

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4204109号
(P4204109)

(45) 発行日 平成21年1月7日(2009.1.7)

(24) 登録日 平成20年10月24日(2008.10.24)

| (51) Int.Cl. | F I |
|--------------------------------|---------------------|
| A 6 1 B 5/00 (2006.01) | A 6 1 B 5/00 D |
| A 6 1 B 19/00 (2006.01) | A 6 1 B 19/00 5 1 O |
| A 6 1 F 2/00 (2006.01) | A 6 1 F 2/00 |
| G 0 1 B 11/00 (2006.01) | G 0 1 B 11/00 A |
| G 0 1 B 17/00 (2006.01) | G 0 1 B 17/00 B |

請求項の数 6 (全 9 頁)

| | | | |
|--------------|-----------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願平10-269110 | (73) 特許権者 | 390041542 |
| (22) 出願日 | 平成10年9月24日(1998.9.24) | | ゼネラル・エレクトリック・カンパニー |
| (65) 公開番号 | 特開平11-169351 | | GENERAL ELECTRIC CO MPANY |
| (43) 公開日 | 平成11年6月29日(1999.6.29) | | アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ クタデイ、リバーロード、1番 |
| 審査請求日 | 平成17年9月21日(2005.9.21) | | |
| (31) 優先権主張番号 | 08/944277 | (74) 代理人 | 100093908 |
| (32) 優先日 | 平成9年10月6日(1997.10.6) | | 弁理士 松本 研一 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | (72) 発明者 | ジョン・クリスチャン・ヴォムレン |
| | | | アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スコテ ィア、スプリング・ロード、218番 |
| | | (72) 発明者 | アレン・ローレンス・カール |
| | | | アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スリン ガーランズ、ハイゲート・ドライブ、30 8番 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 実時間位置決めシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療処置の際に被検体(1)の内部構造および目標箇所に関して精密な位置に外科用器具(25)を正確に位置決めし且つ配置方向(姿勢)を定めるための実時間位置決めシステムにおいて、

(a) 被検体1の目標箇所に関して固定された基準器具(27)、

(b) 外科用器具(25)および前記基準器具(27)の既知の位置に固定された追跡目標物(28)、

(c) 前記追跡目標物(28)の生の位置を対話的に追跡する追跡装置(13)、

(d) 前記追跡装置(13)に結合されていて、前記追跡目標物(28)の生の位置を前記外科用器具(25)および前記基準器具(27)の姿勢に変換する変換装置(15)、

(e) 前記変換装置(15)に結合されていて、前記外科用器具(25)および前記基準器具(27)の姿勢を受け取り、且つ前記目標箇所、前記基準器具(27)、前記追跡目標物(28)および前記被検体の内部構造の三次元イメージング・データを取得する医用イメージング装置(11)、

(f) 前記基準および外科用器具のコンピュータ・モデルを供給するモデリング装置(17)、

(g) 前記医用イメージング装置(11)に結合されていて、前記内部構造のコンピュータ・モデルを作成し、且つ組織タイプ相互間の面を識別するセグメント化装置(14)、

(h) 前記セグメント化装置(14)、前記モデリング装置(17)および前記変換装置

10

20

(15)に結合されていて、前記外科用器具(25)および前記基準器具(27)の姿勢を受け取り、且つ前記内部構造のモデルと正しく整合したそれぞれの適切な姿勢でこれらのコンピュータ・モデルの表示信号を対話的に作成するレンダリング装置(21)、
(i)前記モデリング装置(17)および前記セグメント化装置(14)に結合されていて、複数の射線に沿って前記三次元イメージング・データの組織密度を積分する密度積分器を有し、使用者が予め定義した、組織密度の積分値に関する判定基準に最も良く適合する射線を前記複数の射線から探す経路計画装置(23)を有することを特徴とする実時間位置決めシステム。

【請求項2】

前記経路計画装置(23)が最大または最小の積分値を有する射線を最も良く適合する射線として識別する請求項1記載の実時間位置決めシステム。

10

【請求項3】

前記追跡目標物(28)が音波エネルギー発信器で構成され、前記追跡装置(13)が音波エネルギー発信器の位置を追跡することの出来る音波追跡装置で構成されている請求項1又は2に記載の実時間位置決めシステム。

【請求項4】

前記追跡目標物(28)が無線周波(RF)エネルギー送信器で構成され、前記追跡装置(13)がRFエネルギー送信器の位置を追跡することの出来るRF追跡装置で構成されている請求項1又は2に記載の実時間位置決めシステム。

【請求項5】

前記追跡目標物(28)が磁気共鳴(MR)コイルで構成され、前記追跡装置(13)がMRコイルの位置を追跡することの出来るMRイメージング装置で構成されている請求項1又は2に記載の実時間位置決めシステム。

20

【請求項6】

前記追跡目標物(28)が光反射器で構成され、前記追跡装置(13)が光反射器の位置を追跡することの出来る光源を有している請求項1又は2に記載の実時間位置決めシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般に被検体内の特定の位置に装置を挿入する医療処置に関するものである。

30

【0002】

【従来の技術】

様々な医療処置において、被検体の密実な構造に小さな医療器具を取り付けることが必要である。

典型的には、脊椎固定術を行っているときに支持を行うために構造的に損なわれた脊椎の両端の脊椎にネジが挿入される。脊柱や他の骨の折損部もまたネジまたは同様な挿入具と一緒に保持される。

脊柱構造に異常がある場合、被検体の脊柱を補正または矯正するために支持構造物を締め付けることが必要なこともある。

40

これらの例では、被検体の骨にネジまたはピンを正確に挿入することが必要である。

【0003】

典型的には、これらのピンまたはネジは外科医によって挿入されるが、外科医はネジまたはピンを挿入すべき近似位置を目で見てもしくは勘で見つけて、その位置にドリルで孔をあけている。ネジまたはピンはその孔の中に挿入される。

【0004】

手術の際、時々X線または磁気共鳴(MR)像のような二次元(2D)のスナップ写真が得られることがある。

これらは性質が二次元であるので、その像平面を補外することによってネジの挿入のためにアクセスできる平面を見つけることは困難である。

50

【0005】

外科医はまた切開部を出来るだけ小さくするのが好むので、しばしば目標区域が筋肉または他の組織によって不明瞭になり、外科医は実際の目標点の近くに位置を定めることがある。

目標点の位置はその区域における出血によって更に不明瞭になることがあり、これにより目標点の識別が更に難しくなる。

【0006】

一旦近似位置が決定されたとき、外科医はピンまたはネジを挿入すべき区域における骨の相対的な強度および厚さに関する情報を殆ど持っていない。

また、これらのネジまたはピンを適用しているとき、目標構造物を覆う組織内に隠れているか又は目標構造物の背後にあるような、外科医から見えない主要な動脈、静脈または神経を切ったり損傷したりする可能性がある。

【0007】

従って、外科用ネジまたはピンに対して最適な挿入位置、配置方向角度および深さを正確に指示する装置が必要とされている。

【0008】

【発明の概要】

本発明は、医療処置の際に被検体の内部構造に関して精密な位置および配置方向（姿勢）に外科用器具を正確に操作する際に医療行為者を補助する実時間位置決めシステムを提供する。

この対話型の位置決めシステムは、外科用器具および基準器具の既知の位置にそれぞれ固定された追跡目標物を用いる。

基準デバイスは被検体上の所望の目標箇所に取り付けられる。

【0009】

追跡装置が目標物の生（raw）の位置を対話的に追跡する。

目標物の生の位置は、追跡装置に結合された変換装置によって外科用器具および基準器具の姿勢に変換される。

変換装置に結合された医用イメージング装置が、外科用器具および基準器具の姿勢を受け取り、且つ基準器具の位置の近くにある被検体の内部構造に関する三次元イメージング・データを取得する。

【0010】

医用イメージング装置に結合されたセグメント化（segmentation）装置が、三次元イメージング・データを受け取る。分割装置は各々のセグメント構造を識別する。セグメント構造は、所定の範囲内又は使用者定義範囲内のデータ値を持つイメージング・データ中の隣接した位置の組（または集合）である。セグメント化装置は、三次元イメージング・データから使用者によって選択されたセグメント構造のモデルを作成する。

モデリング（modeling）装置が基準器具および外科用器具のコンピュータ・モデルを与える。これらは予め定義して記憶することが出来る。

【0011】

レンダリング（rendering）装置が変換装置に結合されていて、外科用器具および基準器具の姿勢を受け取る。レンダリング装置は次いで、内部構造のモデルと正しく整合するように外科用器具および基準器具のコンピュータ・モデルの姿勢を対話的に調節する。レンダリング装置は表示信号を作成し、この表示信号は使用者インターフェイスによって使用者のために表示される。使用者はまた使用者インターフェイスと対話して、異なる内部構造を示し又は隠すようにすることが出来る。使用者はまた使用者インターフェイスを使用して、イメージング、視点または他の使用者定義（または供給）パラメータをシステム内に供給することも出来る。

【0012】

経路計画装置を使用者インターフェイスに結合して使用することが出来る。これは、使用者が外科用器具を使用するための提案された領域を選択できるようにする。使用者はまた

10

20

30

40

50

、経路計画装置と対話して医用器具の最良の姿勢を選択して、外科用器具および基準器具の像並びに被検体のセグメント構造に重畳して可視表示することも出来る。

【 0 0 1 3 】

使用者は使用者インターフェイスを対話的に操作して、最良の経路のための判定基準を選択する。判定基準としては、例えば、血管、病気にかかった組織、血腫、血行不良域などから最も遠くなる経路を要求する。

使用者定義判定基準はまた、全体の組織密度が最大（または最小）になる経路を見つけることを要求するものであってもよい。使用者定義局部領域内での可能な経路は、比較される複数の経路の各々に沿って積分して、最良の経路として最も高い（または最も低い）密度を見つけることにより探される。この特徴は、最大の保持力を生じるような姿勢で締結器具を挿入する場合のような医療処置のために重要になることがある。

10

【 0 0 1 4 】

【発明の目的】

本発明の目的は、基準器具並びに外科用器具の軸線および先端の位置および配置方向を対話的に追跡して、基準器具と外科用器具と被検体の重要な構造の相対的な位置および配置方向の可視表現を提供することである。

本発明の別の目的は、生きた被検体に取り付けられた基準器具に対して外科用器具の先端およびアクセスを可視的に案内することである。

本発明の別の目的は、生きた被検体内に外科用ネジまたはピンを実時間で画像案内して配置できるようにすることである。

20

【 0 0 1 5 】

本発明の新規と考えられる特徴は特許請求の範囲に具体的に記載してあるが、本発明自体の構成および操作方法は、その他の目的および利点と共に、添付の図面を参照した以下の説明から最も良く理解されよう。

【 0 0 1 6 】

【発明の実施の形態】

本発明は、被検体 1 に関して固定された基準器具に対する治療器具の位置および配置方向（姿勢）を示すコンピュータ・グラフィック像を提供するように作用する。治療器具および基準器具は被検体 1 の内部構造の像と正しく整合させられる。治療器具の 1 つの形式は外科用ドリルであり、これは使用者 5、好ましくは外科医が操作する。

30

【 0 0 1 7 】

本発明は、治療器具 2 5 および基準器具 2 7 上に位置する追跡目標物 2 8 を追跡する追跡装置 1 3 を使用する。本発明の一実施例では、サイエンス・アクセサリーズ (Science Accessories) 社のモデル GP - 1 2 X L デジタルイザが使用された。この種の装置は追跡目標物 2 8 として音波発信器を使用する。追跡装置 1 3 は受信器 2 9 および追跡目標物 2 8 の各々の間の瞬時距離を計算することの出来る他の電子装置を有する。

治療器具 2 5 および基準器具 2 7 の各々には、それらの姿勢を一義的に決めるために少なくとも 3 つの追跡目標物 2 8 が必要である。

【 0 0 1 8 】

医用イメージング装置 1 1 が被検体 1 および基準器具 2 7 の像を三次元データの形で取得し、そのデータはモデリング装置 1 7 に送られる。

医用イメージング装置 1 1 はコンピュータ断層撮影 (CT) イメージング装置、磁気共鳴 (MR) イメージング装置、超音波イメージング装置、または陽子放出断層撮影 (PET) イメージング装置であってよい。被検体 1 の内部器官の像を提供し且つ追跡目標物 2 8 の像を提供することの出来る他の形式の医用イメージング装置も使用することが出来る。

40

【 0 0 1 9 】

医用イメージング装置 1 1 は変換装置 1 5 に接続され、変換装置 1 5 は追跡装置 1 3 から座標を取り且つ各々の追跡目標物 2 8 の生の位置から基準器具 2 7 および治療器具 2 5 の絶対姿勢を提供する。基準器具 2 7 の絶対位置を医用イメージング装置 1 1 によって使用

50

して、所望の像平面角度で視野内に基準器具 27 を含む像を求めることが出来る。

【0020】

追跡装置 13 は音波および飛行時間 (time-of-flight) 技術を使用して、治療器具 25 および基準器具 27 の位置を突き止める。しかし、無線周波 (RF) 追跡、MR 追跡またはレーザ光干渉法などの通常使用され且つ公知である他の形式の追跡手段を使用することも出来る。ここで、レーザ・イメージング及び追跡装置は追跡目標物 28 と追跡装置 13 との間に障害のない視線 (見通し線) がある場合にのみ使用できることに留意されたい。

使用できる光学的追跡装置としては、例えば、アセンション・テクノロジー社 (Ascension Technology Corp.) およびライカ社 (Leica Corp.) によって製造されている装置がある。 10

RF 追跡については、米国特許第 5,443,066 号および同第 5,445,150 号に記載されている。

MR 追跡については、米国特許第 5,307,808 号、同第 5,271,400 号および同第 5,318,025 号に記載されている。

【0021】

従って、種々の形式の追跡装置 13 をそれぞれの関連する追跡目標物と共に使用することが可能である。MR 追跡の場合、追跡目標物は MR 活性源または RF 送信器コイルとすることが出来る。

MR 追跡の場合、追跡目標物は RF エネルギーを送信または受信する RF コイルとすることが出来る。 20

レーザ距離測定の場合、追跡目標物はコーナー・キューブ反射器のようなレーザ反射性目標物とすることが出来る。

【0022】

本発明は、必要なイメージングの速度および滑らかさ並びにシステムの処理素子の複雑さおよび必要な電力に依存して、幾つかの異なる態様で構成することが出来る。

基本的な実施態様では、治療器具 25 および基準器具 27 を表すアイコンがモデリング装置 17 に予め記憶されていて、使用者インターフェイス 19 上にそれぞれの適切な姿勢で表示される。例えば、治療器具 25 は外科用ドリルである場合、ドリルの先端の位置の表示とドリルの先端からドリル・ビットを通る軸線とにより、ドリルの姿勢が一義的に定められる。 30

基準器具 27 は、三角形の平坦な物体であってよく、適切な姿勢を持つ三角形の平坦な面として示すことが出来る。

【0023】

より巧みな実施態様では、治療器具 25 および基準器具 27 は三次元面モデルとして定めて、モデリング装置 17 に供給するか、またはモデリング装置 17 内に予め記憶させておくことが出来る。これにより、モデリング装置 17 は所与の視点からこれらの器具のいずれかのビュー (view; 眺め) を提供することが可能になる。勿論、そのためにはより多くの処理電力および処理時間が必要になる。 40

【0024】

セグメント化装置 14 が医用イメージング装置 11 からの三次元イメージング・データと相互作用して、所定の範囲内または使用者 5 によって使用者インターフェイス 19 を介して対話的に定義された範囲内のデータ値を決定する。これらの値は組織のタイプを定義するために使用される。次に同じ組織タイプを持つ隣接する位置が決定される。同じ組織タイプの全ての隣接する位置の組 (または集合) が密実な構造として取り扱われる。この情報がレンダリング装置 21 に送られる。

セグメント化には、例えば、米国特許第 5,187,658 号に記載されているような通常のセグメント化を使用することが出来る。

【0025】

使用者 5 は、使用者インターフェイス 19 を介して、モデリング装置 17 およびレンダリ 50

ング装置 2 1 に対するイメージング・パラメータ、例えばモデルを眺める視点を指定するように対話的に操作することが出来る。

使用者 5 は、使用者インターフェイス 1 9 を介してレンダリング装置 2 1 と相互作用して、異なるモードを選択することが出来る。例えば、使用者 5 は選択されたセグメント構造を隠して、実効的に組織の層を剥ぎ取って内部構造の一層深い面が現れるようにするモードを選択することが出来る。これとは逆に、使用者 5 は最も外側の表面が示されるまでより一層表面に近い構造を示すことが出来る。

セグメント・モデルは次いでレンダリング装置 2 1 に供給される。

【 0 0 2 6 】

被検体 1 の像およびモデルは、治療器具 2 5 および基準器具 2 7 のモデルと整合させなければならない。追跡装置 1 3 は追跡目標物 2 8 の位置を追跡して、追跡装置の座標系に関して絶対位置を提供する。医用イメージング装置 1 1 は追跡目標物 2 8 をイメージングして、イメージング・スキャナの座標系に対して相対位置を提供する。これらの相対位置は、追跡装置 1 3 からの追跡目標物 2 8 の位置に対応するようにレンダリング装置 2 1 によってオフセットすなわちずらされる。これにより、全てのモデルが整合した状態になる。

【 0 0 2 7 】

両方の座標系に共通な少なくとも 3 つの点についての最小自乗誤差最小化法のような他の自動的な技術を使用して、追跡装置 1 3 によって測定された位置と医用イメージング装置 1 1 による位置とを整合させることが出来る。

【 0 0 2 8 】

追跡装置 1 3 によって測定された位置は、変換装置 1 5 に予め記憶されていた治療器具 2 5 および基準器具 2 7 の幾何形状についての既知の情報と組み合わされて、基準器具 2 7 および治療器具 2 5 の絶対的な姿勢が決定される。この情報はレンダリング装置 2 1 に供給されて、基準器具 2 7、治療器具 2 5 および被検体 1 のセグメント像を互いに対してそれぞれの適切な位置および配置方向へ回転および平行移動させる。その結果の像が使用者インターフェイス 1 9 を介して使用者 5 に提供される。

【 0 0 2 9 】

使用者 5 は使用者インターフェイス 1 9 を対話的に操作して、最良の経路を求めるための判定基準を選択する。判定基準としては、例えば、血管、病気にかかった組織、血腫、血行不良域などから最も遠くなる経路を要求する。使用者 5 は次いで、使用者インターフェイス 1 9 のスクリーン上で、マウスの様なポインティング装置により、意図した配置方向と共に検査したい領域を指示する。これは、セグメント構造を通る射線 (r a y : 直線的経路) の形態であってよい。この領域は、指定した判定基準に最も適合した射線、例えば血管から最大の累積距離を持つ射線を決定するために探索される。

【 0 0 3 0 】

使用者定義判定基準はまた、全体の組織密度が最大 (または最小) になる経路を見つけることを要求するものであってもよい。経路計画装置 2 3 がモデリング装置 1 7 に結合されて、使用者 5 によって選択されたセグメント構造に対する三次元イメージング・データを受け取る。使用者 5 は試験すべき局部領域を選択する。経路計画装置 2 3 は次いで、定義された領域内の複数の射線の各々に沿って組織密度を積分する様な該複数の射線の姿勢を探して、取付け器具が横切る射線部分に沿って最高の密度積分値を持つ射線を識別する。もし幾つか存在する場合、配置方向に最も近いものが最初に供給される。

【 0 0 3 1 】

経路計画装置 2 3 が最も密実な組織を決定する 1 つの方法は、選択されたセグメント構造に対する三次元データに戻って、各射線と交差するデータを積分することである。CT スキャンの場合、これは非常に簡単な方法である。というのは、データが組織の密度に反比例しているからである。

【 0 0 3 2 】

他の形式の医用イメージング・データでは、データが組織の密度を示すようにデータを先ず調節しなければならない。組織の密度を示す三次元データを取得するために、イメージ

10

20

30

40

50

ング・パラメータもまた変更されて、この過程が新しいデータについて繰り返えされることがある。必ずしも全ての医用イメージング様式が、随意選択の密度積分器 2 3 を動作させるのに適しているとはいえない。

【 0 0 3 3 】

本発明が一旦作動されると、被検体 1、基準器具 2 7 および治療器具 2 5 の実時間追跡が、使用者 5 が見ることの出来る使用者インターフェイス 1 9 上に映像化される。使用者 5 は次いで治療器具 2 5 を対話的に位置決めして、治療器具 2 5 を使用者インターフェイス 1 9 上に可視的に指示されている適切な姿勢に一致させることが出来る。この位置は予め記憶させておくか、或いは経路計画装置 2 3 によって前もって計算される。

【 0 0 3 4 】

外科用ドリルを用いる実施態様では、本発明はドリルの正確な位置および配置方向を監視するばかりでなく、適切な深さも指示することができる。この指示は、像の上に重畳してもよいし、その代わりに適切な深さに達したことを示すアラームまたは監視システムが作動されるようにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

本発明の幾つかの好ましい実施態様について詳述したが、当業者には種々の変更および変形が明らかであろう。従って、特許請求の範囲は本発明の真の精神および趣旨の範囲内にあるこの様な全ての変更および変形を包含するものとして記載してあることを理解されたい。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】被検体内の所望の位置に対して外科用器具を追跡するように作用する本発明の一実施態様を示す簡略ブロック図である。

【 符号の説明 】

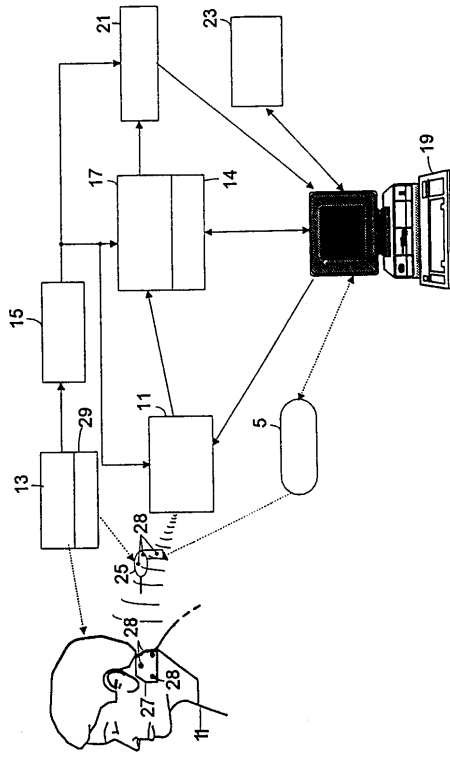
- 1 被検体
- 5 使用者
- 1 1 医用イメージング装置
- 1 3 追跡装置
- 1 4 セグメント化装置
- 1 5 変換装置
- 1 7 モデリング装置
- 1 9 使用者インターフェイス
- 2 1 レンダリング装置
- 2 3 経路計画装置
- 2 5 治療器具
- 2 7 基準器具
- 2 8 追跡目標物
- 2 9 受信器

10

20

30

【図1】



フロントページの続き

(72)発明者 ハーパル・シング・カーヌジャ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、オーバニー、ハケット・ブルヴァード、48番

審査官 郡山 順

(56)参考文献 米国特許第05638819(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00

A61B 19/00

A61F 2/00

G01B 11/00

G01B 17/00