

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6114241号
(P6114241)

(45) 発行日 平成29年4月12日 (2017.4.12)

(24) 登録日 平成29年3月24日 (2017.3.24)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 17/56 (2006.01)	A 6 1 B 17/56
A 6 1 B 17/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/14
A 6 1 B 17/15 (2006.01)	A 6 1 B 17/15
A 6 1 B 17/16 (2006.01)	A 6 1 B 17/16
A 6 1 B 17/17 (2006.01)	A 6 1 B 17/17

請求項の数 9 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2014-174515 (P2014-174515)	(73) 特許権者	513034866
(22) 出願日	平成26年8月28日 (2014.8.28)		オーソソフト インコーポレイティド
(62) 分割の表示	特願2011-501074 (P2011-501074) の分割		カナダ国, ケベック エイチ3シー 2エヌ6, モントリオール, クイーン ストリート 75, スイート 3300
原出願日	平成21年3月25日 (2009.3.25)	(74) 代理人	100099759
(65) 公開番号	特開2015-42252 (P2015-42252A)		弁理士 青木 篤
(43) 公開日	平成27年3月5日 (2015.3.5)	(74) 代理人	100102819
審査請求日	平成26年9月3日 (2014.9.3)		弁理士 島田 哲郎
(31) 優先権主張番号	61/039, 184	(74) 代理人	100123582
(32) 優先日	平成20年3月25日 (2008.3.25)		弁理士 三橋 真二
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100171251
(31) 優先権主張番号	61/100, 173		弁理士 篠田 拓也
(32) 優先日	平成20年9月25日 (2008.9.25)	(74) 代理人	100141081
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 三橋 庸良

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 追跡装置および追跡方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

骨の 3 回転自由度の方向を追跡するためのコンピュータシステムの動作方法であって、
コンピュータシステムが、前記骨に取り付けられた 1 つの加速度計ベースの基準追跡部材から、2 回転自由度の方向に関する方向データを受信することと、

コンピュータシステムが、前記骨に取り付けられた 1 つの加速度計ベースの較正追跡部材から、2 回転自由度の方向に関する方向データを受信することと、

コンピュータシステムが、前記骨が、前記基準追跡部材の前記 2 回転自由度の方向のうち一方のみの軸線回りを回転している間に、前記基準追跡部材および前記較正追跡部材の角変化率を決定することと、

コンピュータシステムが、前記決定した角変化率を使用することにより、前記基準追跡部材を基準に前記骨の方向を較正して、前記基準追跡部材の第 3 回転自由度の方向を決定することと、

を含むコンピュータシステムの動作方法。

【請求項 2】

方向データを受信することは、骨に取り付けられた前記基準および較正追跡部材から方向データを受信することを含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記基準追跡部材および前記較正追跡部材の角変化率を決定することは、操作者に前記骨を移動させるために、前記基準追跡部材の前記 2 回転自由度の方向のうち、前記 1 つの

軸線回りの角変化率に関するデータを表示することを含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

骨モデルまたは死体で前記方法を実行することをさらに含む請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記較正後に、前記骨の追跡を 3 回転自由度の方向でインターフェース上に表示することをさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

骨の 3 回転自由度の方向を追跡するシステムであって、

前記骨に取り付けられる 1 つの加速度計ベースの基準追跡部材であって、 2 回転自由度の方向に関する方向データを作成する基準追跡部材と、

前記骨に取り付けられる 1 つの加速度計ベースの較正追跡部材であって、 2 回転自由度の方向に関する方向データを作成する較正追跡部材と、

前記基準追跡部材および前記較正追跡部材から前記方向データを受信する処理ユニットであって、

前記骨が前記基準追跡部材の前記 2 回転自由度のうち一方のみの軸線回りを回転している間に、前記基準追跡部材および前記較正追跡部材の角変化率を決定する方向計算部と、

前記決定した角変化率を使用することにより、前記基準追跡部材を基準に前記骨の方向を較正し、前記基準追跡部材の第 3 回転自由度の方向を決定する、較正計算部と、

を備え、これにより、前記骨は 3 回転自由度の方向で追跡可能である処理ユニットと

を備えるシステムにおいて、

操作者に前記骨を移動させるために、前記基準追跡部材の前記 2 回転自由度の方向のうち、前記一方のみの軸線周りの角変化率に関するデータを表示するユーザインターフェースをさらに備えるシステム。

【請求項 7】

前記システムはコンピュータ支援手術システムであり、前記基準追跡部材および前記較正追跡部材は前記骨に取り付けられる請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記ユーザインターフェースは、較正後に、前記骨の追跡を 3 回転自由度の方向でインターフェース上に表示する請求項 6 または 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記処理ユニットは、前記軸線回りの方向が最大値を超えて変動する場合に、角変化率を受信しない請求項 6 ~ 8 のいずれかに記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0001】

本特許出願は、2008年3月25日出願の米国仮特許出願第61/039,184号および2008年9月25日出願の米国仮特許出願第61/100,173号に対する優先権を主張する。

【出願の技術分野】

【0002】

本出願は、コンピュータ支援手術システムなどで使用される追跡システムに関し、特に、コンピュータ支援手術中に手術用ツールの追跡に用いられる計器および慣性センサを較正する方法に関する。

【背景技術】

【0003】

手術器具または手術用ツールの追跡は、コンピュータ支援手術（以下、CASという）の不可欠な要素である。ツールは、体部位に関する情報が取得されるような方法で、位置および/または方向に関して追跡される。この情報は次いで、骨改造、移植片の位置決め

10

20

30

40

50

、切開など、手術の間に生体に対して施される様々な処置（例えば、整形外科手術、神経外科手術）に用いられる。

【 0 0 0 4 】

追跡システムには、機械的追跡、音響追跡、磁気追跡、光学追跡および無線周波（RF）追跡などの種々の技術を使用できる。使用される技術によって、異なる種類の追跡可能部材が、永久的または一時的に、追跡を要する器具に固定される。例えば、人工膝関節置換術（TKR）の間、追跡可能部材は肢および別の手術器具に固定され、これら追跡可能部材は追跡システムによって追跡される。CASシステムは、追跡に関連する位置および方向データを計算し、コンピュータが表示する情報は、肢に対して使われる（複数の）器具の位置を視覚化または数値で表すために、外科医によって使用される。

10

【 0 0 0 5 】

2種類の追跡システムが一般的に用いられる。能動追跡システムは、追跡すべきツール上に追跡可能部材である送信機を設け、その送信機は、CASシステムのプロセッサが受信する信号を発生し、プロセッサは、受信した信号の関数として、ツールの位置および/または方向を計算する。能動追跡システムの送信機は、例えば、CASシステムに配線されるか、または独自の電源を設けることにより作動して、信号を発生する。

【 0 0 0 6 】

受動追跡システムは、追跡可能部材である能動送信機をツール上に設けない。受動追跡に関連するCASシステムは、光学センサ装置を有し、ツール上の光学素子を視覚的に検出する。光学素子は受動的であるので、それに関する電源は無い。

20

【 0 0 0 7 】

位置および/または方向に関する値を求めるためには、光学素子が光学センサ装置の視程内になくしてはならない。従って、受動追跡システムを用いる場合、光学センサ装置と光学素子との間に必要な視程関数として、所定の向きで手術が行われる。

【 0 0 0 8 】

能動であれ、受動であれ、現在使用されている追跡可能部材は、その使用技術によっては、かなり大型となる。電磁システムでは、ケーシングがCASシステムに配線され、器具または患者に対して固定される。光学式システムでは、追跡可能部材は、通常、少なくとも3つの光学素子を備える。例えば、光学素子は、CASシステムに配線され、不等辺三角形を形成する光源である。光源を、基部上に個々に固定または配置できる。この第2

30

【 0 0 0 9 】

また、光源の代わりに受動反射面またはパッチを使用でき、光源は（赤外線スペクトルで）それらを照射するのに用いられる。

【 0 0 1 0 】

追跡システムの種類を選択する際には、幾つかの要素を考慮しなければならない。これら要素には、無菌帯における能動追跡可能部材用の配線の有無、光学追跡を用いる際のナビゲーションに必要な視程、手術中の所要精度を実現するための追跡可能部材のサイズ、外科医が手術中の整合情報をコンピュータスクリーンに視覚化する必要性、座標系を構築するために外科医が骨の標識点をデジタル化する必要性、現行の光学センサ、電磁セン

40

【 出願の概要 】

【 0 0 1 1 】

したがって、本出願の目的は、新規の追跡可能部材および追跡システムを提供することである。

【 0 0 1 2 】

本出願のさらなる目的は、追跡システムをコンピュータ支援手術で用いることである。

【 0 0 1 3 】

第1の実施形態によると、手術中に器具および骨を追跡するコンピュータ支援手術シス

50

テムが提供され、方向ベースのデータを少なくとも作成する第1慣性センサユニットを有する第1追跡可能部材と、方向ベースのデータを少なくとも作成する第2慣性センサユニットを有する第2追跡可能部材であって、複数の追跡可能部材の一方が器具に接続されて、複数の追跡可能部材の他方が骨に接続される第2追跡可能部材と、複数の追跡可能部材から方向ベースのデータを受信する処理ユニットであって、前記両方の追跡可能部材の方向ベースのデータから、第1追跡可能部材に対する第2追跡可能部材の方向を計算する方向計算部を有することにより、骨に対する器具の方向を計算する処理ユニットと、を備える。

【0014】

さらに、第1の実施形態によると、第1追跡可能部材および第2追跡可能部材は位置ベースのデータを作成し、処理ユニットは、複数の追跡可能部材の少なくとも一方を骨と関連付ける幾何学的データと、複数の追跡可能部材の他方を器具と関連付ける幾何学的データとを格納し、これにより、方向計算部は、骨に対する器具の位置および方向を計算する。

10

【0015】

さらに、第1の実施形態によると、処理ユニットは、第2追跡可能部材の物理的な一部である。

【0016】

さらに、第1の実施形態によると、第2追跡可能部材は、ユーザインターフェースを有し、第1追跡可能部材に対する第2追跡可能部材の方向を表示する。

20

【0017】

さらに、第1の実施形態によると、複数の追跡可能部材の少なくとも1つは、処理ユニットから信号を受信する確認インジケータを有し、前記少なくとも1つの追跡可能部材からの命令確認を視覚的に表示する。

【0018】

さらに、第1の実施形態によると、第1慣性センサユニットは、骨に取り付けられる加速度計ベースのユニットであり、2自由度の方向に関する方向データを作成し、第2慣性センサユニットは、骨に取り付けられる加速度計ベースのユニットであり、2自由度の方向に関する報告データを作成し、方向計算部は、第1慣性センサユニットの2自由度のうち一方の軸線回りを骨が回転している間に、第1慣性センサユニットおよび第2慣性センサユニットの角変化率を決定し、処理ユニットは、決定した角変化率を使用することにより、第1慣性センサユニットを基準にして骨の方向を較正する較正計算部をさらに備え、第1慣性センサユニットの第3自由度の方向を決定し、これにより骨は3自由度の方向で追跡可能となる。

30

【0019】

第2の実施形態によると、物体の3自由度の方向を追跡するための方法が提供され、この方法は、物体に取り付けられた加速度ベースの基準追跡部材から、2自由度の方向に関する方向データを受信することと、物体に取り付けられた加速度ベースの較正追跡部材から、2自由度の方向に関する方向データを受信することと、基準追跡部材の2自由度の方向のうち一方のみの軸線回りを物体が回転している間に、基準追跡部材および較正追跡部材の角変化率を決定することと、決定した角変化率を使用することにより、基準追跡部材を基準に物体の方向を較正して、基準追跡部材の第3自由度の方向を決定することとを含み、これにより物体は3自由度の方向で追跡可能となる。

40

【0020】

さらに、第2の実施形態によると、方向データを受信することは、骨に取り付けられた基準および較正追跡部材から方向データを受信することを含む。さらに、第2の実施形態によると、基準追跡部材および較正追跡部材の角変化率を決定することは、操作者に物体を移動させるために、基準追跡部材の2自由度の方向のうち一方のみの軸線回りの角変化率に関するデータを表示することを含む。

【0021】

50

さらに、第2の実施形態によると、この方法は骨モデルまたは死体で行われる。

【0022】

さらに、第2の実施形態によると、物体の追跡は、較正後に3自由度の方向でインターフェース上に表示される。

【0023】

さらに、第2の実施形態によると、角変化率を決定することは、前記軸線回りの方向が最大値を超えて変動する場合に、角変化率を拒絶することを含む。

【0024】

第3の実施形態によると、物体の3自由度の方向を追跡するためのシステムが提供され、このシステムは、物体に取り付けられる加速度計ベースの基準追跡部材であって、2自由度の方向に関する方向データを作成する基準追跡部材と、物体に取り付けられる加速度計ベースの較正追跡部材であって、2自由度の方向に関する方向データを作成する較正追跡部材と、基準追跡部材および較正追跡部材から方向データを受信する処理ユニットであって、基準追跡部材の2自由度のうち一方の軸線回りを物体が回転している間に、基準追跡部材および較正追跡部材の角変化率を決定する方向計算部と、決定した角変化率を使用することにより基準追跡部材を基準に物体の方向を較正する較正計算部とを備えて、基準追跡部材の第3自由度の方向を決定することにより、物体は3自由度の方向で追跡可能となる処理ユニットと、を備える。

10

【0025】

さらに、第3の実施形態によると、システムはコンピュータ支援手術システムであり、物体は骨であり、基準追跡部材および較正追跡部材は骨に取り付けられる。

20

【0026】

さらに、第3の実施形態によると、システムは、操作者に物体を移動させるため、基準追跡部材の2自由度の方向のうち一方のみの軸線回りの角変化率に関するデータを表示するユーザインターフェースをさらに備える。

【0027】

さらに、第3の実施形態によると、ユーザインターフェースは、較正後に、物体の追跡を3自由度の方向でインターフェース上に表示する。

【0028】

さらに、第3の実施形態によると、処理ユニットは、前記軸線回りの方向が最大値を超えて変動する場合に、角変化率を拒絶する。

30

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】図1は、本出願の一実施形態に係る追跡システムの構成図である。

【0030】

【図2】図2は、本出願の別の実施形態に係る、自己閉鎖型追跡システムの構成図である。

【0031】

【図3】図3は、一対の追跡可能部材を追跡する、本出願の別の実施形態に係る追跡システムの構成図である。

40

【0032】

【図4】図4は、本出願の別の実施形態に係り、追跡可能部材と共に用いられる、自己閉鎖型追跡システムの構成図である。

【0033】

【図5】図5は、図3および図4の追跡システムを使用して、物体の3自由度の方向を追跡する方法を説明するフローチャートである。

【好ましい実施の形態の説明】

【0034】

図1を参照すると、本出願の実施形態に係る微小電気機械素子(MEMS)追跡可能部材の全体を、手術用ツールまたは身体要素(例えば骨)などの追跡要素10に固定されて

50

いる状態で12に示す。

【0035】

MEMS追跡可能部材12は、追跡システム(CAS追跡システムなど)に用いられ、追跡回路20(例えば、慣性センサユニット)と、送信機21(または、無線送信機、受信機など同種の通信回路)と、任意の確認インジケータ22と、受動追跡可能副部材23とを備える。別段に記載がない限り、以降、送信機への言及には送受信機を含むものとする。

【0036】

本開示の実施形態において、追跡回路は、6自由度(以下、DOFという)の集積回路であってもよい。追跡回路20は、追跡可能部材12の位置および方向に関するデータを出力する。

10

【0037】

追跡回路20としての使用に適した装置の例には、他の候補の中でも、容量型加速度センサ(CAPAS)、電解傾斜センサおよび3軸線センサ(TAS)がある。CAPASは、追跡要素10に固定されることによって、その加速度(例えば重力)の2軸線測定を行う。一実施形態において、CAPASの物理的大きさは、縦7.4、横7.0、高さ3.5mmである。

【0038】

加速度センサベースの追跡回路20が3DOFの方向を提供するように、加速度センサベースの追跡回路20を較正する方法およびシステムを以下で説明する。一部の用途においては、3DOFの方向追跡で十分である。3DOFを上回る方向を提供するように追跡回路20を構成する必要はなく、DOF位置を提供する受動追跡可能部材に追跡回路20を接続する必要もない。

20

【0039】

CAPASの作動状態において、加速度の変動はCAPASの方向の修正を反映している。CAPASの出力は、2軸線(またはCAPASが較正される場合は3軸線)の相対角度値である。従って、較正された追跡回路20、または前述の構成で2個のCAPASを有する追跡回路20は、追跡回路20の実時間方向データを提供し、それにより追跡要素10の実時間方向データを提供する。

【0040】

30

別の実施形態において、追跡可能副部材23は、追跡可能部材12に関する位置データを提供するために、追跡可能部材12の一部であってもよい。従って、追跡回路20が出力する方向データは、追跡可能副部材23の追跡から得られる位置データと組み合わせられて、追跡要素の空間位置および方向を提供する。追跡可能副部材23には、超音波、光学素子およびRFエミッタなどの公知の技術を使用できる。一実施形態では、逆反射素子(例えば、球体、幾何パッチ)を使用する。単一の追跡可能副部材23(例えば、1球体)が、位置データを取得する追跡可能副部材23として必要であることが指摘される。但し、位置データの精度を高めるために、または光学追跡の場合には追跡可能部材23の視認性を高めるために、2個以上の追跡可能副部材23を使用することができる。従って、単一の追跡可能副部材23を有する追跡回路20としてCAPASを使用することによって、追跡可能部材12は、小型装置の6DOFの位置および方向を提供する。

40

【0041】

別の実施形態において、3軸線加速度センサが用いられ、追跡可能副部材23の位置データを提供する。経時的な直線加速度を積分することにより、既知の初期位置からの変位量を算出して、副部材23の現在位置を提供できる。

【0042】

追跡回路20のCAPASの代替として、TASが位置および方向データを提供する。TASは、集積回路に埋み込まれた3個のジャイロスコープおよび3個の加速度センサから構成される。一例として、利用可能なTASの物理的大きさは、縦23、横32、高さ5mmである。従って、これらTASの1つを使用することによって、一对のCAPAS

50

と追跡可能部材 2 3 との組合せの場合と同様に位置および方向データが提供されるが、この T A S は後者の組合せよりも大型である。

【 0 0 4 3 】

送信機 2 1 は、追跡回路 2 0 に接続されて、追跡回路 2 0 の追跡データを C A S システムの処理システムに送信する。データの送信は、無線または有線接続によって行われてもよい。R F など送信機 2 1 で使用される技術は、手術環境で作動するように選択されてもよい。一例として、Bluetooth (商標)、Zigbee (商標) または Wi-Fi 送信機がその普及率に因って考慮され、追跡可能部材 1 2 の手術器具への統合を可能にする。追跡可能部材 1 2 は、単一の使い捨てユニットとして製造でき、場合によっては移植用計器 (例えば、T K R 用の使い捨て自己追跡切除ガイド) に統合できる。代替的な実施形態として、複数のセンサは、それらの間で必要な情報を通信するように構成可能である。

10

【 0 0 4 4 】

追跡可能部材 1 2 について考えられる別の特徴には、操作者または外科医にデータを提供確認インジケータ 2 2 がある。例えば、手術用ツールの適当な位置 / 方向に関する指示がツール上に直接提供されることで、ツールを扱う外科医 / 操作者の手順を容易にしてもよい。確認インジケータ 2 2 は、C A S システムから受信した信号もしくは命令に対応する、オンオフ式の L E D (例えば、赤色 L E D および緑色 L E D) または別の適当な形態の小型電子ディスプレイを有する回路である。追跡可能装置 1 2 が確認インジケータ 2 2 を使用する実施形態において、送信機 2 1 は、C A S システムの処理システムから信号を受信する送受信機である。確認インジケータ 2 2 は、送受信機の回路に接続されて信号を受信し、それら信号を操作者 / 外科医に提供する可視信号に変換する。

20

【 0 0 4 5 】

確認インジケータ 2 2 の別の実施形態は、追跡可能部材 1 2 が固定された器具の位置および方向に従ってオンになる一連の L E D または別の適当な形態の小型電子ディスプレイを包含する。このことは、外科医 / 操作者が様々な手術器具を扱っている時に、それらの整列 / 位置情報の通信を可能にするので、外科医は、当該情報をコンピュータスクリーンで見る必要がなくなる。

【 0 0 4 6 】

追跡要素 1 0 として使用される手術用ツールには、登録ポインタ、切除ブロック、ドリル、やすり、ライティングスティックなどがある。

30

【 0 0 4 7 】

追跡要素 1 0 が手術器具である場合に、追跡可能部材 1 2 を有する追跡要素 1 0 を較正するためには、器具の先端を基準点 (較正マーカー) に突合せて、C A S システムが器具の方向を追跡できるようにする。他種の較正も追跡可能部材 1 2 で使用できる。例えば、図 5 を参照して、追跡要素 1 0 の方向を較正する方法を以下に記述する。

【 0 0 4 8 】

さらに図 1 を参照すると、追跡可能部材 1 2 を組み込む追跡システムの全体が 1 0 0 で示され、1 個以上の追跡可能部材 1 2 と共に使用される。追跡システムは、コンピュータ支援手術システム (C A S システム) であってもよく、プロセッサを有するコンピュータを典型的に備える処理ユニット 1 0 1 を有する。処理ユニット 1 0 1 には受信機 1 0 2 が設けられ、追跡可能部材 1 2 からの位置 / 方向データ信号を受信する。追跡可能部材 1 2 が確認インジケータ 2 2 を有する実施形態において、受信機 2 0 1 は、確認信号を追跡可能部材 1 2 に送信する送受信機である。

40

【 0 0 4 9 】

制御部 1 0 4 は、受信機 1 0 2 に接続されている。従って、制御部 1 0 4 は、受信機 1 0 2 から信号データを受信する。

【 0 0 5 0 】

位置 / 方向計算部 1 0 5 は、受信 / 送受信機 1 0 2 から受信した信号データを追跡可能部材 1 2 用の位置 / 方向データに変換するよう用いられる。具体的に、追跡回路 2 0 が C A P A S または較正 C A P A S の組合せである場合、信号データは追跡可能部材 1 2 の方

50

向に変換される。追跡回路 20 が T A S である場合、信号データは追跡可能部材 12 の位置および方向に変換される。

【 0051】

所定の C A S 応用例の校正データ、および登録ポイントを用いて定義した骨モデルなどの他の術中データ、物体の軸線および座標系を格納する、幾何学的データベース 106 が設けられる。従って、位置データがその用途に必要である場合、校正データは、追跡要素 10 と追跡可能部材 12 との関係性となる。追跡可能副部材 23 を用いる実施形態において、校正データは、追跡可能副部材 23 を追跡要素 10 と関連付ける幾何学的データを備える。

【 0052】

従って、位置データを必要とする用途において、制御部 104 は、位置/方向計算部 105 から位置/方向データを受信し、データベース 106 が提供する関係データを用いることにより、追跡要素 10 の位置/方向を計算する。このようにして、制御部 104 は、位置/方向データをユーザインターフェース 110 に対して出力する。

【 0053】

追跡可能副部材 23 を一対の C A P A S または校正 C A P A S と組み合わせて使用する実施形態において、処理ユニット 101 は、追跡可能部材 12 の追跡可能副部材 23 を追跡するために、センサユニット 107 (例えば、光学センサ装置)を任意で有する。通常、センサユニット 102 は、一対のセンサ(例えば、ナビトラック(商標))を包含する。

【 0054】

制御部 104 に関連して、位置計算部 108 を設けてもよい。位置計算部 108 は、センサユニット 107 による追跡から得られる追跡データを制御部 104 から受信する。データベース 106 が提供する幾何学的データにより、位置計算部 108 は追跡要素 10 の位置を計算する。

【 0055】

追跡要素 10 の位置が制御部 104 に送られ、追跡要素 10 の方向と組み合わせられることによって、制御部 104 は追跡要素 10 の位置および方向を作成する。

【 0056】

追跡システム 10 に、校正計算部 109 を設けてもよい。校正計算部 109 は、図 3 および図 4 に示すように、一対の 2 D O F 方向追跡可能部材 12 (例えば C A P A S) と共に用いられ、第 3 D O F の方向が既知かつ追跡可能であるように、複数の追跡可能部材 12 の 1 つを校正する。

【 0057】

この情報がユーザインターフェース 110 に送られることで、システム 100 のユーザは、コンピュータ支援手術で公知の様々な形態(例えば、視覚表示、角度や距離などの数値)で追跡要素の位置および方向に関する情報を取得する。データベース 106 が制御部 104 の一部であったほうがよいことを指摘しておく。

【 0058】

図 2 を参照すると、追跡可能部材の一実施形態が 12' で示され、ここで自己閉鎖型処理ユニットは、追跡要素 10 に接続される。追跡可能部材 12' は、追跡可能部材 12 に関して上述した追跡回路 20、送受信機 21 および確認インジケータ 22 を有し、さらに制御部 104、位置/方向計算部 105、幾何学的データベース 106、校正計算部 109 およびユーザインターフェース 110 も有し、これら全てを追跡要素 10 に直接固定される小型の自己閉鎖ケーシング内に有する。従って、送受信機 21 は、外科手術中に併用される他の追跡可能部材 12' と情報を共有するために使用される。

【 0059】

図 3 および図 4 の実施形態において、少なくとも 2 個の追跡可能部材 12 / 12' が組み合わされて使用され、第 1 の追跡可能部材 12' は、骨または他の体部位に固定される一方で、第 2 の追跡可能部材 12 / 12' は、校正用にツール/器具または骨に装着され

10

20

30

40

50

る。従って、その追跡可能部材 12' の追跡回路 20 が如何なる骨の変位も入手し、この情報はツール/器具上の追跡可能部材 12' に送信される。追跡データが複数の追跡可能部材 12' 間で共有されることで、ユーザインターフェース 110 に提供される情報は、骨とツール/器具との間の相対移動を表す。

【0060】

場合によっては、骨と器具との間の方向（例えば軸線）だけが必要とされる。このような場合、追跡可能部材 12' の追跡回路 21 は、CAPAS を活用する。

【0061】

図 5 を参照すると、2DOF の方向に関する方向データを提供する、加速度計を有する追跡可能部材 12 / 12' を較正する方法が提供され、これにより追跡可能部材 12 / 12' の 3（第 3）DOF が提供される。

10

【0062】

図 3 ~ 図 5 に示すように、この方法は、加速度計を有する 2 個の追跡可能部材 12 / 12' を設けることと、両方の追跡可能部材 12 / 12' を物体 10 に装着することを含む。複数の追跡可能部材 12 / 12' の一方は基準追跡部材であり、他方は較正追跡部材である。従って、両方の追跡可能部材 12 / 12' が、物体に関する 2DOF の方向データを作成する。

【0063】

150 および 154 によると、両方の追跡可能部材 12 / 12' からの方向データを追跡システム 100 の処理ユニットが受信する。操作者は次いで、物体が追跡可能部材 12 / 12' の 1DOF 周りを移動するように、物体の運動を実行する。例えば、基準追跡部材 12 / 12' の動きが手動で制限されることで、2DOF の方向が変わらぬ一方で、2DOF の他方の方向および較正追跡部材 12 / 12' により追跡される 2DOF の方向が変動する。

20

【0064】

158 によると、追跡システム 100 の処理ユニットが、基準追跡部材 12 / 12' および較正追跡部材 12 / 12' の角変化率を決定する一方で、物体 10 は、上述のように、基準追跡部材の 2 自由度のうち一方の軸線を中心に回転する。

【0065】

これら角変化によって、追跡システム 100 の処理ユニットは、基準追跡部材 12 / 12' の 3（第 3）DOF を決定できる。従って、162 において、追跡システム 100 の処理ユニットは、決定した角変化率を使用することにより、基準追跡部材 12 / 12' を基準に物体の方向を較正し、基準追跡部材 12 / 12' の 3（第 3）自由度の方向を決定する。この較正手順により、基準追跡部材 12 / 12' が提供する追跡データを通して、3 自由度の方向で物体 10 を追跡できる。

30

【0066】

当該方法は、重力ベクトルおよび基準追跡部材 12 / 12' の軸線の 1 つと整合する局所座標系を決定することと、基準追跡部材 12 / 12' の 3（第 3）自由度を制限することとを包含する。基準追跡部材 12 / 12' および較正追跡部材 12 / 12' の方向は、上述の制限された回転の前後に、この局所座標系で表される。これにより、制限された回転の前後に、局所座標系における較正追跡部材 12 / 12' の第 3 自由度に対応する 2 個の未知数を有する、完全に決定された方程式系が提供される。この方程式系を解くことにより、基準追跡部材 12 / 12' に対する較正追跡部材 12 / 12' の完全な 3 自由度が提供される。

40

【0067】

図 5 の方法について、基準追跡部材 12 / 12' および較正追跡部材 12 / 12' が 2DOF の方向の如何なる軸線とも整列しないことが好ましい。さらに、物体の移動がより大きな角変化率の値をもたらすので、158 では、物体に対して振幅の大きな移動を行うことが好ましい。大きな角変化率により、3（第 3）DOF の較正においてさらなる精度が得られる。

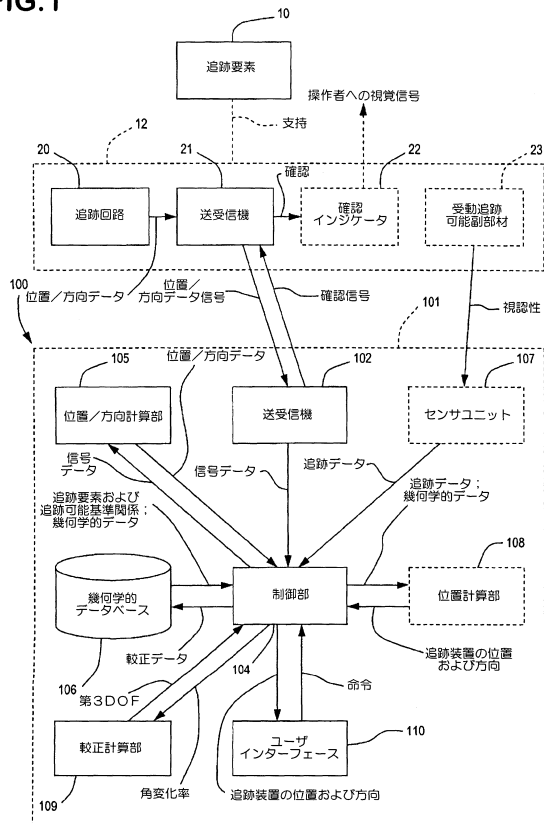
50

【 0 0 6 8 】

基準追跡部材 1 2 / 1 2 ' の回転軸線に関連する D O F の角変化率がないことが好ましいが、僅かな誤差が許容されてもよい。較正に関するデータの収集中に、処理ユニット 1 0 1 は、回転軸線 の方向の角変化が最大閾値を超える際に、較正用の追跡データを受信しないようにプログラムされてもよい。

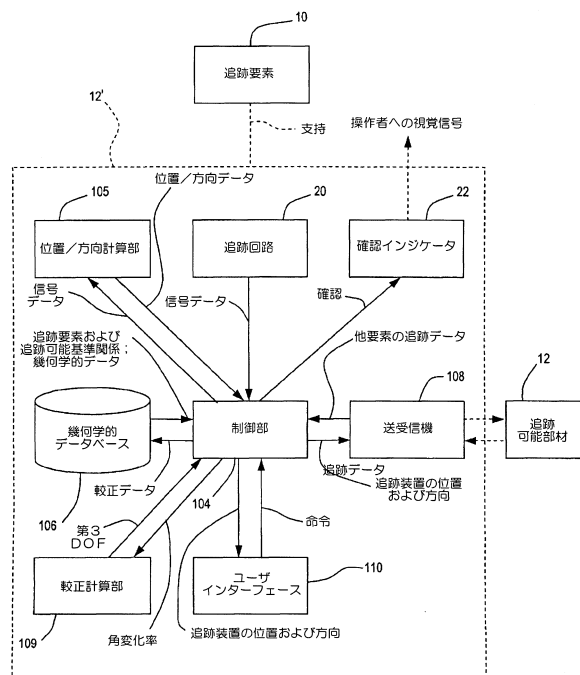
【 図 1 】

FIG.1



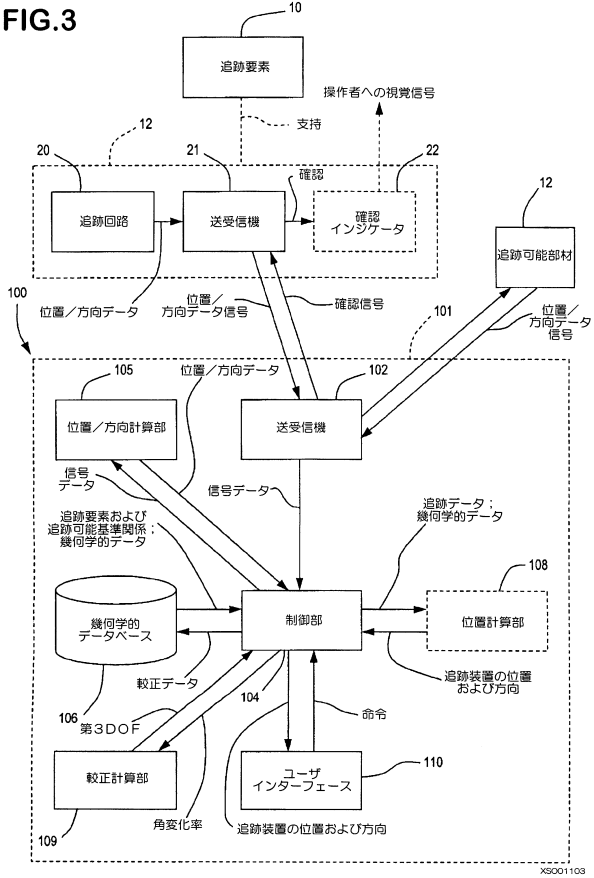
【 図 2 】

FIG.2



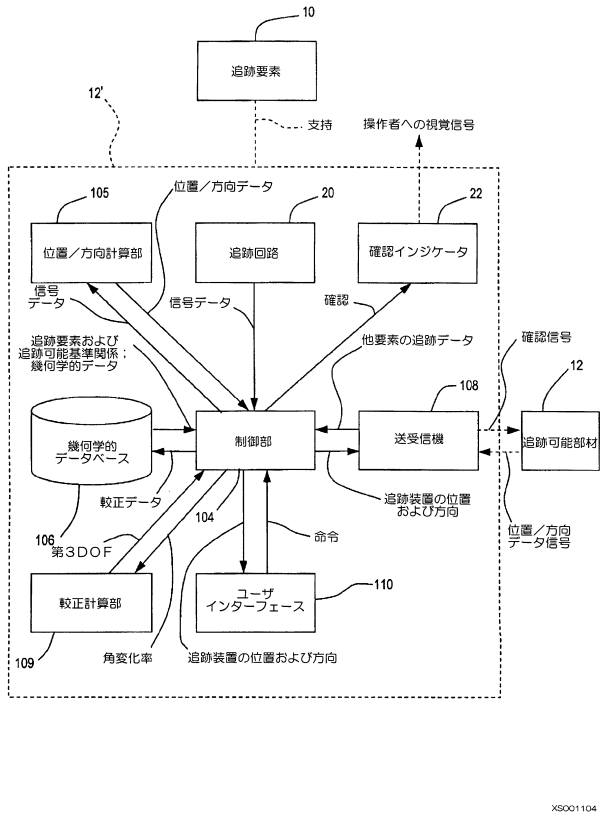
【図3】

FIG.3



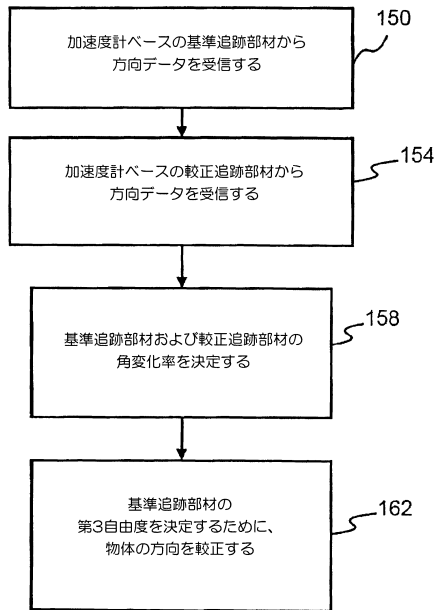
【図4】

FIG.4



【図5】

FIG.5



フロントページの続き

- (51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 34/00 (2016.01) A 6 1 B 34/00
- (74)代理人 100147555
 弁理士 伊藤 公一
- (72)発明者 キャサリン・ブルー
 カナダ, ケベック H 4 G 1 C 1 , ベルダン, エーピーピー . 3 0 1 , パンナンタイン 3 9 6
 4
- (72)発明者 ルイ - フィリップ・アミオ
 カナダ, ケベック H 3 X 3 G 8 , ハンプステッド, リュー テュールロー 4 9
- (72)発明者 ヤニック・ブーティン
 カナダ, ケベック H 2 S 2 K 5 , モントリオール, エーピーピー . 8 , エステイーアンドレ
 6 2 7 4
- (72)発明者 ヨニック・ブルトン
 カナダ, ケベック H 3 L 3 E 8 , モントリオール, ベルビル 1 0 6 4 0
- (72)発明者 キャリン・デュバル
 カナダ, ケベック H 2 J 1 K 3 , モントリオール, エーピーピー . 1 , エステイージョセフ
 エスト 7 7 5
- (72)発明者 ベノワ・ペルティエール
 カナダ, ケベック H 7 N 2 C 7 , ラバル, 7 エム リュー, 9 6
- (72)発明者 アラン・リチャード
 カナダ, ケベック H 8 T 2 N 6 , ラバル, 4 6 エム アヴェニュー 8 9 0
- (72)発明者 ミリアム・ベイリン
 カナダ, ケベック H 7 N 3 M 7 , ラバル, アベニューブレイン 2 8 4

審査官 石田 宏之

(56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0251026(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 7 / 5 6
 A 6 1 B 1 7 / 1 4
 A 6 1 B 1 7 / 1 5
 A 6 1 B 1 7 / 1 6
 A 6 1 B 1 7 / 1 7
 A 6 1 B 3 4 / 0 0