

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-100712

(P2015-100712A)

(43) 公開日 平成27年6月4日(2015.6.4)

| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
|-------------------------|---------------------|-------------|
| A 6 1 B 19/00 (2006.01) | A 6 1 B 19/00 5 0 2 | |
| A 6 1 B 17/06 (2006.01) | A 6 1 B 17/06 3 1 0 | |
| A 6 1 B 17/32 (2006.01) | A 6 1 B 17/32 3 3 0 | |
| A 6 1 B 17/00 (2006.01) | A 6 1 B 17/00 3 2 0 | |

審査請求 未請求 請求項の数 30 O L 外国語出願 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2014-239394 (P2014-239394)
 (22) 出願日 平成26年11月26日 (2014.11.26)
 (31) 優先権主張番号 14/092843
 (32) 優先日 平成25年11月27日 (2013.11.27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. UNIX
2. iPhone

(71) 出願人 514302148
 クリア ガイド メディカル, エルエルシ
 ー
 CLEAR GUIDE MEDICAL
 , LLC
 アメリカ合衆国 メリーランド州 202
 10 ボルチモア ウォレントン ロード
 40番

(74) 代理人 100072604

弁理士 有我 軍一郎

(72) 発明者 フィリップ ジェイコブ ストルカ
 アメリカ合衆国 メリーランド州 212
 09 ボルチモア ピムリコ ロード 5
 600番 1 エヌ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学認識機能を有する外科手術システム用の縫合針

(57) 【要約】

【課題】 画像誘導外科手術用の改善された画像処理装置への需要が存続している。

【解決手段】 画像処理システムと、軸部及び先端部を有する医療器具と、先端部が覆い隠されているか可視であるかにかかわらず、先端部の位置情報を含む医療器具のリアルタイム表現情報を表示する表示装置とを含む画像誘導外科手術システムであって、軸部は、光学的に検出可能であり、かつ、前記先端部の位置を決定することを可能ならしめる特徴を有することを特徴とする、画像誘導外科手術システム。

【選択図】 図3

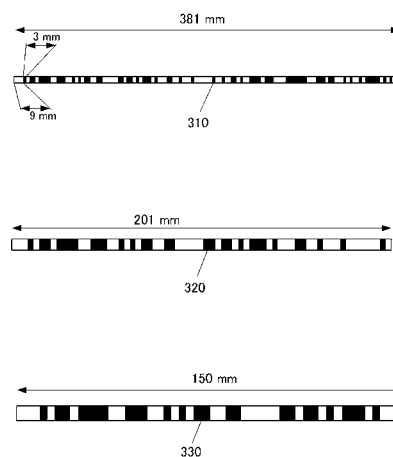


FIG.3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

軸部と、先端部とを有する医療器具であって、前記医療器具の前記軸部が、光学的に検出可能であり、かつ、前記先端部の位置を決定することを可能ならしめる非均一非反復パターンを有する医療器具と、

前記非均一非反復パターンのどのセグメントが可視であるかにかかわらず、前記医療器具の位置の検出および追跡をする光学画像処理システムと、

前記光学画像処理システムから受け取ったデータに基づき、前記先端部の位置情報を含む前記医療器具のリアルタイム表現情報を表示する表示装置とを備え、

前記非均一非反復パターンは、非均一非反復の空白と幅を有する塗りつぶしの配列からなり、前記配列は少なくとも3つの部分配列を有し、かつ、各部分配列のパターンは一度しか現れないことを特徴とする画像誘導外科手術システム。

10

【請求項 2】

前記医療器具は、針、ポインタ、生体組織検査器具、腹腔鏡、切除装置、外科手術器具または長尺器具のいずれか1つからなることを特徴とする請求項1に記載の画像誘導外科手術システム。

【請求項 3】

前記光学画像処理システムは、前記医療器具の挿入深度および少なくとも1つの先端部の候補位置を算出することを特徴とする請求項1に記載の画像誘導外科手術システム。

20

【請求項 4】

前記非均一非反復パターンは前記光学画像処理システムにより検出可能であり、前記光学画像処理システムは、前記非均一非反復パターンが検出されたことを条件に、該非均一非反復パターンに基づいて、前記医療器具の前記先端部の挿入深度の算出および前記医療器具の前記先端部の追跡のうち少なくともいずれか一方を行い、前記非均一非反復パターンは、任意の最低長の各部分配列が一度しか現れない配列に基づくものであることを特徴とする請求項1に記載の画像誘導外科手術システム。

【請求項 5】

軸部と、先端部とを有する医療器具であって、前記医療器具の前記軸部が、光学的に検出可能であり、かつ、前記先端部の位置を決定することを可能ならしめる非反復パターンを有する医療器具と、

30

前記非反復パターンのどのセグメントが可視であるかにかかわらず、前記医療器具の位置を検出し、かつ、追跡する光学画像処理システムと、

前記光学画像処理システムから受け取ったデータに基づき、前記先端部の位置情報を含む前記医療器具のリアルタイム表現情報を表示する表示装置とを備え、

前記非反復パターンは、ド・ブラン配列または擬似ランダムバイナリ配列のいずれかよりなることを特徴とする画像誘導外科手術システム。

【請求項 6】

前記非均一非反復パターンは、前記医療器具の前記軸部に刻印され、印刷され、エッチングされ、または当てはめられているかのいずれかであることを特徴とする請求項1に記載の画像誘導外科手術システム。

40

【請求項 7】

前記光学画像処理システムは、前記非均一非反復パターンの前記最低長の一部分のみが前記光学画像処理システムにより光学的に検出可能であるときに前記挿入深度を正確に算出することを特徴とする請求項1に記載の画像誘導外科手術システム。

【請求項 8】

前記光学画像処理システムは、前記非均一非反復パターンの区別可能な各構成要素が異なる k 種類の値を取ることができかつ前記非均一非反復パターンの長さが前記構成要素 k^n 個分の長さである場合において、前記非均一非反復パターンの少なくとも n/k^n の部分が前記光学画像処理システムにより光学的に検出可能であるときに前記挿入深度を正確に算出することを特徴とする請求項3に記載の画像誘導外科手術システム

50

ム。

【請求項 9】

前記医療器具に連結された取付部品をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の画像誘導外科手術システム。

【請求項 10】

前記取付部品から前記先端部までの距離が前記光学画像処理システムによって算出され、かつ、前記光学画像処理システムが前記取付部品から前記先端部までの実際の距離に調整されることを特徴とする請求項 9 に記載の画像誘導外科手術システム。

【請求項 11】

前記取付部品は、少なくともクリップオンリングまたは反射材料のいずれか一方からなり、前記クリップオンリングは円形、楕円形、円筒形またはハンドル形のいずれかであることを特徴とする請求項 9 に記載の画像誘導外科手術システム。

10

【請求項 12】

前記取付部品は、前記光学画像処理システムによって検出可能なパターンを含み、前記パターンは前記光学画像処理システムによって前記挿入深度の算出および追跡のために用いられ、前記パターンは、最初に周期的配列を用いて作成され、前記周期的配列は任意の最低長の各部分配列が一度しか現れない配列であることを特徴とする請求項 9 に記載の画像誘導外科手術システム。

【請求項 13】

前記光学画像処理システムは、さらに、特定の波長の光に感応し、その他の波長の光を制限する 1 以上の感光装置と、前記医療器具の被覆材を照射する 1 以上の発光装置を備え、前記被覆材は前記照射に応じて前記特定の波長の光を発光又は反射することを特徴とする請求項 1 に記載の画像誘導外科手術システム。

20

【請求項 14】

前記 1 以上の感光装置は、1 以上のカメラからなることを特徴とする請求項 13 に記載の画像誘導外科手術システム。

【請求項 15】

前記被覆材は、照射されたパターンを呈し、前記パターンは、前記光学画像処理システムによって検出可能であり、前記パターンは前記光学画像処理システムによって前記挿入深度の算出および追跡のために用いられ、前記パターンは、最初に周期的配列を用いて作成され、前記周期的配列は任意の最低長の各部分配列が一度しか現れない配列であることを特徴とする請求項 13 に記載の画像誘導外科手術システム。

30

【請求項 16】

先端部と、

前記先端部と一体に設けられまたは前記先端部に取り付けられる軸部とを備え、画像誘導医療システムとともに使用される器具であって、

前記軸部は、光学的に検出可能な非均一非反復パターンを有し、前記非均一非反復パターンは、少なくとも前記軸部に刻印され、印刷され、エッチングされ、または当てはめられているかのいずれかであり、前記非均一非反復パターンは、非均一非反復の空白と幅を有する塗りつぶしの配列からなり、前記配列は少なくとも 3 つの部分配列を有し、かつ、各部分配列のパターンは一度しか現れず、

40

前記非均一非反復パターンは、前記画像誘導医療システムが、前記非均一非反復パターンのどのセグメントが可視であるかにかかわらず、かつ、前記先端部が対応する画像に覆い隠されているか否かにかかわらず、前記先端部の位置をリアルタイムに定めるにあたり前記画像誘導医療システムの使用に適することを特徴とする器具。

【請求項 17】

1 以上のプロセッサ装置により、1 以上の光学装置から、器具の軸部から反射される光を含む入力を受ける工程と、

前記 1 以上のプロセッサ装置により、前記器具の位置の検出および追跡をする工程と

前記 1 以上のプロセッサ装置により、前記器具の先端部の挿入深度および前記先端部の

50

1つ以上の候補位置を表示する工程を含む画像処理方法であって、

前記器具の前記軸部は光学的に検出可能な非均一非反復パターンを有し、前記非均一非反復パターンは、非均一非反復の空白と幅を有する塗りつぶしの配列からなり、前記配列は少なくとも3つの部分配列を有し、かつ、各部分配列のパターンは一度しか現れないこと、および

前記追跡には、前記1以上のプロセッサ装置により、前記非均一非反復パターンのどのセグメントが可視であるかにかかわらず、前記非均一非反復パターンを用いて三次元空間における前記先端部の1つ以上の候補位置を算出することが含まれることを特徴とする画像処理方法。

【請求項18】

10

前記非均一非反復パターンが偽陽性検出を最小化することを特徴とする請求項17に記載の画像処理方法。

【請求項19】

前記非均一非反復パターンに基づいて前記器具の器具タイプを決定する工程をさらに含むことを特徴とする請求項17に記載の画像処理方法。

【請求項20】

前記決定された前記器具タイプが現在の用途に適するか否かを決定する工程および不適切な器具が用いられている場合に1以上の警告を表示する工程をさらに含むことを特徴とする請求項19に記載の画像処理方法。

【請求項21】

20

前記1以上の光学装置のうちの第1の光学装置と第2の光学装置の間の調整を検証する工程をさらに含み、前記検証には、前記1以上の光学装置のうちの前記第1の光学装置と前記第2の光学装置から得られるデータセットの前記非均一非反復パターンの測定された高さを比較すること、および前記測定された高さが異なる場合には前記調整を拒絶する工程をさらに含むことを特徴とする請求項17に記載の画像処理方法。

【請求項22】

前記非均一非反復パターンを呈すると認められた対象物のみを処理することを特徴とする請求項17に記載の画像処理方法。

【請求項23】

前記非均一非反復パターンは、周期的配列を用いて作成され、前記周期的配列は任意の最低長の各部分配列が一度しか現れない配列であり、前記非均一非反復パターンは、前記器具の前記軸部に刻印され、印刷され、エッチングされ、または当てはめられているかのいずれかであることを特徴とする請求項17に記載の画像処理方法。

30

【請求項24】

前記器具の前記軸部の前記非均一非反復パターンを用いて前記器具の前記先端部の挿入深度を算出する工程をさらに含むことを特徴とする請求項17に記載の画像処理方法。

【請求項25】

前記器具の前記先端部の挿入深度を算出する工程においては、前記非均一非反復パターンの一部分が前記1以上の光学装置により光学的に検出可能でない場合であっても、前記器具の前記先端部の挿入深度が正確に算出されることを特徴とする請求項24に記載の画像処理方法。

40

【請求項26】

前記器具の前記軸部に取付部品が連結されていることを特徴とする請求項17に記載の画像処理方法。

【請求項27】

前記取付部品から前記先端部までの距離を算出する工程と、

前記取付部品から前記先端部までの前記算出された距離に基づいて、光学画像処理システムを調整する工程をさらに含むこと特徴とする請求項26に記載の画像処理方法。

【請求項28】

前記取付部品は、少なくともクリップオンリング、反射材料または検出可能パターンの

50

いずれかよりなり、前記クリップオンリングは円形、楕円形、円筒形またはハンドル形のいずれかであり、前記検出可能パターンは前記器具の前記先端部分の挿入深度の算出のために用いられ、前記検出可能パターンは、最初に周期的配列を用いて作成され、前記周期的配列は任意の最低長の各部分配列が一度しか現れない配列であることを特徴とする請求項 26 に記載の画像処理方法。

【請求項 29】

特定の波長の光を許可する前記 1 以上の光学装置から光波を受け、その他の波長の光を制限する工程と、

前記器具の被覆材を照射する工程と、

前記被覆材により前記特定の波長の光を発光又は反射する工程をさらに含むことを特徴とする請求項 17 に記載の画像処理方法。

10

【請求項 30】

前記被覆材により照射された前記非反復パターンを表示する工程と、

前記表示された非反復パターンに基づいて前記器具の前記先端部の挿入深度を算出する工程をさらに含み、前記非反復パターンは、最初に周期的配列を用いて作成され、前記周期的配列は任意の最低長の各部分配列が一度しか現れない配列であることを特徴とする請求項 29 に記載の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

(関連出願の参照)

本出願は、2013年11月27日に提出された米国出願番号 14 / 092, 843 を基礎とする優先権を主張し、当該米国出願の全内容は参照によって本出願に組み込まれる。

【0002】

現在クレームされている本発明の実施形態に係る技術分野は、画像処理装置とともに用いられる縫合針に関するものであり、特に縫合針の監視と追跡を行うセンサーを備えた画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0003】

30

画像誘導外科処置の分野においては、医療行為中の画像処理装置・医療器具の追跡・位置特定は格別重要な技術であり、画像誘導外科手術システム(以下「IGS」という。)における主要な基盤技術と考えられている。該追跡の技術は、以下4つのグループに分類することができる。1) 能動型ロボット(例えば、米国インテュイティヴ・サージカル社のダ・ヴィンチ(登録商標)外科ロボット)および受動型プログラム式メカニカルアーム(例えば、英国ファロー・テクノロジー社の Faro Arm (登録商標))を含めた機械式追跡、2) 光学式追跡、3) 音響式追跡、4) 電磁式(以下「EM」という。)追跡、の4つである。

【0004】

一方、超音波は、切除処置、生体組織検査、放射線療法および外科手術などの画像誘導外科処置における有力な画像処理手段として知られている。そこで、かかる光学式追跡システムあるいはEM追跡システムを超音波(以下「US」という。)画像処理システムと統合することにより、例えば、肝臓切除処置における追跡・誘導または外部光線を用いた放射線治療などの分野に応用できる超音波誘導外科処置の研究が進められている。かかる研究は、文献においても、また、研究所における実地研究においても、進められている [E. M. Boctor, M. DeOliviera, M. Choti, R. Ghanem, R. H. Taylor, G. Hager, G. Fichtinger, "Ultrasound Monitoring of Tissue Ablation via Deformation Model and Shape Priors", International Conference on Med

40

50

ical Image Computing and Computer - Assisted Intervention, MICCAI 2006; H. Rivaz, I. Fleming, L. Assumpcao, G. Fichtinger, U. Hamper, M. Choti, G. Hager, and E. Boctor, "Ablation monitoring with elastography: 2D in-vivo and 3D ex-vivo studies," International Conference on Medical Image Computing and Computer - Assisted Intervention, MICCAI 2008; H. Rivaz, P. Foroughi, I. Fleming, R. Zellars, E. Boctor, and G. Hager, "Tracked Regularized Ultrasound Elastography for Targeting Breast Radiotherapy", Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI) 2009]. 今日市販されているシステムの中にはEM追跡装置をハイエンドのカートベースUSシステムに統合したものがある。小規模のEMセンサーが超音波プローブに統合されたものがあり、また、同様なセンサーが対象となる外科措置器具に付属、取付けされたものもある。

10

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

20

【0005】

研究目的であるか商用目的であるかを問わず、今日のアプローチの限界は、現在利用可能な追跡技術、システム統合および医療環境におけるシステム利用の実現可能性に帰せられる。例えば、機械式追跡システムは、高価で侵入的な解決方法であり、大きな設置スペースを要し、使用者の動きを制約する。その一方で、音響式追跡システムでは十分な誘導の正確性が得られない。光学式追跡システムの技術は、ベースカメラ等の侵入的設備を必要とし、EM追跡システムの技術も、参考EM送信機等の侵入的設備を必要とする。さらに、光学剛性体やEMセンサーを画像処理装置や必要な全ての手術器具に取り付けなければならない、このため、オフラインでの計測調節作業や消毒殺菌作業が必要になる。このように、画像誘導外科手術用の改善された画像処理装置への需要が存続している。

30

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明のいくつかの側面にはシステム、器具および方法が含まれる。一実施形態においては画像誘導外科手術システムが提供される。該システムは、軸部と、先端部とを有する医療器具であって、前記医療器具の前記軸部が、光学的に検出可能であり、かつ、前記先端部の位置を決定することを可能ならしめる非均一非反復パターンを有する医療器具と、前記非均一非反復パターンのどのセグメントが可視であるかにかかわらず、前記医療器具の位置の検出および追跡をする光学画像処理システムと、前記光学画像処理システムから受け取ったデータに基づき、前記先端部の位置情報を含む前記医療器具のリアルタイム表現情報を表示する表示装置とを備え、前記非均一非反復パターンは、非均一非反復の空白と幅を有する塗りつぶしの配列からなり、前記配列は少なくとも3つの部分配列を有し、かつ、各部分配列のパターンは一度しか現れないことを特徴とする画像誘導外科手術システムである。

40

【0007】

別の実施形態においては、画像誘導外科手術システムとともに用いられる器具が示される。該器具は、先端部と、前記先端部と一体に設けられまたは前記先端部に取り付けられる軸部とを備え、画像誘導医療システムとともに使用される器具であって、前記軸部は、光学的に検出可能な非均一非反復パターンを有し、前記非均一非反復パターンは前記軸部に刻印され、印刷され、エッチングされ、または当てはめられているかのいずれかであり、前記非均一非反復パターンは、非均一非反復の空白と幅を有する塗りつぶしの配列から

50

なり、前記配列は少なくとも3つの部分配列を有し、かつ、各部分配列のパターンは一度しか現れず、前記非均一非反復パターンは、前記画像誘導医療システムが、前記非均一非反復パターンのどのセグメントが可視であるかにかかわらず、かつ、前記先端部が対応する画像に覆い隠されているか否かにかかわらず、前記先端部の位置をリアルタイムに定めるにあたり前記画像誘導医療システムの使用に適することを特徴とする器具である。

【0008】

さらに別の実施形態においては、画像誘導医療システムの画像処理方法が示される。該方法は、1以上のプロセッサ装置により、1以上の光学装置から、器具の軸部から反射される光を含む入力を受ける工程と、前記1以上のプロセッサ装置により、前記器具の位置の検出および追跡をする工程と、前記1以上のプロセッサ装置により、前記器具の先端部の挿入深度および前記先端部の1つ以上の候補位置を表示する工程を含む画像処理方法であって、前記器具の前記軸部は光学的に検出可能な非均一非反復パターンを有し、前記非均一非反復パターンは、非均一非反復の空白と幅を有する塗りつぶしの配列からなり、前記配列は少なくとも3つの部分配列を有し、かつ、各部分配列のパターンは一度しか現れないこと、および前記追跡には、前記1以上のプロセッサ装置により、前記非均一非反復パターンのどのセグメントが可視であるかにかかわらず、前記非均一非反復パターンを用いて三次元空間における前記先端部の1つ以上の候補位置を算出することが含まれることを特徴とする画像処理方法である。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

本発明のさらなる目的および利点は、発明の詳細な説明、図面および実施形態を考慮することにより明らかになる。

20

【図1】図1は、本発明の一実施形態に係る画像処理システムの画像処理コンポーネントを示している。

【図2】図2は、本発明の一実施形態に係る画像処理システムを示している。

【図3】図3は、本発明の一実施形態に係るサンプル追跡パターンを示している。

【図4】図4は、本発明の一実施形態に係るワークフローの一例を示している。

【図5】図5は、本発明に係る方法を実行するコンピュータおよびシステム構築の例示の実施形態を示している。

30

【図6】図6は、本発明の一実施形態に係る器具先端部の画面コピーを示している。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下いくつかの実施形態を詳細に説明する。実施形態の説明において、特定の用語が明確化のために使用される。しかしながら、本発明は、そのように選択された特定の用語に限定されるものではない。関連技術の当業者は、他の同等のコンポーネントを使用することができる他の方法は、本発明の広い概念から逸脱することなく展開されていることを認識するであろう。本明細書中の随所で引用される全ての参考文献は、それぞれが個々に組み込まれたかのように、参照によって本出願に組み込まれる。

【0011】

当明細書においては、「針」および「医療器具」の用語は、針、ポインタ、生体組織検査器具、腹腔鏡、切除装置、手術器具、または長尺ツールなどの長尺医療器具を参照するものとして用いられる。

40

【0012】

本発明のいくつかの実施形態では、比較的狭い画像誘導と追跡の今日の体系を越えたIGI（画像誘導外科措置）を可能ならしめる「基盤技術」について説明している。該「基盤技術」は、同時に追跡、視覚化、および誘導の限界を克服することを目的としている。具体的には、3次元コンピュータ画像とパターン投影を用いた医療器具の特定および追跡に関連した技術の活用と統合、局所感知手法を用いた画像処理装置の追跡などの技術である。IGIの例としては、米国特許出願公開第2013/0016185号公報として公開された「Low-cost image-guided navigation an

50

d i n t e r v e n t i o n s y s t e m s u s i n g c o o p e r a t i v e
s e t s o f l o c a l s e n s o r s 」と題する、米国特許出願第13/51
1101が挙げられる。

【0013】

本発明は、一般的な撮像、投影、ビジョン、そして局所感知に使用されるコンポーネントとメソッドの緊密に統合された共通のコアを共有し、広い範囲の異なる実施形態をカバーしている。

【0014】

本発明のいくつかの実施形態は、医療画像処理装置の追跡技術を実現する局所感知アプローチを提供する、例えば、誤差を大幅に減少し肯定的な患者の転帰（医療成果）を増加する潜在能力を持つ補完的技術の組み合わせに関するものである。このアプローチは、本発明の実施形態に係る超音波プローブ等の画像処理装置の追跡、治療介入誘導および情報の視覚化のための基盤技術を提供することができる。本発明の実施形態に係る画像分析アルゴリズムによる超音波画像処理、プローブを搭載した感光装置、独立した光学慣性センサーを組み合わせれば、外科医療器具、その他の器具または物体の最新の動きを増分的に追跡することのより、その位置および軌跡を再構築することが可能となる。

10

【0015】

本発明のいくつかの実施形態においては、（視覚、超音波、および/またはその他の画像化・局所化方法を用いて）医療器具およびその他の器具のセグメント化、追跡、誘導を可能にしている。

20

【0016】

このような装置は、現在の最新技術と比較して改良された感度および特異性を有する画像化手順を可能にすることができる。これは、以前に有害なX線/CTまたは高価なMRI画像処理、外部の追跡、高価、不正確、かつ時間がかかり非実用的なハードウェアのセットアップを必要としていたアプリケーションまたは、精度および成功の保証の宿命的な不足で非常に悩んでいた：生検、RF/HIFU除去など：2Dまたは3D超音波ベースの医学ツール案内、小線源治療を許すことができる：3D超音波獲得および医療器具の誘導、精密な小線源治療種配置、追跡されたイメージするおよび追跡された器具に依存している他のアプリケーションへの応用の幅を切り開く。

【0017】

本発明のいくつかの実施形態は、既存の技術を上回るいくつかの利点を提供することができる。具体的には、低コストの追跡、局所的でコンパクトで非侵襲的な解決策を組み合わせた、理想的な追跡システムであってハンドヘルドかつコンパクトな超音波システムのための低コストの追跡、ローカルコンパクト、かつ非侵襲的解決・理想的なトラッキングシステム主に導入し、ポイント・オブ・ケア臨床のスイートで使用するだけでなく、他の外科措置の設定で視覚的追跡方法の下で追跡する一般的なツールの組み合わせのような既存の技術を上回るいくつかの利点を提供することができる。

30

【0018】

例えば、本発明のいくつかの実施形態は、超音波プローブおよび他の画像処理装置の追跡のための装置および方法に関するものである。本発明の実施形態によれば、画像解析アルゴリズムとプローブマウント感光デバイスと、超音波イメージングを組み合わせることにより、その時点の動きを増分的に追跡することによって外科器具およびその他のオブジェクトの位置および軌跡を再構成することが可能である。これにより、従来、高価な、不正確な、または非現実的なハードウェアのセットアップを必要としたいくつかの場面への適用が可能になる。一例として、3次元超音波による医療器具の誘導が挙げられる。

40

【0019】

今日の超音波検査では、スキャンされた3次元領域（「関心領域」（ROI））を貫通して平面画像スライスを返す携帯型2D超音波（US）プローブが主として使用される。今日、医療器具の誘導を必要とする経皮的外科処置においては、医療器具の軌道予測は、医療器具の遠位（外部）の一端に取り付けられたセンサーによる追跡、および作業者の経

50

験を頼りにした軌跡の観念的推定に基づいてなされているのが現状である。3次元超音波、医療器具の追跡、医療器具の軌道予測および対話的なユーザー誘導が統合されたシステムは非常に有益である。

【0020】

図1は、本発明の実施形態に係る画像処理システムの画像処理コンポーネント100の実施形態を示している。画像処理コンポーネント100には、画像処理器具110と、画像処理器具110に着脱可能に構成されたブラケット120とが含まれる。図1の例では、画像処理器具110は超音波プローブであり、ブラケット120は超音波プローブのプローブハンドルに取り付けられる構成となっている。該超音波プローブは、例えば、米国マサチューセッツ州ボストンのアナロジック社製Ultrasonix#c5-2とすることができる。しかしながら、本発明の広い概念は、この例に限定されるものではない。ブラケット120は、整形外科用電動工具、スタンドアロン携帯式ブラケットなどの画像誘導手術のための他のハンドヘルド器具に取り付け可能な構成とすることができる。他の実施形態では、ブラケット120は、例えばX線システムまたはMRIシステムのC型アームに着脱可能な構成とすることができる。

10

【0021】

画像処理コンポーネント100は、互いに結合されてヘッドシェルを形成する上部シェル180と底部シェル130を含んでもよい。上部シェル180と底部シェル130は、安定化アセンブリ170（例えば、安定化バー）に確実に結合することができる。ヘッドシェルは、安定化アセンブリ170および画像処理コンポーネント100を構成する他の構成要素を収容することができる。ねじ190は画像処理コンポーネント100の構成要素を結合するために使用してもよい。

20

【0022】

画像処理コンポーネント100は、安定化アセンブリ170に確実に結合された1以上の感光装置150を含んでもよい。本発明のいくつかの実施形態においては、1以上の感光装置150は、可視光カメラ、赤外線カメラ、タイムオブフライトカメラ、PSD（位置感応型デバイス）または反射系レーザセンシングによって構成されている。図1の実施形態では、1以上の感光装置150は、画像処理コンポーネント100の動作中に表面領域を観察するように配置することができる。図1に示す実施形態においては、該1以上の感光装置150は、関心領域の立体観察に適するよう配置される構成であってもよい。

30

【0023】

画像処理コンポーネント100は、1以上のマイクロプロセッサ、1以上の発光装置、およびメモリデバイスを有するプリント回路基板140を備えてもよい。発光装置は、可視スペクトル、赤外線、紫外線、または他のスペクトルの光を放出することができる。発光装置は、少なくともLED、電球、CFL、レーザーのうちのいずれかを含んでもよい。プリント回路基板140は、1以上の感光装置150に接続され、安定化アセンブリ170に確実に結合されてもよい。

【0024】

画像処理コンポーネント100は、さらに、1以上の感光装置150用のスクリーンを提供するレンズ160を備えてもよい。一つの実施形態においては、レンズ160は厚さ0.031mmの超剛性ゴリラガラス製であってもよい。レンズ160は、1以上の発光装置から発光される光を発散させるために、その全部または一部が曇りガラスになっていてもよい。発光装置から発光される光は、曇りガラスの面、メッシュ、半透明のテープ、または他の手段により拡散させてもよい。

40

【0025】

図2は、本発明の実施形態に係る画像処理システム200の実施形態を示している。画像処理システム200はユーザによって制御される画像処理コンポーネント100を含んでいる。また、ユーザは、医療器具を挿入している。画像処理システム200は画像表示装置210を含んでいる。画像表示装置210は、画像処理器具110から出力される超音波検査画像を表示する。画像処理システム200は、さらに拡張表示装置220を含ん

50

でいる。拡張表示装置 220 は、ユーザが入力できるタッチパネルである。拡張表示装置 220 は、画像処理器具 110 から出力される超音波検査画像の上に追跡情報を重ねて表示する。追跡情報には、現在の追跡状況、現在の位置、ユーザにより挿入された医療器具、外科手術器具、その他の器具の現在の挿入深度が含まれる。医療器具の先端部の位置、医療器具先端部の選択された標的への距離の上方も重ねて表示される。

【0026】

図 1 および図 2 では、画像処理システムとして超音波イメージングシステムが示され、ブラケット 120 は、超音波プローブの画像処理器具 110 に取り付けられるように構成されているが、本発明の広い概念は、この例に限定されるものではない。ブラケットは、例えば、これらに限定されないが、X線または磁気共鳴イメージングシステムなどの他の画像処理システムに対して着脱可能に構成されてもよい。

10

【0027】

図 3 は、本発明の本実施形態に係る追跡パターンの例を示している。医療器具 310、320 および 330 の長さは、それぞれ 381 mm、201 mm および 150 mm であり、追跡パターンの長さも同じ長さである。医療器具には、軸部と先端部が含まれる。追跡パターンは、医療器具の軸部またはその他の線形の器具に刻印され、印刷され、エッチングされ、または当てはめられている。画像処理システム 200 は、医療器具の軸部またはその他の線形の器具上の追跡パターンを分析する。追跡パターンは、任意の最低長の各部分配列が一度しか現れない配列を含みうる。追跡パターンは、擬似ランダムバイナリ配列 (PRBS)、ド・ブラン配列またはバーコードを含みうる。追跡パターンは、参照によ

20

【0028】

さらに、追跡パターンは、医療器具上のリング、あるいは医療器具の軸部に施された独自の疑似ランダムバイナリ配列 (PRBS) パターンやド・ブラン配列を含みうる。画像処理システム 200 は、識別可能なパターンの一部分を用いて医療器具を識別するとともにそれが該医療器具のどの部分かを把握して該医療器具の先端部の位置を一義的にあるいは有限数の個別の可能性の集合として把握することにより、医療器具の挿入深度を視覚的に追跡することができる。かかる把握された挿入深度は、医療器具誘導表示装置 (例えば拡張表示装置 220) 上に医療器具の候補位置と重ねて表示させることができる。医療器具誘導表示装置は、先端部が覆い隠されているか可視であるかにかかわらず、先端部の位置情報を含む医療器具のリアルタイム表現情報を表示することができる。当該パターンの一部が画像処理システムにより光学的に検出可能でない場合あるいは最低長の一部分のみが画像処理システムにより光学的に検出可能である場合であっても、当該パターンが有する特性により、画像処理システムは医療器具の先端部の挿入深度を正確に算出することができる。具体的には、画像処理システムは、パターンの区別可能な各構成要素が異なる k

30

40

【0029】

追跡パターンは、初めにアルゴリズム的に生成される。具体的には、E. M. Petriu 著「Absolute Positioning Measurement Using Pseudo-Random Binary Encoding」(<http://surasshusurasshuwww.csi.uottawa.casurasshu~petriusurasshuELG5161/PRBS/encoding.pdf>) に記載された方法で $2^n - 1$ の長さの疑似ランダムバイナリコードが生成される。こ

50

の技術では、先ず、任意の n 個の 2 進数値 (ビット) が生成される。次に、特定の位置における 2 つのビットの排他的論理和が計算され、かかる計算結果が配列の最後に追加され、結果として $n + 1$ ビットの配列が得られる。配列の最後の n ビットに対してこの手順を繰り返して、最終的に $2^n - 1$ ビットの配列が生成されるまで繰り返される。追跡パターンは非周期的であってもよく、医療器具上の固有の位置を提供することができる。追跡パターンは、医療器具のどの部分が可視であるかを問わず、画像処理システム 200 は、パターンを有する医療器具上の位置を特定し、挿入深度を検出することができる。すべての医療器具が同じパターンを有していてもよく、可視領域内の器具の曖昧さを取り除くために、各々の器具が独自のパターンを持っていてもよい。

【0030】

別の実施形態では、クリップオンリングなどの取付部品が医療器具にしっかり固定されている。リングを取り付けた医療器具の先端部の取付部品またはリングからの距離を決定し、先端位置を推定するため、その距離を使用して画像処理システム 200 に示すことができる。リングは、円形、楕円形、円筒形またはハンドル形状とすることができる。取付部品またはクリップオンリングは反射性 (例えば、赤外線反射性) を有していてもよい。

【0031】

医療器具上のパターンは、赤外線反射性を有してもよい。赤外線反射性を有することにより、医療器具の検出が容易になり、また偽陽性を排除するのに役立つ。画像処理システム 200 は特定の波長の光を通過させるフィルター付きの感光装置、医療器具を照射する光源および照射されると感光装置のフィルターを通過する波長の光を生成又は反射する医療器具上の被覆材を有してもよい。感光装置は 1 つ以上の感光装置 150、1 つ以上の PSD (位置感应型デバイス) またはこれらの組み合わせを含んでよい。さらに、医療器具には可視光線で可視のパターンおよび赤外線で可視のパターン、またはリングをあてはめられてもよい。これにより、オペレータは、オペレータの目には一般的に映る (例えば、センチメートルの目盛が振られている) が、ヒトの目には見えず感光装置が光学的に検出できる位置特定のために有用な情報を伝達する医療器具を用いることができる。

【0032】

他の実施形態では、パターンは、医療器具の偽陽性検出を拒絶または最小化するために使用することができる。すなわち、所定の視覚的特徴を有する対象のみを検出することによって、重要でない対象の検出・追跡を回避することができる。パターンは、例えば、目に見える特徴の異なる組み合わせによって区別され、異なる器具間の曖昧性除去のために使用することができる。パターンは、(例えば、特定の深度目標に到達するために)、所望のまたは現在の使用のためのツールの適合性を決定するために使用することができる。ツールが適切でない場合、オペレータに対して警告を表示することができる。パターンは、感光装置や特徴を有する器具を観察する感光装置間のキャリブレーションを検証するために使用することができる。そのような検証は、複数の感光装置からのデータセットにおける特徴の (例えば、測定された) 見かけ上の高さを比較し、高さが異なる場合はキャリブレーションを拒絶することによって達成することができる。パターンはまた、必要なパターンを示す監視対象のみを処理することにより、器具の検出性能を改善するために使用することができる。

【0033】

図 4 は、本発明の実施態様に係るワークフロー例 400 を示している。ステップ 410 では、少なくとも 1 つの感光装置 150 が光を受ける。かかる受けた光には医療器具の軸部から反射された光が含まれている。当該医療器具の軸部または他の器具は、1 つ以上の視覚的特徴を有している。当該 1 つ以上の視覚的特徴には、検出可能なパターンが含まれ、当該検出可能なパターンは、最初に擬似ランダムバイナリコードを用いて作成されたものであり、当該医療器具の軸部に刻印され、印刷され、エッチングされ、または当てはめられているかのいずれかである。

【0034】

他の実施形態においては、当該視覚的特徴は、当該医療器具の軸部に取り付けられたり

10

20

30

40

50

ングを含んでいる。当該リングは、光を反射し、円筒形はハンドル形の形状を有している。当該リングは、当該医療器具の先端部の挿入深度の算出に用いられる検出可能なパターンを含み、当該検出可能なパターンは、最初に擬似ランダムバイナリコードを用いて作成されたものである。画像処理システム200は、最初に当該リングから医療器具の先端部までの距離を算出し、かかる算出された距離を用いて画像処理システム200を医療機器の追跡のために調整する。次に、ワークフローはステップ410から420に移る。

【0035】

ステップ420では、当該医療器具の先端部の挿入深度が算出される。当該挿入深度は、当該医療器具の軸部に設けられた1つ以上の視覚的特徴に基づいて算出される。当該1つ以上の視覚的特徴が有する特性のため、当該1つ以上の視覚的特徴の一部分が当該少なくとも1つの感光装置により光学的に検出可能ではない場合にも、当該医療器具の先端部の挿入深度を正確に算出することができる。例えば、当該視覚的特徴が最初に擬似ランダムバイナリコードを用いて作成された検出可能なパターンを含む場合には、かかるパターンは非反復パターンであるゆえ、パターンのわずかな一部分だけしか光学的に検出可能でなくとも、画像処理システム200は挿入深度を算出することができる。次に、ワークフローはステップ420から430に移る。

10

【0036】

ステップ430では、該1つ以上の視覚的特徴を用いて少なくとも一つの医療器具の先端部の位置（例えば、先端部の候補位置）が算出される。算出された先端部の位置は、三次元の平面であってもよく、挿入位置、算出された挿入深度および医療器具の進入角度に基づくものであってもよい。次に、ワークフローはステップ430から440に移る。

20

【0037】

ステップ440では、医療器具の先端部の挿入深度および先端部の候補位置が拡張表示装置220に表示される。外科医またはその他の医療関係者は、例えばIGI（画像誘導外科措置）を実施するに際して、その表示された情報を用いてもよい。ワークフローは440を以って終了する。

【0038】

一つの実施形態においては、医療器具の追跡は器具の一つ以上の視覚的特徴を通じて実行されてもよい。（器具の追跡の基本的方法は、本発明の発明者により既に公開された文献に記載されている。具体的には、Stolka et al. "Navigation with local sensors in handheld 3D ultrasound: initial in-vivo experience," SPIE Medical Imaging 2011, Lake Buena Vista, FL/USA, pp. 79681J-79681J. International Society for Optics and Photonics, 2011, and Wang et al. "The Kinect as an interventional tracking system," SPIE Medical Imaging, San Diego, CA, USA, pp. 83160U-83160Uがある。International Society for Optics and Photonics, 2012は、参照によって本出願に組み込まれる。）視覚的特徴には検出可能なパターンが含まれ、該パターンは、最初に擬似ランダムバイナリ配列、より一般的にはド・ブラン配列を用いて作成され、器具に刻印され、印刷され、エッチングされ、または当てはめられている。該パターンは、人体又は動物の中に入り込んだ器具の挿入深度を検出するために用いられる。代替的に、該視覚的特徴は、器具に取り付けたリングなどのような取り付け部品であってもよい。リングは、音や光を反射し、円筒形またはハンドルの形状をしている。リングには器具の先端部の挿入深度を算出するのに使用される検出可能なパターンを含んでいてもよく、該検出可能なパターンは、最初に擬似ランダムバイナリ配列を用いて作成することができる。画像処理システム200は、最初に器具の先端部からリングまで距離を算出し、該算出した距離を、器具の追跡ができるよう撮像システム200を調整するために、用いることができる。

30

40

50

【0039】

医療器具の位置決めを支援するために表示される情報には、医療器具と非無限に薄い超音波画像面が交差する長さについての情報を含んでもよく、医療器具ラインにマーカーを描画することにより該交差の広がりが見られる。すなわち、医療器具ラインは医療器具の軌跡をあらわしており、医療器具ラインの一部が超音波画像面を横断する領域を示すため、その一部分に異なる網掛けされていてもよい。

【0040】

挿入深度は、器具上の1つ以上の視覚的特徴に基づいて算出することができる。該視覚的特徴の特性により、該1つ以上の視覚的特徴の一部が感光装置から光学的に検出可能でない場合であっても、器具の先端部の挿入深度を正確に算出することが可能である。例えば、該視覚的特徴が擬似ランダムバイナリ配列を用いて作成された検出可能なパターンである場合には、該パターンは、小さなセグメント単位で、非周期的かつ固有である。従って、器具のわずかな部分のみが光学的に検出可能である場合であっても、画像処理システム200は挿入深度を算出することができる。該1つ以上の視覚的特徴を用いることにより、器具の先端部の位置（先端部の候補位置）を算出することができる。算出された先端部の位置は、三次元の平面であってもよく、挿入位置、算出された挿入深度および医療器具の進入角度に基づくものであってもよい。器具の先端部の挿入深度および先端部の候補位置が拡張表示装置220に表示される。外科医またはその他の医療関係者は、例えばIGI（画像誘導外科措置）を実施するに際して、その表示された情報を用いてもよい。

【0041】

以下、一実施形態において医療器具の軸部のパターンを用いて立体画像の中で医療器具の先端部の位置を特定する技術の一例について説明する。立体画像のペア（左右の感光装置画像）が得られ、感光装置の調整（感光装置の内的パラメータおよび外的パラメータ）が完了した状態から、先端部の位置を特定するための最初の手順として、まず左右の画像を修正する。次に、両画像において、医療器具を軸部の中央を中心とするライン（直線）として検出する。三次元画像における医療器具の先端部の位置を特定するために、医療器具ラインを三次元空間中に再構築する。そこで、該医療器具ラインについて一定の差分を以ってサンプリングして3Dポイント・セットを得、該3Dポイントを左右の画像に投影し直し、修正された2つの左右の画像に各々対応した2つの2Dポイント・セットを得る。そこで、補間法を用いてピクセル強度を計算する。この結果、規則的サンプリングを伴う2つの強度ベクトルが生成される。次に、該2つの強度ベクトルは全ての可能なサブパターンに対して関連付けが行われる。サブパターンとは、パターン全体の内の連続した最小の長さ部分であって固有のものとして特定し得るものをいう。各サブパターンごとに相関が最大になる位置およびその相関値が記録される。左右のベクトルの各々につき、最大の相関値を示すサブパターンが選択される。サブパターンの先端部とのオフセット（相対位置）がわかっているため、先端部の三次元位置が推定可能である。ここで、左右の画像からは、先端位置のほぼ独立した2つの推定値が提供されることに留意すべきである。検証手順として、当該2つの推定された先端位置がしきい値よりも近くなければならないことを検証する。最終的な先端位置は、これらの2つの推定された先端位置の加重平均として決定される。

【0042】

図6は、本発明の一実施形態に係る器具先端部の画面コピーを示している。図6は、超音波イメージ610が表示された拡張表示装置220の画面コピーを示している。拡張表示装置220には、さらに、先端部を含む医療器具の現在の位置および将来の軌道630を表す医療器具620の表現情報が表示されており、医療器具は二重線で表示され、先端部は医療器具と垂直な複数の線で表示され、将来の軌道630は、一本の線で表示されている。

【0043】

別の実施形態においては、光波は一つ以上の感光装置によりフィルタリングされ、特定の波長の光のみが通過し、その他の波長の光は遮断されてもよい。特定の波長の光を受け

10

20

30

40

50

たときのみ発光するよう、医療器具に塗布が施されてもよい。当該被覆材は特定の波長の光を生成又は反射する。当該生成又は反射された特定の波長の光は感光装置により検出されてもよい。当該生成又は反射された特定の波長の光は偽陽性の発生を低減してもよい。さらに、当該被覆材は検出可能パターンが表出する特定の波長の光のみ発光又は生成してもよい。器具の先端部の候補位置および挿入深度は、特定の波長の光により表出した、表示された検出可能パターンに基づいて算出されてもよい。

【0044】

[例示的コンピュータシステム]

図5は、本発明の実施形態を実装するために用いられるコンピュータシステムの一例を示している。具体的には、図5は、これらには限定されないが、例えば、スタンドアロン機器、クライアント機器、サーバ機器などのコンピュータ装置において用いられるコンピュータシステム500の一例を示している。図5は、クライアント機器またはサーバ機器などとして用いられるコンピュータシステムの実施形態を示している。本発明（その一部分およびその一機能を含む）は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェアあるいはこれらの組み合わせを用いて実装されてもよく、1以上のコンピュータシステムまたは他の処理システムに実装されてもよい。実際のところ、一つの例示的な実施形態においては、本発明は当明細書に記載された機能を実行できる1以上のコンピュータシステムにおいて実施されている。コンピュータシステム500の一例が図5に示されており、図5には本発明を実装できるコンピュータシステムのブロック図が描かれている。具体的には、図5には、これらに限定されないが、米国ワシントン州レッドモントのマイクロソフト社（登録商標）のWindows（登録商標）NT/98/2000/XP/Vista/Windows 7/Windows 8/など、米国カリフォルニア州クパティーノのアップル社（登録商標）のMAC（登録商標）OS、OS X、iOSなどのオペレーティングシステムが稼働するパーソナルコンピュータ（PC）、またはLinux（登録商標）またはこれ以外のUNIX派生品が稼働するコンピュータによる本発明の実施形態が示されている。しかしながら、本発明はこれらプラットフォームに限定されず、本発明は適切なオペレーティングシステムが稼働する適切なコンピュータに実装可能である。一つの実施形態においては、本発明は当明細書にて論ずるコンピュータシステムに実装されてもよい。図5は、かかるコンピュータシステムを構成するコンピュータ500を示す。例えば、これらに限定されないが、計算装置、通信装置、電話機、パーソナル・デジタル・アシスタント（PDA）、 아이폰（iPhone）、3G/4Gワイヤレス装置、ワイヤレス装置、パーソナルコンピュータ（PC）、ハンドヘルドPC、ラップトップコンピュータ、スマートフォン、携帯機器、ネットブック、ハンドヘルドデバイス、ポータブルデバイス、双方向テレビデバイス（iTV）、デジタルビデオレコーダ（DVR）、クライアントワークステーション、シンクライアント、シッククライアント、ファットクライアント、プロキシサーバ、ネットワーク通信サーバ、リモートアクセスデバイス、クライアントコンピュータ、サーバコンピュータ、ピア・ツー・ピア・デバイス、ルータ、ウェブサーバ、データ、メディア、オーディオ、ビデオ、電話、またはストリーミング技術サーバなど、コンピュータ500以外の本発明の他の構成要素も、図5に示すようなコンピュータを用いて実装することができる。そのような例示的な実施形態では、例えば、デジタル・ビデオ・レコーダ（DVR）を介したインタラクティブテレビジョン装置（iTV）、ビデオ・オンデマンド（VOD）、およびその他のオンデマンド視聴システムなどを用いてオンデマンドでサービスを提供することができる。図1および図2で説明したように、コンピュータシステム500は、ネットワークおよび画像処理コンポーネント100または他の画像処理システム200などのような構成要素を実装するために使用することができる。

【0045】

コンピュータシステム500は、例えば、これに限定されないが、プロセッサ504など1以上のプロセッサ504であってもよい。該1以上のプロセッサ504は、通信インフラストラクチャ506（例えば、これに限定されないが、通信バス、クロスオーバーバ

10

20

30

40

50

一、相互接続、またはネットワークなど)に接続することができる。プロセッサ504、は命令を解釈し実行することができるものであればいかなるタイプのプロセッサ、マイクロプロセッサ、または処理ロジック(例えば、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA))であってもよい。プロセッサ504は、単一のデバイス(例えば、シングルコア)であっても複数デバイスのグループ(例えば、マルチコア)であってもよい。プロセッサ504は、1つ以上の実施形態を実装するように組まれたコンピュータ実行可能命令を実行するように構成されたロジックを含むことができる。該命令は、メインメモリ508または二次メモリ510に常駐させることができる。プロセッサ504はまた、デュアルコアプロセッサまたはマルチコアプロセッサなどの複数の独立したコアを含んでもよい。プロセッサ504はまた、1つ以上の専用のグラフィックカード、統合グラフィック溶液の形態であってもよく、グラフィックスプロセッシングユニット(GPU)、および/またはハイブリッドグラフィックソリューションを含むことができる。様々な例示的なソフトウェアの実施形態は、この例示的なコンピュータシステムの点から説明することができる。この説明を読むと、いかにして、他のコンピュータシステムおよび/またはアーキテクチャを使用して本発明を実行するかが、関連する技術分野における熟練者には明らかになるであろう。

10

20

30

40

50

【0046】

コンピュータシステム500は、通信インフラストラクチャ506(又は、図示されないフレームバッファ)から、例えば、これらに限定されないが、グラフィック、テキストその他のデータなどをディスプレイ・ユニット501に表示するためのディスプレイ・インタフェース502を含むことができる。ディスプレイ・ユニット501は、例えば、テレビ、コンピュータモニタまたは携帯電話の画面である。出力は、スピーカーから音として提供されてもよい。

【0047】

コンピュータシステム500は、メインメモリ508、ランダムアクセスメモリ(RAM)、二次メモリ510などを含むことができる。メインメモリ508、ランダムアクセスメモリ(RAM)、二次メモリ510などは、実施形態を実装するための命令を記憶するコンピュータ可読媒体であってもよく、ダイナミックRAM(DRAM)装置、フラッシュメモリ装置、スタティックRAM(SRAM)装置などのRAM装置であってもよい。

【0048】

二次メモリ510には、例えば、これらに限定されないが、ハードディスクドライブ512および可動記憶装置514が含まれ、可動記憶装置514としては、フロッピー(登録商標)ディスク、磁気テープ装置、光ディスクドライブ、CD-ROM、フラッシュメモリなどがある。可動記憶装置514は、例えば、これに限定されないが、よく知られた方法で可動記憶ユニット518との間でデータの読み書きを行う。可動記憶ユニット518は、プログラム記憶装置またはコンピュータプログラム製品とも呼ばれることがあり、これらに限定されないが、可動記憶装置514との間でデータの読み書きを行うフロッピーディスク、磁気テープ、光ディスクなどが含まれる。以上により理解できるとおり、可動記憶ユニット518には、コンピュータプログラムやデータを格納したコンピュータで使用可能な記憶媒体が含まれる。

【0049】

別の例示的な実施形態において、二次メモリ510は、コンピュータプログラム又は他の命令をコンピュータシステム500にロードするための他の同様の装置を含むことができる。例えば、可動記憶ユニット522およびインタフェース520がある。さらに、プログラムカートリッジ、カートリッジインタフェース(例えば、これに限定されないが、ビデオゲーム装置の中に見られるもの)、取り外し可能なメモリチップ(例えば、これらに限定されないが、読み出し専用消去可能プログラマブルメモリ(EPROM)、読み出し専用のプログラマブルメモリ(PROM)および関連するソケットと、ソフトウェアおよびデータを可能にする他の可動記憶ユニット522およびインタフェース520があ

り、これらの装置により可動記憶ユニット 5 2 2 からコンピュータシステム 5 0 0 にソフトウェアやデータが転送される。

【 0 0 5 0 】

コンピュータシステム 5 0 0 は、入力装置 5 0 3 をさらに備えてもよく、該入力装置 5 0 3 は、ユーザ等からコンピュータシステム 5 0 0 にデータを入力する機構またはかかる機構の組み合わせを有している。入力装置 5 0 3 は、コンピュータシステム 5 0 0 に入力するデータを例えばユーザ等から受け取るロジックを有している。入力装置 5 0 3 には、これらに限定されないが、例えば、マウス、ライトペン式のポインティングデバイス、デジタルタイザ等の他のポインティングデバイス、タッチパネル式の表示装置、キーボードその他のデータ入力装置（いずれも図示されていない）が含まれる。他の入力装置 5 0 3 の例としては、これらに限定されないが、バイオメトリック入力装置、ビデオソース、オーディオソース、マイクロフォン、ウェブカメラ、ビデオカメラ、感光装置その他のカメラなどが挙げられる。

10

【 0 0 5 1 】

コンピュータシステム 5 0 0 には、コンピュータシステム 5 0 0 から情報を出力できるあらゆる機構又はかかる機構の組み合わせである出力装置 5 1 5 が含まれる。出力装置 5 1 5 には、コンピュータシステム 5 0 0 からの情報を出力するためのロジックが含まれていてもよい。出力装置 5 1 5 の実施形態には、これらに限られないが、ディスプレイ 5 0 1、ディスプレイ・インタフェース 5 0 2、及びディスプレイ、プリンタ、スピーカ、陰極線管（CRT）、プラズマディスプレイ、発光ダイオード（LED）ディスプレイ、液晶ディスプレイ（LCD）、プリンタ、真空蛍光ディスプレイ（VFD）、表面伝導型電子放出素子ディスプレイ（SED）、フィールドエミッションディスプレイ（FED）等が含まれる。コンピュータシステム 5 0 0 は、例えば、これらに限定されないが、入力装置 5 0 3、通信インタフェース 5 2 4、ケーブル 5 2 8 および通信経路 5 2 6 などの入出力（I/O）装置を含んでよい。これらの装置には、例えば、これらに限定されないが、ネットワークインタフェースカード、およびモデムなどが含まれる。

20

【 0 0 5 2 】

通信インタフェース 5 2 4 はコンピュータシステム 5 0 0 と外部装置との間でソフトウェアおよびデータの転送を行う。

【 0 0 5 3 】

当明細書においては、「コンピュータプログラム媒体」および「コンピュータ可読媒体」という用語は、これらに限定されないが、可動記憶装置 5 1 4、ハードディスクドライブ 5 1 2 中のハードディスク、フラッシュメモリ、可動型ディスク、固定型ディスクなど、広く媒体一般を指し示す。さらに、無線通信、導電性ワイヤ（例えば、これに限定されないが、ツイストペア、CAT5 など）または光媒体（例えば、これに限定されないが、光ファイバ）などを介して搬送される電気通信などの様々な電磁放射は、コンピュータ実行可能命令、および/またはコンピュータ・データを伝送するために符号化することができることに留意すべきである。かかるコンピュータプログラムは、コンピュータシステム 5 0 0 にソフトウェアを提供する。プロセッサにおいて実行されるコンピュータ実行可能命令を備えたコンピュータ可読媒体は、本発明の様々な実施形態を実装したプログラムを記憶するような構成であってもよい。「一実施形態」、「実施形態」、「一実施形態」、「様々な実施形態」というときは、そのように記載される本発明の実施形態は特定の特徴、構造、または特性を含み得ることを示すかもしれないが、必ずしもすべての実施形態が該特定の特徴、構造、または特性を含むものではない。

30

40

【 0 0 5 4 】

さらに、「一実施形態では」あるいは「例示的实施形態では」というフレーズを繰り返し使用するときは、同一の実施形態を参照する場合があるが、必ずしも常にそうとは限らない。本明細書中の様々な実施形態は組み合わせてもよく、実施形態の特徴を組み合わせる新たな実施形態が形成されてもよい。

【 0 0 5 5 】

50

特に別途断らない限り、以下の議論から明らかとなり、「処理」、「コンピューティング」、「計算」、「判断」等の用語を用いた本明細書での議論を通じて、それらの用語は、コンピュータシステムのレジスタやメモリ内にある例えば電子量のような物理量を表現するデータを、同様に物理量を表現する異なるデータに加工・変形して、コンピュータメモリ、レジスタまたは他の情報記憶装置、通信装置または表示装置に保管するコンピュータ、コンピュータシステムまたは同様の電気計算装置のアクションまたはプロセスを指していることが理解できる。

【0056】

同様に、「プロセッサ」という用語は、レジスタに格納される他の電子データにその電子データを変換するためにレジスタおよび/またはメモリからの電子データを処理する装置の任意のデバイスまたは一部を指し示すことがある。「コンピューティングプラットフォーム」というときは、一つ以上のプロセッサを含むことができる。

10

【0057】

本発明の実施形態は、本明細書に記載した動作を実行するための装置を含むことができる。所望の用途のために一つの装置が個別に構築されてもよいし、あるいは、装置に格納されたプログラムによって選択的に起動又は再構成できる汎用デバイスが構築されてもよい。

【0058】

実施形態は、多くの異なる方法でソフトウェアコンポーネントとして具現化することができる。例えば、それはスタンドアロンのソフトウェアパッケージであってもよく、または、例えば、科学的なモデリング製品であり、「ツール」として大規模なソフトウェア製品の一部分に組み込まれたソフトウェアパッケージであってもよい。それは、スタンドアロン製品として、または既存のソフトウェア・アプリケーションのインストール用のアドインパッケージとして、ネットワーク、例えばウェブサイトからダウンロード可能であってもよい。また、クライアント・サーバ・ソフトウェア・アプリケーションとして利用可能である、またはウェブ対応のソフトウェア・アプリケーションとして。また、ネットワークのカバレッジと応答性を検出するためのシステムの一部であってもよい。汎用コンピュータは、本明細書に示された技術および図4のステップを1つまたは複数のプロセッサで実行できるようにプログラミング・ロジックを格納することによって特化されてもよい。

20

30

【0059】

本発明の実施形態は、本明細書に記載した動作を実行するための装置を含むことができる。所望の用途のために一つの装置が個別に構築されてもよいし、あるいは、装置に格納されたプログラムによって選択的に起動又は再構成できる汎用デバイスが構築されてもよい。

【0060】

上述実施形態は、多くの異なる方法でソフトウェアコンポーネントとして具体化することができる。例えば、スタンドアロンのソフトウェアパッケージであってもよいし、より大きなソフトウェア製品の「ツール」として組み込まれたソフトウェアパッケージであってもよい。また、スタンドアロン製品として、または既存のソフトウェア・アプリケーションにインストールされるアドインパッケージとして、ネットワーク、例えばウェブサイト、からダウンロード可能であってもよい。さらに、クライアント・サーバ型のソフトウェア・アプリケーションとして利用可能であってもよく、ウェブ対応のソフトウェア・アプリケーションとして利用可能であってもよい。

40

【0061】

本発明の様々な実施形態について説明してきたが、これらはほんの一例として、限定ではなく提示されていることを理解すべきである。したがって、本発明の範囲は上記実施形態のいずれによっても限定されるべきではなく、その代わりに以下の特許請求の範囲及びその均等物によってのみ定義されるべきである。

【符号の説明】

50

【 0 0 6 2 】

- 1 0 0 画像処理コンポーネント
- 1 1 0 画像処理器具
- 1 2 0 ブラケット
- 1 3 0 底部シェル
- 1 4 0 プリント回路基板
- 1 5 0 感光装置
- 1 6 0 レンズ
- 1 7 0 安定化アセンブリ
- 1 8 0 上部シェル
- 1 9 0 ねじ
- 2 0 0 画像処理システム
- 2 1 0 画像表示装置
- 2 2 0 拡張表示装置
- 3 1 0 医療器具
- 3 2 0 医療器具
- 3 3 0 医療器具
- 6 1 0 超音波イメージ
- 6 2 0 医療器具
- 6 3 0 将来の軌道

10

20

【 図 1 】

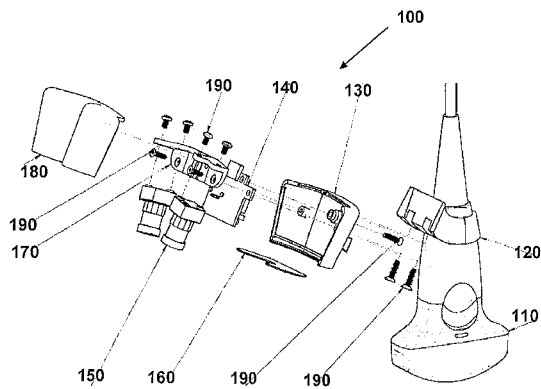


FIG.1

【 図 3 】

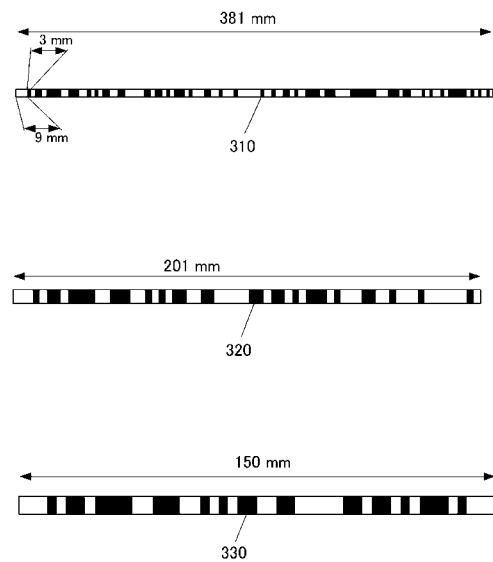


FIG.3

【 図 4 】

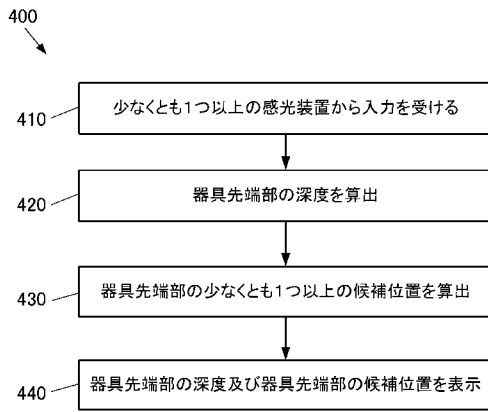


FIG.4

【 図 5 】

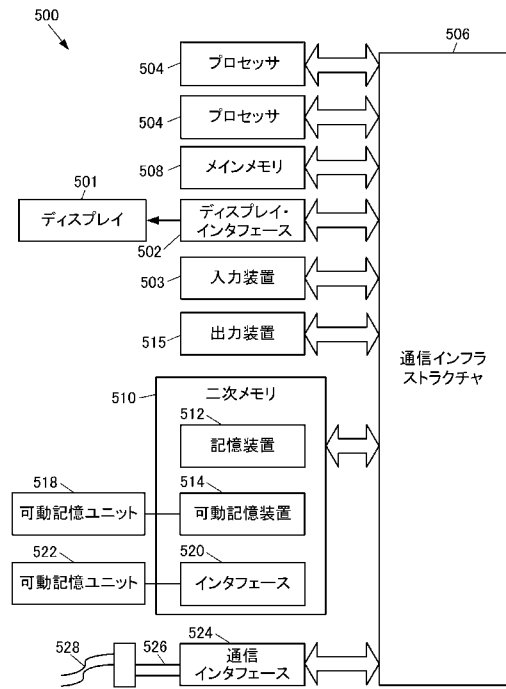


FIG.5

【 図 2 】

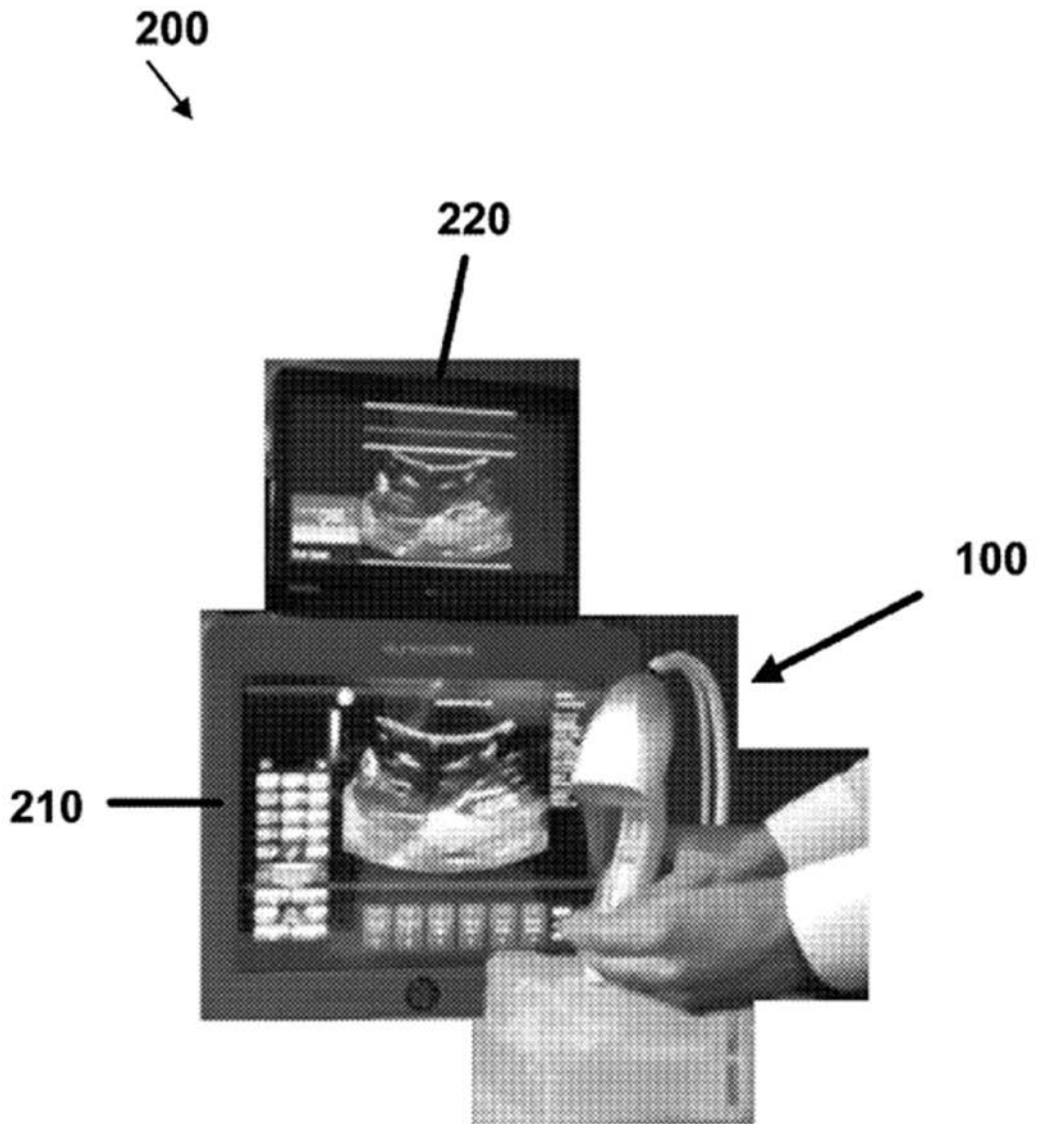


FIG.2

【 図 6 】

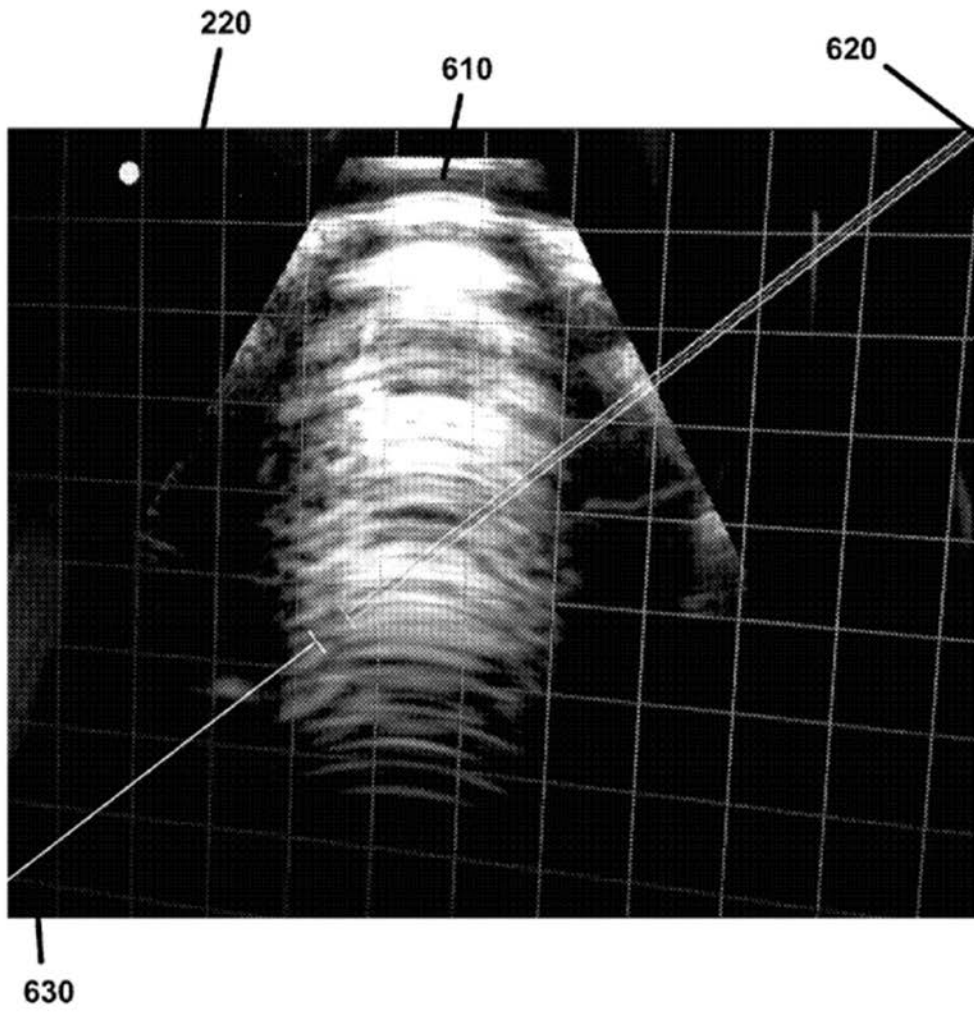


FIG.6

フロントページの続き

- (72)発明者 ペズマン フォルギー
アメリカ合衆国 メリーランド州 2 1 0 3 0 コッキースヴィル ナツメグ ノル コート 1
7番 アpartment イー
- (72)発明者 マシュー シー レンディナ
アメリカ合衆国 メリーランド州 2 1 2 1 1 ボルチモア プレザント プレイス 3 8 0 5番
- (72)発明者 グレゴリー ドナルド ハイガー
アメリカ合衆国 メリーランド州 2 1 2 1 0 ボルチモア ウォレントン ロード 4 0番
- (72)発明者 イマッド ミハイル ボクター
アメリカ合衆国 メリーランド州 2 1 2 0 9 ボルチモア ロージン ドライブ 2 2 4 5番
アpartment 1 0 2

【外国語明細書】

2015100712000001.pdf

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 具有光学识别功能的外科系统外科手术针 | | |
| 公开(公告)号 | JP2015100712A | 公开(公告)日 | 2015-06-04 |
| 申请号 | JP2014239394 | 申请日 | 2014-11-26 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 清除指导医疗LLC 克林盖德医疗股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 清除指导医疗，有限责任公司 | | |
| [标]发明人 | フィリップジェイコブストルカ ペズマンフォルギー マシューシーレンディナ グレゴリードナルドハイガー イマッドミハイルボクター | | |
| 发明人 | フィリップ ジェイコブ ストルカ ペズマン フォルギー マシュー シー レンディナ グレゴリー ドナルド ハイガー イマッド ミハイル ボクター | | |
| IPC分类号 | A61B19/00 A61B17/06 A61B17/32 A61B17/00 | | |
| CPC分类号 | A61B1/3132 A61B5/0082 A61B5/064 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/4455 A61B8/464 A61B10/04 A61B34/20 A61B90/30 A61B90/361 A61B2017/3413 A61B2034/2065 A61B2090/062 A61B2090/3937 A61M5/427 A61M5/46 | | |
| FI分类号 | A61B19/00.502 A61B17/06.310 A61B17/32.330 A61B17/00.320 A61B17/06.510 A61B17/3205 A61B34/20 | | |
| F-TERM分类号 | 4C160/BB11 4C160/FF19 4C160/MM32 4C160/NN16 4C160/NN21 | | |
| 优先权 | 14/092843 2013-11-27 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

仍然存在对于图像引导手术的改进的图像处理设备的需求。图像处理系统，具有杆和尖端的医疗设备以及包括尖端位置信息的医疗设备的实时表达信息，而不管尖端是被覆盖还是可见。一种包括用于显示的显示装置的图像引导手术系统，其中，所述轴具有光学可检测的特征，并允许确定尖端的位置。图像引导手术系统。[选择图]图3

