and graphically enhanced; surgical tools may be tracked and their hidden sections graphically simulated; and/or other useful information may be superimposed on the displayed image for the operator relating to the invasive procedure.

In all, the present invention may be useful for many medical procedures including amniocentesis; many forms of surgery; soft tissue biopsy of organs such as liver, kidney, or breast; and procedures such as the inse

rtion of central venous lines, or even peripheral intravenous catheters.

In brain surgery, for example, deformation of the brain after removal of portions of the skull leads to inaccuracy of registration in non real-time modalities such as conventional CT. Real-time guidance using ultrasound may compensate for such deformations, as well as provide adaptive guidance during the removal of an abscess, for example, or in other cases where structures may change shape or location during procedures. Another example is monitoring and correction of tissue infiltration during the infusion of cancer drugs into large veins. The invention may positively effect the success and flexibility of these and other invasive procedures.

Since the visual image merger is independent of viewer location, two or more human operators may work together in the same field of view, assisting each other manually and/or offering consultation. The invention may be valuable in teaching, for example, by clarifying the content of ultrasound images through its location in the target object.

As briefly mentioned above, the version of the device using a mock effector could be used at microscopic scales, for example, to insert micropipettes into individual cells under OCT guidance to gather intracellular samples to determine whether the cells are of a cancerous nature (or to delivery therapy to a single cell). Other possible examples include the use of very high frequency ultrasound to guide microscopic surgery on the cornea, and high resolution MRI to guide biopsies of tissue samples of small animals. It may also be used to guide the administration of radiation and other non-invasive procedures, or the present invention may be used in many other technical and non-technical applications.

One or more of the above embodiments may be oriented toward a portable version of the present invention. The size, shape, and materials used may be minimized so that the entire apparatus can be carried by a single

user (or a few users) to the site of a procedure. An ultrasound transducer is preferably used in the portable embodiment because of its small size and ease of use. These embodiments may be especially suited for use in the battlefield for the removal of foreign bodies such as bullets or shrapnel.

The ultrasound transducer in the above portable version may be replaced (towards the opposite end of the size spectrum) with a comparatively massive CT or MRI scanner (see, FIG. 7). The principle of operation is still based on a controlled geometric relationship between the scanner, the mirror 20, and the display 32, just as in the above embodiments. In essence, the angle (θ_1) between the display 32 and the half-silvered mirror 20 should be equal to the angle (θ_2) between the mirror 20 and the slice 91 through the target object within the gantry of the CT or MRI scanner 90.

The image from a CT or MRI machine can often be converted into an appropriate tomographic slice within less than one minute from the image scanning. Once a CT scanner is no longer transmitting X-rays (after the image is captured), there will be no harmful exposure to the operator. As seen in FIG. 7, the gantry 90 of these machines may provide ample access for a doctor or other user 22 to perform an invasive procedure on a patient within the CT machine. Furthermore, if the space in the gantry 90 is not sufficient for a particular procedure, the patient (or other target object) may be moved out of the machine a known distance, and the image 34 of the tomographic scan may then be shifted by that same amount (provided the patient did not move in any other way).

The above specification describes several different embodiments and features of a device and method for fusing or superimposing a direct object image and a reflected image into a combined image that includes both a subsurface tomographic image of a target object and a visual surface im

age of either the same object or a mock effector. Various parts, selections, and/or alternatives from the various embodiments may preferably be interchanged with other parts of different embodiments. Although the invention has been described above in terms of particular embodiments, one of ordinary skill in the art, in light of the teachings herein, can generate additional embodiments and modifications without departing from the spirit of, or exceeding the scope of, the claimed invention. Accordingly, it is to be understood that the drawings and the descriptions herein are proffered by way of example only to facilitate comprehension of the invention and should not be construed to limit the scope thereof.

4 Brief Description of Drawings

The invention and its presently preferred embodiments will be better understood by reference to the detailed disclosure hereinafter and to the accompanying drawings, wherein:

Figure 1 is a schematic view of a device capable of merging a reflected tomographic image from a 2D ultrasound scanner with a direct view of a target image;

Figure 2 is a schematic of the image angles that allow the operator to move in relation to the half-silvered mirror while maintaining image merger;

Figure 3 is a schematic view of a device capable of merging a slice from a 3D scan with a direct view of a target image;

Figure 4 is a schematic view of an imaging system with the image capture device removed from the remainder of the system;

Figure 5 shows the methodology applied to remote operation using a mock effector in the field of view;

Figure 6 shows the methodology applied to remote operation utilizing a remote controlled effector; and

Figure 7 is a schematic diagram of the present methodology applied to

the front of a large imaging machine such as a CT scanner.

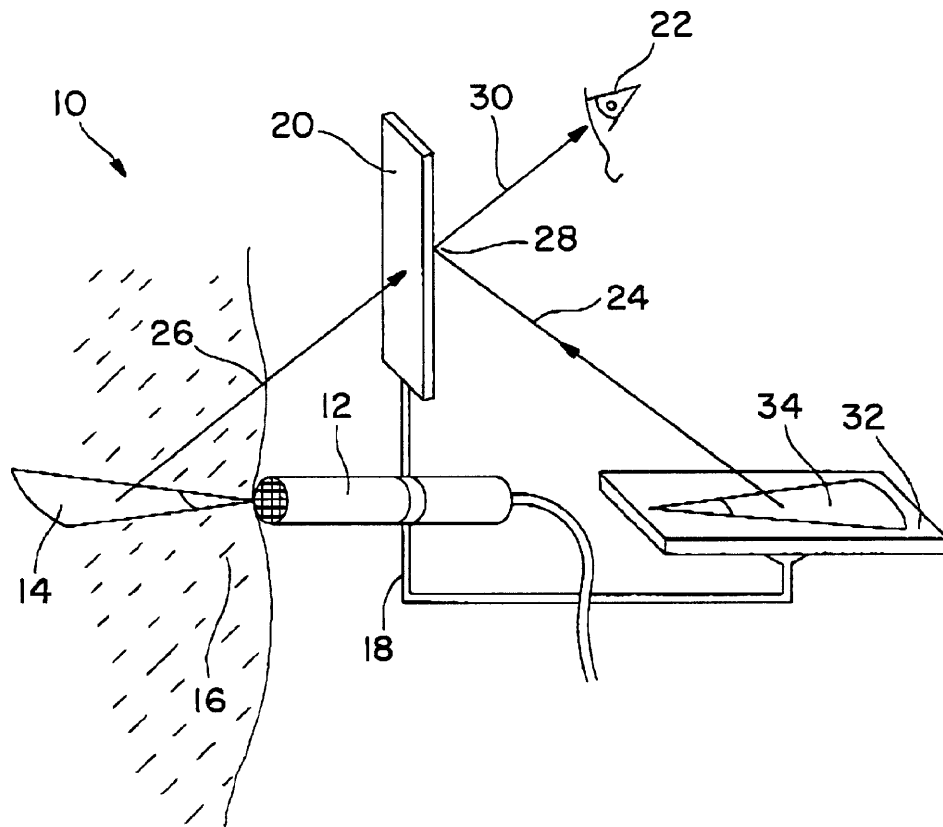


FIG. 1

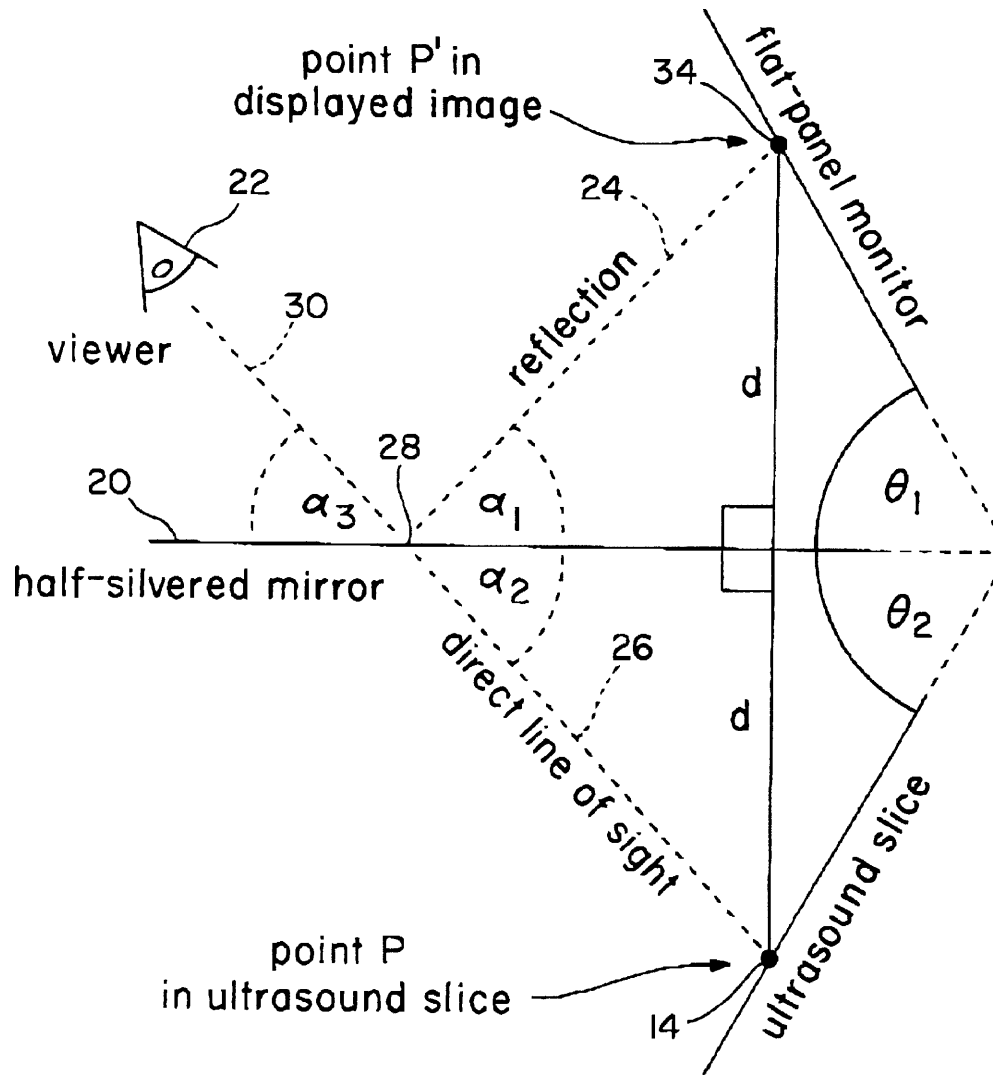


FIG. 2

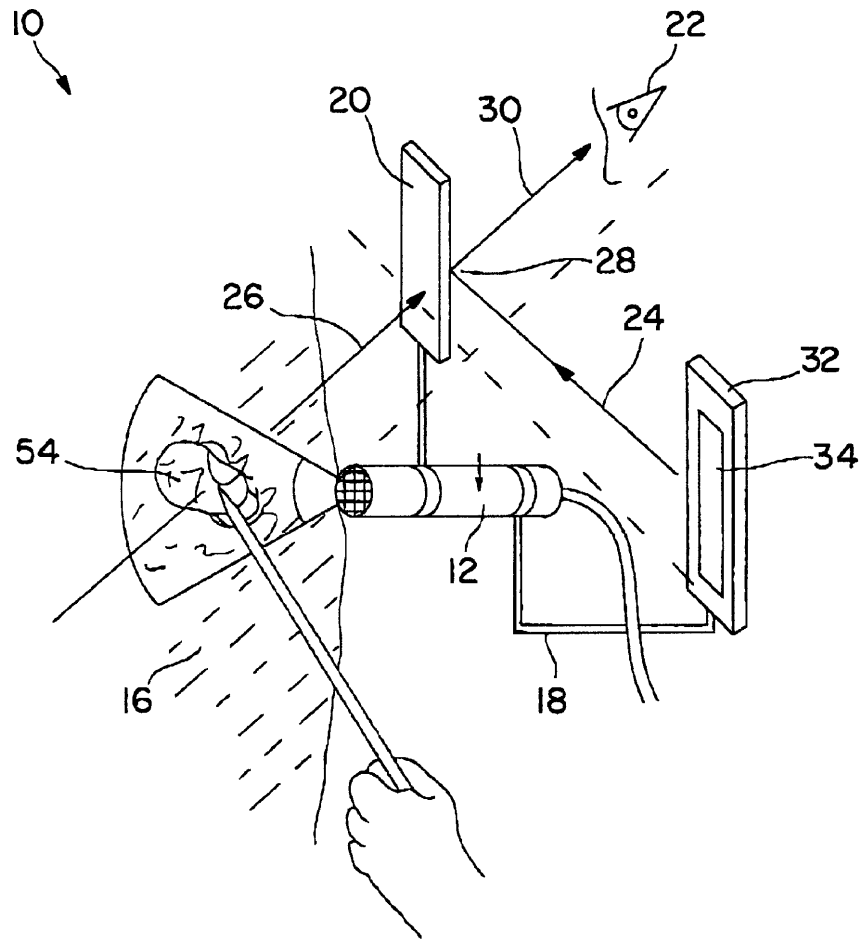


FIG. 3

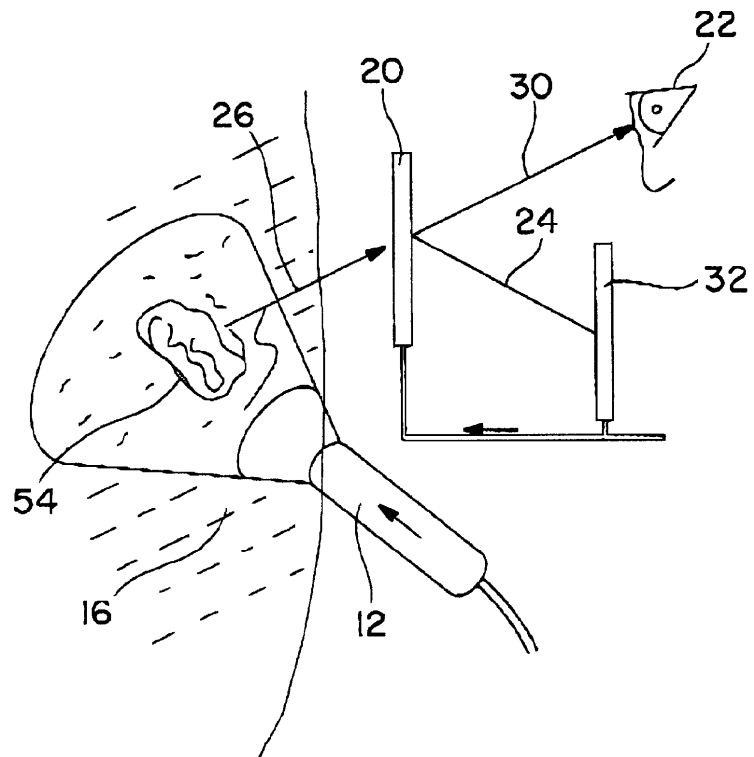


FIG. 4

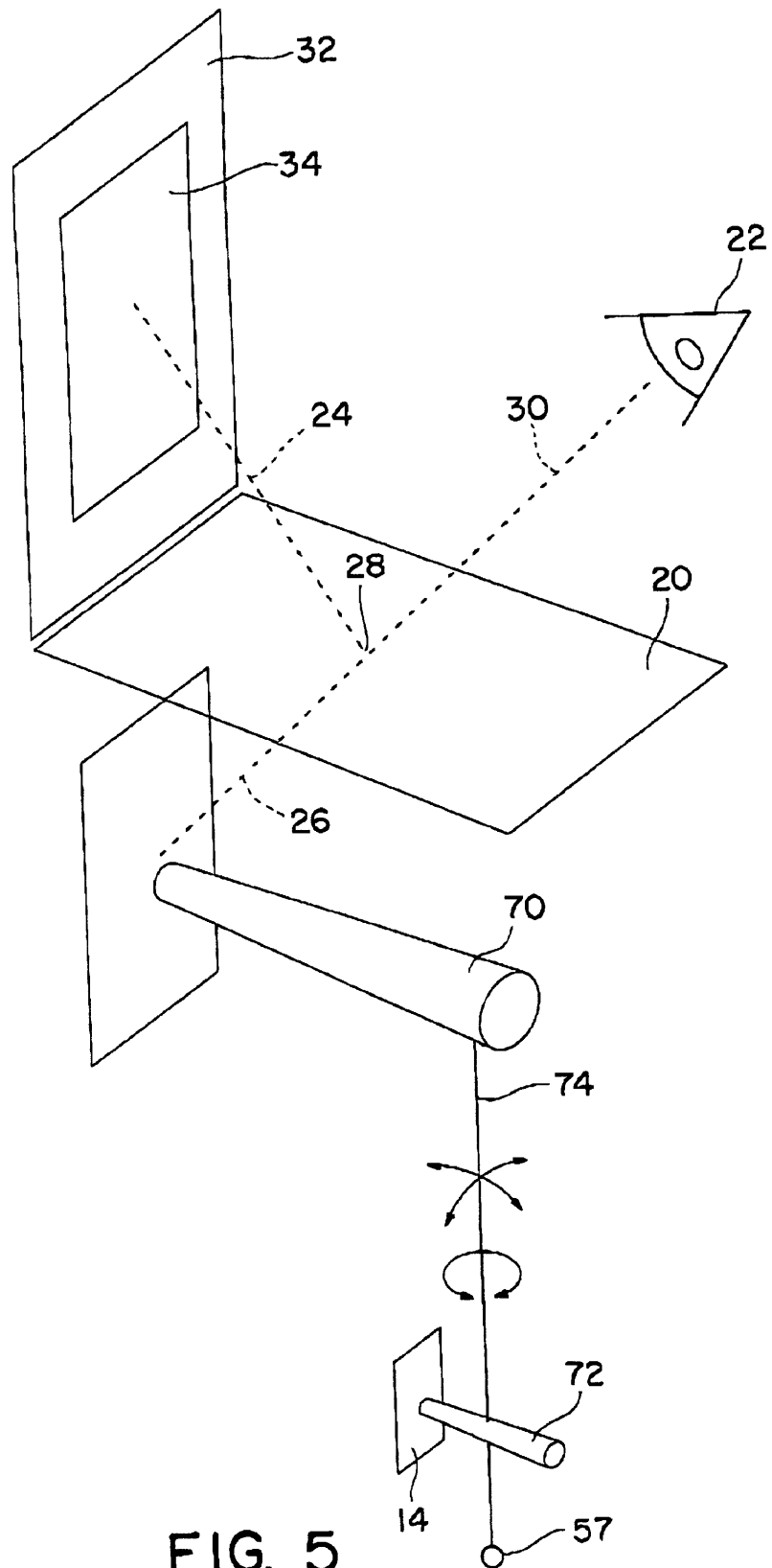
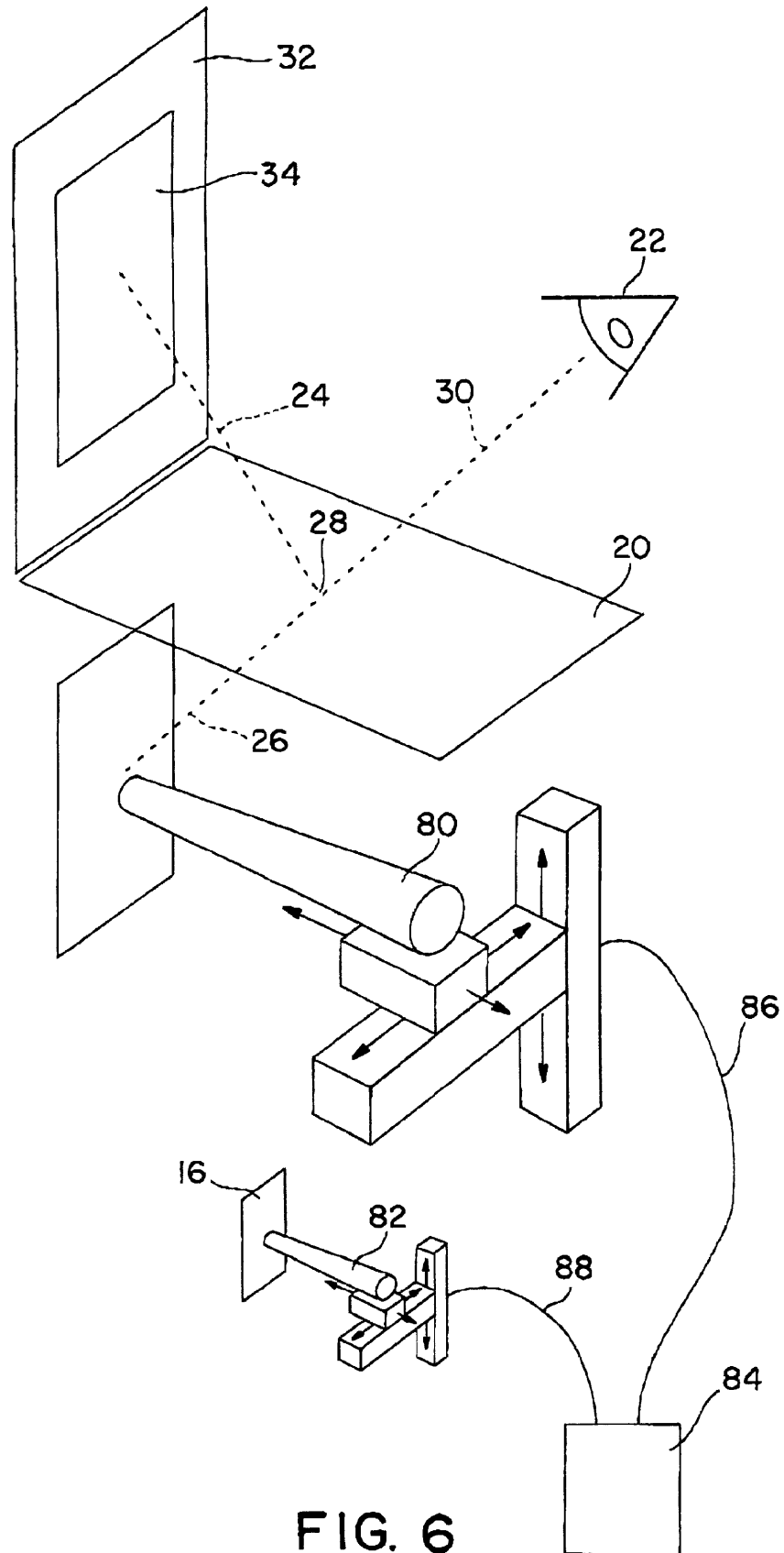


FIG. 5



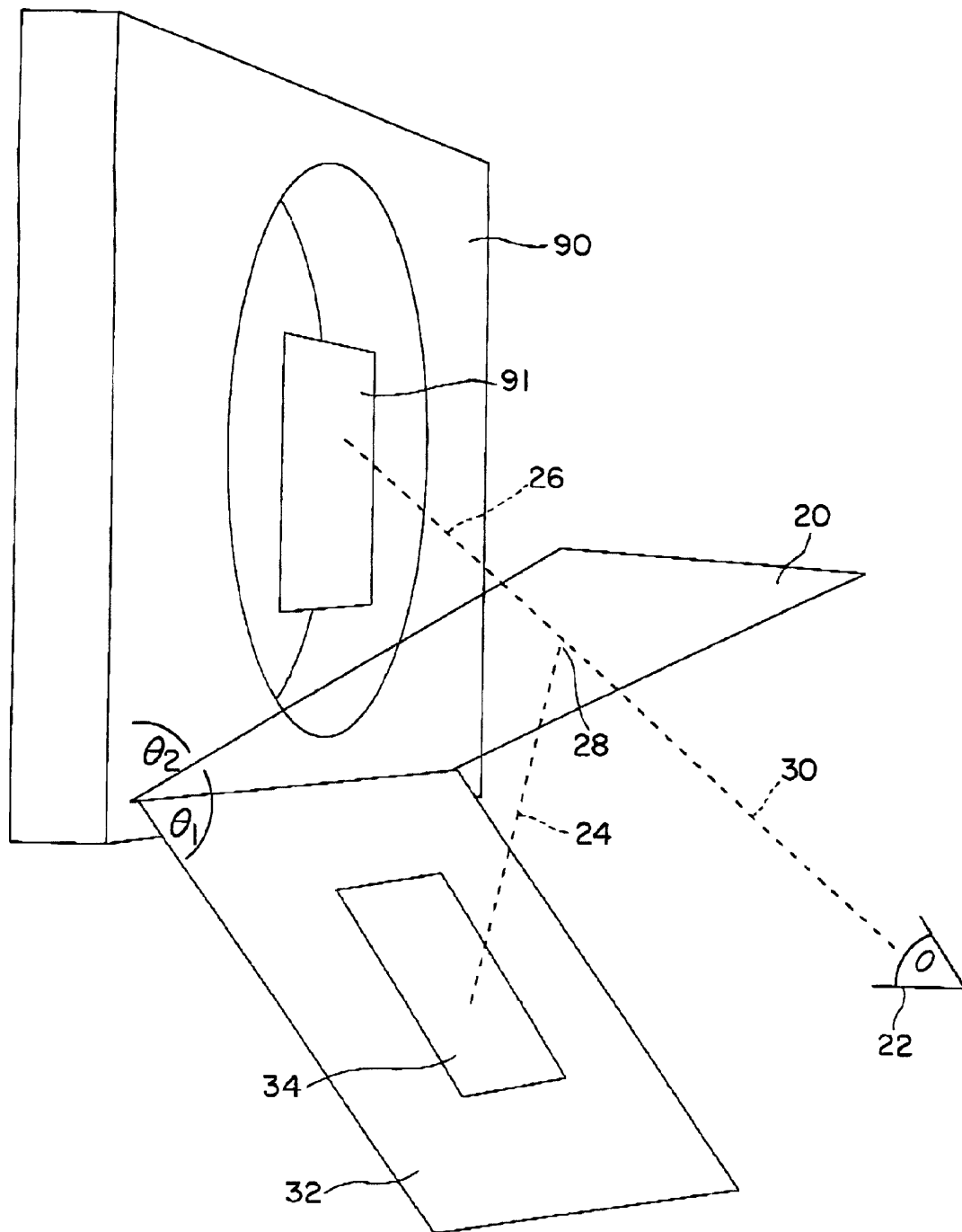


FIG. 7

1 ABSTRACT

A device for combining tomographic images with human vision using a half-silvered mirror to merge the visual outer surface of an object (or a robotic mock effector) with a simultaneous reflection of a tomographic image from the interior of the object. The device maybe used with various types of image modalities including ultrasound, CT, and MRI. The image capture device and the display may or may not be fixed to the semi-transparent mirror. If not fixed, the imaging device may provide a compensation device that adjusts the reflection of the displayed ultrasound on the half-silvered mirror to account for any change in the image capture device orientation or location.

专利名称(译)	用于断层切片图像和人体图像的实时位置叠加设备及其方法		
公开(公告)号	JP2003310611A	公开(公告)日	2003-11-05
申请号	JP2003009726	申请日	2003-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	匹兹堡大学		
申请(专利权)人(译)	盐湖城匹兹堡		
[标]发明人	ステッテンジョージディウイト		
发明人	ステッテン・ジョージ・ディウイト		
IPC分类号	G01R33/32 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00 A61B17/34 A61B19/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4218 A61B8/5238 A61B8/587 A61B17/3403 A61B90/36 A61B90/37 A61B2017/3413 A61B2090/366 A61B2090/373		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/03.360.Q A61B5/05.380 G01N24/02.520.Y A61B5/055.380 A61B8/14 G01N24/00.520.Y		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA17 4C093/EE05 4C093/FF35 4C093/FG07 4C096/AA18 4C096/AA20 4C096/AB36 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC35 4C096/DD01 4C301/BB13 4C301/CC02 4C301/EE20 4C301/KK40 4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/JC40 4C601/KK12 4C601/KK50		
代理人(译)	清水圭一		
优先权	10/126453 2002-04-19 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 解决方案：通过使用半镀银镜将断层图像叠加在人体视觉图像上，该半镀银镜将目标（或自动动作模拟执行器）的可视外表面图像叠加在从目标内部获得的断层图像的同步反射图像上。设备要做。该设备与各种类型的成像设备一起使用，包括超声，计算机断层扫描和磁共振成像。图像捕获设备和显示设备可以固定或可以不固定到半透明镜。如果未固定，则成像装置是校正装置，其调整显示在半镀银镜上的超声波的反射图像以改变图像捕获装置的方向和位置。

【图 4】

