

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5420148号
(P5420148)

(45) 発行日 平成26年2月19日 (2014. 2. 19)

(24) 登録日 平成25年11月29日 (2013. 11. 29)

(51) Int. Cl.

GO 1 B 7/00 (2006.01)

F I

GO 1 B 7/00 1 O 3 M

請求項の数 12 外国語出願 (全 63 頁)

(21) 出願番号	特願2006-355348 (P2006-355348)	(73) 特許権者	501384115
(22) 出願日	平成18年12月28日 (2006. 12. 28)		デビュイ・プロダクツ・インコーポレイテッド
(65) 公開番号	特開2007-248451 (P2007-248451A)		アメリカ合衆国インディアナ州46581
(43) 公開日	平成19年9月27日 (2007. 9. 27)		ワースー・オーソピーディックドライブ700
審査請求日	平成21年10月5日 (2009. 10. 5)	(74) 代理人	100088605
(31) 優先権主張番号	11/323, 537		弁理士 加藤 公延
(32) 優先日	平成17年12月30日 (2005. 12. 30)	(72) 発明者	ジェーソン・ティー・シャーマン
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国、46538 インディアナ州、リーズバーグ、イーエムエス・ビー40シー 26

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気源の位置を突き止める方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

固定構造物に結合された磁気源の位置を突き止める方法において、

(i) 複数の磁気センサを有する磁気センサアレイを用いて前記磁気源の空間のある一点における三次元磁束密度の X 成分および Y 成分を測定し、前記磁気センサアレイを前記磁気源の長手方向軸線上に位置させるように前記磁気センサアレイを動かすことによって、前記 X 成分測定値および前記 Y 成分測定値を最小限に抑え、かつ、前記磁気センサアレイを前記磁気源の磁気モーメント上に位置させる、ステップと、

(i i) 前記磁気センサアレイを用いて前記磁気源によってより形成された磁界を測定するステップであって、前記磁界は、前記最小限の X 成分および Y 成分の測定値となるように前記磁気センサアレイを位置させた後の前記複数の磁気センサに対応する複数の三次元磁束密度によって規定される、ステップと、

(i i i) 前記測定ステップに基づいて、前記複数の磁気センサに対応する空間中の複数の点での前記磁気源の前記三次元磁束密度の成分を表す第 1 のデータを生成するステップと、

(i v) 前記磁気源の推定 X 座標がゼロ、推定 Y 座標がゼロであることを含む初期推定位置を突き止めるステップと、

(v) 前記推定位置に基づいて前記磁気源の前記三次元磁束密度の前記成分の理論値を表す第 2 のデータを計算するステップと、

(v i) 前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの差を計算するステップと、

(v i i) 前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの計算された前記差が所定の最小のしきい値より小さいかどうかを判定し、もしそうであれば停止する、ステップと、

(v i i i) 前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの計算された前記差が所定の最小しきい値以上であれば、前記磁気源の推定位置を調節して前記ステップ (v) ~ ステップ (v i i) を繰り返し実施する、ステップと、

を有する、方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法において、

前記ステップ (i) は、

前記磁気センサアレイの中央の磁気センサが前記磁気源の前記磁気モーメントと実質的に同一の軸上にあるように前記磁気センサアレイを位置させることを含む、

方法。

【請求項 3】

請求項 2 記載の方法において、

前記ステップ (i) は、

前記磁気センサアレイの前記中央の磁気センサにおける前記磁気源の前記三次元磁束密度の前記 X 成分および前記 Y 成分を測定し、前記測定された前記 X 成分および前記 Y 成分がしきい値未満であるときに前記磁気センサアレイの前記中央の磁気センサが前記磁気源の前記磁気モーメントと実質的に同一の軸上にあると判定することを含む、

方法。

【請求項 4】

請求項 1 記載の方法において、

前記ステップ (i) は、

前記磁気センサアレイの 2 つ以上の磁気センサにおける前記磁気源の前記三次元磁束密度の前記 X 成分および前記 Y 成分を測定し、前記測定された前記 X 成分および前記 Y 成分の合計が最小値であるときに前記磁気センサアレイが前記磁気源の前記磁気モーメントと実質的に同一の軸上にあると判定することを含む、

方法。

【請求項 5】

請求項 1 記載の方法において、

第 1 のデータを生成する前記ステップは、空間中の前記複数の点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の X 成分値、Y 成分値、および Z 成分値を表す電圧値を生じさせることを含む、方法。

【請求項 6】

請求項 1 記載の方法において、

推定位置を突き止める前記ステップは、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの少なくとも 1 つの磁気センサの位置の Z 座標値を推定することを含む、方法。

【請求項 7】

請求項 1 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、空間中の一点での前記磁界の前記三次元磁束密度の X 成分、Y 成分、および Z 成分の理論値を計算するステップを含む、方法。

【請求項 8】

請求項 1 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【数 1】

$$B_x = -\frac{\mu_m}{4\pi r^3} \left[\frac{3x(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \cos(\Phi) \right]$$

10

20

30

40

50

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の X 成分の理論値を計算するステップを含み、上式において、

B_x は、X 成分の理論値であり、

x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの推定位置の X 座標値であり、

y は、前記磁気源に対する磁気センサの Y 座標値であり、

z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、

Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、

Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、

μ は、自由空間の透磁率であり、

m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

である、

方法。

【請求項 9】

請求項 1 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【数 2】

$$B_y = \frac{\mu m \left[\frac{3y(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \sin(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の Y 成分の理論値を計算するステップを含み、上式において、

B_y は、Y 成分の理論値であり、

x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの推定位置の X 座標値であり、

y は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Y 座標値であり、

z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、

Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、

Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、

μ は、自由空間の透磁率であり、

m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

である、

方法。

【請求項 10】

請求項 1 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【数 3】

$$B_z = \frac{\mu m \left[\frac{3z(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \cos(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の Z 成分の理論値を計算するステップを含み、上式において、

B_z は、Z 成分の理論値であり、
 x は、前記磁気源に対する前記磁気センサレイの磁気センサの X 座標値であり、
 y は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Y 座標値であり、
 z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、
 Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、
 Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、
 μ は、自由空間の透磁率であり、
 m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

10

である、

方法。

【請求項 1 1】

請求項 1 記載の方法において、

第 1 のデータと第 2 のデータの差を計算する前記ステップは、

空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 X 成分と推定 X 成分との差を計算するステップと、

空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 Y 成分と推定 Y 成分との差を計算するステップと、

20

空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 Z 成分と推定 Z 成分との差を計算するステップと、

を含む、

方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 記載の方法において、

前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの差を計算する前記ステップは、前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの差の二乗の合計を計算するステップを含む、方法。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

30

【0001】

〔関連米国特許出願の相互参照〕

ジェイソン・ティー・シャーマン等 (Jason T. Sherman et al.) により 2005 年 1 月 2 月 30 日に
 出願された米国実用特許出願 (願番は未付与、発明の名称はコンピュータ支援
 整形外科手術システムを用いて患者の骨を登録するシステムおよび方法 (SYSTEM AND
 METHOD FOR REGISTERING A BONE OF A PATIENT WITH A COMPUTER ASSISTED ORTHOPAEDIC
 SURGERY SYSTEM))、ジェイソン・ティー・シャーマン等により 2005 年 1 月 2 月 30 日
 に出願された米国実用特許出願 (願番は未付与、発明の名称はコンピュータ支援整形外科
 手術システムを用いて患者の骨を登録する装置および方法 (APPARATUS METHOD FOR REGIS
 TERING A BONE OF A PATIENT WITH A COMPUTER ASSISTED ORTHOPAEDIC SURGERY SYSTEM
)) およびジェイソン・ティー・シャーマン等により 2005 年 1 月 2 月 30 日に
 出願された米国実用特許出願 (願番は未付与、発明の名称は磁気センサレイ (MAGNETIC
 SENSOR ARRAY)) を参照されたい。

40

【0002】

〔技術分野〕

本発明は、一般に整形外科手技の実施において用いられるコンピュータ支援手術システムに関する。

【0003】

〔背景〕

低侵襲整形外科手技がますます普及している。かかる手術手技は一般に、外科医が手術

50

野を見る能力を制限するので、外科医は、外科手術を助けるコンピュータシステム、例えば、コンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムをますます利用している。

【0004】

コンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムは、例えば実施中の手術手技の手術ステップを示す画像および患者の関連の骨の描画像を表示することにより整形外科手術手技の実施にあたり外科医を助ける。コンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムが骨の描画像を表示できる前に、まず最初に骨をコンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムに登録しなければならない。骨をコンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムに登録することにより、このシステムは、骨の関連の輪郭、存在場所（以下、単に「場所」ともいう）および向きを判定し、かかるパラメータに応じて描画像を表示することができる。典型的なコンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムでは、プローブで骨の多数の場所に触れることにより骨を登録する。これに応答して、システムは、記録した場所に基づいて骨の輪郭を含む骨の描画像を推定する。典型的な登録プロセスは、整形外科手術手技中に行われるので、典型的な登録プロセスは追加の手術時間を生じさせ、患者が感染の恐れにさらされる時間を長くする場合がある。さらに、特定の骨格領域、例えば股関節の骨の解剖学的構造の現行の登録は、基準（fiducial）マーカおよび解剖学的平面の設定の困難さに起因して課題となっている。

10

【0005】

〔概要〕

一態様によれば、コンピュータ支援整形外科手術システムを作動させる方法は、患者の骨に結合された磁気源の位置を突き止めるステップを含む。磁気源の位置を磁気源により生じた磁界に基づいて突き止めることができる。磁気源の位置を突き止めるステップは、磁界を検出するステップを含むのがよい。例えば、磁気源の位置を突き止めるステップは、三次元磁束密度またはその一部を検出するステップを含むのがよい。磁気源は、1つまたは2つ以上の磁石を含むのがよい。例えば、磁気源は、円筒形双極磁石を含むのがよい。磁気源を骨の中に植え込むことにより磁気源を骨に結合するのがよい。ジグを用いて磁気源を植え込むのがよい。磁気源が2つまたは3つ以上の磁石を含む実施形態では、磁石を互いに対して任意の向きに植え込むのがよい。例えば、磁石を互いに垂直に植え込むのがよい。加うるに、磁石を個々の磁界が互いに実質的に干渉し合わないよう互いに距離を離して植え込むのがよい。例えば、磁気センサまたは磁気センサの集合体、例えば磁気

20

30

【0006】

磁気センサアレイを1つまたは2つ以上の磁気センサとして具体化することができる。磁気センサは、空間中の一点（即ち、磁気源の存在場所）における磁気源の磁界の三次元磁束密度の任意の成分または全ての成分のスカラー成分または大きさを測定するのがよい。磁気センサアレイは、磁気センサを磁気源の磁界中に位置決めするためのハウジングを更に有するのがよい。磁気センサアレイは、磁気センサに電氣的に結合され、磁気センサアレイに対する磁気源の位置を表す位置データを求めるよう構成された処理回路を更に有するのがよい。例えば、処理回路は、磁気源の6つの自由度を表す多くの係数を求めるよう構成されてよい。そのようにするため、磁気センサアレイは、磁気源の位置の初期推定を定めることができる。初期推定に基づいて、磁気センサアレイは、磁気源の理論的磁束密度の1つまたは2つ以上の成分を求めることができる。また、磁気センサアレイは、磁束密度の理論的値と測定値の誤差の和を求めることができる。また、磁気センサアレイは、大域的または小域的最適化アルゴリズムを利用して磁気源の位置に関する新たな推定を求めることにより誤差の和を最適化するよう構成されてもよい。

40

【0007】

磁気センサアレイは、処理回路に電氣的に結合されていて、位置データを例えばCAOSシステムのコントローラまたはコンピュータに伝送する送信器、例えばワイヤレス送信器を更に有するのがよい。磁気センサアレイは、磁気センサにより検出された磁束密度が所定のしきい値を超えている場合、処理回路により作動される表示器、例えば視覚表示器

50

を更に有するのがよい。磁気センサアレイは、磁気センサアレイが例えばワイヤレス送信器を介して感覚データをコントローラに伝送するようにするためにユーザにより選択可能な登録ボタンを更に有するのがよい。また、反射センサアレイを磁気センサアレイに結合するのがよい。反射センサアレイとコンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムのカメラの協働により、コンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムに対する磁気センサアレイの位置を突き止めることができる。

【0008】

磁気センサアレイの（例えば、磁気センサの）出力信号は、環境の磁界、例えば地球の磁界および（または）磁気センサアレイに含まれる磁気センサのオフセットバイアス（offset biases）を考慮に入れるよう調節されるのがよい。さらに、既知の磁界強度または磁束密度および磁気センサアレイからの既知の距離の試験用磁気源を有する試験用装置を用いることにより登録プロセスに先立ってまたは保守プロセスの一部として磁気センサの測定値を検証するのがよい。

10

【0009】

この方法は、磁界に基づいて磁気源の位置を表す位置データを求めるステップを更に有するのがよい。位置データを求めるステップは、磁気センサアレイに対する磁気源の位置を突き止めるステップおよび（または）コンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムに対する磁気センサアレイの位置を突き止めるステップを含むのがよい。位置データを突き止めるステップは、磁気源の6つの自由度（即ち、3つの直交空間座標および各直交軸線回りの3つの回転角度）の値を求めるステップを更に含むのがよい。

20

【0010】

この方法は、骨の画像をデータベースまたは他のストレージ場所から検索して取り出すステップを更に有するのがよい。画像は、磁気源の相対位置（例えば、磁石の位置）の指標（indicia）を含む骨のあらかじめ作成された三次元画像の任意の形式であってよい。この方法は、骨と磁気源との間の位置関係、例えばベクトルを求めるステップを含むのがよい。この方法は、検索して取り出した画像、位置データおよび骨と磁気源との間の位置関係に基づいて、骨の図式的に描画された画像を作成するステップを更に含むのがよい。骨の図式的に描画された像は、画像データに基づいて定められた表面輪郭を含むのがよい。図式的に描画された像を位置データに基づいて場所および向きに関して表示するのがよい。この方法は、作成ステップ後、磁気センサアレイにより磁気源の存在場所を突き止めるステップを更に含むのがよい。次に、磁気源の存在場所を磁気センサアレイにより突き止めた後、磁気源を骨から取り外すのがよい。

30

【0011】

別の態様によれば、コンピュータ支援手術システムは、表示装置と、表示装置に電氣的に結合されたプロセッサと、プロセッサに電氣的に結合された記憶装置とを有する。記憶装置には、複数の命令がストレージされているのがよく、これら命令がプロセッサにより実行されると、これら命令により、プロセッサは、患者の骨に結合された磁気源の位置を表す位置データを受け取ることができる。位置データを磁気センサアレイから受け取ることができる（例えば、ワイヤレスで受け取ることができる）。また、複数の命令により、プロセッサは、基準点、例えばシステムのカメラまたはコントローラに対する磁気センサアレイの位置を突き止めることができる。さらに、複数の命令により、プロセッサは、患者の骨の画像をデータベースから検索して取り出し、検索して取り出した画像および突き止めステップに基づいて、骨の図式的に描画された像を場所および向きに関して表示装置上に表示することができる。

40

【0012】

別の態様によれば、CAOSシステムを用いて骨を登録する方法が、磁気源を患者の骨に結合するステップを有するのがよい。上述したように、磁気源は、1つまたは2つ以上の磁石、例えば円筒形の双極磁石を含むのがよい。磁気源を骨の中に植え込むことにより磁気源を骨に結合するのがよい。磁気源が2つまたは3つ以上の磁石を含む実施形態では、ジグを用いて磁石を骨に結合するのがよい。磁石を互いに対して所定の角度をなして骨

50

に結合するのがよい。変形例として、2つまたは3つ以上の磁石は、互いに対する位置（場所および向き）が固定されるように、支持部材を用いて互いに結合されてよい。加うるに、磁石は、各磁石の個々の磁界が磁気源を形成する他の磁石の磁界と実質的に干渉し合わないように、互いに距離を置いて結合されてよい。例えば、幾つかの実施形態では、磁石を互いに磁気源に関する所望の最大検出距離の少なくとも2倍の距離離して結合する。

【0013】

この方法は、結合ステップ後に骨の画像を生成するステップを更に有するのがよい。画像は、骨に対する磁気源の位置の指標を含むのがよい。この方法は、磁気源により生じた磁界に基づいて磁気源の位置を突き止めるステップを更に有するのがよい。この方法は、検索して取り出した画像、位置データおよび骨と磁気源との間の位置関係に基づいて骨の図式的に描画された像を作成するステップを更に有するのがよい。骨の図式的に描画された像は、画像データに基づいて求められた表面輪郭を含んでよい。骨の図式的に描画された像を位置データに基づいて場所および向きに関して表示するのがよい。この方法は、作成ステップ後、磁気センサアレイにより磁気源の存在場所を突き止めるステップを更に含むのがよい。次に、骨をコンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムを用いて登録した後、磁気源を骨から取り外すのがよい。

【0014】

さらに別の態様によれば、患者の骨をCAOSシステムを用いて登録する装置が、支持フレームと、支持フレームに結合された第1の磁気センサアレイと、支持フレームに結合された第2の磁気センサアレイとを有するのがよい。幾つかの実施形態では、この装置は、それよりも多くのまたは少ない磁気センサアレイを有してもよい。磁気センサアレイは各々、支持フレームに対して動くことができる。例えば、各磁気センサアレイをフレームに対して旋回させると共に（あるいは）並進させることができる。各磁気センサアレイは、磁気源の磁界を検出し、磁気源の位置を表す位置データを求めるよう構成された回路を有する。この回路は、例えば、1つまたは2つ以上の磁気センサおよび処理回路を含むのがよい。この回路は、磁気センサアレイとあらかじめ定められた軸線のなす角度を求めるよう構成された角度センサを更に有するのがよい。この回路は、あらかじめ定められた基準点に対する磁気センサアレイの並進距離を求める距離センサを更に有するのがよい。この回路は、相対位置、求めた角度、および求めた距離をコントローラ、例えばCAOSシステムのコンピュータに伝送する送信器（例えば、ワイヤレス送信器）を更に有するのがよい。この回路は、装置のユーザに磁気センサアレイが磁気源の磁界中に位置していることを知らせる表示器、例えば視覚表示器を更に有するのがよい。

【0015】

さらに別の態様によれば、患者の骨の解剖学的構造をCAOSシステムを用いて登録する方法が、第1の磁気センサアレイを患者の骨の解剖学的構造に結合された第1の磁気源の磁界中に位置決めするステップと、第2の磁気センサアレイを骨の解剖学的構造に結合された第2の磁気源の磁界中に位置決めするステップとを有するのがよい。磁気源を各々1つまたは2つ以上の磁石として具体化するのがよい。磁気センサアレイを共通の軸線回りに旋回させると共に（あるいは）磁気センサアレイをそれぞれの長手方向軸線に沿って動かすことにより磁気センサアレイを位置決めするのがよい。この方法は、第1の磁気センサアレイに対する第1の磁気源の位置を表す第1の位置データおよび第2の磁気センサアレイに対する第2の磁気源の位置を表す第2の位置データを求めるステップを更に有するのがよい。位置データを求めるステップは、三次元磁束密度のスカラー成分のうち任意の1つまたは2つ以上を求めるステップおよび（または）磁気源の6つの自由度を求めるステップを含むのがよい。

【0016】

この方法は、第1および第2の磁気センサアレイに結合された支持フレームの位置を表す位置データを求めるステップを更に有するのがよい。この方法は、基準点に対する第1の磁気センサアレイの第1の並進距離、および基準点に対する第2の磁気センサアレイの第2の並進距離を求めるステップを更に有するのがよい。加うるに、この方法は、第1の

磁気センサアレイと基準軸線のなす第１の角度、および第２の磁気センサアレイと基準軸線のなす第２の角度を求めるステップを更に有するのがよい。この方法は、第１の位置データ、第２の位置データ、第１の距離、第２の距離、第１の角度、および第２の角度をコントローラに伝送するステップを更に有するのがよい。この方法は、磁気源を患者の骨の解剖学的構造に結合するステップを更に有するのがよい。加うるに、この方法は、骨の解剖学的構造の画像を電子ファイルから検索して取り出すステップと、画像データ、位置データ、求めた距離、および求めた角度に基づいて骨の解剖学的構造の図式的に描画された像を作成するステップを更に有するのがよい。

【００１７】

単独のまたは任意の組み合わせで特許性のある発明内容を構成することができる、本発明の上述の特徴および他の特徴は、以下の説明および添付の図面から明らかになる。

【００１８】

詳細な説明において、添付の図面の各図を具体的に参照する。

【００１９】

〔図面の詳細な説明〕

本発明の技術的思想は、種々の改造および変形形態で実施できるが、本発明の具体的な例示の実施形態が、図面に例示的に示されており、本明細書においてこれら例示の実施形態を詳細に説明する。しかしながら、本発明の技術的思想を開示した特定の形態に限定しようとするものではなく、これとは逆に、本発明は、特許請求の範囲に記載された本発明の精神および範囲に属する全ての改造例、均等例および変形例を含むものである。

【００２０】

図１を参照すると、コンピュータ支援整形外科手術（ＣＡＯＳ）システム１０が、コンピュータ１２と、カメラユニット１４とを有している。ＣＡＯＳシステム１０は、任意のタイプのコンピュータ支援整形外科手術システムとして具体化されたものであってよい。一例を挙げると、ＣＡＯＳシステム１０は、インディアナ州ワースー所在のデピュイ・オルトパエディックス・インコーポレイテッド（DePuy Orthopaedics, Inc.）から市販されているＣｉ（登録商標）システムとして具体化されている。カメラユニット１４は、移動式カメラユニット１６または固定式カメラユニット１８として具体化されたものであるのがよい。幾つかの実施形態では、システム１０は、両方のタイプのカメラユニット１６，１８を有するのがよい。移動式カメラユニット１６は、ベース２２に結合されたスタンド２０を有する。ベース２２は、移動式カメラユニット１６を病院の部屋２３の中で再位置決めできるようにするための多数個の車輪２１を有するのがよい。移動式カメラユニット１６は、カメラヘッド２４を有する。カメラヘッド２４は、２つのカメラ２６を有する。カメラヘッド２４は、カメラ２６の視野を調節できるようスタンド２０に対して再位置決め可能であるのがよい。固定式カメラユニット１８は、移動式カメラユニット１６とほぼ同じであり、ベース２８と、カメラヘッド３０と、カメラヘッド３０をベース２８に結合するアーム３２とを有する。幾つかの実施形態では、他の周辺機器、例えばディスプレイスクリーン、ライト（灯）等もまたベース２８に結合するのがよい。カメラヘッド３０は、２つのカメラ３４を有する。固定式カメラユニット１８を図１に例示的に示すように天井に結合してもよくまたは病院の部屋の壁に結合してもよい。カメラユニット１６のカメラヘッド２４と同様、カメラヘッド３０は、カメラ３４の視野を調節できるようアーム３２に対して再位置決め可能であるのがよい。カメラユニット１４，１６，１８は、コンピュータ１２に通信可能に結合されている。コンピュータ１２を多数個の車輪３８を備えたカート３６に取り付けまたはこれとは違ったやり方でカート３６に結合してコンピュータ１２を整形外科手術手技の実施中、外科医の近くに位置決めできるようにするのがよい。

【００２１】

次に図２を参照すると、コンピュータ１２は、一例として、プロセッサ４０および記憶装置４２を有する。プロセッサ４０は、任意形式のプロセッサとして具体化されたものであってよく、かかるプロセッサとしては、例えば、ディスクリート処理回路（例えば、論理装置の集合体）、汎用集積回路および（または）特定用途向け集積回路（即ち、ＡＳＩ

10

20

30

40

50

C)が挙げられる。記憶装置42は、任意形式の記憶装置として具体化されたものであってよく、かかる記憶装置は、1つまたは2つ以上のメモリタイプ、例えば、ランダムアクセスメモリ(即ち、RAM)および(または)読み取り専用記憶装置(即ち、ROM)を含むのがよい。加うるに、コンピュータ12は、コンピュータにおいて典型的に見られ、本明細書において説明する機能を実施する他の装置および回路、例えば、ハードドライブ、入力/出力回路等を有するのがよい。

【0022】

コンピュータ12は、通信リンク46を介して表示装置44に通信可能に結合されている。図2にコンピュータ12とは別個のものとして示されているが、表示装置44は、幾つかの実施形態ではコンピュータ12の一部を形成してよい。加うるに、幾つかの実施形態では、表示装置44または追加の表示装置は、コンピュータ12から離して位置決めされてもよい。例えば、表示装置44を整形外科手術手技が行われるべき手術室の天井または壁に結合してもよい。追加的にまたは代替的に、表示装置44は、仮想ディスプレイ、例えば、ホログラフィックディスプレイ、体取り付け型ディスプレイ、例えば、ヘッドアップディスプレイ等として具体化されたものであってよい。コンピュータ12はまた、データ入力をコンピュータ12に提供する多数の入力装置、例えばキーボードおよび(または)マウスに結合されてよい。しかしながら、例示の実施形態では、表示装置44は、整形外科医50から入力を受け取ることができるタッチ画面(タッチスクリーン)型表示装置である。即ち、外科医50は、例えば、表示装置44の画面に単に触れることにより多数の画面上の選択肢から選択を行って入力データをコンピュータ12に提供することができる。

【0023】

コンピュータ12はまた、通信リンク48を介してカメラユニット16(および(または)18)に通信可能に結合されている。一例を挙げると、通信リンク48は、ワイヤード(wired)通信リンクであるが、幾つかの実施形態では、ワイヤレス通信リンクとして具体化されるのがよい。通信リンク48がワイヤレス信号経路である実施形態では、カメラユニット16およびコンピュータ12は、コンピュータ12およびカメラユニット16がデータ(例えば、画像データ)を送ったり受け取ったりできるようワイヤレストランシーバを有する。図2には移動式カメラユニット16だけが示されているが、理解されるべきこととして、代替的に固定式カメラユニット18を用いてもよく、あるいは、固定式カメラユニット18を移動式カメラユニット16に加えて用いてもよい。

【0024】

C.A.O.S.システム10は、多数のセンサまたはセンサアレイ54を更に有するのがよく、これらセンサまたはセンサアレイを患者56の関連の骨および(または)整形外科手術ツール58に結合するのがよい。例えば、図3に示すように、脛骨用アレイ60は、センサアレイ62および骨クランプ64を有する。例示の骨クランプ64は、シャンツ(Schanz)のピン68を用いて患者56の脛骨66に結合するよう構成されているが、他形式の骨クランプを用いてもよい。センサアレイ62は、延長アーム70を介して骨クランプ64に結合されている。センサアレイ62は、フレーム72および3つの反射要素またはセンサ74を有する。反射要素74は、例示の実施形態では球体として具体化されているが、他の実施形態では他の幾何学的形状を有してもよい。加うるに、他の実施形態では、4つ以上の反射要素を有するセンサアレイを用いてもよい。反射要素74は、あらかじめ定められた形態で位置決めされ、コンピュータ12は、この形態に基づいて脛骨アレイ60の同一性を判定することができる。即ち、脛骨アレイ60が図2に示すようにカメラヘッド24の視野52内に位置決めされているとき、コンピュータ12は、カメラヘッド24から受け取った像に基づいて脛骨アレイ60の同一性を判定するよう構成されている。加うるに、反射要素74の相対位置に基づいて、コンピュータ12は、脛骨アレイ60の場所および向きを判定し、それに応じてアレイ60が結合されている脛骨66の場所および向きを判定するよう構成されている。

【0025】

10

20

30

40

50

センサアレイはまた、他の手術ツールに結合されるのがよい。例えば、図 4 に示すような登録ツール 80 を用いて図 7 を参照して以下に詳細に説明するように骨の点を登録する。登録ツール 80 は、ツール 80 の取っ手 86 に結合された 3 つの反射要素 84 を備えるセンサアレイ 82 を有する。登録ツール 80 は、骨の点を登録するために用いられるポイントエンド 88 を更に有する。反射要素 84 はまた、コンピュータ 12 が登録ツール 80 の同一性およびその相対存在場所（即ち、ポイントエンド 88 の存在場所）を判定することができる形態で位置決めされている。加うるに、センサアレイは、他の手術ツール、例えば、図 5 に示すように脛骨切除ジグ 90 に用いられることができる。ジグ 90 は、切除されるべき骨 94 の場所のところで脛骨 94 に結合された切除案内部分 92 を有する。ジグ 90 は、フレーム 95 を介して切除案内部分 92 に結合されたセンサアレイ 96 を有する。センサアレイ 96 は、コンピュータ 12 がジグ 90 の同一性およびその相対存在場所（例えば、脛骨 94 に対する場所）を判定することができる形態で位置決めされた 3 つの反射要素 98 を有する。

10

【0026】

C A O S システム 10 は、例えば全膝関節置換術を含む任意形式の整形外科手術手技を助けるよう整形外科医 50 により使用されうる。そのようにするために、コンピュータ 12 および（または）表示装置 44 は、外科医 50 の視界内に位置決めされる。上述したように、コンピュータ 12 を移動式カート 36 に結合してかかる位置決めを容易にするのがよい。カメラユニット 16（および（または）カメラユニット 18）は、図 2 に示すように、カメラヘッド 24 の視野 52 が、整形外科手術手技が行われる患者 56 の部分を覆うように位置決めされている。

20

【0027】

整形外科手術手技の実施中、C A O S システム 10 のコンピュータ 12 は、実施されている整形外科手術手技を形成する個々の手術手技ステップの像を表示するようプログラムされまたはこれとは違ったやり方で構成されている。像は、図式的に描画された像または図式的に強調された写真画像であるのがよい。例えば、画像は、患者の関連の解剖学的部分の三次元描画像を含むのがよい。外科医 50 は、コンピュータ 12 と対話して種々の手術ステップの像を連続した順序で表示させるのがよい。加うるに、外科医は、コンピュータ 12 と対話して手術ステップの先に表示された像を視認すると共に像を選択的に視認し、コンピュータ 12 に命令を与えて提案された手術ステップまたは手技の解剖学的結果を描画させまたは他の手術関連機能を実行することができる。例えば、外科医は、互いに異なる骨切除手技の結果的に生じた骨構造の描画像を視認することができる。このように、C A O S システム 10 は、外科医 50 が整形外科手術手技を行いながら従うべき手術「ウォークスルー（walk-through）」を提供する。

30

【0028】

幾つかの実施形態では、外科医 50 はまた、コンピュータ 12 と対話してシステム 10 の種々の装置を制御することができる。例えば、外科医 50 は、表示装置 44 のユーザ選択または設定値を制御するようシステム 10 と対話することができる。さらに、コンピュータ 12 は、応答するよう外科医 50 に促すことができる。例えば、コンピュータ 12 は、外科医が現在の手術ステップを完了したかどうか、外科医が他の画像を見たいと思っているかどうか等を問い合わせるよう外科医に促すことができる。

40

【0029】

また、カメラユニット 16 とコンピュータ 12 は、整形外科手術手技中、外科医にナビゲーションデータを提供するよう協働する。即ち、コンピュータ 12 は、通信リンク 48 を介してカメラヘッド 24 から受け取ったデータ（例えば、画像）に基づいて関連の骨および手術ツール 58 の場所を突き止めて表示する。そのようにするため、コンピュータ 12 は、カメラ 26 の各々から受け取った画像データを比較し、センサアレイ 54, 62, 82, 96 の相対場所および向きに基づいて骨およびツール 58 の場所および向きを判定する。外科医 50 に表示されたナビゲーションデータは、連続的に更新される。このように、C A O S システム 10 は、外科医 50 が整形外科手術手技を行いながらモニタするた

50

めの関連の骨および手術ツールの場所の視覚フィードバックを提供する。

【 0 0 3 0 】

次に図 6 を参照すると、外科医が整形外科手術手技を行うのを助けるアルゴリズム 1 0 0 が、コンピュータ 1 2 によって実行される。アルゴリズム 1 0 0 は、C A O S システム 1 0 を初期化するプロセスステップ 1 0 2 で始まる。プロセスステップ 1 0 2 中、C A O S システム 1 0 の設定項目、優先項目および校正項目を定めて実行する。例えば、プロセスステップ 1 0 2 において、表示装置 4 4 の映像設定項目を選択し、コンピュータ 1 2 により表示される言語を選択し、そして表示装置 4 4 のタッチ画面を校正するのがよい。

【 0 0 3 1 】

プロセスステップ 1 0 4 において、整形外科手術手技の選択項目および優先項目が外科医によって選択される。かかる選択項目としては、実施されようとする整形外科手術手技のタイプ（例えば、人工膝関節形成術）、用いられる整形外科インプラントのタイプ（例えば、製造業者、モデル、サイズ、固定形式等）、手術の順序（例えば、まず最初に脛骨または大腿骨）等が挙げられる。プロセスステップ 1 0 4 において、整形外科手術手技をいったんセットアップすると、プロセスステップ 1 0 6 において、患者の骨を登録する。そのようにするため、センサアレイ、例えば図 3 に示す脛骨アレイ 6 0 を患者の関連の骨（即ち、整形外科手術手技に関係する骨）に結合する。加うるに、登録ツール 8 0 を用いてかかる骨の輪郭を登録する。そのようにするため、ツール 8 0 のポイントエンド 8 8 を登録されるべき骨の種々の領域に触れさせる。登録に回答して、コンピュータ 1 2 は、骨の描画像を表示し、骨の場所および向きが、その骨に結合されたセンサアレイに基づいて突き止められ、骨の輪郭が登録された点に基づいて求められる。骨の点の選択だけが登録されるので、コンピュータ 1 2 は、ツール 8 0 で登録されなかった骨の残りの領域を計算して描画する。

【 0 0 3 2 】

プロセスステップ 1 0 6 において関連の骨をいったん登録すると、プロセスステップ 1 0 8 において、コンピュータ 1 2 は、カメラユニット 1 6 , 1 8 と協働して、整形外科手術手技および関連したナビゲーションデータ（例えば、手術ツールの存在場所）の手術ステップの画像を表示する。そのようにするため、プロセスステップ 1 0 8 は、多くのサブステップ 1 1 0 を有し、これらサブステップにおいて、各手術手技ステップを関連したナビゲーションデータと共に順番に外科医 5 0 に表示する。外科医 5 0 に表示される特定のサブステップ 1 1 0 は、プロセスステップ 1 0 4 において外科医 5 0 により行われた選択で決まる場合がある。例えば、外科医 5 0 が脛骨を最初とする特定の手技を行うことを決定した場合、サブステップ 1 1 0 が脛骨を最初にする順番で外科医 5 0 に提供される。

【 0 0 3 3 】

次に図 7 を参照すると、特定の一実施形態では、外科医が人工膝関節形成術を行うのを助けるアルゴリズム 1 2 0 をコンピュータ 1 2 で実行するのがよい。アルゴリズム 1 2 0 は、C A O S システム 1 0 を初期化するプロセスステップ 1 2 2 を有する。プロセスステップ 1 2 2 は、図 6 を参照して上述したアルゴリズム 1 0 0 のプロセスステップ 1 0 2 とほぼ同じである。プロセスステップ 1 2 2 において、C A O S システム 1 0 の優先項目を選択して校正項目を設定する。そのようにするため、コンピュータ 1 2 は、図 8 に示すように表示装置 4 4 を介してユーザ初期化インターフェイス 1 6 0 を外科医 5 0 に表示する。外科医 5 0 は、インターフェイス 1 6 0 と対話して C A O S システム 1 0 の種々の初期化オプションを選択するのがよい。例えば、外科医 5 0 は、ネットワーク設定項目ボタン 1 6 2 を選択してシステム 1 0 のネットワーク設定項目を変更し、映像設定項目ボタン 1 6 4 を選択してシステム 1 0 の映像設定項目を変更し、言語ボタン 1 6 6 を選択してシステム 1 0 により用いられる言語を変更すると共に（あるいは）校正ボタン 1 6 8 を選択して表示装置 4 4 のタッチ画面の校正項目を変更することができる。外科医 5 0 は、例えば表示装置 4 4 のタッチ画面の適当な領域に触れ、入力装置、例えばマウスを操作して所望の画面上のボタン等を選択することによりボタンを選択することができる。

【 0 0 3 4 】

初期化プロセス中、追加の画像および（または）画面ディスプレイを外科医 50 に表示することができる。例えば、外科医 50 がボタン 162 を選択した場合、ネットワーク設定項目インターフェイスを表示装置 44 上に表示して外科医 50 が種々の値、関連項目（connection）または他のオプションを選択してネットワーク設定項目を変更することができる。CAOS システム 10 をいったん初期化すると、外科医 50 は、クローズ（閉じる）ボタン 170 を選択することによりユーザ初期化インターフェイス 160 を閉じることができ、アルゴリズム 120 は、プロセスステップ 124 に進む。

【0035】

プロセスステップ 124 において、整形外科手術手技の選択項目が、外科医 50 により選択される。プロセスステップ 124 は、図 6 を参照して上述したアルゴリズム 100 のプロセスステップ 104 とほぼ同じである。例えば、プロセスステップ 104 で行われる選択項目としては、行われようとする整形外科手術手技のタイプ、用いられる整形外科インプラントのタイプ、および手術の順序等が挙げられるが、これらには限定されない。そのようにするため、多くの手技優先項目選択画面を、表示装置 44 を介して外科医 50 に表示するのがよい。例えば、図 9 に示すように、ナビゲーション順序選択画面 180 を外科医 50 に表示するのがよい。外科医 50 は、画面 180 と対話して実施されている整形外科手術手技（即ち、例示の実施形態では人工膝関節形成術）のナビゲーション（即ち、手術）順序を選択することができる。例えば、外科医 50 は、ボタン 182 を選択してコントローラ 12 に命令を出して患者 56 の脛骨が最初に手術されるようにし、ボタン 184 を選択してコントローラ 12 に命令を出して大腿骨がまず最初に手術されるようにし、またはボタン 186 を選択して例えば使用されている整形外科インプラントのタイプに基づいて標準化ナビゲーション順序を選択することができる。外科医 50 はまた、選択画面中をナビゲーションすることができ、バック（戻る）ボタン 188 により先に表示された整形外科手術手技セットアップ画面を再検討し、またはネクスト（次へ）ボタン 190 により次の整形外科手術手技セットアップ画面に進むことができる。外科医 50 が実施されるべき整形外科手術手技の適当なナビゲーション順序および（または）他の優先項目および設定項目をいったん選択すると、アルゴリズム 120 は、プロセスステップ 126 に進む。

【0036】

プロセスステップ 126 において、患者 56 の関連の骨を登録する。プロセスステップ 126 は、アルゴリズム 100 の登録プロセスステップ 106 とほぼ同じである。プロセスステップ 126 は、多くのサブステップ 128 ~ 136 を有し、これらサブステップにおいて、整形外科手術手技に関係している患者 56 の骨を登録する。プロセスステップ 128 において、関連の骨をまず初期登録する。すなわち、図示のアルゴリズム 120 では、患者 56 の脛骨および大腿骨をまず初期登録する。そのようにするため、脛骨アレイ、例えば図 3 に図示すると共にこれを参照して上述した脛骨アレイ 60 および大腿骨アレイをそれぞれの骨に結合する。脛骨アレイおよび大腿骨アレイを脛骨アレイ 60 と関連して上述した仕方で結合する。カメラユニット 16 のカメラヘッド 24 を、脛骨アレイおよび大腿骨アレイがカメラヘッド 24 の視野 52 内に位置するように調節する。これらアレイをいったん結合してカメラヘッド 24 を正しく位置決めすると、患者 56 の脛骨および大腿骨が初期登録される。

【0037】

そのようにするため、コントローラ 12 は、図 10 に示すように表示装置 44 を介してユーザインターフェイス 200 を外科医 50 に表示する。インターフェイス 200 は、得幾つかのナビゲーションペイン 202, 204, 206、手術ステップペイン 208、およびツールバー 210 を有する。ナビゲーションデータをナビゲーションペイン 202, 204, 206 において外科医 50 に表示する。コンピュータ 12 は、ペイン 202, 204, 206 の各々において骨および（または）手術ツール 58 の互いに異なる図または像を表示する。例えば、患者 56 の寛骨および大腿骨の前面像が、ナビゲーションペイン 202 中に表示され、患者 56 の骨の矢状像が、ナビゲーションペイン 204 中に表示さ

10

20

30

40

50

れ、患者 5 6 の骨の斜位像が、ナビゲーションペイン 2 0 6 中に表示されている。

【 0 0 3 8 】

コンピュータ 1 2 は、ペイン 2 0 8 中に手術手技ステップを表示する。例えば、図 1 0 では、コンピュータ 1 2 は、患者 5 6 の大腿骨が初期登録されるよう患者 5 6 の脚が円運動をなして動き回されるように要求している。これに回答して、コンピュータ 1 2 は、骨に結合されたセンサアレイ 5 4 の運動に基づいて（即ち、カメラヘッド 2 4 から受け取ったセンサアレイ 5 4 の画像データに基づいて）患者 5 6 の大腿骨（例えば、大腿骨頭）の基礎となる場所および向きを突き止める。図 1 0 では、大腿骨のみが初期登録されるものとして示されているが、脛骨もまた初期登録され、他の画像およびディスプレイ画面がかかる初期登録中、外科医 5 0 に表示されることは理解されるべきである。

10

【 0 0 3 9 】

外科医 5 0 は、「トライアゲイン」（再度試してください）ボタン 2 1 2 を選択することにより、必要に応じて何回でも骨を初期登録しようとすることができる。関連の骨をいったん初期登録すると、外科医 5 0 は、ネクストボタン 2 1 4 を選択することにより登録ステップ 1 2 6 の次の手術手技ステップに進むのがよい。変形例として、外科医 5 0 は、ボタン 2 1 4 を選択し、初期登録ステップを実行しない状態で次の手術手技ステップに進むことにより（例えば、患者 5 6 の大腿骨を初期登録しないことにより）初期登録ステップのうちの 1 つまたは 2 つ以上をスキップしてもよい。外科医 5 0 はまた、バックボタン 2 1 6 を選択することにより先の手術手技ステップ（例えば、脛骨の初期登録）に戻ることも可能である。このように、外科医 5 0 は、ボタン 2 1 4 , 2 1 6 により手術セットアップ、登録および手技ステップをナビゲーションすることができる。

20

【 0 0 4 0 】

ツールバー 2 1 0 は、整形外科手術手技の実施中、外科医 5 0 により選択可能な多数の個々のボタンを含む。例えば、ツールバー 2 1 0 は、コンピュータ 1 2 により実行されているアプリケーションソフトウェアプログラムに関する情報、例えばバージョンの番号、「ホットライン」電話番号およびウェブサイトリンクを検索して取り出し、これらを表示するよう選択可能な情報ボタン 2 1 8 を含む。ツールバー 2 1 0 は、ズームボタン 2 2 0 , 2 2 2 を更に含んでいる。ズームボタン 2 2 0 は、ペイン 2 0 2 , 2 0 4 , 2 0 6 中に表示された描画像を拡大（クローズアップ）するよう外科医 5 0 により選択でき、ズームボタン 2 2 2 は、縮小のために使用できる。靱帯平衡ボタン 2 2 4 を選択すると、靱帯平衡手技に進むことができ、この靱帯平衡手技についてはプロセスステップ 1 5 2 と関連して以下に詳細に説明する。3 D モデルボタン 2 2 6 を選択すると、描画骨（例えば、大腿骨または脛骨）の表示と、描画骨の登録点のみの表示をナビゲーションペイン 2 0 2 , 2 0 4 , 2 0 6 中に交互に行うことができる。インプラント情報ボタン 2 2 8 を選択すると、整形外科手術手技の最後の方のステップ（例えば、以下に説明するプロセスステップ 1 4 0 , 1 4 6 ）の実施中に選択された整形外科インプラントに関する情報を表示することができる。かかる情報としては、例えば、整形外科インプラントの製造業者、タイプおよびサイズが挙げられる。外科医 5 0 が、手技中任意の時点で登録確認ボタン 2 3 0 を選択すると、例えば骨に結合されたセンサアレイ 5 4 がこれらの固定された位置から偶発的に外れまたは違ったやり方で移動した場合、骨の描画図式モデルを確認することができる。また、外科医 5 0 が、整形外科手術手技の実施中任意の時点で画面コピーボタン 2 3 2 を選択すると、その時点で外科医 5 0 に表示されている画像の画面コピーを記録してストレージすることができる。画面ショット 5 0 をコンピュータ 1 2 のストレージ装置、例えばハードドライブに記録することができる。クローズボタン 2 3 4 を選択すると、現在のナビゲーションおよび手術手技ウォークスルーを終了させることができる。このボタン 2 3 4 を選択した後、記録された整形外科手術手技に関連した情報、例えば画面コピーや他のデータが、後で検索して再検討できるようコンピュータ 1 2 のストレージ装置にストレージされる。

30

40

【 0 0 4 1 】

ツールバー 2 1 0 は、状態（ステータス）ディスプレイ 2 3 6 を更に含む。状態ディス

50

プレイ 236 は、システム 10 が骨および（または）手術ツールと結合されたセンサレイ 54 を「見る」ことができまたはこれと違ったやり方で検出できるかどうかを示す互いに異なる色の光を表示する。状態ディスプレイ 236 は、カメラユニット 16、センサレイ 54 および手術ツール 58 の位置決めをモニタし、必要ならば調節できるように、カメラヘッド 24 の視野 52 の図式描画を示すヘルプ画面を見るために選択可能なボタンでもある。

【0042】

患者 56 の脛骨および大腿骨の初期登録がいったん完了すると、アルゴリズム 120 は、プロセスステップ 130 に進み、このプロセスステップにおいて、患者 56 の近位脛骨の輪郭を登録する。そのようにするため、外科医 50 は、登録ツール、例えば図 4 に示されてい、図 4 と関連して上述した登録ツール 80 を用いる。図 11 に示すように、外科医 50 は、手術ステップペイン 208 で指図されているように登録ツール 80 のポインタエンド 88 を脛骨の表面上に置くことにより近位脛骨を登録する。ポインタエンド 88 を脛骨の表面全体にわたってドラッグすると共に（あるいは）脛骨と接触状態に配置すると、脛骨の輪郭点が定期的にコンピュータにより記録される。外科医 50 は、コンピュータ 12 が脛骨の関連部分の比較的正確な描画モデルを定めて表示できるに足るほどの近位脛骨上の点を登録する。登録されないが、脛骨の所定のモデルに基づいてコンピュータ 12 により描画された脛骨の部分が、脛骨の登録部分とは異なる色で外科医 50 に表示される。このように、外科医 50 は、脛骨の登録をモニタでき、表示されたモデルの精度を高めるために脛骨の全ての関連部分が登録されるようにすることができる。

【0043】

近位脛骨の関連部分の全てがプロセスステップ 130 においていったん登録されると、プロセスステップ 132 において脛骨モデルを計算して確認する。そのようにするため、外科医 50 は、手術ステップペイン 208 に提供されている指図に従う。図 12 に示すように、登録ツール 80 のポインタエンド 88 を脛骨の登録部分に触れさせ、ペイン 208 中表示された距離データをモニタすることにより近位脛骨を確認する。距離データに基づき、外科医 50 は、現在の脛骨モデルが整形外科手術手技に十分正確であるかどうかを判定することができる。もしそうでなければ、外科医 50 は、近位脛骨の登録を再び行うのがよく、または、バックボタン 216 を選択することにより、追加の登録点を登録データに補充するのがよい。患者 56 の脛骨のモデルが十分正確であるといったん判定されると、外科医 50 は、ネクストボタン 214 を選択することにより先へ進むことができる。

【0044】

次に、プロセスステップ 134 において患者 56 の遠位大腿骨を登録する。プロセスステップ 134 における大腿骨の登録は、プロセスステップ 130 における脛骨の登録とほぼ同じである。すなわち、登録ツール 80 を用いて遠位大腿骨上のデータ点を登録する。大腿骨の登録がいったん完了すると、プロセスステップ 136 において大腿骨モデルを計算して確認する。プロセスステップ 136 における大腿骨の確認は、プロセスステップ 132 における脛骨の確認とほぼ同じである。登録ツール 80 を用いて大腿骨の所定の部分に触れると、大腿骨モデルの精度を求めることができる。手術ステップペイン 208 中表示された距離データに基づき、外科医 50 は、大腿骨を登録することができ、またはバックボタン 216 を選択することにより追加の登録データ点をモデルに追加することができる。大腿骨モデルをいったん確認すると、外科医 50 は、ネクストボタン 214 を選択することにより整形外科手術手技を進めることができる。

【0045】

プロセスステップ 126 において関連の骨（即ち、近位脛骨および遠位大腿骨）をいったん登録すると、アルゴリズム 120 は、プロセスステップ 138 に進み、このプロセスステップにおいて、コンピュータ 12 は、整形外科手術手技の個々の手術ステップの画像および関連のナビゲーションデータを外科医 50 に表示する。そのようにするため、プロセスステップ 138 は、多数のサブステップ 140 ~ 154 を有している。プロセスステップ 140 において、脛骨インプラントに関する計画立案を実施する。代表的には、プロ

セスステップ124において脛骨インプラントの選択を行うが、かかる選択を、選択したインプラントが近位脛骨にどれほどよくフィットするかどうかに応じてプロセスステップ140において変更することができる。図13に示すように、脛骨インプラントの図式描画モデルをナビゲーションペイン202, 204, 206において脛骨の描画モデル上に重ね合わせた状態で表示する。多数のインプラント調節ボタンの選択により脛骨インプラントの位置決め具合を調節することができる。例えば、ボタン240により整形外科インプラントの内反/外反回転運動を調節でき、ボタン242により整形外科インプラントの上方/下方または近位側/遠位側並進運動を調節でき、ボタン244により整形外科インプラントの勾配を調節でき、ボタン246により整形外科インプラントの前方/後方並進運動を調節でき、ボタン248により整形外科インプラントの内方/外方回転 (internal /external rotation) 運動を調節でき、ボタン250により整形外科インプラントの内方/外方並進 (medial/lateral translational) 運動を調節できる。整形外科インプラントの位置決め具合に関連したデータは、手術ステップパネル208に表示される。インプラントの幾つかの属性、例えば整形外科インプラントのサイズおよび厚さをボタンパネル252, 254の選択によりそれぞれ調節できる。加うるに、インプラントの元の場所および向きをリセットボタン256の選択によりリセットできる。種々のインプラント調節ボタンおよびインプラント属性ボタンパネル252, 254を用いることにより、外科医50は、脛骨の計画された切除平面258を決定できるよう脛骨インプラントを位置決めすると共に方向付けする。外科医50は、計画された切除平面および脛骨インプラントの場所/向きの視覚描画状態を見ることができるので、外科医50は、外科医50が切除された近位脛骨に対する脛骨インプラントの最終装着具合に満足するまで切除平面および(または)脛骨インプラントの場所および向きを変更することができる。いったん満足すると、外科医50は、ネクストボタン、例えばネクストボタン214を選択することにより次の手術ステップに進むことができる。

【0046】

プロセスステップ142において、近位脛骨の切除が計画される。そのようにするため、切除ジグ、例えば図5に示すと共に図5を参照して上述した脛骨切除ジグ90を近位脛骨の所望の切除場所の近くで患者56の脛骨に結合する。図14に示すように、コンピュータ12は、現在のステップで用いられるべき正確な手術ツールを手術ステップペイン208中に表示する。これに回答して、コンピュータ12は、実際の切除平面260を外科医50にナビゲーションペイン202, 204, 206に表示する。図示のように、ステップ140で定められた計画済み切除平面258もまた表示される。すると、外科医50は、実際の切除平面260が計画された切除平面258と重なる、またはほぼ重なるように、患者56の脛骨に対するジグ90の結合具合を調節する。このように、外科医50は、脛骨の正確な切除が行われるようにジグ90を調節しながら実際の切除平面260を目で見てモニタすることができる。外科医50は、ネクストボタン214を選択することにより次の手術ステップに進むのがよい。

【0047】

外科医50はプロセスステップ142において実際の切除平面260をいったん再検討して調節すると、アルゴリズム120は、プロセスステップ144に進む。プロセスステップ144において、適当な切除ツールおよび患者56の脛骨に結合されたジグ90を用いて脛骨を切除する。近位脛骨を切除した後、コンピュータ12は、確認済み切除平面260を図15に示すように計画切除平面258に重ね合わせた状態で表示する。コンピュータ12はまた、手術ステップパネル208中に近位脛骨の切除に関連したデータを表示し、かかるデータは、実際の測定値、計画測定値および偏差測定値を含む。このように、外科医50は、脛骨の最終切除と計画切除を比較することができる。必要ならば、外科医50は、切除プロセスを繰り返し行って近位脛骨をさらに除去することができる。外科医50が脛骨の切除にいったん満足すると、外科医50は、ネクストボタン214を選択することにより次の手術ステップに進むのがよい。

【0048】

10

20

30

40

50

患者56の脛骨をいったん切除すると、プロセスステップ146～150において関連の遠位大腿骨を切除する。プロセスステップ146において、大腿骨インプラントに関する計画を実施する。プロセスステップ146の大腿骨インプラントの計画立案は、プロセスステップ124において行われた脛骨インプラント計画とほぼ同じである。プロセスステップ146の間、外科医50は、遠位大腿骨の計画された切除平面を定めるように大腿骨インプラントを位置決めすると共に方向付け、外科医はまた、関連のインプラントパラメータ（例えば、サイズ、タイプ等）を選択するのがよい。外科医50は、計画切除平面および大腿骨インプラントの場所／向きの視覚的描画状態を見ることができるので、外科医50は、外科医50が切除された遠位大腿骨に対する大腿骨インプラントの最終装着具合に満足するまで計画切除平面および（または）大腿骨インプラントの場所および向きを変更することができる。

10

【0049】

大腿骨インプラントの計画をいったん完了すると、アルゴリズム120は、プロセスステップ148に進む。プロセスステップ148において、患者56の遠位大腿骨の切除を計画する。プロセスステップ148の切除計画は、プロセスステップ142において行われた脛骨切除の計画とほぼ同じである。プロセスステップ148の際、大腿骨切除ジグを患者56の大腿骨に結合する。これに応答して、コンピュータ12は、実際の切除平面をプロセスステップ146において得た計画切除平面に重ね合わせた状態で表示する。大腿骨切除ジグを再位置決めすることにより、外科医50は、大腿骨の正確な切除が行われるように実際の切除平面を変更することができる。

20

【0050】

外科医50が大腿骨の実際の切除平面をいったん再検討して調節すると、アルゴリズム120は、プロセスステップ150に進み、このプロセスステップにおいて、適当な切除ツールおよび大腿骨ジグを用いて遠位大腿骨を切除する。遠位大腿骨を切除した後、コンピュータ12は、確認済み切除平面をプロセスステップ146において定めた計画切除平面に重ね合わせた状態で表示する。このように、外科医50は、大腿骨の最終切除具合と計画切除具合を比較することができる。この場合もまた、必要ならば、外科医50は、切除プロセスを繰り返し実施して遠位大腿骨をさらに除去することができる。

【0051】

患者56の遠位大腿骨をいったん切除すると、アルゴリズム120は、プロセスステップ152に進む。プロセスステップ152において、患者56の脛骨および大腿骨の靱帯平衡を行う。図7に脛骨および大腿骨の切除後に起こるものとして示されているが、靱帯平衡は、他の実施形態では任意の切除ステップのすぐ後に（例えば、脛骨を切除した後に）行ってもよい。プロセスステップ152において、整形外科インプラントトライアル（即ち、選択された整形外科インプラントに似た一時的整形外科インプラント）を患者56の大腿骨および脛骨の切除端相互間に挿入する。図16に示すように、コンピュータ12は、表示装置44を介して大腿骨および脛骨のアライメント（位置合わせ）データを外科医50に表示する。具体的に説明すると、コンピュータ12は、患者56の大腿骨および脛骨の前面像を前面像ペイン262中に表示し、大腿骨および脛骨の側面像を側面像ペイン264中に表示する。ペイン262、264は各々、大腿骨および脛骨のアライメントデータを表示する。追加のアライメントデータが、手術ステップペイン208中に表示される。アライメントデータを格納ボタン266の選択により格納するのがよい（例えば、コンピュータ20に含まれるデータストレージ装置に）。次に、アライメントデータを検索して取り出して再検討し、または後で別の手技に用いることができる。

30

40

【0052】

靱帯平衡を行って所定の関節力値での全体として矩形の伸展隙間および全体として矩形の屈曲隙間が患者56の近位脛骨と遠位大腿骨との間に作られるようにする。そのようにするため、靱帯バランスを用いて、患者56の脚が伸展状態にあるとき（即ち、患者56の脛骨が患者の大腿骨に対して約0°の角度をなして位置決めされているとき）および患者56の脚が屈曲状態にあるとき（即ち、患者56の脛骨が患者の大腿骨に対して約90°

50

°をなして位置決めされている)、内側関節力および外側関節力ならびに内側隙間距離および外側隙間距離を測定するのがよい。これら測定を行うために使用できる例示の靱帯バランスが、2005年3月31日に出願された米国特許出願第11/094,956号明細書に記載されており、この米国特許出願を参照して、その記載内容全体を本明細書の一部とする。伸展か屈曲かのいずれにおいても、内側隙間距離と外側隙間距離が所定の関節力値においてほぼ等しくない場合(即ち、全体として矩形の関節隙間を形成していない場合)、靱帯解離(即ち、靱帯の切断)を行って内側隙間距離および(または)外側隙間距離を等しくするのがよい。追加的にまたは代替的に、整形外科インプラントトライアルに代えて別のインプラントトライアルを用いてもよい。このようにして、外科医50は、患者56の脛骨および大腿骨の正確なアライメントを確保する。

10

【0053】

プロセスステップ152において任意の所望の靱帯平衡をいったん完了すると、アルゴリズム120は、プロセスステップ154に進み、このプロセスステップにおいて、整形外科インプラントの最終確認を行う。プロセスステップ154において、整形外科インプラントを患者56の遠位大腿骨および近位脛骨に結合し、大腿骨と脛骨のアライメントを屈曲および伸展状態で確認する。そのようにするため、コンピュータ12は、図17に示すように、表示装置44を介して大腿骨および脛骨の描画像およびアライメントデータを外科医50に表示する。手術ステップペイン208に指示されているように、外科医50は、全体的なアライメントを決定して再検討できるように、患者56の脚を屈曲および伸展状態に動かすよう指令される。患者56の大腿骨と脛骨が外科医50の満足が得られるほど整列されていない場合(即ち、屈曲および(または)伸展隙間が矩形でない場合)、外科医は、プロセスステップ152に関して上述したような追加の靱帯平衡を行うのがよい。外科医50が大腿骨および脛骨の最終アライメント(即ち、屈曲隙間および伸展隙間)をいったん確認すると、外科医50は、格納ボタン266を選択することにより最終アライメントデータを格納するのがよい。次に、外科医50は、ネクストボタン214を選択することにより整形外科手術手技を完了することができる。

20

【0054】

次に図18を参照すると、別の実施形態では、患者の骨または骨の解剖学的構造(即ち、1つまたは2つ以上の骨)を手術前に登録するシステム300が、コンピュータ支援整形外科手術(CAOS)システム301と、磁気センサアレイ308と、1つまたは2つ以上の磁気源309とを有している。コンピュータ支援整形外科手術(CAOS)システム301は、コントローラ302と、カメラユニット304と、表示装置306とを有している。コントローラ302は、通信リンク310を介してカメラユニット304に通信可能に結合されている。通信リンク310は、データ(即ち、画像データ)をカメラユニット304からコントローラ302に伝送できる通信リンクであればどのような形式のものであってもよい。例えば、通信リンク310は、ワイヤードまたはワイヤレス通信リンクであってよく、この通信リンクは、画像データを伝送する任意適当な通信技術および(または)プロトコルを使用できる。例示の実施形態では、カメラユニット304は、図1を参照して上述したシステム10のカメラユニット16とほぼ同じであってほぼ同じ仕方で動作する。例えば、カメラユニット304は、多数のカメラ(図示せず)を有し、かかるカメラユニットをコントローラ302と協働して用いるとカメラユニット16と関連して詳細に上述したように、カメラユニット304の視野内に位置決めされた多数のセンサアレイの場所および向きを突き止めることができる。センサアレイは、多数の反射要素を含むのがよく、これらセンサアレイを患者の骨および(または)整形外科手術手技中に用いられる種々の医療器具、例えばブロープ、ソーガイド(saw guides)、靱帯バランス等に結合するのがよい。変形例として、幾つかの実施形態では、カメラユニット304に代えてワイヤレス受信器(これは、幾つかの実施形態ではコントローラ302に含まれてよい)を用いてもよく、あるいはこのカメラユニットにワイヤレス受信器を補充してもよく、センサアレイをワイヤレス送信器(例えば、電磁送信器)として具体化してもよい。加うるに、医療器具を「スマートな(smart)」医療器具、例えば、スマート手術器械、ス

30

40

50

マート手術トライアル、スマート手術インプラント等として具体化してもよい。かかる実施形態では、コントローラ 302 は、スマート医療器具から受け取ったワイヤレスデータ信号に基づいて医療器具の存在場所を突き止めるよう構成される。

【0055】

コントローラ 302 は、通信リンク 312 を介して表示装置 306 に通信可能に結合されている。図 18 にコントローラ 302 とは別体として示されているが、表示装置 306 は、幾つかの実施形態ではコントローラ 302 の一部をなしてもよい。加うるに、幾つかの実施形態では、表示装置 306 は、コントローラ 302 から離れたところに配置されるのがよい。例えば、表示装置 306 を整形外科手術手技が行われる手術室の天井または壁に結合するのがよい。追加的にまたは代替的に、表示装置 306 は、仮想ディスプレイ、例えば、ホログラフィックディスプレイ、体取り付け型ディスプレイ、例えば、ヘッドアップディスプレイ等として具体化されたものであってよい。コントローラ 302 はまた、多数の入力装置、例えばキーボードおよび（または）マウスに結合されてよい。しかしながら、例示の実施形態では、表示装置 306 は、C A O S システム 301 を用いて整形外科医から入力を受け取ることができるタッチ画面型表示装置である。即ち、外科医は、例えば、表示装置 306 の画面に単に触れることにより多数の画面上の選択肢からの選択を行って入力データを表示装置 306 およびコントローラ 302 に提供することができる。

【0056】

コントローラ 302 は、任意のタイプのコントローラとして具体化でき、かかるコントローラとしては、コンピュータ、例えばパーソナルコンピュータ、専用マイクロコントローラ装置、処理回路の集成体等が挙げられるが、これらには限定されない。コントローラ 302 は、プロセッサ 314 および記憶装置 316 を含む。プロセッサ 314 は、任意のタイプのプロセッサとして具体化でき、かかるプロセッサとしては、ディスクリット処理回路、ならびに（または）集積回路、例えばマイクロプロセッサ、マイクロコントローラおよび（もしくは）特定用途向け集積回路（A S I C）が挙げられるが、これらには限定されない。記憶装置 316 は、任意個数の記憶装置および任意タイプのメモリ、例えば、ランダムアクセスメモリ（R A M）および（または）読み取り専用記憶装置（R O M）を含むのがよい。図 18 には示されていないが、コントローラ 302 は、コンピュータシステムで一般に見受けられる他の回路を更に有するのがよい。

【0057】

コントローラ 302 は、データベース 318 を更に含むのがよい。データベース 318 は、任意形式のデータベース、電子ライブラリおよび（または）ファイルストレージ場所として具体化できる。例えば、データベース 318 は、構造化データベースとしてまたは多数の別々のファイルおよび関連の「ルックアップ」テーブルを格納した電子ファイルフォルダまたはディレクトリとして具体化できる。さらに、データベース 318 を任意適当な装置に格納できる。例えば、データベース 318 を例えば記憶装置 316 の 1 組の記憶場所に格納できると共に（あるいは）別個のストレージ装置、例えばハードドライブ等に格納できる。

【0058】

追加的にまたは代替的に、コントローラ 302 を、通信リンク 322 を介して遠隔データベース 320 に結合してもよい。遠隔データベース 320 は、データベース 318 とほぼ同じであるのがよく、かかる遠隔データベースを、任意タイプのデータベース、電子ライブラリおよび（または）ファイルストレージ場所として具体化できる。遠隔データベース 320 をコントローラ 302 から離して配置してもよい。例えば、コントローラ 302 を整形外科手術室内に配置し、他方、遠隔データベース 318 が病院ネットワークの一部をなし、かかる遠隔データベースを整形外科手術室から離れた別個の部屋または建物内に設置してもよい。したがって、通信リンク 322 は、コントローラ 302 と遠隔データベース 320 との間におけるデータ転送を容易にできる任意タイプの通信リンクとして具体化できる。例えば、幾つかの実施形態では、通信リンク 322 は、ネットワーク、例えば、ローカルエリアネットワーク（L A N）、ワイドエリアネットワーク（W A N）および

10

20

30

40

50

(または)グローバルな公衆にとってアクセス可能なネットワーク、例えばインターネット(Internet)の一部をなすのがよい。使用にあたり、データベース318, 320は、図21を参照して詳細に説明するように患者の骨の画像を格納すると共に(あるいは)検索して取り出すためにコントローラ302によってアクセスされる。

【0059】

コントローラ302は、受信器またはトランシーバ324を更に含む。受信器324は、通信リンク326を介して磁気センサアレイ308と通信するようプロセッサ314によって用いられる。通信リンク326は、データを磁気センサアレイ308からコントローラ302に伝送できる任意タイプの通信リンクとして具体化できる。例えば、通信リンク326は、ワイヤードまたはワイヤレス通信リンクであってよく、かかる通信リンクは、データを伝送するための任意適当な通信技術および(または)プロトコルを用いるのがよい。したがって、受信器324は、コントローラ302と磁気センサアレイ308との間の通信を容易にすることができる任意タイプの受信器として具体化でき、かかる受信器としては、例えば、ワイヤードまたはワイヤレス受信器が挙げられる。

【0060】

図18の例示の磁気センサアレイ308は、検出ヘッド部分332およびヘッド部分332に結合された取っ手334を備えたハウジング330を有する。取っ手334は、磁気センサアレイ308を動かして位置決めするためにシステム300のユーザ、例えば整形外科医によって使用可能である。磁気センサアレイ308は、ヘッド部分332内に設けられたセンサ回路328を更に有する。図19~図33を参照して以下に詳細に説明するように、センサ回路328は、磁気源309により生じた磁界を検出し、磁気センサアレイ308に対する磁気源309の位置を表すデータを求めて、かかるデータを通信リンク326および受信器324を介してコントローラ302に伝送するよう構成されている。本明細書で用いる「位置」という用語は、空間中のまたは所定の箇所または他の物体に対する或る物体(例えば、磁気源309)の場所および向きを定める6つの自由度のうち任意の1つまたは2つ以上を意味するものと理解されるべきである。

【0061】

幾つかの実施形態では、磁気センサアレイ308は、反射センサアレイ336を更に有するのがよい。反射センサアレイ336は、支持フレーム338および多数の反射センサ要素340を有する。反射センサアレイ336は、図2、図3、図4および図5を参照してそれぞれ上述したセンサアレイ54, 62, 82, 96とほぼ同じである。反射センサ要素340は、あらかじめ定められた形態で位置決めされており、かかるあらかじめ定められた形態により、コントローラ302は、その形態に基づいて磁気センサアレイ308の同一性および位置(即ち、三次元場所および向き)を突き止めることができる。すなわち、磁気センサアレイ308がカメラユニット304の視野内に位置決めされる場合、コントローラ302は、通信リンク310を介してカメラユニット304から受け取った画像に基づいて、カメラ304および(または)コントローラ302に対する磁気センサアレイ308の同一性および位置を突き止めるよう構成される。他の実施形態では、反射センサアレイ336に代えてワイヤレス送信器を用いてもよく、あるいは反射センサアレイにワイヤレス送信器を補充してもよい。かかる実施形態では、コントローラ302は、ワイヤレス受信器を含み、このコントローラは、ワイヤレス送信器から受け取った伝送データに基づいて磁気センサアレイの位置および同一性を突き止めるよう構成される。

【0062】

磁気源309の磁界を検出するため、センサ回路328は、図19に示すような磁気センサ配列348を有する。磁気センサ配列348は、1つまたは2つ以上の磁気センサ350を有する。センサ回路328は、処理回路352および送信器354を更に有する。磁気センサ350は、多数の相互接続部356を介して処理回路352に電氣的に結合されている。処理回路352もまた、相互接続部358を介して送信器354に電氣的に結合されている。相互接続部356, 358は、処理回路352、センサ350および送信器354の間の電氣的接続をもたらすことができる任意タイプの相互接続部、例えば電線

、ケーブル、PCBトレース等として具体化できる。

【0063】

磁気センサ配列348を形成する磁気センサ350の個数は、用いられる磁気センサのタイプ、特定用途および（または）磁気センサアレイ308の形態のような基準で決まる場合がある。例えば、磁気センサ350は、磁気源309の三次元磁界を測定するよう構成されている。したがって、センサ回路328は、センサ回路328が磁気源309の磁界を三次元で検出しまたは測定できるように任意の数および形態の一次元磁気センサ、二次元磁気センサおよび（または）三次元磁気センサを含むのがよい。加うるに、磁気センサ350は、磁気源309により生じた磁界を検出しまたは測定できる任意タイプの磁気センサとして具体化できる。例えば、磁気センサ350は、超伝導量子干渉素子（SQUID）型磁気センサ、異方性磁気抵抗（AMR）型磁気センサ、巨大磁気抵抗（GMR）型磁気センサ、ホール効果型磁気センサ、または磁気源の三次元磁界を検出しまたは測定できる任意の他のタイプの磁気センサとして具体化できる。特定の一実施形態では、磁気センサは、スイス国チューリッヒ所在のゼニズ・ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクテル・ハフツング（SENIS GmbH）から市販されているX-H3X-xx_E3C-25HX-2.5-0.2T Three Axis Magnetic Field Transducersとして具体化される。とにかく、磁気センサ350は、各センサが配置される空間中の点でかつ各センサの能動型検出要素の向きで磁気源309の磁界の三次元磁束密度の成分（例えば、X成分、Y成分およびZ成分）の1つまたは2つ以上を定める多数のデータ値（例えば、電圧レベル）を生じさせるよう構成されている。これらデータ値は、相互接続部356を介して処理回路352に送られる。

【0064】

特定の一実施形態では、磁気センサ配列348は、図20に示されているように構成された17個の磁気センサ350₁~350₁₇を有する。磁気センサ350₁~350₁₇は、センサボード370に固定されている。センサボード370は、磁気センサ350₁~350₁₇を所望の形態に支持できる非磁性材料で作られたものであるのがよい。例えば、図示の実施形態では、センサボード370は、FR4で作られる。磁気センサ350₁~350₁₇をセンサボード370上に取り付けてもよくまたはこの中に設けてもよい。したがって、センサボード370は、センサ回路328の検出フェースを形成し、かかるセンサボードを磁気センサアレイ308のヘッド部分332内部に配置してよく（即ち、ハウジング材料の後に配置してもよく）またはセンサボード370が露出されるようにヘッド部分332に取り付けられてもよい。

【0065】

例示のセンサボード370は、約5.8センチメートルの幅372、約5.8センチメートルの長さ374および約1.25センチメートルの厚さ（図示せず）を有する。しかしながら、所望の個数の磁気センサ350の取り付けを可能にする他の寸法を有するセンサボードを用いてもよい。磁気センサ350は、所定の形態に従ってセンサボード370に取り付けられまたはこの中に設けられる。説明を分かりやすくするために、X軸376およびY軸378を有する格子目375が図20にセンサボード370上に記されている。例示の実施形態では、格子目375の各ユニットは、約5ミリメートルの測定単位を有する。磁気センサ350₁~350₁₇は各々、一次元センサ、二次元センサまたは三次元センサであってよい。したがって、磁気センサ350₁~350₁₇は各々、1つの能動型検出要素、2つの能動型検出要素または3つの能動型検出要素をそれぞれ有するのがよい。磁気センサ350₁~350₁₇の各検出要素は、特定の磁気センサの位置（即ち、場所および向き）のところの磁気源の磁束密度の少なくとも1つの成分を測定できる。そのようにするため、各磁気センサ350は、図20において“+”として示された磁束密度が測定される敏感なフィールド点を有する。センサの本体を各向きが敏感なフィールド点の同一の存在場所を実現容易にする多くの向きで位置決めできることを理解した上で、磁気センサ350₁~350₁₇の形態を各磁気センサの敏感なフィールド点に関して以下に説明する。

【0066】

図20に示すように、第1の磁気センサ350₁は、格子目375上の中心点(0, 0)のところに配置されている。第1の磁気センサ350₁は、3つのチャネルを備えた三次元磁気センサであり、かかる第1の磁気センサは、このセンサ350₁の位置のところの測定された磁束密度のX成分、Y成分およびZ成分を表すデータ値(即ち、電圧レベル)を生じさせる。4つの追加の三次元磁気センサ350₂~350₅が、第1の磁気センサ350₁の周りに位置決めされている。磁気センサ350₂は、点(-15, 15)のところに配置され、磁気センサ350₃は、点(-15, 15)のところに配置され、磁気センサ350₄は、点(15, 15)のところに配置され、磁気センサ350₅は、点(15, -15)のところに配置され、格子目375の各目盛り線は、5単位(例えば、5ミリメートル)として定められている。

10

【0067】

磁気センサ配列348は、多数個の一次元磁気センサ350₆~350₁₇を更に有する。磁気センサ350₆~350₁₃は、センサ350₆~350₁₃が測定された磁束密度(即ち、磁気源309により生じた磁束)のZ成分を測定するようセンサボード370上に配置されている。特に、磁気センサ350₆は、点(0, -25)のところに配置され、磁気センサ350₇は、点(-25, 0)のところに配置され、磁気センサ350₈は、点(0, 25)のところに配置され、磁気センサ350₉は、点(25, 0)のところに配置され、磁気センサ350₁₀は、点(-30, -30)のところに配置され、磁気センサ350₁₁は、点(-30, 30)のところに配置され、磁気センサ350₁₂は、点(30, 30)のところに配置され、磁気センサ350₁₃は、点(30, -30)のところに配置されている。

20

【0068】

これとは逆に、一次元磁気センサ350₁₄, 350₁₆は、一次元センサ350₁₄, 350₁₆および350₁₅, 350₁₇が、測定された磁界の磁束密度のY軸成分およびX軸成分の大きさをそれぞれ測定するようセンサボード370上に位置決めされている。具体的に説明すると、磁気センサ350₁₄は、点(0, -45)のところに配置され、磁気センサ350₁₅は、点(-45, 0)のところに配置され、磁気センサ350₁₆は、点(0, 45)のところに配置され、磁気センサ350₁₇は、点(45, 0)のところに配置されている。図20に示すように、磁気センサ350₁₄~350₁₇は、磁気センサ350₁₄~350₁₇がセンサボード370の測定面に垂直に位置決めされるようにセンサボード370内に位置決めされまたはこの中に埋め込まれている。これとは逆に、磁気センサ350₁~350₁₃は、センサボード370の測定面と同一平面上に位置した状態で、またはセンサボード370と実質的に平行な状態でセンサボード370上に位置決めされている。

30

【0069】

幾つかの実施形態では、磁気センサ350は、種々の磁界感度(即ち、測定された磁束密度の変化を検出する能力)および検出範囲を有するのがよい。例えば、幾つかの実施形態では、センサボード370の中央の場所寄りに配置された磁気センサ350は、磁界感度が低い、検出範囲は、中央の場所から見て遠くに配置された磁気センサ350よりも広いものであるのがよい。図20の例示の実施形態では、センサボード370の中央寄りに配置された三次元磁気センサ350₁~350₅は、一次元磁気センサ350₆~350₁₇よりも低い磁界感度および広い検出範囲を有する。例えば、特定の一実施形態では、三次元磁気センサ350₁~350₅は、約50μT(マイクロテスラ)の磁界感度および約20mT(ミリテスラ)の検出範囲を有し、他方、一次元磁気センサ350₆~350₁₇は、約5μTの磁界感度および約2mTの検出範囲を有する。しかしながら、他の実施形態では、センサボード370上の所定の場所からの各磁気源350の特定の距離に基づいて磁界感度および(または)検出範囲の追加のレベルまたは差を設けてもよい。

40

【0070】

磁界センサ350の磁界感度および検出範囲のかかる差によって、磁気センサ配列348は、磁気センサアレイ308の位置決め上のばらつきの影響を受けにくくなる場合があると共に(あるいは)磁気センサアレイを飽和状態にならないようにして磁気源309に

50

近接して位置決めした状態で磁気センサ 350 が磁気源 309 の磁束密度を測定できるようにすることにより磁束密度測定の精度を上げることができる。加うるに、磁気センサ配列 348 は、磁気センサアレイ 308 の位置決め上のばらつきの影響を受けにくくなる場合があると共に（あるいは）磁気センサアレイ 308 を磁氣的「ノイズ」（即ち、磁気源 309 以外の源からの望ましくない磁界効果）の増大にもかかわらず磁気源 309 から見て遠くに位置決めした状態で磁気センサ 350 が磁気源 309 の磁界を測定できるようにすることにより磁束密度測定の精度を上げることができる。磁気センサアレイ 308 の測定精度を一段と上げるため、アレイ 308 の測定値を、図 24 に示すアルゴリズム 400 のプロセスステップ 402 と関連して以下に詳細説明するように確認するのがよい。

【0071】

磁気センサ配列 348 は、1つの例示の実施形態に過ぎず、他の実施形態では、センサ回路 328 のセンサ配列 348 は、磁気センサ 350 が測定された磁束密度の三次元 X 成分、Y 成分および Z 成分を測定できる任意の形態で位置決めされた任意個数の磁気センサ 350 を有してもよいことは理解されるべきである。例えば、幾つかの実施形態では、磁気センサ配列 348 は、単一の三次元磁気センサを有するのがよい。変形例として、他の実施形態では、磁気センサ配列 348 は、種々の形態で配置された追加の磁気センサ 350 を有してもよい。磁気センサの数を増やすことにより、冗長度が大きくとられることは理解されるべきである。すなわち、測定された磁束密度の個々の成分の大きさは、互いに異なる場所に配置された多数個の磁気センサ 350 からの測定値を用いて決定される。例えば、図 20 に示す例示の磁気センサ配列 348 を参照すると、測定された磁束密度の Z 成分の大きさは、磁気センサ 350₁ ~ 350₁₃ からの測定値を用いて決定される。したがって、磁気源 309 により生じた三次元磁界の特性決定の精度を磁気センサ配列 348 中に追加の磁気センサを設けることにより向上させることができることは理解されるべきである。

【0072】

さらに、磁気センサ 350 は図 18 ~ 図 20 の例示の実施形態では処理回路 352 から離隔した別個の磁気センサとして具体化されているが、幾つかの実施形態では、磁気センサ 350 および処理回路 352 またはそれらの部分を単一の電子装置として具体化できる。例えば、磁気センサ 350 および処理回路 352 の部分を 1 つまたは 2 つ以上の相補形金属酸化膜半導体（CMOS）デバイスとして具体化できる。磁気センサ 350 および処理回路 352 を半導体デバイス内に埋め込むことにより、センサ回路 328 の所要のスペースが減少する。加うるに、かかる半導体デバイスは、外部からの影響、例えば、個々の磁気センサ 350 の温度変化の影響を受けにくい場合がある。

【0073】

図 19 に戻ってこれを参照すると、処理回路 352 は、磁気源 309 の位置を突き止めるよう構成された電気装置および電気回路の任意の集成体として具体化できる。例えば、処理回路 352 は、任意個数のプロセッサ、マイクロコントローラ、デジタル信号プロセッサおよび（または）他の電子装置および回路を含むのがよい。加うるに、処理回路 352 は、ソフトウェア/ファームウェアコード、データ値およびアルゴリズムを格納する 1 つまたは 2 つ以上の記憶装置を有するのがよい。

【0074】

幾つかの実施形態では、処理回路 352 は、磁気センサ 350 の測定値に基づいて磁気センサアレイ 308 に対する磁気源 309 の位置を表す位置データを求めるよう構成される。そのようにするため、処理回路 352 は、アルゴリズム 820, 830 と関連して以下に詳細に説明すると共に図 26 および図 27 に示すように、磁気センサアレイ 308 に対する磁気源 309 の位置を突き止めるアルゴリズムを実行するのがよい。位置データは、磁気源 309 の位置（即ち、場所および向き）を突き止めるよう関連の骨および磁気源 309 の術前画像と共にコントローラ 302 によって使用できる係数値または他のデータとして具体化できる。処理回路 352 は、相互接続部 358 を介して送信器 354 を制御して通信リンク 326 を介して位置データをコントローラ 302 に送る。変形例として、

他の実施形態では、処理回路 332 は、磁気センサ 350 の測定値を送信器 354 を介してコントローラ 302 に送るためにのみ構成される。これに回答して、コントローラ 302 は、磁気センサアレイ 308 から受け取った測定値を用いて磁気源 309 の位置を突き止めるアルゴリズムを実行する。かかる実施形態では、センサ回路 328 の全体的なフットプリント（即ち、サイズ）を減少させることができる。というのは、処理回路 352 の回路のうちの何割かが不要だからである。というのは、処理回路 352 は、位置データを求めるよう構成されてはいないからである。

【0075】

幾つかの実施形態では、センサ回路 328 は、表示器 360 を更に有するのがよい。表示器 360 は、任意タイプの表示器として具体化でき、かかる表示器としては、視覚表示器、可聴表示器および（または）触覚表示器が挙げられる。表示器 360 は、相互接続部 362 を介して処理回路 352 に電氣的に結合され、この相互接続部 362 は、相互接続部 356、358 とほぼ同じである。かかる実施形態では、処理回路 352 は、磁気センサアレイ 308（即ち、磁気センサ 350）が磁気源 309 の磁界中に位置決めされると、表示器 360 を作動させるよう構成されている。例えば、処理回路 352 は、図 20 に示す X 方向、Y 方向および（または）Z 方向のうちの 1 つまたは 2 つ以上の方向において磁気センサ 350 により検出された磁束密度をモニタし、X 方向、Y 方向および（または）Z 方向のうちの 1 つまたは 2 つ以上の方向における磁束密度が所定のしきい値に達したまたはこれを超えると、表示器 360 を作動させるよう構成されたものであるのがよい。このようにすると、磁気センサアレイ 308 は、外科医またはアレイ 308 の他のユーザに、磁気センサアレイ 308 が磁気源 309 の磁束密度を正確に検出したまたは測定できるようアレイ 308 が正しく位置決めされた時期を知らせることができる。

【0076】

さらに、幾つかの実施形態では、センサ回路 328 は、登録ボタン 364 を有するのがよい。このボタン 364 がアレイ 308 のユーザ（例えば、整形外科医）により選択できるように、登録ボタン 364 を磁気センサアレイ 308 の外面に設けてよい。ボタン 364 は、任意のタイプのボタン、例えば、押しボタン、トグルスイッチ、ソフトウェア実行タッチ画面ボタン等として具体化できる。登録ボタン 364 は、相互接続部 366 を介して処理回路 352 に電氣的に結合され、この相互接続部 366 は、相互接続部 356、358 とほぼ同じであるのがよい。登録ボタン 364 は、位置データおよび（または）磁気センサ 350 の測定値をコントローラ 302 に送るよう磁気センサアレイ 308 のユーザ、例えば整形外科医により選択されるのがよい。すなわち、アルゴリズム 820 と関連して以下に詳細に説明するように、磁気センサアレイが磁気源 309 の磁界を測定するよういったん正しく位置決めされると、外科医は、登録ボタン 364 を選択して磁気センサアレイがデータを伝送するようにすることができる。幾つかの実施形態では、登録ボタン 364 は、磁気センサアレイ 308 が正しく位置決めされている場合にのみ動作可能である。例えば、登録ボタン 364 は、測定された磁束密度（例えば、Z 軸方向における）が所定のしきい値よりも大きいまたは所定の値域内にあることが処理回路 352 によって判定された場合にのみ、位置データ / 測定値を送るよう選択されるのがよい。表示器 360 と関連して上述したように、外科医は、磁気センサアレイが正しく位置決めされた時期を表示器 360 の作動により知らされる。

【0077】

例示の磁気センサアレイ 308 がセンサ回路 328 が収められた手持ち装置として示されているが、他の実施形態では、磁気センサアレイ 308 は、単一の磁気センサ、多数の磁気センサまたは磁気センサと他の回路の集成体として具体化できる。加うるに、他の実施形態では、磁気センサアレイ 308 は、センサ回路 328 から離れて設けられた 1 つまたは 2 つ以上の遠隔磁気センサを有するのがよい。遠隔磁気センサをセンサ回路 328 からずらすことにより、環境の磁界、例えば地球の磁界から生じる磁気効果、手術室内の浮遊磁界等によって引き起こされる望ましくない磁気干渉を、図 27 に示されていて図 27 と関連して以下に説明するアルゴリズム 830 のプロセスステップ 831 と関連して以下

に詳細に説明するように、センサ回路 3 2 8 内で調整しまたは違ったやり方で補償することができる。

【 0 0 7 8 】

図 2 1 に示すように、幾つかの実施形態では、磁気センサアレイ 3 0 8 は、遠隔磁気センサハウジング 3 8 0 を有するのがよい。遠隔磁気センサハウジング 3 8 0 は、磁気センサアレイ 3 0 8 のヘッド部分 3 3 2 から上方へ距離 3 8 3 にわたって延びる支持フレーム 3 8 2 を有している。遠隔磁気センサハウジング 3 8 0 は、支持フレーム 3 8 2 の頂部に結合されたヘッド部分 3 8 4 を有している。遠隔磁気センサ 3 8 6 が、ヘッド部分 3 8 2 内に設けられると共に相互接続部 3 8 8 を介してセンサ回路 3 2 8 に電氣的に結合されている。相互接続部 3 8 8 は、遠隔磁気センサ 3 8 6 とセンサ回路 3 2 8 との間の通信を可能にする任意タイプの相互接続部であってよい。幾つかの実施形態では、遠隔磁気センサハウジング 3 8 0 は、ハウジング 3 8 0 と遠隔磁気センサ 3 8 6 をセンサ回路 3 2 8 から一段と遠ざけて位置決めでき、またはセンサ回路 3 2 8 に対して別の位置に位置決めできるように、磁気センサアレイ 3 0 8 から機械的に切り離し可能である。

【 0 0 7 9 】

遠隔磁気センサ 3 8 6 は、磁気センサ 3 5 0 とほぼ同じであり、一次元磁気センサ、二次元磁気センサまたは三次元磁気センサであってよい。特定の一実施形態では、遠隔磁気センサ 3 8 6 は、遠隔磁気センサ 3 8 6 の位置のところの磁界の X 成分、Y 成分および Z 成分を測定するよう構成された三次元センサである。遠隔磁気センサ 3 8 6 は、干渉磁界（即ち、所望の磁界以外の磁界）を測定できるように、センサ回路 3 2 8 から間隔を置いて位置されている。すなわち、遠隔磁気センサ 3 8 6 は、磁気源 3 0 9 から十分に遠くに位置して磁気源 3 0 9 により生じた磁界による遠隔磁気センサ 3 8 6 の測定値に対する影響が最小限であるように配置されている。したがって、遠隔磁気センサ 3 8 6 は、磁気源 3 0 9 以外の源により生じた磁界を測定するよう構成されている。遠隔磁気センサ 3 8 6 により得られた測定値は、相互接続部 3 8 8 を介してセンサ回路 3 2 8 に送られる。センサ回路 3 2 8 は、遠隔磁気センサ 3 8 6 の測定値に基づいて磁気センサ 3 5 0 の磁界測定値を補償しまたは調節するよう構成されたものであるのがよい。このようにすると、望ましくない磁界効果を磁気センサ 3 5 0 の測定値から差し引くことができまたは違ったやり方で計算に入れることができる。

【 0 0 8 0 】

加うるに、磁気センサアレイ 3 0 8 の他の実施形態は、図 1 8 に示す形態とは異なる形態を持つハウジングを有してもよい。例えば、図 2 2 に示すように、磁気センサアレイ 3 9 0 は、センサ回路 3 2 8 が収納された検出ヘッド部分 3 9 2 を有するのがよい。取っ手 3 9 4 が、ヘッド部分 3 9 2 に結合され、この取っ手は、遠隔磁気センサ 3 8 6 を有し、この遠隔磁気センサは、相互接続部 3 9 6 を介してセンサ回路 3 2 8 に電氣的に結合されている。相互接続部 3 9 6 は、相互接続部 3 8 8 とほぼ同じであり、この相互接続部 3 9 6 は、遠隔磁気センサ 3 8 6 とセンサ回路 3 2 8 との間の通信を可能にする任意タイプの相互接続部として具体化できる。例示の実施形態では、取っ手 3 9 4 は、閉ループ取っ手であって、検出ヘッド部分 3 9 2 に各遠位端部で結合されている。図 2 1 を参照して上述したように、センサ回路 3 2 8 は、遠隔磁気センサ 3 8 6 により得られた測定値を用いてセンサ回路 3 2 8 の磁気センサ 3 5 0 を補償しまたは校正する。

【 0 0 8 1 】

次に図 2 3 を参照すると、磁気源 3 0 9 は、1 つまたは 2 つ以上の磁石として具体化できる。例示の実施形態では、磁気源 3 0 9 は、2 つまたは 3 つ以上の円筒形双極磁石 4 5 0 として具体化されている。磁石 4 5 0 は、多数の磁束線 4 5 2 を有する磁界を発生させる。生じた磁束線 4 5 2 のサブセット断面だけが図 2 3 に示されており、磁束線（および磁界）が磁石 4 5 0 を円周方向に包囲していることが理解されるべきである。患者の骨に結合されると、磁石 4 5 0 の位置（即ち、場所および向き）は、6 つの自由度によって定められる。すなわち、磁石 4 5 0 の位置は、3 つのデカルト座標値および 3 つの回転値（即ち、各デカルト座標軸について 1 つずつ）によって特定できる。例えば、座標軸 4 5 4

により図23に示されているように、磁石450の位置は、X座標値、Y座標値、Z座標値、X軸回りの θ （シータ）回転値、Y軸回りの ϕ （ファイ）回転値、およびZ軸回りの ψ （プシー）回転値により三次元空間中に特定できる。

【0082】

磁石450は、患者の関連の組織を介してセンサ回路328により検出されまたは測定されるのに十分な磁束密度または強度の磁界を発生させることができる任意の磁性材料で作られたものであってよい。例えば、磁石450は、強磁性体、フェリ磁性体、反強磁性体、反フェリ磁性体（antiferromagnetic）、常磁性体または超常磁性体で作ることができる。特定の一実施形態では、磁石450は、ネオジウムフェライトボロン（neodymium ferrite boron）（NdFeB）等級50合金材料で作られる。例示の磁石450は、長さ451が約5ミリメートルおよび直径453が約2ミリメートルの円筒形磁石である。しかしながら、他の実施形態では、他の形態、例えば矩形や球形の磁石および他の寸法を有する磁石450を使用することができる。

【0083】

磁気センサ350の測定値の精度を高めるため、幾つかの実施形態では、磁気源309を具体化した複数の磁石450が、各磁石450の磁気特性が互いにほぼ同じであるように形成されまたは製造される。そのようにするため、一実施形態では、各磁石450により生じる磁界を測定して確認する。互いにほぼ同じ磁界を有する磁石450のみを使用する。加うるに、幾つかの実施形態では、各磁石450の磁気モーメントを測定するのがよい。磁石450の長手方向軸線と同一軸上またはほぼ同一軸上の磁気モーメントを有する磁石450のみを使用する。すなわち、磁石450の磁気モーメントが実質的に磁石450の長手方向軸線から離れた場所から見て磁石450から延びるよう定められている場合、磁石450を破棄するのがよい。このようにすると、磁石450の各々により生じる磁界は、互いにほぼ同じであり、従って、磁界の測定値およびこれに基づいて計算される値の精度の向上が得られる。

【0084】

次に図24～図29を参照すると、コンピュータ支援整形外科手術（CAOS）システムを用いて患者の骨を登録するアルゴリズム400が、オプションとしてのプロセスステップ402で始まり、このプロセスステップでは、磁気センサアレイ308の精度を確認する（例えば、磁気センサ350の測定値の精度を確認するのがよい）。かかる確認プロセスを各登録手順前にまたは保守ルーチンを、例えば月毎のまたは週毎の保守手順の一部として実施するのがよい。磁気センサアレイ308の精度を確認するため、試験用装置440を図30に示すように磁気センサアレイ308の検出ヘッド部分332に結合するのがよい。試験用装置440は、フレーム442および磁気源ハウジング444を有する。試験用磁気源446が、ハウジング444内に設けられている。フレーム442は、多数個の取り付け孔448を有している。磁気源ハウジング444を、孔448および取り付け器具449、例えばねじまたはボルトによりフレーム442に取り付けるのがよい。フレーム442は、多数個の取り付け孔448を有しているので、ハウジング444およびかくして試験用磁気源446を検出ヘッド部分332から多種多様な距離を置いたところに位置決めすることができる。したがって、試験用磁気源446の磁束密度（または磁界強度）が既知でありかつ検出ヘッド部分332から（即ち、検出ヘッド332内に設けられているセンサ回路328から）の源446の距離が既知なので、各磁気センサ350に関する予想磁束密度測定値を求めることができる。次に、各磁界センサ350の実際の測定磁界値（即ち、各センサの位置のところの三次元磁束密度成分の1つまたは2つ以上の軸線を表す磁気センサ350の出力電圧レベル）を予想磁束密度値と比較するのがよい。所定のしきい値を超える誤差は、磁気センサアレイ308の誤動作を表している場合がある。確認手順を一段と促進するため、フレーム442上の磁気源ハウジング444の各場所に関して予想磁束密度値および測定磁束密度値を求めるのがよい。例示の試験用装置440は、磁気センサアレイ308に使用できる試験用装置のただ1つの実施形態である。他の実施形態では、他の形態を有する試験用装置を使用することができる。

10

20

30

40

50

【0085】

次に、プロセスステップ404において、磁気源309を患者の関連の骨の解剖学的構造に結合する。磁気源309を整形外科手術手技が行われる患者の1つまたは複数の骨に植え込みまたはこれとは違ったやり方で固定するのがよい。例えば、人工膝関節形成術(TKA)手術手技が行われる場合、1つまたは2つ以上の磁気源309を患者の関連の脛骨、関連の大腿骨または関連の脛骨と関連の大腿骨の両方に結合するのがよい。上述したように、各磁気源309は、1つまたは2つ以上の磁石450として具体化されるのがよい。

【0086】

磁気源309を具体化した磁石450を、磁石450が整形外科手術手技の実施前または実施中に動くことがなくまたはずれる(propagate)ことがないように、磁石450を骨に固定する任意適当な固定手段を用いて患者の骨に結合するのがよい。一実施形態では、磁石450は、磁石450を骨の中に植え込むことにより患者の骨に結合される。そのようにするため、図31に示すように、植え込み型カプセル460を用いるのがよい。カプセル460は、磁石450が収納された本体部分462および本体部分462の遠位端部のところに設けられたねじ山付き部分464を有する。カプセル460は、磁石450により生じた磁界がカプセル460によって劣化されることがないように、非磁性材料、例えばプラスチック材料で形成されてよい。図32に示すように、カプセル460(および磁石450)を患者の骨466の中に植え込むのに、まず最初に、適当な穴を骨に明け、次に、例えばカプセル460をあけた穴の中にねじ込むことによりカプセル460を挿入するのがよい。他の実施形態では、他の形態を有する植え込み型カプセルを用いることができる。例えば、幾つかの実施形態では、植え込み型カプセルは、カプセルの本体全体を覆うねじ山を有するのがよい。

【0087】

図23を参照して上述したように、磁石450の位置は、いったん患者の骨に結合されると、6つの自由度により特定される。しかしながら、例示の磁石450の磁界が磁石450を中心として円周方向に対称であるので、磁気源309として単一の例示の磁石450を用いて5つの自由度のみを求めてもよい。すなわち、3つのデカルト座標の値(即ち、図23のX座標値、Y座標値およびZ座標値)および2つの回転値(即ち、図23のX軸回りの θ (シータ)回転値およびY軸回りの ϕ (ファイ)回転値を求めるのがよい。6番目の自由度(即ち、図23のZ軸回りの ψ (プシー)回転値)の決定を行うため、少なくとも1つの追加の磁石450を用いてもよい。

【0088】

磁気源309を形成する2つまたは3つ以上の磁石450を互いに対して任意の角度をなして患者の骨に結合しまたはこの骨の中に植え込むのがよい。骨の密度の不一致および他の要因に起因して、磁石450相互間の3つの角度(シータ、ファイおよびプシー)は、制御不能であり、従って未知である。かかる実施形態では、磁気源の6番目の自由度を、アルゴリズム800と関連して以下に詳細に説明するように、骨およびこの骨に結合された磁気源309の画像に基づいて求めることができる。

【0089】

他の実施形態では、磁石450を互いに対して所定の既知の位置(場所および(または)回転)のところで患者の骨に結合しまたはこの骨の中に植え込むのがよい。例えば、2つの磁石450を磁石450が互いに実質的に垂直になるように患者の骨の中に植え込むのがよい。2つの磁石450の磁界は、向きの差に起因して互いに異なる磁界ベクトルを有していると共に磁石450相互のなす角度が既知なので、磁気源309(即ち、2つの磁石450)の6つの自由度を、各磁石450の測定した5つの自由度および互いに対する磁石450の既知の位置に基づいて求めることができる。

【0090】

磁石450相互間に定められる回転角度とは無関係に、磁石450は、磁石450により生じる磁界が互いに干渉し合わないよう互いに距離を置いて植え込まれる。すなわち

10

20

30

40

50

、磁石４５０を、一方の磁石４５０の磁界がもう１つの磁石４５０の磁界と強め合うように干渉せずまたは弱め合うように干渉しないように十分な距離離す。特定の一実施形態では、磁石４５０は、所望の最大測定距離（例えば、磁石４５０の磁界を依然として正確に測定しながら磁気センサアレイ３０８を位置決めできる、磁石４５０からの最大Ｚ軸距離）の２倍以上の距離のところに植え込まれる。

【００９１】

幾つかの実施形態では、２つまたは３つ以上の磁石４５０を互いに対し所定の距離を置いたところ（および望ましいならば互いに対して所定の回転角度のところに）植え込みやすくするために、ジグまたはガイドを用いるのがよい。例えば、図３３に示すように、ジグ４７０を用いると、患者の骨４７２内への２つの磁石４５０の植え込みを容易にすることができ、ジグ４７０は、第１の取り付けパッド４７６および第２の取り付けパッド４７８を備えたフレーム４７４を有する。取り付けパッド４７６、４７８は、互いに対して三次元で所定の組をなす回転角度のところに配置し、それにより磁石４５０相互間の所望の回転形態が得られるようにする。例示のジグ４７０では、取り付けパッド４７６、４７８は、三次元座標系のたった１つの軸線回りに互いに対して実質的に垂直に位置決めされ、従って、ジグ４７０を用いて植え込まれた磁石４５０が、この単一の軸線回りに互いを実質的に垂直に植え込まれるようにする。取り付けパッド４７６は、取り付け孔４８２を有している。これと同様に、取り付けパッド４７８は、取り付け孔４８４を有している。孔４８２、４８４は、磁石４５０がいったん骨４７２内に植え込まれると、磁石４５０の所望の距離に等しい距離４８６だけ互いに離されている。したがって、孔４８２、４８４は、磁石４５０を植え込む際ガイドとして使用でき（即ち、磁石４５０を孔４８２、４８４に通して植え込むことができる）、従って、磁石４５０は、骨４７２内に植え込まれ、所定の形態（即ち、互いに対すると共に骨４７２に対する場所および向き）が得られるようになる。

【００９２】

幾つかの実施形態では、ジグ４７０は、外科医によるジグ４７０の位置決めを可能にするようフレーム４７４に結合された取っ手４９０を更に有するのがよい。変形例として、ジグ４７０を剛性の物体、例えば手術台に固定してジグ４７０が各磁石４５０の植え込み相互間または植え込み中に動きまたは再位置決め状態になる恐れを減少させてもよい。例示のジグ４７０が患者の骨４７２に当てられるものとしてまたはこの隣に位置するものとして図３２に示されているが、理解されるべきこととして、使用中、取り付け穴４８２、４８４のための切開部または穿刺部だけを作る必要があるように、ジグ４７０を患者の皮膚の外部に位置決めしてもよい。このようにすると、磁石４５０を患者への手術のための露出を減少させた状態で所定の形態（即ち、互いに対すると共に骨４７２に対する場所および向き）が確保された状態で患者の骨の中に植え込むことができる。

【００９３】

さらに別の実施形態では、磁気源３０９を形成する２つまたは３つ以上の磁石４５０を固定ブレースまたは支持部材を介して互いに固定してもよい。支持部材は、磁石４５０を互いに対して所定の三次元位置（即ち、場所および向き）に固定する。かかる実施形態では、ジグ４７０は不要である場合がある。しかしながら、磁気源３０９がかかる実施形態では構造的に大きいので、磁気源３０９を患者の骨内に植え込むには大きな切開部が必要になる場合がある。

【００９４】

磁気源３０９が２つまたは３つ以上の磁石４５０で形成される実施形態では、磁気センサアレイ３０８を用いるには、磁気センサアレイ３０８（即ち、センサ回路３２８）を磁石４５０のうちの１つの磁界中に位置決めし、その磁石４５０の磁界を検出して磁気センサアレイ３０８に対するその位置を表す位置データを求め、次に、磁気センサアレイ３０８を磁気センサアレイ３０８に対して次の磁石４５０の磁界中に位置決めし、次の磁石４５０の磁界を検出するのがよく、以下同様である。

【００９５】

変形例として、図34に示すように、磁気センサアレイ500を用いてもよい。磁気センサアレイ500は、フレーム502および2つの検出ヘッド部分504, 506を有している。ヘッド部分504, 506は、互いに距離512を置いて位置決めされている。距離512は、患者の骨472内へ植え込まれた後に磁石450が離される距離486に実質的に等しい。各検出ヘッド部分504, 506は、磁気センサ308のセンサ回路328とほぼ同じセンサ回路510を有している。磁気センサアレイ500は、磁気センサアレイ308の反射センサアレイ336とほぼ同じ反射センサアレイ514を更に有している。反射センサアレイ514は、多数個の反射要素516を有し、この反射センサアレイは、磁気センサアレイ500の相対位置を突き止めるためにコントローラ302によって用いられる。

10

【0096】

磁気センサアレイ500は、磁気センサアレイ500の位置決めを可能にする取っ手508を更に有している。すなわち、外科医は、取っ手508を用いて、ヘッド部分504, 506およびそれぞれのセンサ回路510の各々を磁石450の一つの磁界中にそれぞれ位置決めできるように磁気センサアレイ500を位置決めすることができる。検出ヘッド部分504, 506相互間の距離512が磁石450相互間の距離486に実質的に等しいので、ヘッド部分504, 506の各々を同時に磁石450のうち一つの磁界中にそれぞれ位置決めするのがよい。このように、磁気センサアレイ500は、磁気センサアレイ308を用いた場合に行われるように1つの磁界を測定し、次に、次の磁界を測定するのではなく、磁気源309を具体化した2つの磁石450の磁界を同時にまたはほぼ同時に測定するよう使用できる。幾つかの実施形態では、検出ヘッド部分504, 506は、距離512を調節して磁石450相互間の距離486のばらつきに対応するようフレーム502に対して旋回するよう構成されたものであるのがよい。

20

【0097】

次に図24に戻ってこれを参照すると、磁気源309をプロセスステップ404において患者の骨に結合した後、プロセスステップ406において、磁気源309が結合された1つまたは複数の骨の画像を生成する。磁気源309は、整形外科手術手技の実施に先立って患者の骨に結合されることは理解されるべきである。したがって、磁気源309を整形外科手術手技の日または時間よりも十分前もってまたはその手技の直前に患者の骨に結合することができる。したがって、患者の骨または骨の解剖学的構造の画像をプロセス

30

【0098】

患者の関連の骨（即ち、磁気源309が結合されている骨）を画像化するのに任意適当な骨の解剖学的構造の画像化プロセスを用いることができる。このように生成された画像は、患者の関連の骨の三次元画像であり、この画像は、骨に結合された磁気源309の指標を含む。すなわち、画像は、関連の骨に植え込まれまたはこれとは違ったやり方で固定された磁石450の位置（即ち、場所および向き）が見えると共に（あるいは）画像から判別できるように生成される。そのようにするために、関連の骨および磁気源309の三次元画像を生成することができまたはそのために利用できる任意の画像方法論を使用することができる。例えば、コンピュータ断層（CT）、透視法および（または）X線法を用いて骨を画像化することができる。

40

【0099】

特定の一実施形態では、同一平面上に位置していない2つのX線像を用いて関連の骨および磁気源309の三次元画像を形成する。そのようにするため、図25に示すように、関連の骨の解剖学的構造の画像を生成するアルゴリズム800を用いるのがよい。アルゴリズム800は、プロセスステップ802で始まり、このプロセスステップでは、関連の骨の解剖学的構造の第1のX線像が生成される。第1のX線像は、磁気源309の指標を

50

含む。次に、プロセスステップ804において、関連の骨の解剖学的構造および磁気源309の第2のX線像を生成する。第1および第2のX線像は、第1のX線像と第2のX線像が互いに同一平面上に位置しないように生成されることは理解されるべきである。

【0100】

次に、プロセスステップ806において、関連の骨および磁気源309の三次元画像を第1および第2のX線像に基づいて生成する。上述したように、第1のX線像と第2のX線像は、同一平面上に位置しておらず、これら像を互いに比較して三次元画像を決定するのがよい。そのようにするため、任意の二次元対三次元のモーフィングアルゴリズムを用いるのがよい。例えば、米国特許第4,791,934号明細書、同第5,389,101号明細書、同第6,701,174号明細書、米国特許出願公開第2005/0027492号明細書、同第2005/0015003A1号明細書、同第2004/0215071号明細書、国際公開第99/59106号パンフレット、欧州特許出願公開第1348394A1号明細書および（または）同第1498851A1号明細書に開示されているモーフィングアルゴリズムのどれか1つまたは任意の組み合わせを用いるのがよい。

【0101】

関連の骨およびこれに結合された磁気源309の三次元画像をいったん生成すると、プロセスステップ808において、磁気源309（即ち、2つまたは3つ以上の磁石450）と骨との間の位置関係を表すデータを求める。そのようにするため、コンピュータまたはコンピュータ処理装置（例えば、コントローラ302、画像化装置に結合されたコンピュータ、または他のコンピュータもしくは処理装置）が、画像分析アルゴリズムを実行して例えば磁気源309を形成する磁石450のセントロイドおよび向き（即ち、5つの自由度に対する磁石の位置）およびかかるセントロイドを関連の骨の表面輪郭および（または）基準点に関連付けるベクトルデータを求めることができる。したがって、磁気源309と関連の骨との間の位置関係を表すデータは、ベクトル、スカラーデータ、方程式等の集まりとして具体化できる。アルゴリズム420と関連して以下に説明するように、かかるデータは、関連の骨の場所および向きを突き止めるために磁気センサアレイ309から受け取った位置データと関連してコントローラ302によって用いられる。

【0102】

幾つかの実施形態では、プロセスステップ810において、第1の磁石450の位置を第2の磁石450に関連付ける並進（平行移動）および回転を定める成分の行列（matrix）を求める。代表的には、かかる実施形態では、磁石450相互間の位置関係は植え込み時点では未知であるように、ジグ等を用いずに磁石450は、関連の骨に植え込まれまたはこの骨に結合されている。しかしながら、プロセスステップ810において、プロセスステップ806で得られた三次元画像に基づいて並進および回転行列を求めることができる。そのようにするため、コンピュータまたはコンピュータ処理装置（例えば、コントローラ302、画像化装置に結合されたコンピュータまたは他のコンピュータもしくは処理装置）を、三次元画像で識別された各磁石450の5つの自由度を求めるよう構成するのがよい。磁石450の5つの自由度は、座標系と関連して決定されてよい。特定の実施形態では、磁石450の5つの自由度は、関連の骨により定められた座標系と関連して決定される。そのようにするため、プロセスステップ808で決定された磁気源309と関連の骨との間の位置関係を表すデータを用いるのがよい。各磁石450に関して5つの自由度をいったん求めると、これら値を比較して、磁石450のセントロイド相互間の並進ベクトルおよび2つの磁石450相互間の空間関係を定める2つの角度回転という3つの成分を含む 1×5 行列を求める。したがって、この行列は、磁気源309を規定する。そのようにいったん決定すると、行列を例えば記憶装置316またはデータベース318, 320内のコントローラ302によって格納するのがよい。並進/回転行列を、後で行うコンピュータ処理で用いると、アルゴリズム420と関連して以下に詳細に説明するように磁気源の6つの自由度を求めることができる。

【0103】

次に、プロセスステップ812において、三次元画像および関連のデータ、例えば、ス

10

20

30

40

50

テップ 808, 810 で求めたデータを格納する。一実施形態では、画像および関連データを、上述したように病院ネットワークの一部をなす場合があり、コンピュータ支援整形外科手術 (CAOS) システム 301 から離れて配置されている場合のある記憶装置 316、データベース 318 および (または) 遠隔データベース 320 (図 18 に示されている) 内のコントローラ 302 によって格納する。かかる実施形態では、コントローラ 302 は、処理が必要な場合、遠隔データベース 320 から三次元画像を検索して取り出すよう構成されているのがよい。他の実施形態では、三次元画像は、コントローラ 302 と通信状態にはないデータベースまたは他のストレージ場所に格納されている場合がある。かかる実施形態では、三次元画像を必要とときに、携帯可能な媒体、例えばコンパクトディスク、フラッシュメモ리카ード、フロッピーディスク等によりコントローラ 302 に提供

10

【0104】

三次元画像を三次元画像の後で行われる検索および (または) 再生を容易にする任意のフォーマットで格納できる。例えば、三次元画像を三次元画像を再び形成するために使用できるベクトルデータの集まりとして格納できる。変形例として、関連の骨および磁気源 309 の輪郭を定める特定の点だけを格納してもよい。かかる実施形態では、アルゴリズムを後で用いて格納されたデータ点を用いて関連の骨および磁気源を再び形成するのがよい。

【0105】

例示のアルゴリズム 800 は、関連の骨および磁気源 309 の同一平面上に位置していない 2 つの X 線像を利用するが、他の実施形態では他の画像化方法を用いてもよい。例えば、コンピュータ断層走査 (computed tomography scan) を用いて関連の骨およびこれに結合された磁気源 309 の三次元像を生成してもよい。典型的なコンピュータ断層撮影法の場合と同様、コンピュータ断層走査から得た複数の二次元画像から三次元画像を生成する。適当なソフトウェアフィルタおよび画像化アルゴリズムを利用して、関連の骨の輪郭、磁気源 309 の位置、および磁気源 309 と関連の骨との間の位置関係を上述のアルゴリズム 800 で用いられた仕方と同様な仕方

20

【0106】

図 24 に戻ってこれを参照すると、関連の骨の解剖学的構造をプロセスステップ 406 でいったん画像化すると、プロセスステップ 407 において、磁気センサ 350 それ自体に起因する誤差を求めて補償するのがよい。製造上の許容誤差、エージング、損傷、使用状況および他の要因に起因して、磁気センサ 350 は、磁界が存在していない状態でオフセット出力信号 (即ち、オフセット電圧) を発生する場合がある。磁気センサ 350 のオフセット出力信号が既知であれば、磁気センサ 350 のオフセットを磁気センサ 350 の測定値から減算することにより磁気センサ 308 の精度を向上させることができる。そのようにするため、磁気センサアレイ 308 を磁氣的に遮蔽されたケースまたはハウジング内に配置するのがよい。磁氣的に遮蔽されたケースは、ケースの内部に含まれる環境に実質的に磁界が無いように、相当な量の外部からの磁界を遮断するよう構成されている。一実施形態では、磁氣的に遮蔽されたケースは、ミューメタル材料、例えば、特定のニッケル合金で作られ、セラミックで作られまたは適当な遮蔽特性を備えた他の材料で作られる。磁気センサ 350 のオフセット電圧を補償するため、磁気センサアレイ 308 を磁氣的に遮蔽されたケース内に配置し、誤差補償ソフトウェアプログラムにより遠隔的にまたは自律的に作動させて磁気センサ 350 の出力信号を測定するのがよい。磁氣的に遮蔽されたケース内にそれほど磁界が無いので、磁気センサ 350 の出力信号は、オフセット電圧誤差を表している。オフセット電圧誤差をこのようにいったん求めると、磁気センサアレイ 308 の精度を向上させることができる。すなわち、センサ回路 328 は、かかるオフセット電圧を磁気センサ 350 の測定値から減算してオフセット誤差を計算に入れるよう構成されたものであるのがよい。プロセスステップ 407 を骨または骨の解剖学的構造の登録の実施前の任意の時点で行うことができることは理解されるべきである (以下のプロ

30

40

50

セスステップ410を参照)。特定の一実施形態では、プロセスステップ407は、プロセスステップ407と登録プロセスとの間における時間の経過の短縮により、誤差がドリフトまたは変化する恐れが減少するように、関連の骨の登録の直前に実行される。

【0107】

次に、プロセスステップ408において、磁気センサアレイ308, 500をコントローラ302により登録し、プロセスステップ409において、ナビゲーションセンサアレイを関連の骨の解剖学的構造に結合する。図24に示すように、プロセスステップ408, 409を互いに同時にまたは任意の順番で実行することができる。プロセスステップ404, 406とは異なり、プロセスステップ408は代表的には、整形外科手術手技の実施の直前に行われる。磁気センサアレイ308, 500を登録するため、アレイ308, 500を、反射センサアレイ336, 514がカメラユニット304で視認できるように、カメラユニット304の視野52内に位置決めする。コントローラ302が磁気センサアレイ308, 500をこれらに結合された反射センサアレイ336, 514により識別するよう適当な指令をコントローラ302に与える。すると、コントローラ302は、反射センサアレイ336, 514を用いて磁気センサアレイ308, 500の位置を突き止めることができる。

【0108】

プロセスステップ409において、ナビゲーションセンサアレイを患者の関連の1つまたは複数個の骨に結合する。ナビゲーションセンサアレイは、図2に示すと共に図2を参照して上述したセンサアレイ54とほぼ同じである。センサアレイ54と同様、ナビゲーションセンサアレイは、反射センサアレイ336, 514とほぼ同じ反射センサアレイであってよく、あるいは、電磁または高周波(RF)センサアレイであってよく、例えばワイヤレス送信器として具体化できる。ともかく、ナビゲーションセンサアレイは、ナビゲーションセンサアレイがカメラユニット304の視野内に位置するように、患者の関連の骨の解剖学的構造に結合される。コントローラ302は、ナビゲーションセンサアレイを利用して、骨の解剖学的構造がプロセスステップ410と関連して以下に説明するようにコンピュータ支援整形外科手術(CAOS)システム301によりいったん登録されると、骨の解剖学的構造の動きを割り出すようになっている。

【0109】

磁気センサアレイ308, 500をプロセスステップ408においてコントローラ302により登録し、ナビゲーションセンサアレイを関連の骨の解剖学的構造に結合した後、磁気源309が結合された患者の骨または骨の解剖学的構造をプロセスステップ410においてコントローラ302により登録する。そのようにするため、図26に示すように、磁気センサアレイ308, 500を動作させるアルゴリズム820を用いるのがよい。アルゴリズム820を任意の個数の磁気源として具体化された磁気源に用いることができると共に(あるいは)これに用いることができるよう容易に改造できることを理解した上で、アルゴリズム820を2つの磁石450として具体化された磁気源309と関連して以下に説明する。

【0110】

アルゴリズム820は、プロセスステップ822で始まり、このプロセスステップにおいて、磁気センサアレイ308, 500を位置決めする。磁気センサアレイ308を用いる場合、磁気センサアレイ308のセンサ回路328が磁石450の磁気モーメント上に位置決めされるように、磁気センサアレイ308をプロセスステップ822において第1の磁石450の磁界中に位置決めする。特定の一実施形態では、磁気センサアレイ308を中央の磁気センサ350₁(図20参照)が磁石450の磁気モーメントと実質的に同一の軸上に位置するように位置決めするのがよい。そのようにするため、センサ回路328は、磁気センサ350₁の出力をモニタするよう構成されているのがよい。例えば、例示の実施形態では、センサ回路328は、中央に位置した三次元磁気センサ350₁のX成分出力およびY成分出力をモニタするよう構成されているのがよい。磁気センサアレイ308は、測定したX成分測定値およびY成分測定値が最小値にある(または、しきい値

10

20

30

40

50

よりも低い)場合、磁石450の磁気モーメント上に位置決めされるよう決定される(即ち、磁気センサ350₁の敏感なフィールド点が磁石450の磁気モーメントと同一の軸上に位置または同一軸上の近くに位置する)。

【0111】

他の実施形態では、センサ回路328は、追加の磁気センサ350のX成分出力およびY成分出力をモニタするよう構成されているのがよい。例えば、センサ回路328は、所与の位置の磁石450の三次元磁束密度のX成分を測定するよう構成された全ての磁気センサ350(例えば、磁気センサ350₁~350₅, 350₁₅および350₁₇)の出力、および所与の位置の磁石450の三次元磁束密度のY成分を測定するよう構成された全ての磁気センサ350(即ち、磁気センサ350₁~350₅, 350₁₄および350₁₆)の出力をモニタするよう構成されているのがよい。例えば、センサ回路328は、かかるセンサの出力を合計し、かかる合計が最小値である場所を突き止めるよう構成されているのがよい。

10

【0112】

外科医が磁気センサアレイ308を位置決めするのを助けるため、センサ回路328は、表示器360を介して外科医にフィードバックをもたらしよう構成されているのがよい。例えば、センサ回路328により、X成分測定値の合計およびY成分測定値の合計が最小値に達したことが判定されると、センサ回路328は、表示器360を作動させるよう構成されているのがよい。このようにすると、外科医は、磁気センサアレイが磁石450に対してXY平面内で正しく位置決めされた時期が分かる。

20

【0113】

他の実施形態では、センサ回路328は、磁気センサアレイ308のアライメントされていない状態に適合するよう構成されるのがよい。例えば、磁気センサ350₁~350₅および磁気センサ350₁₄~350₁₇のX成分測定出力およびY成分測定出力に基づいて、センサ回路328は、どの磁気センサ350が磁石450の磁気モーメントと同一軸上にあるかまたは同一軸上に最も近くに位置するかを判定するよう構成されているのがよい。例えば、磁気センサ350₅(図20参照)のX成分測定出力およびY成分測定出力がほぼゼロでありまたは最小の状態にある場合、センサ回路328は、磁気センサ350₅の敏感なフィールド点が磁石450の磁気モーメントと同一軸上に位置または同一軸上の近くに位置していることを判定することができる。外科医またはユーザに磁気センサ308を再位置決めさせるのではなく、センサ回路328は、センサボード370に対する磁石450の磁気モーメントのX-Yオフセットに合わせて磁気センサ350の測定値を調節するよう構成されているのがよい。

30

【0114】

プロセスステップ822において、磁気センサアレイ308を磁石450に対してZ軸に沿って位置決めしてもよい。すなわち、磁気センサアレイ308をZ軸に沿って磁石450から磁石450の磁気モーメントによって定められる距離遠くのところに位置決めする。磁気センサアレイ308を、磁気センサ350が飽和状態にならないように、磁石450から少なくとも最小距離のところに位置決めする。加うるに、測定された磁束密度が磁気センサ350のノイズフロアよりも高い(即ち、バックグラウンド磁気「ノイズ」から磁気センサ350により識別されるのに十分な場合の磁束密度)ように、磁気センサアレイ308を磁石450から最大距離の範囲内に位置決めする。センサ回路328は、磁気センサ350が飽和しているかどうかまたは磁気センサ350の出力がセンサ350のノイズフロアよりも低いかどうかを判定するために磁気センサ350の出力をモニタするよう構成されているのがよい。センサ回路328は、磁気センサアレイ308が磁石450に対してZ軸に関し正しく位置決めされていれば、外科医または磁気センサアレイ308のユーザに警報を出すよう構成されているのがよい。アルゴリズム400のプロセスステップ404に関して上述したように、磁気センサアレイ308が用いられる最大距離もまた、磁気源309を形成する個々の磁石450相互間の最小距離を定める(即ち、磁石450は、一実施形態では、磁気センサアレイ308の最大測定距離の2倍以上の距離だ

40

50

け離される)。

【0115】

変形例として、磁気センサアレイ500は、検出ヘッド504, 506(およびセンサ回路510)の各々が磁石450のうちの1つの磁界中に位置決めされるようアレイ500を位置決めすることにより患者の骨を登録するよう使用されることができる。すなわち、磁気センサアレイ500を、各センサ回路510がそれぞれの磁石450の磁気モーメントと同一軸上にあるように位置決めする。磁気センサアレイ308と関連して上述したように、検出ヘッド504, 506の各々を中央の磁気センサ350₁が各磁石450の磁気モーメントと実質的に同一軸上に位置するように位置決めするのがよい。そのようにするため、各センサ回路510は、それぞれの磁気センサ350₁のX成分測定出力およびY成分測定出力をモニタし、かかる測定値が最小の大きさにあるかまたは所定のしきい値を下回っているかどうかを判定するよう構成されているのがよい。変形例として、磁気センサアレイ308と関連して上述したように、センサ回路510は、個々の磁気センサ350のどれが磁石450の磁気モーメントと同一軸上にあるかまたは同一軸上の最も近くにあるかを判定し、それに応じて残りの磁気センサ350の磁界測定値を調節することにより磁石450に対するセンサ回路510の非アライメント状態に適合するよう構成されているのがよい。さらに、磁気センサアレイ308と同様、磁気センサアレイ500のセンサ回路510は、いつ磁気センサアレイ500が磁石450に対してZ軸に関し正しく位置決めされているかを判定するよう構成されているのがよい。すなわち、センサ回路510は、磁気センサ350が飽和しているかどうかまたは磁気センサ350の出力がセンサのノイズフロアよりも低いかどうかを判定し、磁気センサアレイ500がそれに基づいて正しく位置決めされているかどうかを判定するために磁気センサ350の出力をモニタするよう構成されているのがよい。

【0116】

磁気センサアレイ308, 500をいったん正しく位置決めすると、プロセスステップ824において、磁気センサアレイ308, 500に対する磁気源309(即ち、磁石450)の位置を突き止める。そのようにするため、磁気センサアレイ308, 500(即ち、センサ回路328, 510)は、図27に示すように磁気源の位置を突き止めるアルゴリズム830を実行するのがよい。

【0117】

アルゴリズム830は、プロセスステップ831, 832で始まる。図27に示すように、プロセスステップ831, 832を互いに同時にまたは任意の順番で実行することができる。プロセスステップ831において、磁気センサ350の測定値に誤差を生じさせる場合のある望ましくない環境磁界を測定する。磁気センサ350の測定値の精度を向上させるには、これら望ましくない有害因子について磁気センサアレイ308を補償するのがよい。プロセスステップ831で測定された環境磁界は、地球の磁界や手術室内に設置された他の機器、電気ケーブル、鉄構造物、乗り物により生じる磁界および磁気源309とは異なる源により生じ、磁気源309により生じた磁界と干渉する場合のある他の浮遊磁界または望ましくない磁界を含む場合がある。例えば、地球の磁界は、磁気源309により生じた磁界と干渉する(即ち、強め合うように干渉しまたは弱め合うように干渉することにより磁気センサ350の測定値に悪影響を及ぼす場合がある。地球の磁界は、連続的に変化しているので、磁気センサ350にとって固定された調整値またはオフセットは役に立たない。しかしながら、図21および図22と関連して上述したように、遠隔磁気センサ386を用いることにより、地球の磁界の影響を計算に入れることができる。すなわち、遠隔磁気センサ386が磁気センサアレイ308のセンサ回路328から離れて設けられているので、磁気源309により生じる磁界は、遠隔磁気センサ386の測定値に対し最小限の影響しか及ぼさない。したがって、遠隔磁気センサ386の測定値は、主として、地球の磁界および例えば手術室内に設置された他の手術機器により生じる他の環境磁界等に応答して生じる。したがって、プロセスステップ831において、遠隔磁気センサ386の測定値をサンプリングする。

【0118】

プロセスステップ832において、種々の位置における磁石450の三次元磁束密度の成分を測定する。そのようにするため、磁気センサ350の各々の出力をサンプリングする。図20と関連して上述したように、磁気センサ350のうちの幾つかは、三次元磁気センサであり、従って、所与の位置における磁石450の磁束密度の各成分の大きさを測定する。他の磁気センサ350は、一次元磁気センサであり、磁束密度のたった1つの成分の大きさを測定するよう構成されている。図20の例示の実施形態では、全部で27の成分測定値が磁気センサ350（即ち、5つの三次元磁気センサおよび12個の一次元磁気センサ）によって得られる。磁界測定値を以下に説明するように後で処理するために適当な記憶装置に格納するのがよい。磁気センサ350のサンプリングレートは、処理回路352によって使用可能なまたは持続できるレートのものであるのがよい。

10

【0119】

磁気センサ350の測定プロセスの所定の期間と同時にまたはその期間中（例えば、アルゴリズム820のプロセスステップ822における磁気センサアレイ308の位置決め中またはアルゴリズム830のプロセスステップ832中）、センサ回路328は、多くの試験手技を実行するよう構成されているのがよい。そのようにするため、センサ回路328は、1つまたは2つ以上の試験用アルゴリズムを実行するよう構成された1つまたは2つ以上の試験用回路を有するのがよい。例えば、試験用回路は、センサ回路328の供給電圧を測定し、供給電圧が所定の最小しきい値よりも低いまたは所定の最大しきい値よりも高い場合誤差を生じさせるよう構成されているのがよい。加うるに、センサ回路328は、磁気センサ350の出力をモニタし、センサ350の出力信号の電圧レベルが所定の最大しきい値よりも高い（即ち、磁気センサ350が飽和状態にある）または所定の最小しきい値よりも低い（即ち、磁気センサ350のノイズフロアよりも低い）場合、誤差を生じさせる（例えば、表示器を作動させて磁気センサアレイ308のユーザに警報を出す）よう構成されているのがよい。加うるに、幾つかの実施形態では、センサ回路328は、例えば温度のような要因等について磁気センサ350の測定値を補償しまたは調節する1つまたは2つ以上の補償回路を有するのがよい。

20

【0120】

次に、プロセスステップ833において、磁気センサ350の測定値を望ましくない環境磁界に関して補償しまたは調節する。そのようにするため、一実施形態では、遠隔磁気センサ386の測定値を差し引くことにより磁気センサ350の測定値を調節する。このようにすると、地球の磁界および他の環境磁界により生じた磁界の誤差を磁気センサ350により生じた測定データから調節し、主として磁気源309から生じた磁束密度を測定する際の磁気センサアレイ308の全体的精度を向上させる。

30

【0121】

プロセスステップ834において、磁石450の位置の初期予想を求める。初期予想は、磁石450の5つの自由度の値の予測を含む。すなわち、初期予想は、磁石450のX座標値、Y座標値、Z座標値、磁石450のX軸回りの θ （シータ）回転値、Y軸回りの ϕ （ファイ）回転値を含む。特定の一実施形態では、X座標値、Y座標値およびZ座標値は、磁石450のセントロイドに対する特定の磁気センサ350の座標値である。すなわち、X座標値、Y座標値およびZ座標値は、磁石450のセントロイドが座標系の中心として定められる（即ち、磁石450のセントロイドが点（0, 0, 0）のところに位置する）三次元座標系中の磁気センサ350の位置の予想値である。このように磁石450の場所を予想することにより、X座標予想値、Y座標予想値およびZ座標予想値に関して正の値を用いて磁束密度の計算を行うことができる。

40

【0122】

予想値は、任意の値であってよく、幾つかの実施形態では、測定プロセスで用いられる所定のシード値である。しかしながら、初期予想を磁石450の実際の位置の近くを選択することにより、アルゴリズム830の速度および精度を向上させることができる。そのようにするため、磁石450に対する磁気センサアレイ308、500の位置の知識を用

50

いるのがよい。すなわち、アルゴリズム 8 2 0 のプロセスステップ 8 2 2 で上述したように、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 を、アレイ 3 0 8 , 5 0 0 が磁石 4 5 0 の磁気モーメントと同一軸上に位置しまたは同一軸上の近くに位置するよう位置決めする。したがって、一実施形態では、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 に対する磁石 4 5 0 の場所の初期予想は、ゼロという予想 X 座標値およびゼロという予想 Y 座標値を含む。加うるに、磁石 4 5 0 の θ (シータ) 回転値および ϕ (ファイ) 回転値をゼロとして予想することができる (例えば、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 のセンサボード 3 7 0 が磁石 4 5 0 の長手方向軸線に垂直に位置決めされていると仮定できる)。Z 座標値もまた、ゼロに予想してもよい。しかしながら、追加の精度を得るため、Z 座標値は、磁気センサ 3 5 0 (即ち、磁石 4 5 0 の三次元磁界の Z ベクトルを測定するよう構成された磁気センサ 3 5 0) により測定された磁石 4 5 0 の磁束密度の Z ベクトルの平均磁束密度に基づいて予想できる。しかしながら、他の実施形態では、他の予想値を用いてもよい。

10

【 0 1 2 3 】

磁石 4 5 0 の初期予想位置をプロセスステップ 8 3 4 においていったん定めると、空間中の種々の点における磁石 4 5 0 の理論的三次元磁束密度の成分をプロセスステップ 8 3 6 で計算する。アルゴリズム 8 3 0 の最初の繰り返し中、プロセスステップ 8 3 4 で予想された磁石 4 5 0 の 5 つの自由度の値を用いて理論的三次元磁束密度の各成分を求める。しかしながら、プロセスステップ 8 4 2 と関連して以下に説明するように、アルゴリズム 8 3 0 の次の繰り返しの際、磁石 4 5 0 の 5 つの自由度の変更された予測値をプロセスステップ 8 3 6 で用いる。

20

【 0 1 2 4 】

磁石 4 5 0 の周りの空間中の一点の各センサ 3 5 0 の位置のところにおける磁石 4 5 0 の理論的三次元磁束密度は、任意適当な方程式および (または) アルゴリズムを用いて計算できる。特定の一実施形態では、以下の方程式を用いて磁石 4 5 0 の磁束密度成分 (即ち、X 成分、Y 成分および Z 成分) の大きさを計算する。

【 0 1 2 5 】

【数 1】

$$B_x = -\frac{\mu m \left[\frac{3x(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \cos(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

$$B_y = -\frac{\mu m \left[\frac{3y(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \sin(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

$$B_z = -\frac{\mu m \left[\frac{3z(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \cos(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

30

上式において、

40

μ は、自由空間の透磁率であり (即ち、約 $4 \times \pi \times 10^{-17} \text{ Wb A}^{-1} \text{ m}^{-1}$) であり、

m は、 A m^2 の単位で表した磁石 4 5 0 の磁気モーメントの大きさであり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \text{ (距離単位で表されている)}$$

である。

【 0 1 2 6 】

プロセスステップ 8 3 6 において理論的磁束密度をいったん計算すると、理論的磁束密度成分値とプロセスステップ 8 3 2 で求められた測定磁束密度値との誤差の和をプロセスステップ 8 3 8 において計算する。すなわち、各磁気センサ 3 5 0 に関し理論的磁束密度

50

成分値と測定磁束密度成分値の差を計算する。次に、各磁気センサ 350 に関する差の計算値を合計する。そのようにするため、特定の一実施形態では、次の目的関数を用いるのがよい。

【0127】

【数2】

$$F = \sum_{i=0}^n w_i (B_{th_i} - B_{me_i})^2$$

上式において、

n は、測定された磁束密度成分の個数であり、

B_{th} は、所与のセンサ位置のところにおける磁石 450 の i 番目の磁束密度成分の理論的大きさであり、

B_{me} は、所与の位置における磁石 450 の i 番目の磁束密度成分の測定された大きさであり、

w_i は、 i 番目の磁束密度成分に関する重み係数である。

重み係数 w_i を用いると、或る特定の磁気センサ 350 の効果を強調または最小限に抑えることができる。例えば、幾つかの実施形態では、センサボード 370 の中心寄りに位置決めされた磁気センサ 350 に、センサボード 370 の周囲寄りに位置決めされた磁気センサ 350 よりも高い重み係数を与えるのがよい。特定の一実施形態では、重み係数 w_i は、標準化された重み係数である（即ち、0 という値と 1 という値の範囲内にある）。加うるに、他の重み方式を用いてもよい。例えば、各重み係数 w_i は、 i 番目の磁束密度成分を測定する特定の磁気センサ 350 の磁界感度に基づくものであるのがよい。変形例として、重み係数 w_i は、各磁気センサ 350 に関してサンプルの所定の個数の平均で除算した標準偏差に基づくものであってもよい。他の実施形態では、重み係数 w_i を用いて飽和状態にありまたは磁気センサ 350 のノイズフロアを下回っているセンサを選択的に無視することができる。さらに、これら重み方式の組み合わせを幾つかの実施形態において使用できる。

【0128】

プロセスステップ 840 において、アルゴリズム 830 は、プロセスステップ 838 で求められた目的関数の値が所定のしきい値よりも低いかどうかを判定する。所定のしきい値は、目的関数がしきい値をいったん下回ると、磁気センサアレイ 308, 500 に対する磁気源 309（即ち、磁石 450）の位置が許容誤差レベル内で知られるように選択される。特定の一実施形態では、所定のしきい値は、0.0 である。しかしながら、所定のしきい値上またはその下へのアルゴリズム 830 の収束速度を増大させるため、他の実施形態では、0.0 よりも大きなしきい値を用いてもよい。

【0129】

目的関数（即ち、誤差の合計）が所定のしきい値を下回っていることが判定された場合、アルゴリズム 830 は、実行を完了する。しかしながら、目的関数がプロセスステップ 840 において所定のしきい値よりも大きいと判定されると、アルゴリズムは、プロセスステップ 842 に進む。プロセスステップ 842 において、磁気源の位置の予想を調節する。すなわち、アルゴリズム 830 の最初の繰り返しの際、磁石 450 の X 座標値、Y 座標値、Z 座標値、X 軸回りの θ （シータ）回転値、および Y 軸回りの ϕ （ファイ）回転値に関する初期予想を調節する。小域的最適化アルゴリズムまたは大域的最適化アルゴリズムを用いるのがよい。任意適当な小域的または大域的最適化アルゴリズムを用いることができる。

【0130】

磁石 450 の位置に関する新たな推定（5つの自由度における）がいったん求められると、アルゴリズム 830 は、プロセスステップ 836 にループバックし、このプロセスステップにおいて、プロセスステップ 842 において計算された新たな予想を用いて理論的磁束密度成分値を求める。このように、アルゴリズム 830 は、目的関数が所定のしきい

値にまたはこれ以下に収斂するまで小域的 / 大域的最適化アルゴリズムを用いて繰り返しループを実行する。上述したように、目的関数がこのようにいったん収斂すると、磁石 450 の 5 つの自由度が分かる。

【0131】

幾つかの実施形態では、アルゴリズム 800 は、磁気センサアレイ 308, 500 によってのみ実行されることは理解されるべきである。しかしながら、他の実施形態では、磁気センサアレイ 308, 500 は、プロセスステップ 832 において磁石 450 の磁束密度成分を測定するためにのみ構成されるのがよい。かかる実施形態では、プロセスステップ 834 ~ 842 は、コントローラ 302 によって実行される。そのようにするため、磁気センサアレイ 308, 500 のセンサ回路 328, 510 は、各磁気センサ 350 の磁界測定値をコントローラ 302 に送るよう構成されている。

10

【0132】

次に図 26 に戻ってこれを参照すると、磁気源 309 の各磁石 450 の位置 (即ち、5 つの自由度) をプロセスステップ 822, 824 においていったん突き止めると、プロセスステップ 826 において、磁気源 309 (即ち、磁石 450) の 5 つの自由度を表す位置データをコントローラ 302 に送る。位置データは、求めた 5 つの自由度 (即ち、磁石 450 の X 座標値、Y 座標値、Z 座標値、 θ (シータ) 回転値および ϕ (ファイ) 回転値の大きさ) を表すことができる任意のタイプのデータとして具体化できる。

【0133】

磁気センサアレイ 308, 500 によって受け取られた位置データに応答して、コントローラ 302 は、患者の関連の骨の解剖学的構造の位置 (即ち、6 つの自由度) を求める。そのようにするため、コントローラ 302 は、図 28 に示すようなアルゴリズム 420 を実行するのがよい。アルゴリズム 420 は、例えば記憶装置 316 に格納されたソフトウェアまたはファームウェアとして具体化できる。アルゴリズム 420 は、プロセスステップ 422, 426 で始まる。図 28 に示すように、プロセスステップ 422, 426 は、互いに同時にまたは任意の順番で実行されてよい。

20

【0134】

プロセスステップ 422 において、コントローラ 302 は、通信リンク 326 を介して磁気センサアレイ 308, 500 から位置データを受け取る。上述したように、位置データは、磁気センサアレイ 308, 500 に対する磁気源 309 (即ち、磁石 450) の位置を表している。例示の実施形態では、位置データは、磁気源 309 の 5 つの自由度 (即ち、X 座標値、Y 座標値、Z 座標値、 θ (シータ) 回転値および ϕ (ファイ) 回転値) を定める係数値として具体化されている。位置データが磁気センサアレイ 308, 500 からいったん受け取られると、コントローラ 302 は、位置データを記憶装置 316 に格納するのがよい。

30

【0135】

プロセスステップ 424 において、コントローラ 302 は、磁気センサアレイ 308, 500 の位置を突き止める。そのようにするため、コントローラ 302 は、通信リンク 310 を介してカメラユニット 304 から画像を受け取る。画像中の反射センサアレイ 336, 514 の位置を分析することにより、コントローラ 302 は、コンピュータ支援整形外科手術 (CAOS) システム 301 に対する (例えば、カメラ 304 および (または) コントローラ 302 に対する) 関連の磁気センサアレイ 308, 500 の位置を突き止める。

40

【0136】

次に、プロセスステップ 426 において、コントローラ 302 は、コンピュータ支援整形外科手術 (CAOS) システム 301 に対する磁気源 309 の位置 (即ち、5 つの自由度) を突き止める。そのようにするため、コントローラ 302 は、磁気センサアレイ 308, 500 に対する磁気源 309 の 5 つの自由度およびプロセスステップ 424 で突き止められたコンピュータ支援整形外科手術 (CAOS) システム 301 に対する磁気センサアレイ 308, 500 の位置を表す位置データを用いる。即ち、コントローラ 302 が、

50

コンピュータ支援整形外科手術（ＣＡＯＳ）システム３０１の座標系内で磁気センサレイ３０８，５００の位置を突き止め、磁気センサレイ３０８，５００が、アレイ３０８，５００それ自体に対する磁気源３０９の位置を突き止めているので、コントローラ３０２は、適当なアルゴリズム（例えば、ベクトル追加アルゴリズム）で位置データの２つの形態を組み合わせることにより、コンピュータ支援整形外科手術（ＣＡＯＳ）システム３０１の座標系内での（即ち、ＣＡＯＳシステム３０１に対する）磁気源３０９の位置を突き止めることができる。

【０１３７】

しかしながら、磁気センサレイ、３０８，５００が磁気源３０９（即ち、磁気源３０９を具体化した磁石４５０の各々）の５つの自由度のみを突き止めているので、コントローラ３０２は、６番目の自由度を求めるよう構成されている。これを促進するために、プロセスステップ４２８において、コントローラ３０２は、アルゴリズム４００のプロセスステップ４０６で得られた骨の解剖学的構造の３次元画像を検索して取り出す。プロセスステップ４０６と関連して上述したように、コントローラ３０２は、画像をデータベース３１８および（または）遠隔データベース３２０から検索して取り出すことができる。画像を任意適当な判断基準に基づいて検索して取り出すことができる。例えば、一実施形態では、画像は、患者の識別データに基づいて検索して取り出される。かかる実施形態では、患者の識別データを整形外科手術手技の実施に先立ってコントローラ３０２に提供するのがよい。コントローラはまた、任意個数の生成された画像をも検索して取り出すことができる。生成された画像は、磁気源３０９（即ち、２つの磁石４５０）の指標または画像、および骨の解剖学的構造に対するその位置を含む。

【０１３８】

プロセスステップ４３０において、コントローラ３０２は、プロセスステップ４２６において突き止められた磁気源３０９の位置に基づく場所および向き、ならびにプロセスステップ４２８において検索して取り出された骨の画像に基づく表面輪郭を有する骨の解剖学的構造の図式的描画像を作成する。しかしながら、上述したように、アルゴリズム８２０において磁気源３０９の５つの自由度のみを突き止めてコントローラ３０２に送っているので、コントローラ３０２は、磁気源３０９の６番目の自由度を突き止めなければならない（または、検索して取り出さなければならない）。幾つかの実施形態では、６番目の自由度は、コントローラ３０２によって既に突き止められまたは知られている。例えば、磁石４５０が互いに対して所定の角度をなして関連の骨の中に植え込まれる実施形態では、かかる所定の角度を第６番目の自由度としてコントローラ３０２に提供するのがよい。変形例として、関連の骨の解剖学的構造および磁気源３０９の３次元画像が図２５と関連して上述したアルゴリズム８００を用いて求められる実施形態では、磁石４５０を互いに対して位置決めする行列をプロセスステップ８１０において決定しておくのがよい。

【０１３９】

しかしながら、幾つかの実施形態では、コントローラ３０２は、プロセスステップ４３０において、磁石４５０を互いに対して位置決めする行列を求めるよう構成されているのがよい。そのようにするため、コントローラ３０２は、図２９に示すように磁石４５０の６番目の自由度を求めるアルゴリズム８５０を実行するのがよい。アルゴリズム８５０は、プロセスステップ８５２で始まり、このプロセスステップにおいて、コントローラ３０２は、磁石４５０のうちの最初の１つの位置を突き止める。磁石４５０の位置は、磁石４５０の５つの自由度によって定められる。コンピュータ支援整形外科手術（ＣＡＯＳ）システム３０１に対する第１の磁石４５０の５つの自由度は、プロセスステップ４２６においてコントローラ３０２によって前もって決定されている。したがって、５つの自由度を定める値がコントローラ３０２によって格納されている場合、かかる値は、プロセスステップ８５２においてコントローラ３０２によって検索して取り出される。次に、プロセスステップ８５４において、コントローラ３０２は、磁石４５０の２番目のものの位置を突き止める。この場合もまた、コントローラ３０２は、プロセスステップ４２６において第２の磁石４５０の５つの自由度を既に決定しており、格納されていれば、プロセスステッ

プ 8 5 4 においてこれらを表す値を検索して取り出す。

【 0 1 4 0 】

次に、プロセスステップ 8 5 6 において、コントローラ 3 0 2 は、アルゴリズム 4 2 0 のプロセスステップ 4 2 8 で検索して取り出された 3 次元画像を数学的に回転させるよう構成されている。3 次元画像を第 2 の磁石 4 5 0 の位置がステップ 8 5 4 で定められた第 2 の磁石 4 5 0 の初期位置に等しくなるまで第 1 の磁石 4 5 0 の固定された位置回りに回転させる。プロセスステップ 8 5 8 において、コントローラ 3 0 2 は、所要の回転量に基づいて 6 番目の自由度を求める。3 次元画像を 6 番目の自由度を求めるよう 3 つ全ての直交軸線回りに回転させるのがよいことは理解されるべきである。

【 0 1 4 1 】

磁気源 3 0 9 の 6 つの自由度をいったん求めると、プロセスステップ 4 3 0 において、骨の解剖学的構造の描画像を、磁気源 3 0 9 の 6 つの自由度、およびプロセスステップ 8 0 8 において求められた磁気源と骨の解剖学的構造との間の位置関係を表すデータに基づいて生成することができる。すなわち、磁気源 3 0 9 の 6 つの自由度が既知でありかつ骨の解剖学的構造と磁気源 3 0 9 との間の位置関係が既知なので、骨の解剖学的構造の 6 つの自由度を求めることができる。通信リンク 3 1 2 を用いて描画像を表示装置 3 0 6 で外科医またはシステム 3 0 0 の他のユーザに表示するのがよい。

【 0 1 4 2 】

図 2 4 のアルゴリズム 4 0 0 に戻ってこれを参照すると、骨の解剖学的構造をプロセスステップ 4 1 0 において登録した後、プロセスステップ 4 1 2 において磁気源 3 0 9 を患者の骨から取り外すのがよい。そのようにするため、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 を用いて磁気源 3 0 9 を形成する磁石 4 5 0 の場所を突き止めるのがよい。例えば、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 を、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 の表示器 3 6 0 が作動されるまで患者の皮膚上を横切って動かす、かかる作動により、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 が磁石 4 5 0 のうちの少なくとも 1 つの磁界の中に位置していることが分かる。次に、適当な手術手技を用いて磁石 4 5 0 を取り出すのがよい。このようにすると、磁石 4 5 0 の磁界は、整形外科手術手技の実施を妨げることがないようになる。例えばナビゲーションセンサアレイが、反射センサアレイではなくワイヤレス送信器（即ち、電磁センサアレイ）として具体化されている実施形態では、磁気源 3 0 9 を整形外科手術手技の実施に先立って患者の骨から取り出してセンサアレイ 5 4 の動作に対する磁氣的な干渉を回避するのがよい。変形例として、磁気源 3 0 9 が整形外科手術手技の実施中患者の骨に結合されたままである場合、骨を任意の時点でかつ手技中必要なほど頻繁に登録するのがよい。

【 0 1 4 3 】

次に、プロセスステップ 4 1 4 において、整形外科手術手技を行うのがよい。関連の骨の解剖学的構造の画像を用いて整形外科手術手技を行い、これら画像は、骨の解剖学的構造に結合されたナビゲーションセンサアレイから受け取った視覚データに基づく位置および向きで表示装置 3 0 6 上に表示され、ナビゲーションセンサアレイに関する相対的な向きおよび位置は、磁気センサアレイ 3 0 8 , 5 0 0 から受け取った位置データに基づいて突き止められ、骨の解剖学的構造の生成された画像は、この解剖学的構造に結合された磁気源 3 0 9 の位置の指標を有している。外科医は、システム 3 0 0 を用いて図 1 ~ 図 1 7 に示すと共に図 1 ~ 図 1 7 を参照して上述した C A O S システム 1 0 とほぼ同じ仕方で整形外科手術プロセスをナビゲートして進むのがよい。例えば、骨の解剖学的構造に関するナビゲーションは、骨の解剖学的構造に結合された反射センサアレイ、例えば、図 3 の脛骨アレイ 6 0 とほぼ同じ反射センサアレイを用いることによって容易になりうる。しかしながら、患者の骨の解剖学的構造を登録するこのアルゴリズム 4 0 0 は、図 6 に示すと共に図 6 を参照して上述したアルゴリズム 1 0 0 のプロセスステップ 1 0 6 に完全にまたは部分的に取って代わることができることは理解されるべきである。

【 0 1 4 4 】

次に図 3 5 を参照すると、別の実施形態において、コンピュータ支援手術システムを用

10

20

30

40

50

いて患者の骨を登録する磁気センサ装置 600 が、支持フレーム 602 と、第 1 の磁気センサアレイ 604 と、第 2 の磁気センサアレイ 606 とを有している。装置 600 は、反射センサアレイ 630 を更に有し、この反射センサアレイは、磁気センサアレイ 308 の反射センサアレイ 336 とほぼ同じである。反射センサアレイ 630 は、多数個の反射要素 632 を有し、この反射センサアレイは、装置 600 の相対位置を突き止めるためにコントローラ 302 によって用いられる。磁気センサアレイ 604 は、アーム部分 610 および検出ヘッド部分 612 を有している。これと同様に、磁気センサアレイ 606 は、アーム部分 614 および検出ヘッド部分 616 を有している。磁気センサアレイ 604 , 606 は、各々、カプラ 608 を介して支持フレーム 602 に可動的に結合されている。カプラ 608 により磁気センサアレイ 604 , 606 を支持フレーム 602 回りに回転させることができる。

10

【0145】

加うるに、磁気センサアレイ 604 , 606 を支持フレーム 602 に対して並進させることができる。例えば、磁気センサアレイ 604 のヘッド部分 612 を長手方向軸線 618 に沿って支持フレーム 602 から遠ざけたりこれに近付けたりすることができる。これと同様に、磁気センサアレイ 606 のヘッド部分 616 を長手方向軸線 620 に沿って支持フレーム 602 から遠ざけたりこれに近付けたりすることができる。磁気センサアレイ 604 , 606 を支持フレーム 602 に対して回転させると共に（あるいは）並進させることにより、検出ヘッド部分 612 , 616 の各々を患者の骨に結合された別々の磁石によって生じる磁界中に位置決めすることができる。例えば、装置 600 を用いると、検出ヘッド 612 , 616 を図 35 に示すように患者の脚 622 の脛骨および大腿骨内に埋め込まれた磁石によって生じる磁界中に位置決めすることができる。したがって、装置 600 を用いると、患者の単一の骨または別々の骨の中に植え込まれた多くの磁石 450 として具体化された磁気源、例えば磁気源 309 の磁界を検出することができる。他の実施形態では、装置 600 は、任意個数の磁石により生じた磁界を測定できるように、各々が支持フレームに固定された追加の磁気センサアレイを含んでよい。

20

【0146】

磁気センサアレイ 604 , 606 は各々、磁気センサアレイ 604 , 606 の検出ヘッド部分 612 , 616 内に設けられたセンサ回路 650 を有する。図 36 に示すように、各センサ回路 650 は、磁気センサ配列 651 を有する。磁気センサ配列 651 は、1 つまたは 2 つ以上の磁気センサ 652 を有する。各センサ回路 650 は、相互接続部 656 を介して磁気センサ 652 に電氣的に結合された処理回路 654、相互接続部 660 を介して処理回路 654 に電氣的に結合された送信器 658、相互接続部 664 を介して処理回路 654 に電氣的に結合された角度センサ 662、および相互接続部 668 を介して処理回路 654 に電氣的に結合された距離センサ 666 を更に有する。相互接続部 656、660、664、668 は、処理回路 654、センサ 652、送信器 658、角度センサ 662、および距離センサ 666 の間の電氣的接続をもたらすことができる任意タイプの相互接続部、例えば電線、ケーブル、PCB トレース等として具体化できる。

30

【0147】

センサ回路 328 と同様、センサ回路 650 に含まれている磁気センサ 652 の個数は、例えば用いられる磁気センサのタイプ、特定の用途および（または）磁気センサアレイ 604 , 606 の形態のような判断基準で決まる場合がある。例えば、センサ回路 650 は、センサ回路 650 が磁気源の磁界を三次元で検出または測定できるように任意の数または形態の一次元磁気センサ、二次元磁気センサおよび（または）三次元磁気センサを含むのがよい。

40

【0148】

加うるに、磁気センサ 652 は、磁気源により生じた磁界を検出または測定できる任意タイプの磁気センサとして具体化できる。例えば、磁気センサ 652 は、超伝導量子干渉素子（SQUID）型磁気センサ、異方性磁気抵抗（AMR）型磁気センサ、巨大磁気抵抗（GMR）型磁気センサ、ホール効果型磁気センサまたは磁気源の三次元磁界を検出

50

しまたは測定できる任意の他のタイプの磁気センサとして具体化できる。特定の一実施形態では、磁気センサは、スイス国チューリッヒ所在のゼニズ・ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクテル・ハフツング (SENIS GmbH) から市販されているX-H3X-xx__E3C-25HX-2.5-0.2T Three Axis Magnetic Field Transducersとして具体化される。磁気センサ 6 5 2 は、磁気源の三次元磁界を定める多数のデータ値 (例えば、電圧レベル) を生じさせるよう構成されている。これらデータ値は、相互接続部 6 5 6 を介して処理回路 6 5 4 に送られる。

【 0 1 4 9 】

幾つかの実施形態では、各センサ回路 6 5 0 の磁気センサ配列 6 5 1 は、磁気センサ配列 3 4 8 と実質的に同様である。例えば、磁気センサ配列 6 5 1 は、図 2 0 に示すと共に図 2 0 を参照して上述した磁気センサ 3 5 0 およびセンサボード 3 7 0 と同様に、センサボードに固定された 1 7 個の磁気センサ 6 5 2 を有するのがよい。

10

【 0 1 5 0 】

処理回路 6 5 4 は、磁気センサ 6 5 2 から受け取ったデータ値に基づいて磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 に対する磁気源 3 0 9 の位置を突き止めるよう構成された電気装置および回路の集成体として具体化されたものであるのがよい。例えば、処理回路 6 5 4 は、任意個数のプロセッサ、マイクロコントローラ、デジタル信号プロセッサおよび (または) 他の電子装置および回路を含むのがよい。加うるに、処理回路 6 5 4 は、ソフトウェア/ファームウェアコード、データ値およびアルゴリズムを格納する 1 つまたは 2 つ以上の記憶装置を有するのがよい。

20

【 0 1 5 1 】

処理回路 6 5 4 は、磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 に対する磁気源 3 0 9 (例えば、磁石 4 5 0) の位置を表す位置データを求めるよう構成されている。そのようにするため、処理回路 6 5 4 は、磁気源 3 0 9 の 5 つの自由度または 6 つの自由度の値を求めるのがよい。位置データは、磁気源 3 0 9 の相対位置 (すなわち、場所および向き) を突き止めるためにコントローラ 3 0 2 によって使用できる係数値または他のデータとして具体化されたものであるのがよい。処理回路 6 5 4 は、通信リンク 3 2 6 を介して位置データをコントローラ 3 0 2 に送るよう相互接続部 6 6 0 を介して送信器 6 5 8 を制御する。

【 0 1 5 2 】

角度センサ 6 6 2 および距離センサ 6 6 6 は、磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 の運動を測定し、かかる測定値をそれぞれ相互接続部 6 6 4 , 6 6 8 を介して処理回路 6 5 4 に送るよう構成されている。例えば、角度センサ 6 6 2 は、垂直基準軸線 6 7 0 と磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 がそれぞれなす角度 6 7 2 , 6 7 4 を測定する。このようにすると、角度センサ 6 6 2 は、磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 が、基準軸線 6 7 0 から旋回した角度距離の量を測定する。これと同様に、距離センサ 6 6 6 は、軸線 6 1 8 , 6 2 0 に沿うそれぞれの磁気センサアレイ 6 1 2 , 6 1 6 の並進距離を測定する。すなわち、距離センサ 6 6 6 は、磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 のヘッド部分 6 1 2 , 6 1 6 が基準点、例えばカブラ 6 0 8 から長手方向軸線 6 1 8 , 6 2 0 に沿って動いた直線距離の量を測定する。処理回路 6 5 4 は、角度センサ 6 6 2 および距離センサ 6 6 6 からそれぞれ角度データおよび距離データを受け取る。次に、処理回路 6 5 4 は、送信器 6 5 8 を用いてこのデータを磁気源の相対位置を表す位置データと共にコントローラ 3 0 2 に送る。したがって、図 3 5 および図 3 6 に示す例示の装置 6 0 0 は、各センサ回路 6 5 0 に設けられた送信器を有する。しかしながら、他の実施形態では、装置 6 0 0 は、全てのデータをコントローラ 3 0 2 に送る単一の送信器を有してもよい。かかる実施形態では、センサ回路 6 5 0 および磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 は、各センサ回路 6 5 0 により求められた角度データ、距離データおよび位置データを伝送するよう互いに通信するよう構成されたものであるのがよい。

30

40

【 0 1 5 3 】

幾つかの実施形態では、センサ回路 6 5 0 は、表示器 6 8 0 を更に有するのがよい。表示器 6 8 0 は、任意タイプの表示器として具体化でき、かかる表示器としては、視覚表示

50

器、可聴表示器および（または）触覚表示器が挙げられる。表示器 680 は、相互接続部 682 を介して処理回路 654 に電氣的に結合され、この相互接続部 682 は、相互接続部 656、660、664、668 とほぼ同じである。かかる実施形態では、処理回路 654 は、磁気センサアレイ 604、606 が磁気源の磁界中に位置決めされると、表示器 680 を作動させるよう構成されている。例えば、処理回路 654 は、磁気センサ 652 により検出された磁束密度をモニタし、この磁束密度が所定のしきい値に達しまたはこれを超えると、表示器 680 を作動させるよう構成されたものであるのがよい。このように、磁気センサアレイ 604、606 が磁気源（即ち、磁気源の一部を形成する磁石）の磁界中に位置決めされるまで、アレイ 604、606 を支持フレーム 602 に対して旋回させると共に並進させて、磁気センサアレイ 604、606 を位置決めしてよい。そのようにいったん位置決めすると、表示器 680 は、外科医にセンサアレイ 604、606 が正しく位置決めされたことを知らせるよう作動させられることになる。

10

【0154】

さらに、幾つかの実施形態では、センサ回路 650 は、登録ボタン 684 を有するのがよい。登録ボタン 684 を、このボタン 684 が装置 600 のユーザにより選択できるように、磁気センサアレイ 604、606 の外面に設けていてよい。ボタン 684 は、任意のタイプのボタン、例えば、押しボタン、トグルスイッチ、ソフトウェア実行タッチ画面ボタン等として具体化できる。登録ボタン 684 は、相互接続部 686 を介して処理回路 654 に電氣的に結合され、この相互接続部 686 は、相互接続部 656、660、664、668 とほぼ同じであるのがよい。登録ボタン 684 の機能は、センサ回路 328 の登録ボタン 364 の機能と実質的に同一である。すなわち、登録ボタン 684 は、位置データおよび（または）磁気センサ 652 の測定値をコントローラ 302 に送るよう装置 600 のユーザ、例えば整形外科医によって選択できる。幾つかの実施形態では、単一の登録ボタン 684 を設け、磁気センサアレイ 604、606 の両方の位置データを互いに同時に送るよう整形外科医がこの単一の登録ボタンを選択できるのがよい。

20

【0155】

次に図 37 および図 38 を参照すると、アルゴリズム 700 が、CAOS システム、例えばコントローラ 302 を用いて患者の 1 つまたは複数個の骨を登録するよう装置 600 とともに使用されてよい。アルゴリズム 700 は、装置 600 および 2 つの磁石 450 として具体化された磁気源 309 の使用と関連して以下に説明する。しかしながら、任意個数の磁石を備えた他の磁気源を用いてもよい。加うるに、アルゴリズム 400 のプロセスステップ 402、404、406 とほぼ同じ初期ステップは、説明を分かりやすくするためにアルゴリズム 700 から省かれている。しかしながら、かかるステップはアルゴリズム 700 にも使用できることは理解されるべきである。例えば、装置 600 の個々の磁気センサアレイ 604、606 は、環境磁界効果および（または）磁気センサ 650 のオフセット電圧を補償するよう較正されるのがよい。加うるに、磁気源 309 は、プロセスステップ 404 と関連して先に詳細に説明したように、アルゴリズム 700 の実行に先立って、患者の関連の骨の解剖学的構造に結合されまたはその骨の中に植え込まれる。さらに、磁気源 309 が結合された骨の画像をアルゴリズム 700 の実行に先立って生成する。そのようにするため、図 25 に示すと共に図 25 を参照して上述したアルゴリズム 800 を用いるのがよい。

30

40

【0156】

アルゴリズム 700 は、プロセスステップ 702 で始まり、このプロセスステップにおいて、装置 600 をコントローラ 302 で登録する。装置 600 を登録するため、反射センサアレイ 630 がカメラユニット 304 によって視認できるように、装置 600 をカメラユニット 304 の視界中に位置決めする。特定の一実施形態では、装置 600 は、手術室の天井もしくは壁または整形外科手術手技が行われる手術室の手術台に固定される。したがって、カメラユニット 304 は、装置 600 がカメラユニット 304 の視界に入るように位置決めされるのがよい。コントローラ 302 が装置 600 に結合された反射センサアレイ 630 により装置 600 を識別するよう適当な指令がコントローラ 302 に与えら

50

れる。すると、コントローラ 302 は、反射センサアレイ 630 を用いて装置 600 の相対位置を突き止めることができる。

【0157】

装置 600 をコントローラ 302 でいったん登録すると、プロセスステップ 704 において、第 1 の磁気センサアレイ 604 を位置決めする。磁気センサアレイ 604 を磁気センサアレイ 604 のセンサ回路 650 が磁気源 309 の一部を形成する第 1 の磁石 450 により生じる磁界中に配置されるように位置決めする。次に、プロセスステップ 706 において第 2 の磁気センサアレイ 606 を位置決めする。磁気センサアレイ 604 と同様、磁気センサアレイ 606 を磁気センサアレイ 606 のセンサ回路 650 が磁気源 309 の一部を形成する第 2 の磁石 450 により生じる磁界中に配置されるように位置決めする。アレイ 604, 606 をフレーム 602 周りに動かすことにより（即ち、回転させたり並進させたりすることにより）磁気センサアレイ 604, 606 を位置決めするのがよい。図 36 と関連して上述したようにセンサ回路 650 の表示器 680 を用いることにより磁気センサアレイ 604, 606 をそのように位置決めするのがよい。

【0158】

磁気センサアレイ 604, 606 を図 26 に示すアルゴリズム 820 と関連した上述の磁気センサアレイ 308 の仕方と同様な仕方で位置決めするのがよい。すなわち、磁気センサアレイ 604, 606 を各センサ回路 650 がそれぞれの磁石 450 の磁気モーメントと同一軸上に位置するように位置決めする。磁気センサアレイ 308 と関連して上述したように、検出ヘッド部分 612, 616 の各々を磁気センサ配列 651 の中央磁気センサ 652 が各磁石 450 の磁気モーメントと実質的に同一軸上に位置するように位置決めするのがよい。そのようにするため、各センサ回路 650 は、中央磁気センサ 652 の X 成分出力測定値および Y 成分出力測定値をモニタし、アルゴリズム 820 のプロセスステップ 822 と関連して上記において詳細に説明したようにかかる測定値が最小値に達したまたはしきい値を下回ったかどうかに応じて正しい位置決めを判定するよう構成されているのがよい。変形例として、磁気センサアレイ 308 と関連して上述したように、センサ回路 650 は、個々の磁気センサ 652 のどれが磁石 450 の磁気モーメントと同一軸上にあるかまたは同一軸上の最も近くにあるかを判定し、それに応じて残りの磁気センサ 652 の磁界測定値を調節することにより磁石 450 に対するセンサ回路 650 の非アライメント状態に適合するよう構成されているのがよい。

【0159】

磁気センサアレイ 604, 606 をいったん正しく位置決めすると、磁気センサアレイ 604, 606 の位置をプロセスステップ 708, 710 において突き止める。そのようにするため、プロセスステップ 708 において、センサ回路 650 の角度センサ 662 は、垂直基準軸線 670 と磁気センサアレイ 604, 606 のなす角度 672, 674 を測定する。加うるに、プロセスステップ 710 において、距離センサ 666 は、磁気センサアレイ 604, 606 のそれぞれの検出ヘッド部分 612, 616 は所定の基準点、例えばカブラ 608 からそれぞれの長手方向軸線 618, 620 に沿って移動した直線距離を測定する。次に、角度データおよび距離データを角度センサ 662 および距離センサ 666 からそれぞれ処理回路 654 に送る。

【0160】

プロセスステップ 711 において、ナビゲーションセンサアレイを患者の関連の 1 つまたは複数個の骨に結合する。ナビゲーションセンサアレイは、図 2 に示すと共に図 2 を参照して上述したセンサアレイ 54 とほぼ同じである。センサアレイ 54 と同様、ナビゲーションセンサアレイは、反射センサアレイ 336, 514 とほぼ同じ反射センサアレイであってよく、あるいは、電磁または高周波（RF）センサアレイであってよく、例えばワイヤレス送信器として具体化できる。ともかく、ナビゲーションセンサアレイは、ナビゲーションセンサアレイがカメラユニット 304 の視野内に位置するように患者の関連の骨の解剖学的構造に結合されている。コントローラ 302 は、ナビゲーションセンサアレイを利用して骨の解剖学的構造がプロセスステップ 712 と関連して以下に説明するように

コンピュータ支援整形外科手術（ＣＡＯＳ）システム３０１によりいったん登録されると、骨の解剖学的構造の動きを割り出すようになっている。プロセスステップ７１１がプロセスステップ７１０の直後のものとして図３７に示されているが、ナビゲーションセンサアレイをプロセスステップ７１２において骨の解剖学的構造の登録に先立つ任意の時点で患者の関連の骨に結合してもよいことは理解されるべきである。

【０１６１】

磁気センサアレイ６０４，６０６の位置を突き止めた後、磁気源が結合されている患者の骨または骨の解剖学的構造をプロセスステップ７１２においてコントローラ３０２で登録する。そのようにするため、各磁気センサアレイ６０４，６０６に対する磁気源３０９（即ち、磁石４５０）の位置をまず最初に突き止める。磁気センサアレイ６０４，６０６（即ち、センサ回路６５０）は、図２７に示すと共に図２７と関連して上述した磁気源の位置を突き止めるアルゴリズム８３０を実行するのがよい。幾つかの実施形態において、アルゴリズム８３０は、磁気センサアレイ６０４，６０６によってのみ実行される。しかしながら、他の実施形態では、磁気センサアレイ６０４，６０６は、それぞれの磁石４５０の磁界を測定し、かかる測定値をコントローラ３０２に送るためにのみ構成されたものであってもよい。かかる実施形態では、アルゴリズム８００のプロセスステップ８３４～８４２は、磁気センサアレイ６０４，６０６から測定値を受け取った後にコントローラ３０２によって実行される。

【０１６２】

磁気センサアレイ６０４，６０６に対する磁気源３０９の位置をいったん突き止めると、その位置を表す位置データをコントローラ３０２に送る。加うるに、磁気センサアレイ６０４，６０６の角変位を表す角度データおよび磁気センサアレイ６０４，６０６の直線変位を表す距離データを通信リンク３２６を介してコントローラ３０２に送る。

【０１６３】

受け取ったデータに応答して、コントローラ３０２は、患者の関連の骨の解剖学的構造の位置を突き止める。そのようにするため、コントローラ３０２は、図３８に示すようなアルゴリズム７２０を実行するのがよい。図２８に示すと共に図２８と関連して上述したアルゴリズム４２０と同様、アルゴリズム７２０は、例えば記憶装置３１６に格納されたソフトウェアまたはファームウェアとして具体化されているのがよい。アルゴリズム７２０は、プロセスステップ７２２で始まり、このプロセスステップにおいて、コントローラ３０２は、通信リンク３２６を介して位置データを受け取ると共に磁気センサ６０４，６０６の各々から角度データおよび距離データを受け取る。上述したように、位置データは、磁気センサアレイ６０４，６０６のそれぞれに対する磁気源３０９（例えば、磁石４５０）の位置を表している。例示の実施形態では、位置データは、磁気源３０９、およびかくして磁気源３０９が結合されている骨の解剖学的構造の５つの自由度（即ち、Ｘ座標値、Ｙ座標値、Ｚ座標値、 θ （シータ）回転値および ϕ （ファイ）回転値）を定める係数値として具体化される。しかしながら、他の実施形態では、磁気源３０９および骨の解剖学的構造の場所および向きを定める位置データの他のタイプを用いてもよい。データが磁気センサアレイ６０４，６０６からいったん受け取られると、コントローラ３０２は、位置データ、角度データおよび距離データを記憶装置３１６に格納するのがよい。

【０１６４】

プロセスステップ７２４において、コントローラ３０２は、装置６００の位置を突き止める。そのようにするため、コントローラ３０２は、通信リンク３１０を介してカメラユニット３０４からの画像を受け取る。画像中の反射センサアレイ６３０の位置を分析することにより、コントローラ３０２は、基準点、例えばカメラ３０４および（または）コントローラ３０２に対する磁気センサ装置６００の位置を突き止める。

【０１６５】

次に、プロセスステップ７２６において、コントローラ３０２は、コンピュータ支援整形外科手術（ＣＡＯＳ）システム３０１に対する磁気源３０９の位置を突き止める。そのようにするため、コントローラ３０２は、磁気センサアレイ６０４，６０６に対する磁気

源 3 0 9 の位置を表す位置データ、垂直基準軸線 6 7 0 からの磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 の角変位を表す角度データ、基準点、例えばカプラ 6 0 8 からの磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 の直線変位を表す距離データ、およびプロセスステップ 4 2 4 で突き止めた装置 6 0 0 の位置を用いる。即ち、コントローラ 3 0 2 がコンピュータ支援整形外科手術 (C A O S) システム 3 0 1 の座標系内での装置 6 0 0 の位置を突き止めているので、コントローラ 3 0 2 は、適当なアルゴリズム、例えばベクトル追加アルゴリズムを用いて角度データおよび距離データに基づき同一の座標系中の磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 の位置を突き止めることができる。これと同様に、磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 がアレイ 6 0 4 , 6 0 6 それ自体に対する磁気源 3 0 9 の位置を突き止めているので、コントローラ 3 0 2 は、適当なアルゴリズム (例えば、ベクトル追加アルゴリズム) を用いて座標系内の磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 の位置データと磁気センサアレイ 6 0 4 , 6 0 6 に対する磁気源 3 0 9 の位置データを組み合わせることによって、コンピュータ支援整形外科手術 (C A O S) システム 3 0 1 の座標系中における磁気源 3 0 9 の位置 (即ち、C A O S システム 3 0 1 に対する位置) を突き止めることができる。

【 0 1 6 6 】

次に、プロセスステップ 7 2 8 において、コントローラ 3 0 2 は、既に生成された骨の解剖学的構造の 3 次元画像を検索して取り出す。そのようにするため、コントローラ 3 0 2 は、データベース 3 1 8 および (または) 遠隔データベース 3 2 0 から画像を検索して取り出すことができる。画像を任意適当な判断基準に基づいて検索して取り出すことができる。例えば、一実施形態では、画像は、患者の識別データに基づいて検索して取り出される。かかる実施形態では、患者の識別データを整形外科手術手技の実施に先立ってコントローラに提供するのがよい。コントローラは、任意個数の生成された画像をも検索して取り出すことができる。生成された画像は、磁気源 3 0 9 (例えば、2 つの磁石 4 5 0) の指標または画像および骨の解剖学的構造に対するその位置を含む。

【 0 1 6 7 】

プロセスステップ 7 3 0 において、コントローラ 3 0 2 は、プロセスステップ 7 2 6 において突き止められた磁気源 3 0 9 の位置に基づく場所および向き、ならびにプロセスステップ 7 2 8 において検索して取り出された骨の解剖学的構造の画像に基づく表面輪郭を有する骨の解剖学的構造の図式的描画像を作成する。しかしながら、磁気源 3 0 9 の 5 つの自由度のみを突き止めてコントローラ 3 0 2 に送っているため、コントローラ 3 0 2 は、磁気源 3 0 9 の 6 番目の自由度を突き止めなければならない。幾つかの実施形態では、6 番目の自由度は、コントローラ 3 0 2 によって既に突き止められまたは知られている。例えば、磁石 4 5 0 が互いに対して所定の角度をなして関連の骨の中に植え込まれる実施形態では、かかる所定の角度を第 6 番目の自由度としてコントローラ 3 0 2 に提供するのがよい。変形例として、関連の骨の解剖学的構造および磁気源 3 0 9 の 3 次元画像が図 2 5 と関連して上述したアルゴリズム 8 0 0 を用いて求められる実施形態では、磁石 4 5 0 のセントロイド相互間の並進ベクトルの 3 つの成分および 2 つの磁石 4 5 0 相互間の空間関係を定める 2 つの角度回転度を含む 1×5 行列をプロセスステップ 8 1 0 において決定しておくのがよい。しかしながら、行列がたとえ先に突き止められていなくても、コントローラ 3 0 2 は、プロセスステップ 7 5 0 においてその行列を突き止めるよう構成されているのがよい。そのようにするため、コントローラ 3 0 2 は、図 2 8 に示すと共に図 2 8 を参照して上述したアルゴリズム 8 5 0 を実行するのがよい。

【 0 1 6 8 】

磁気源 3 0 9 の 6 つの自由度をいったん求めると、プロセスステップ 7 5 0 において、骨の解剖学的構造の描画像を、磁気源 3 0 9 の 6 つの自由度およびアルゴリズム 8 0 0 のプロセスステップ 8 0 8 において求められた磁気源と骨の解剖学的構造との間の位置関係を表すデータに基づいて生成することができる。すなわち、磁気源 3 0 9 の 6 つの自由度が既知でありかつ骨の解剖学的構造と磁気源 3 0 9 との間の位置関係が既知なので、骨の解剖学的構造の 6 つの自由度を例えば単純なベクトル追加により求めることができる。通信リンク 3 1 2 を用いて描画像を表示装置 3 0 6 で外科医または C A O S システム 3 0 0

の他のユーザに表示するのがよい。

【0169】

図37のアルゴリズム700に戻ってこれを参照すると、骨の解剖学的構造をプロセスステップ712において登録した後、プロセスステップ714において磁気源309を患者の骨の解剖学的構造から取り外すのがよい。そのようにするため、磁気センサレイ604, 606を用いて磁気源309を形成する個々の磁石450の場所を突き止めるのがよい。例えば、磁気センサレイ604, 606を磁気センサレイ604, 606の表示器680が作動されるまで患者の皮膚上を横切って動かす、かかる作動により、磁気センサレイ604, 606が磁石450のそれぞれの磁界の中に位置していることが分かる。次に、適当な手術手技を用いて個々の磁石450を取り出すのがよい。他の実施形態、例えば、センサレイ54が反射センサレイではなく、ワイヤレス送信器（即ち、電磁センサレイ）として具体化されている実施形態では、磁気源309を整形外科手術手技の実施に先立って患者の骨から取り出してセンサレイ54の動作に対する磁気的な干渉を回避するのがよい。しかしながら、この場合もまた、磁気源309が整形外科手術手技の実施中患者の骨に結合されたままである場合、骨を任意の時点でかつ手技中必要なほど頻繁に登録するのがよい。

10

【0170】

プロセスステップ716において、整形外科手術手技を実施する。アルゴリズム720のプロセスステップ73で生成されていて、磁気センサレイ604, 606から受け取った位置データ、角度データおよび距離データに基づく位置および向きで表示装置306上に表示された関連の骨の解剖学的構造の画像、ならびに骨の解剖学的構造に結合された磁気源の位置を表す指標を有する骨の解剖学的構造の生成画像を用いて整形外科手術手技を実施する。外科医は、システム300を用いて図1～図17に示すと共に図1～図17を参照して上述したCAOSシステム10とほぼ同じ仕方で整形外科手術プロセスをナビゲートして進むのがよい。例えば、骨の解剖学的構造に関するナビゲーションは、骨の解剖学的構造に結合された反射センサレイ、例えば、図3の脛骨アレイ60とほぼ同じ反射センサレイを用いることによって容易になりうる。しかしながら、患者の骨の解剖学的構造を登録するこのアルゴリズム700は、図6に示すと共に図6を参照して上述したアルゴリズム100のプロセスステップ106に完全にまたは部分的に取って代わることができることは理解されるべきである。

20

30

【0171】

開示内容を図面に示すと共に上記説明において詳細に説明したが、かかる図面の記載および説明は、性質上例示であって本発明を限定するものではないと解釈されるべきであり、例示の実施形態を示すと共に説明したに過ぎず、本発明の精神に属する全ての変更および改造は、保護されることが望まれることは言うまでもない。

【0172】

本明細書において説明したシステムおよび方法の種々の特徴により得られる本発明の利点は複数ある。本発明のシステムおよび方法の変形実施形態は、説明した特徴の全てを有するわけではないが、かかる特徴の利点のうちの少なくとも幾つかの恩恵を受けることは注目されよう。当業者であれば、本発明の特徴のうちの1つまたは2つ以上を含み、特許請求の範囲に記載された本発明の精神および範囲に属するシステムおよび方法の具体化例を容易に想到できる。

40

【0173】

〔実施の態様〕

本発明の具体的な実施態様は、次の通りである。

(A1) 患者の骨に結合された磁気源の位置を突き止める方法において、

(i) 磁気センサレイを用いて前記磁気源により生じた磁界を測定するステップであって、前記磁界が、複数の三次元磁束密度で定められる、ステップと、

(ii) 前記測定ステップに基づいて空間中の複数の点のところで前記磁気源の前記三次元磁束密度の成分を表す第1のデータを生成するステップと、

50

(i i i) 前記磁気源の推定位置を突き止めるステップと、
 (i v) 前記推定位置に基づいて前記磁気源の前記三次元磁束密度の前記成分の理論的
 値を表す第 2 のデータを計算するステップと、
 (v) 前記第 1 のデータと前記第 2 のデータの差を計算するステップと、
 (v i) 前記ステップ (i i i) ~ ステップ (v) を繰り返し実施して前記第 1 のデー
 タと前記第 2 のデータの差が所定の最小しきい値よりも小さくなるようにするステップと
 、を有する、方法。

(A 2) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、
 前記測定ステップは、空間中の一点のところの前記磁気源の前記三次元磁束密度の X 成
 分および Y 成分を測定するステップと、前記 X 成分測定値および前記 Y 成分測定値が最小
 限に抑えられるよう前記磁気センサアレイを前記磁気源の長手方向軸線上に位置決めする
 ステップと、を含む、方法。

10

(A 3) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、
 第 1 のデータを生成する前記ステップは、空間中の前記複数の点のところにおける前記
 磁気源の前記三次元磁束密度の X 成分値、Y 成分値、および Z 成分値を表す電圧値を生じ
 させるステップを含む、方法。

(A 4) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、
 推定位置を突き止める前記ステップは、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの少
 なくとも 1 つの磁気センサの配設場所の X 座標値、Y 座標値、および Z 座標値を推定する
 ステップを含む、方法。

20

(A 5) 実施態様 (A 4) 記載の方法において、
 推定位置を突き止める前記ステップは、前記磁気源の X 軸回りの回転量を表す第 1 の値
 および前記磁気源の Y 軸回りの回転量を表す第 2 の値を推定するステップを含む、方法。

(A 6) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、
 前記推定ステップは、前記磁気源の少なくとも 5 つの自由度に関する値を推定するステ
 ップを含む、方法。

(A 7) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、
 第 2 のデータを計算する前記ステップは、空間中の一点のところの前記磁界の前記三次
 元磁束密度の X 成分、Y 成分、および Z 成分の理論的値を計算するステップを含む、方法
 。

30

(A 8) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、
 第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、
 【数 3】

$$B_x = \frac{\mu m \left[\frac{3x(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \cos(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の X 成分の理論的値を計算するステップを含み、
 上式において、

B_x は、X 成分の理論的値であり、
 x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの推定位置の X 座標値で
 あり、

40

y は、前記磁気源に対する磁気センサの Y 座標値であり、
 z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、
 Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、
 Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、
 μ は、自由空間の透磁率であり、
 m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

50

である、方法。

(A 9) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【数 4】

$$B_y = \frac{\mu m \left[\frac{3y(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \sin(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の Y 成分の理論的値を計算するステップを含み、
上式において、

B_y は、Y 成分の理論的値であり、

x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの推定位置の X 座標値であり、

y は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Y 座標値であり、

z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、

Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、

Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、

μ は、自由空間の透磁率であり、

m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

である、方法。

【0174】

(A 10) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【数 5】

$$B_z = \frac{\mu m \left[\frac{3z(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \cos(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の Z 成分の理論的値を計算するステップを含み、
上式において、

B_z は、Z 成分の理論的値であり、

x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの X 座標値であり、

y は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Y 座標値であり、

z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、

Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、

Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、

μ は、自由空間の透磁率であり、

m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

である、方法。

(A 11) 実施態様 (A 1) 記載の方法において、

前記第 1 のデータと前記第 2 のデータの差を計算する前記ステップは、空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 X 成分と推定 X 成分の差を計算するステップと、空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 Y 成分と推定 Y 成分

の差を計算するステップと、空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定Z成分と推定Z成分の差を計算するステップと、を含む、方法。

(A 1 2) 実施態様(A 1)記載の方法において、

前記第1のデータと前記第2のデータの差を計算する前記ステップは、前記第1のデータと前記第2のデータの差の二乗の合計を計算するステップを含む、方法。

(A 1 3) 実施態様(A 1 2)記載の方法において、

前記第1のデータと前記第2のデータの差の二乗の合計を計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【数6】

$$F = \sum_{i=0}^n w_i (B_{th_i} - B_{me_i})^2$$

10

を用いて前記第1のデータと前記第2のデータの前記差の二乗の前記合計を計算するステップを含み、上式において、

Fは、加重和であり、

nは、測定される磁界強度成分の数であり、

w_i は、i番目の測定成分に関する重み係数であり、

B_{th} は、i番目の測定成分の理論的値であり、

B_{me} は、i番目の測定成分の測定値である、方法。

(A 1 4) 実施態様(A 1)記載の方法において、

前記第1のデータと前記第2のデータの差を計算する前記ステップは、前記差の二乗の加重二乗根の和を計算するステップを含む、方法。

20

(A 1 5) 実施態様(A 1 2)記載の方法において、

前記磁気源の位置を突き止める前記ステップは、小域的最適化アルゴリズムを用いて前記推定位置を調節することにより前記第1のデータと前記第2のデータの前記差の二乗の前記和の最小値を求めるステップを含む、方法。

(A 1 6) 実施態様(A 1 2)記載の方法において、

前記磁気源の位置を突き止める前記ステップは、大域的最適化アルゴリズムを用いて前記推定位置を調節することにより前記第1のデータと前記第2のデータの前記差の二乗の前記和の最小値を求めるステップを含む、方法。

30

【0 1 7 5】

(A 1 7) 患者の骨に結合された磁気源の位置を突き止める方法において、

空間中の複数の点における前記磁気源により生じた磁界の三次元磁束密度成分を測定するステップと、

前記磁気源の推定位置に基づいて空間中の前記複数の点の各々における理論的三次元磁束密度の成分を計算するステップと、

前記測定した三次元磁束密度成分と前記理論的三次元磁束密度成分の差の二乗の和を計算するステップと、

前記和が所定の最小しきい値よりも小さくなるように、前記和を最適化するステップと、を含む、方法。

40

(A 1 8) 実施態様(A 1 7)記載の方法において、

前記和を最適化する前記ステップは、前記推定位置を調節することにより前記和の局所最小値を求めるステップと、前記局所最小値に基づいて前記磁気源の前記位置を突き止めるステップと、を含む、方法。

(A 1 9) 実施態様(A 1 7)記載の方法において、

前記磁気源の前記位置を突き止める前記ステップは、前記磁気源の少なくとも5つの自由度の値を求めるステップを含む、方法。

【0 1 7 6】

(A 2 0) 磁気センサアレイに対する磁気源の位置を突き止める方法において、

空間中の多数の点において前記磁気センサアレイを用いて前記磁気源により生じた磁界

50

の三次元磁束密度成分を測定するステップと、

前記磁気センサレイに対する前記磁気源の推定位置を突き止めるステップと、

空間中の前記複数の点の各々における前記推定位置に基づいて理論的な三次元磁束密度成分を計算するステップと、

前記推定位置を調節することにより、前記和が所定のしきい値よりも小さくなるまで、空間中の各点における前記測定された三次元磁束密度成分とこれらに対応した前記理論的三次元磁束密度成分の差の二乗の和を減少させるステップと、を有する、方法。

【 0 1 7 7 】

(B 1) 固定構造物に結合された磁気源の位置を突き止める方法において、

(i) 磁気センサレイを用いて前記磁気源により生じた磁界を測定するステップであって、前記磁界が、複数の三次元磁束密度で定められる、ステップと、 10

(i i) 前記測定ステップに基づいて空間中の複数の点のところで前記磁気源の前記三次元磁束密度の成分を表す第 1 のデータを生成するステップと、

(i i i) 前記磁気源の推定位置を突き止めるステップと、

(i v) 前記推定位置に基づいて前記磁気源の前記三次元磁束密度の前記成分の理論的値を表す第 2 のデータを計算するステップと、

(v) 前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの差を計算するステップと、

(v i) 前記ステップ (i i i) ~ ステップ (v) を繰り返し実施して前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの差が所定の最小しきい値よりも小さくなるようにするステップと、 20

を有する、方法。

(B 2) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

前記測定ステップは、

空間中の一点のところの前記磁気源の前記三次元磁束密度の X 成分および Y 成分を測定するステップと、

前記 X 成分測定値および前記 Y 成分測定値が最小限に抑えられるよう前記磁気センサレイを前記磁気源の長手方向軸線上に位置決めするステップと、

を含む、

方法。

(B 3) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、 30

第 1 のデータを生成する前記ステップは、空間中の前記複数の点のところにおける前記磁気源の前記三次元磁束密度の X 成分値、 Y 成分値、および Z 成分値を表す電圧値を生じさせるステップを含む、方法。

(B 4) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

推定位置を突き止める前記ステップは、前記磁気源に対する前記磁気センサレイの少なくとも 1 つの磁気センサの配設場所の X 座標値、 Y 座標値、および Z 座標値を推定するステップを含む、方法。

(B 5) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、空間中の一点のところの前記磁界の前記三次元磁束密度の X 成分、 Y 成分、および Z 成分の理論的値を計算するステップを含む、方法 40

。

(B 6) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【 数 7 】

$$B_x = \frac{\mu_m}{4\pi r^3} \left[\frac{3x(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \cos(\Phi) \right]$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の X 成分の理論的値を計算するステップを含み、 50

上式において、

B_x は、X 成分の理論的値であり、

x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの推定位置の X 座標値であり、

y は、前記磁気源に対する磁気センサの Y 座標値であり、

z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、

Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、

Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、

μ は、自由空間の透磁率であり、

m は、前記磁気源の磁界強度であり、

10

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

である、

方法。

(B 7) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

【数 8】

$$B_y = -\frac{\mu m \left[\frac{3y(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \sin(\Theta) \sin(\Phi) \right]}{4\pi r^3} \quad 20$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の Y 成分の理論的値を計算するステップを含み、上式において、

B_y は、Y 成分の理論的値であり、

x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの推定位置の X 座標値であり、

y は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Y 座標値であり、

z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、

Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、

30

Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、

μ は、自由空間の透磁率であり、

m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

である、

方法。

(B 8) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

第 2 のデータを計算する前記ステップは、以下の方程式、即ち、

40

【数 9】

$$B_z = -\frac{\mu m \left[\frac{3z(x \sin(\Theta) \cos(\Phi) + y \sin(\Theta) \sin(\Phi) + z \cos(\Theta))}{r^2} - \cos(\Phi) \right]}{4\pi r^3}$$

を用いて前記磁界の前記三次元磁束密度の Z 成分の理論的値を計算するステップを含み、上式において、

B_z は、Z 成分の理論的値であり、

x は、前記磁気源に対する前記磁気センサアレイの磁気センサの X 座標値であり、

y は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Y 座標値であり、

50

z は、前記磁気源に対する前記磁気センサの推定位置の Z 座標値であり、
 Θ は、前記磁気源の前記推定位置の X 軸回りの回転値であり、
 Φ は、前記磁気源の前記推定位置の Y 軸回りの回転値であり、
 μ は、自由空間の透磁率であり、
 m は、前記磁気源の磁界強度であり、

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

である、

方法。

10

(B 9) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

第 1 のデータと第 2 のデータの差を計算する前記ステップは、

空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 X 成分と推定 X 成分との差を計算するステップと、

空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 Y 成分と推定 Y 成分との差を計算するステップと、

空間中の一点における前記磁気源の前記三次元磁束密度の測定 Z 成分と推定 Z 成分との差を計算するステップと、

を含む、

方法。

20

(B 10) 実施態様 (B 1) 記載の方法において、

前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの差を計算する前記ステップは、前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの差の二乗の合計を計算するステップを含む、方法。

【図面の簡単な説明】

【0178】

【図 1】コンピュータ支援整形外科手術 (CAOS) システムの斜視図である。

【図 2】図 1 の CAOS システムの単純化された略図である。

【図 3】骨ロケータツールの斜視図である。

【図 4】図 1 のシステムに用いられる登録ツールの斜視図である。

【図 5】図 1 のシステムに用いられる整形外科手術ツールの斜視図である。

30

【図 6】図 1 の CAOS システムにより利用されるアルゴリズムの単純化された流れ図である。

【図 7】図 6 のアルゴリズムの特定の一実施形態の単純化された流れ図である。

【図 8】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される 1 つの画面像を示す図である。

【図 9】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 10】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 11】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 12】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 13】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 14】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

40

【図 15】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 16】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 17】図 1 のシステムの作動中、外科医に表示される別の画面像を示す図である。

【図 18】磁気センサアレイを含む別の CAOS システムの単純化された略図である。

【図 19】図 18 の磁気センサアレイのセンサ回路の一実施形態の単純化された回路図である。

【図 20】図 19 のセンサ回路の磁気センサ配列の一実施形態の平面図である。

【図 21】図 18 の磁気センサアレイの別の実施形態の側面図である。

【図 22】図 18 の磁気センサアレイの更に別の実施形態の側面図である。

【図 23】磁気源の一実施形態の斜視図である。

50

【図 2 4】C A O S システムを用いて、骨を登録するアルゴリズムの単純化された流れ図である。

【図 2 5】骨の三次元画像を生成するアルゴリズムの単純化された流れ図である。

【図 2 6】磁気センサアレイを作動させるアルゴリズムの単純化された流れ図である。

【図 2 7】磁気源の位置を突き止めるアルゴリズムの単純化された流れ図である。

【図 2 8】患者の骨の解剖学的構造の位置を突き止めるアルゴリズムの単純化された流れ図である。

【図 2 9】2 つまたは 3 つ以上の磁石の位置を関連させる並進および回転行列を突き止めるアルゴリズムの単純化された流れ図である。

【図 3 0】図 1 8 の磁気センサアレイに結合された試験装置の側面図である。

10

【図 3 1】図 2 3 の磁気源に用いられる植え込み可能なカプセルの斜視図である。

【図 3 2】患者の骨の中に植え込まれた図 3 1 の植え込み可能なカプセルの断面側面図である。

【図 3 3】図 3 1 のカプセルを植え込むためのジグ組立体の斜視図である。

【図 3 4】磁気センサアレイの別の実施形態の側面図である。

【図 3 5】磁気センサ装置の一実施形態の側面図である。

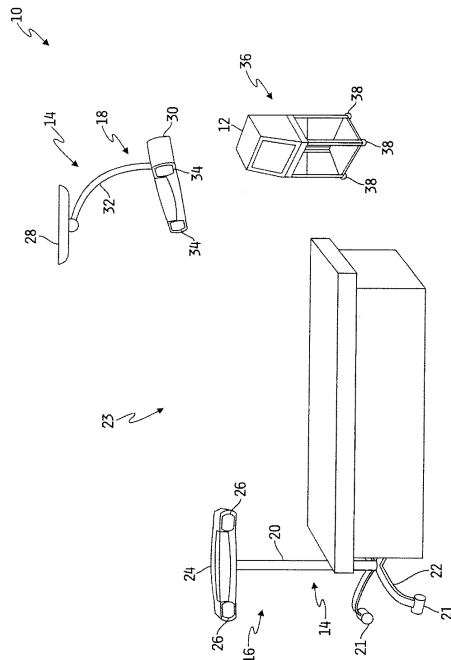
【図 3 6】図 2 7 の磁気センサ装置のセンサ回路の一実施形態の単純化された回路図である。

【図 3 7】図 2 7 の磁気センサ装置を用いる C A O S システムにより骨を登録するアルゴリズムの単純化された流れ図である。

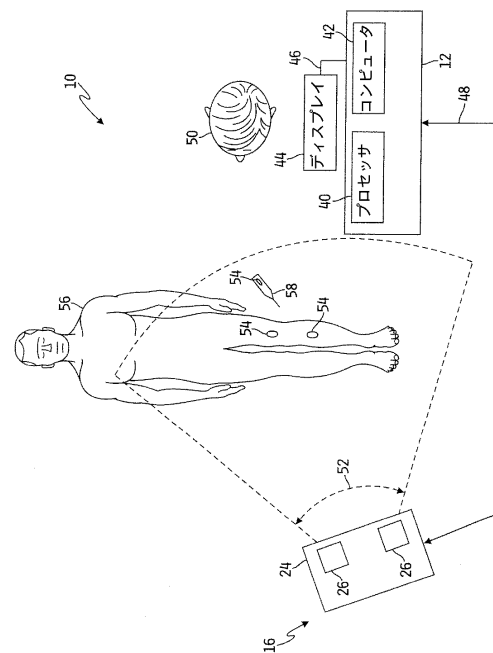
20

【図 3 8】図 2 9 のアルゴリズムのサブアルゴリズムの単純化された流れ図である。

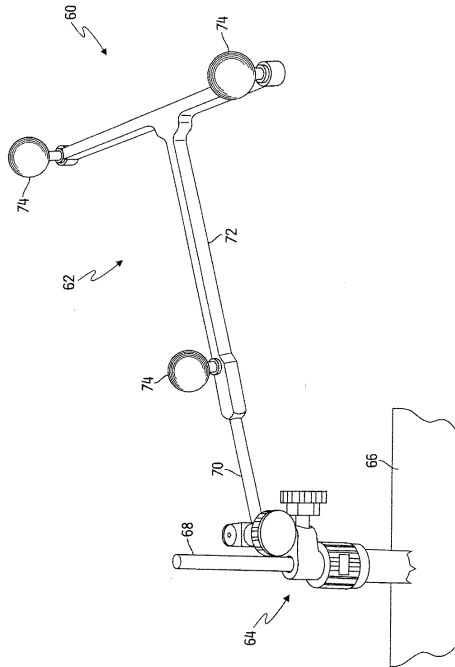
【図 1】



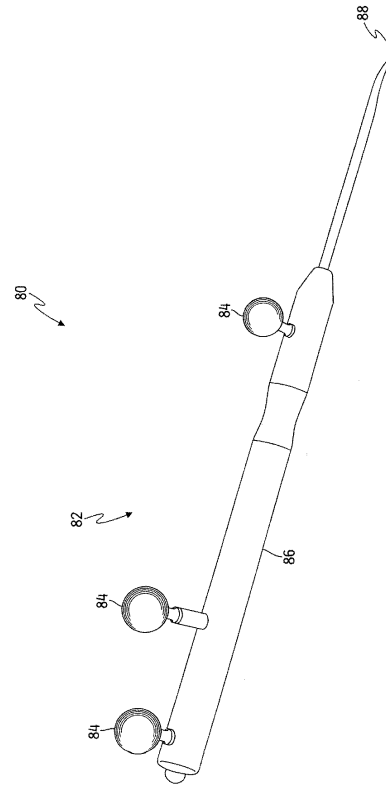
【図 2】



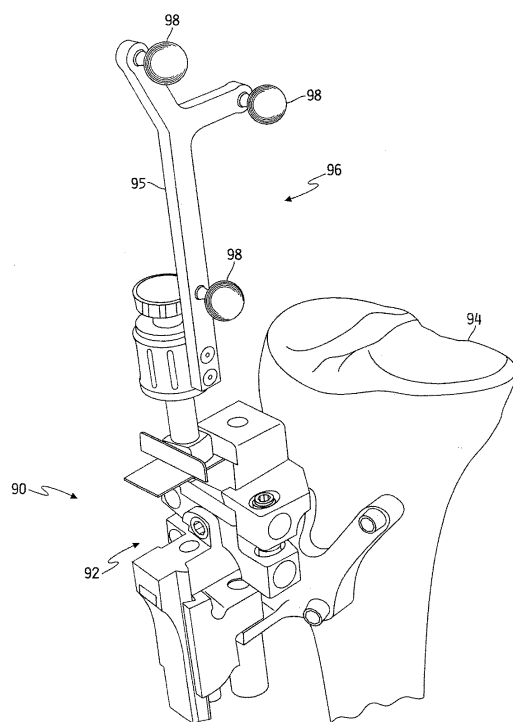
【図 3】



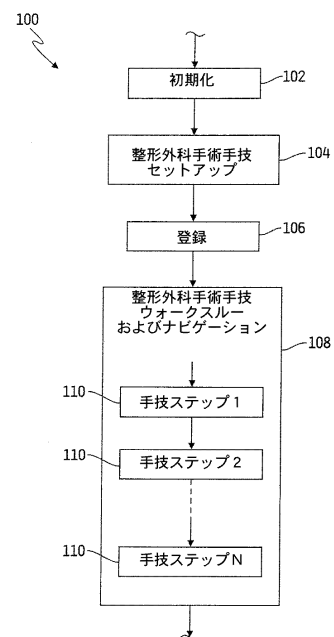
【図 4】



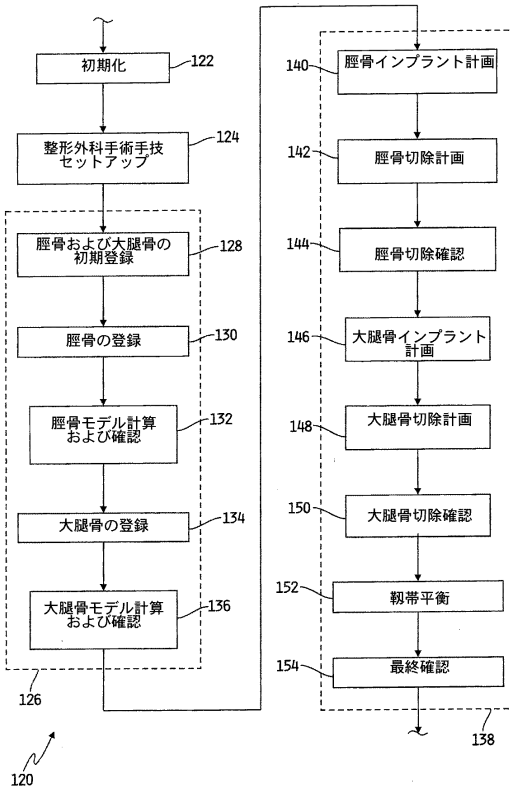
【図 5】



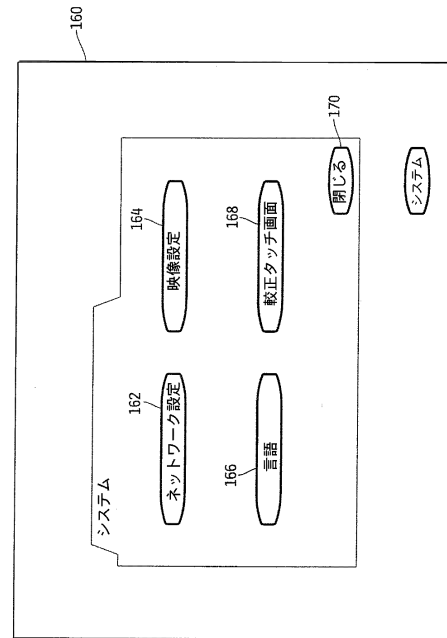
【図 6】



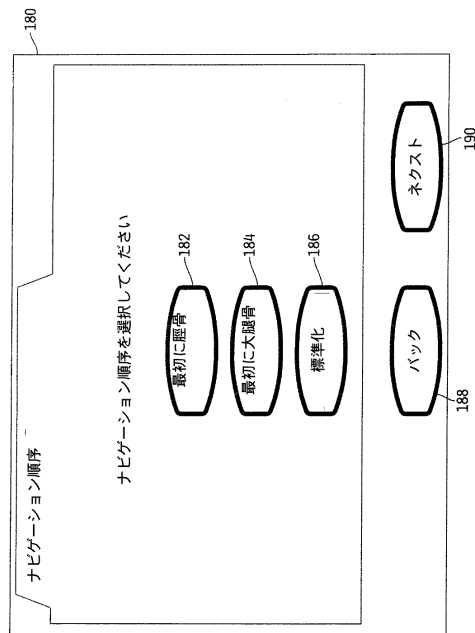
【図 7】



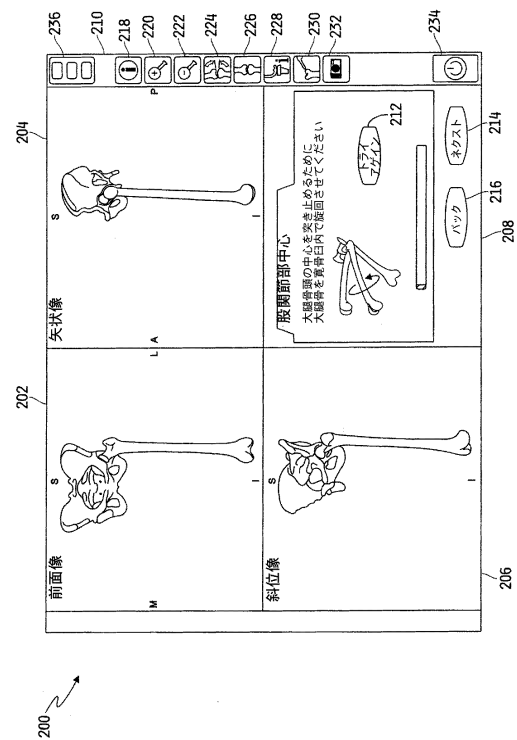
【図 8】



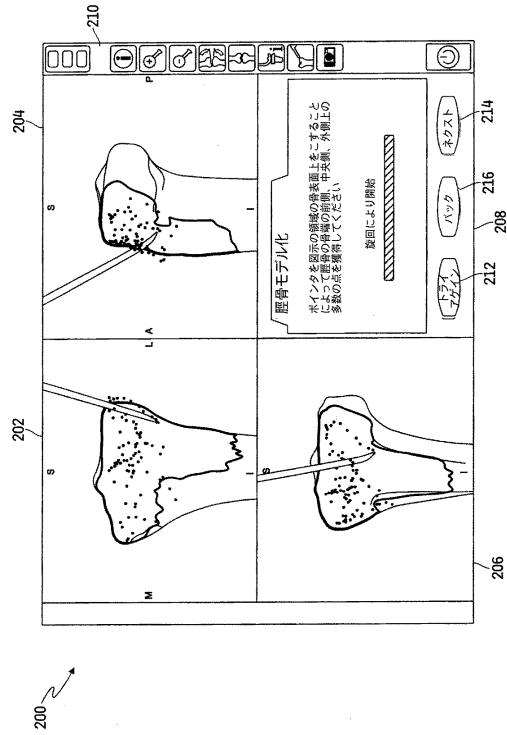
【図 9】



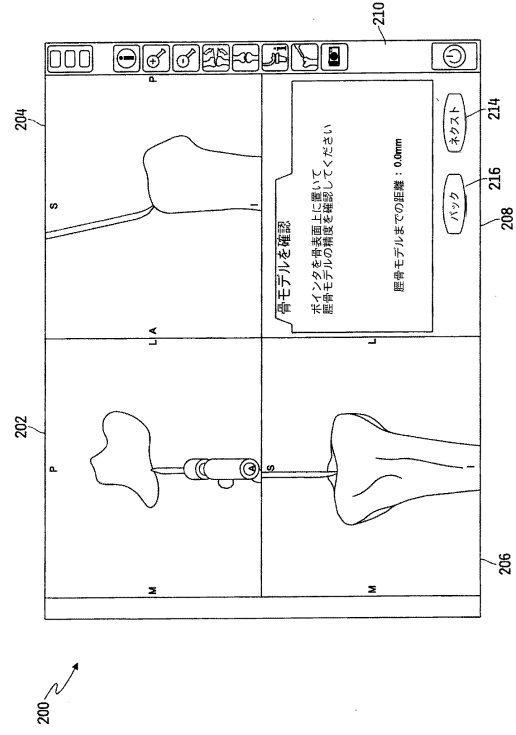
【図 10】



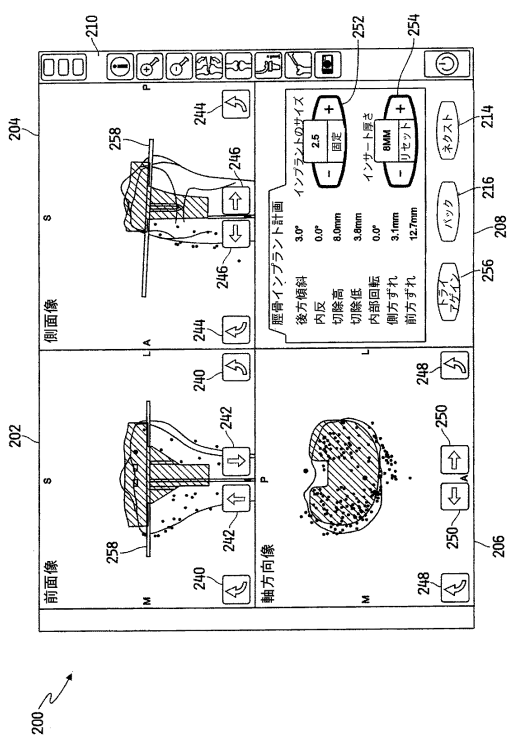
【図 1 1】



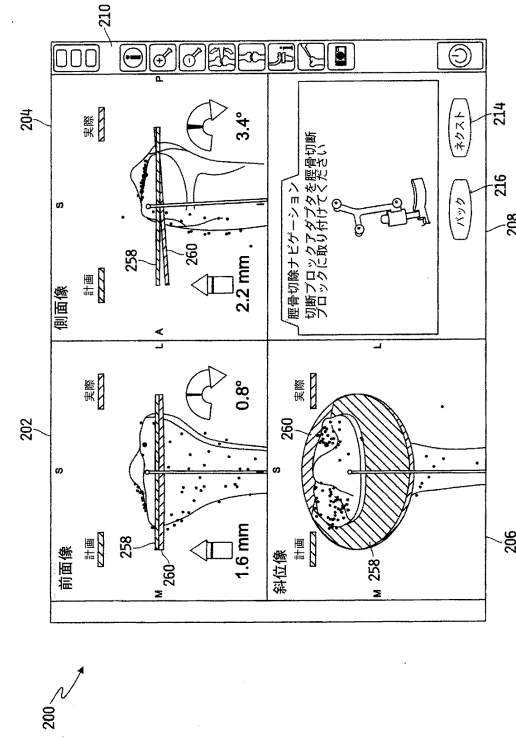
【図 1 2】



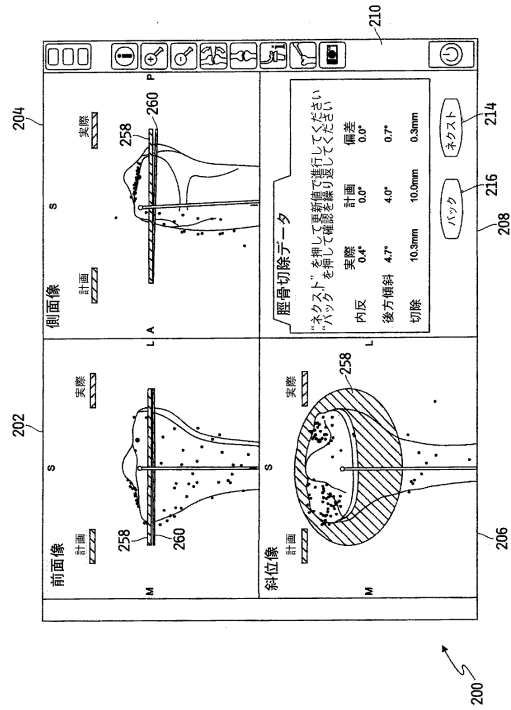
【図 1 3】



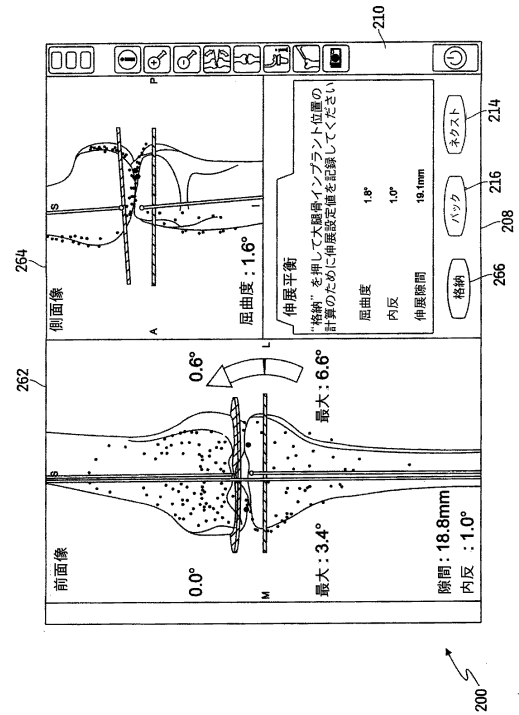
【図 1 4】



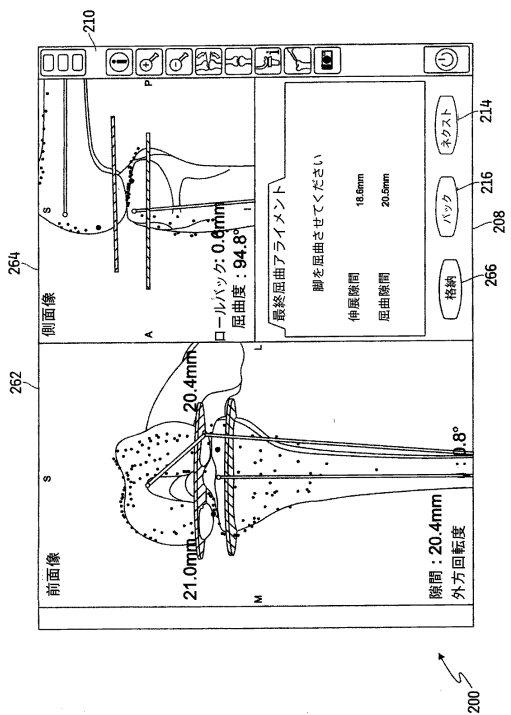
【図 15】



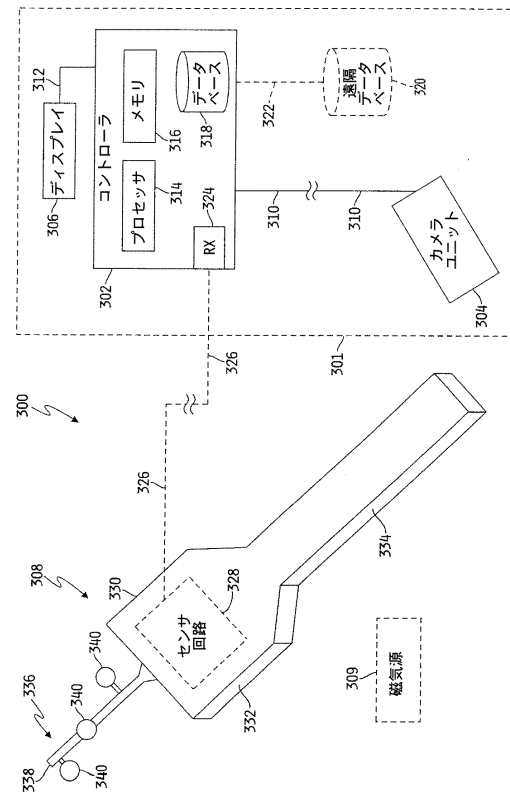
【図 16】



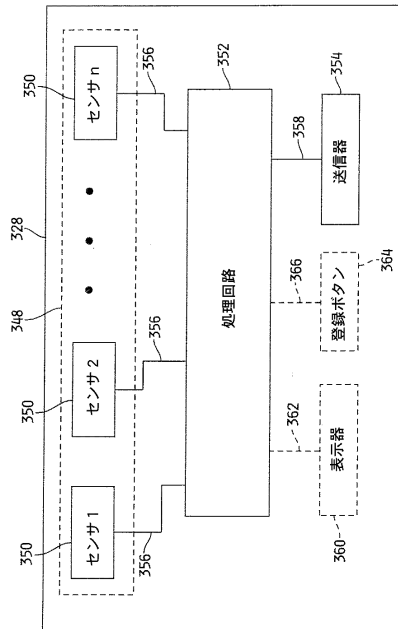
【図 17】



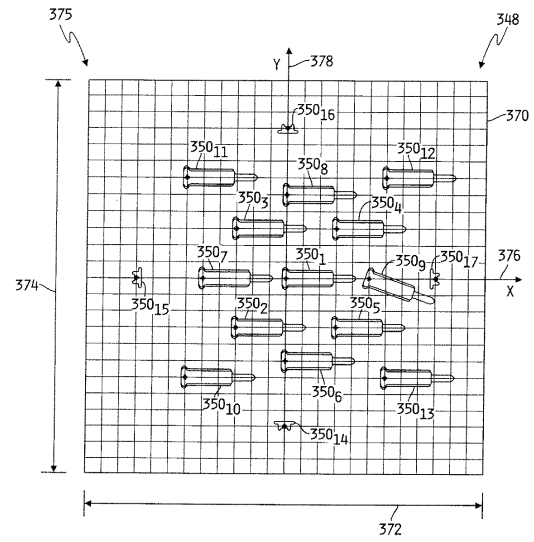
【図 18】



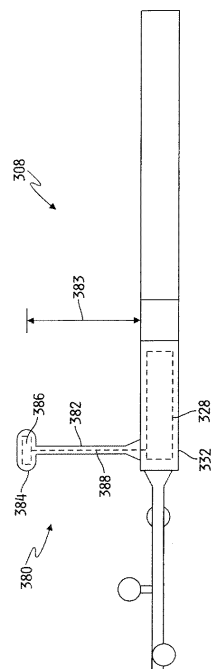
【図 19】



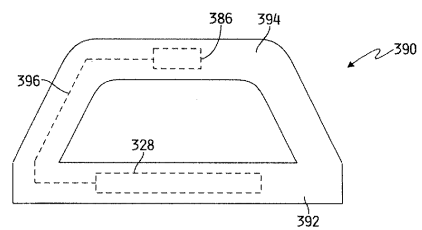
【図 20】



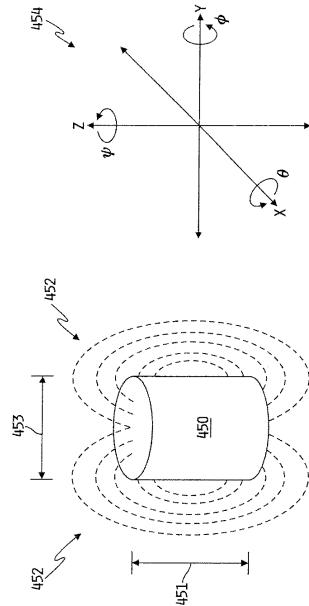
【図 21】



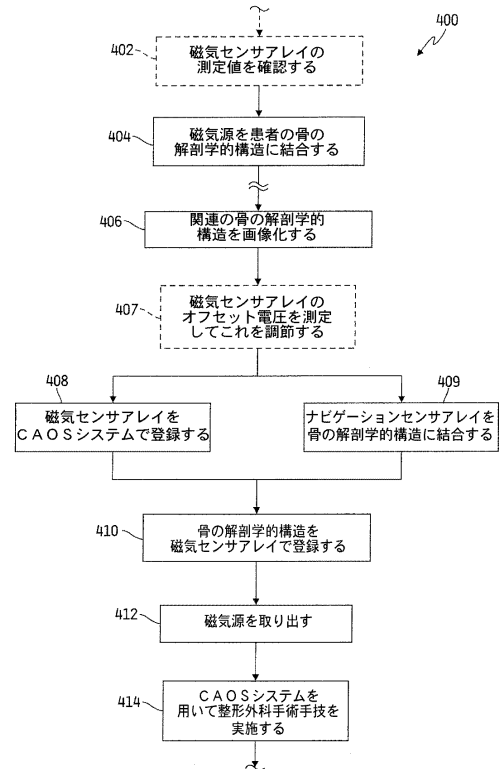
【図 22】



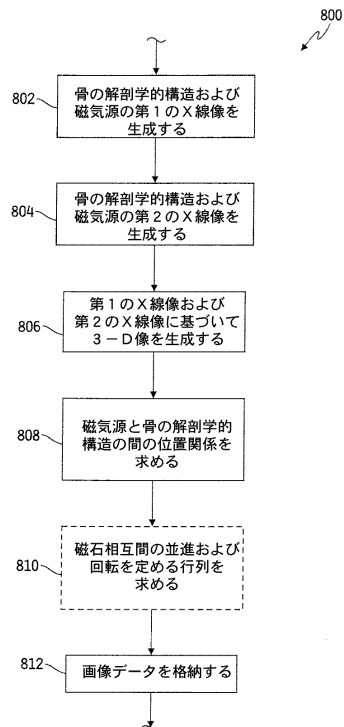
【図 23】



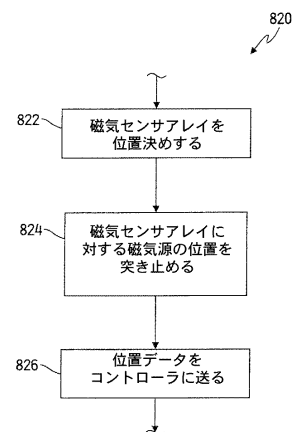
【図 24】



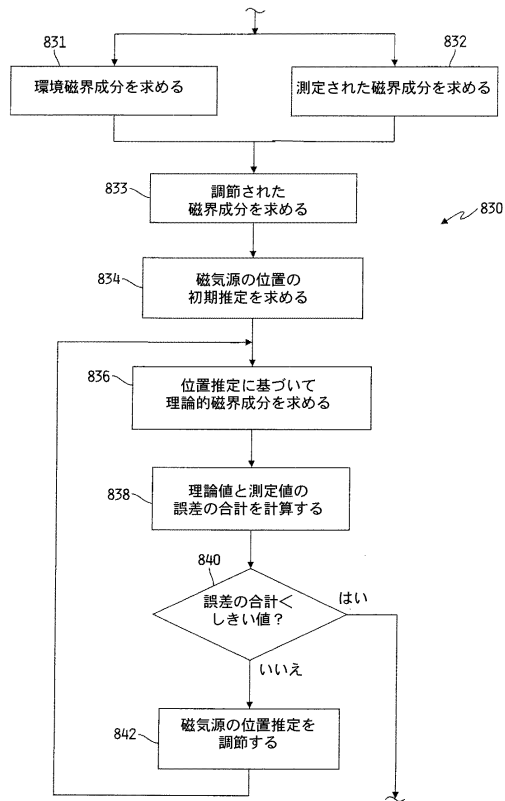
【図 25】



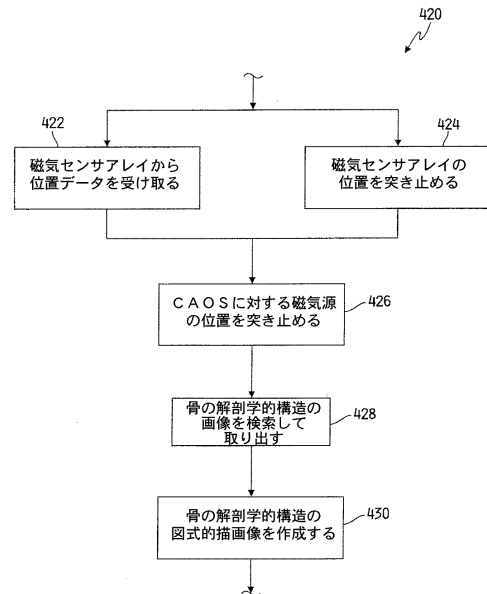
【図 26】



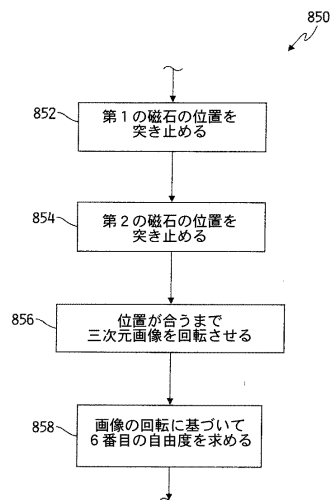
【図 27】



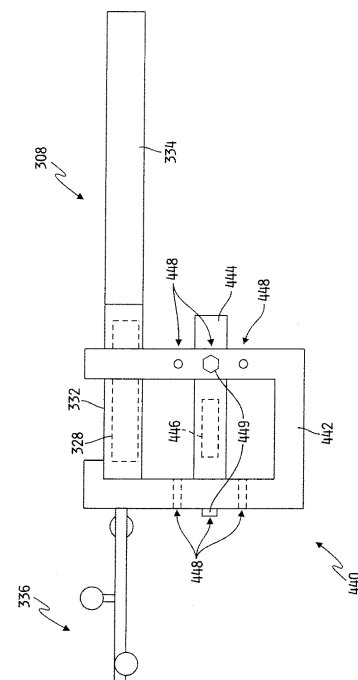
【図 28】



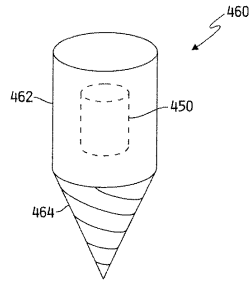
【図 29】



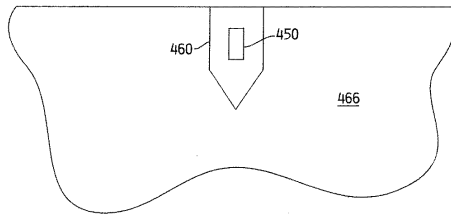
【図 30】



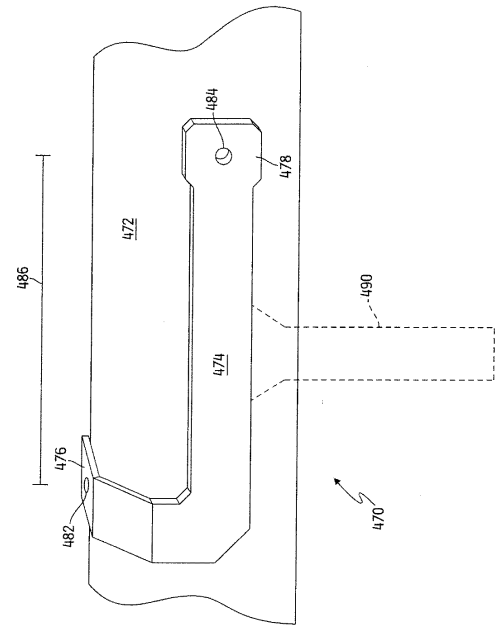
【図 3 1】



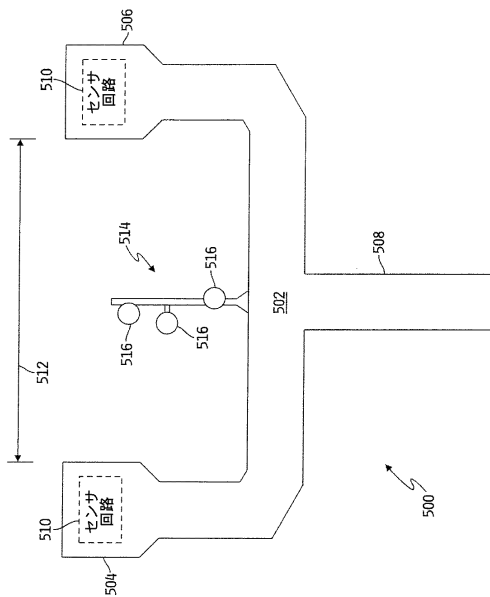
【図 3 2】



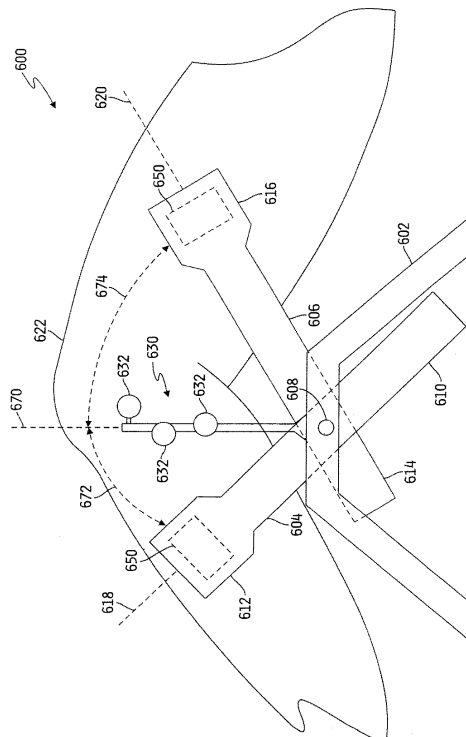
【図 3 3】



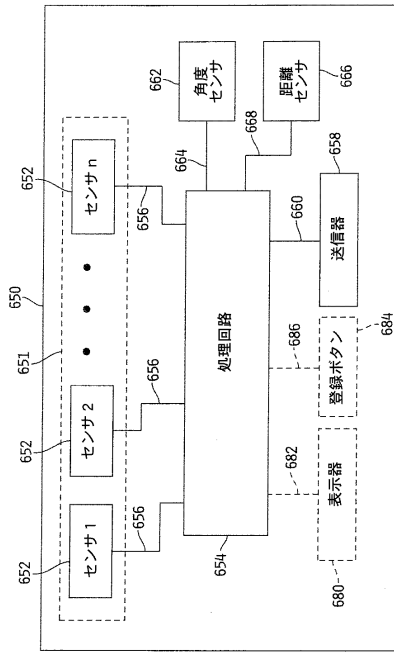
【図 3 4】



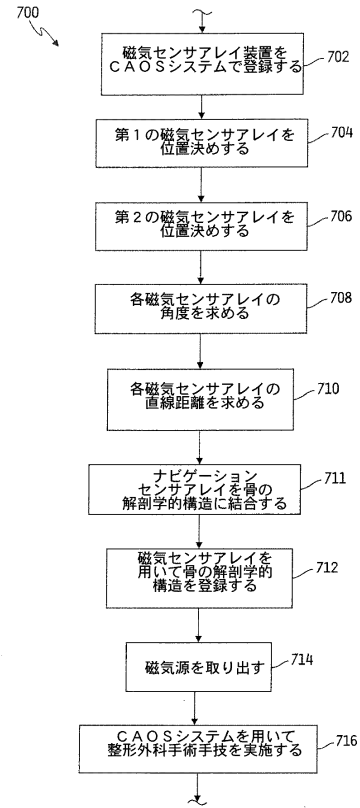
【図 3 5】



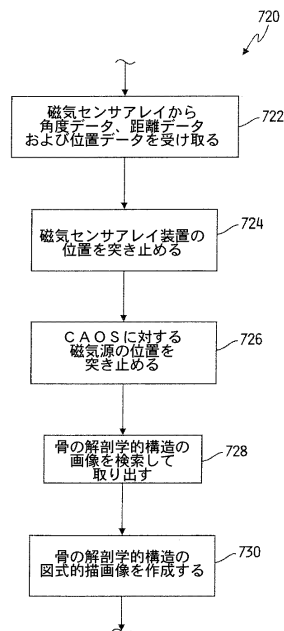
【図 36】



【図 37】



【図 38】



フロントページの続き

- (72)発明者 マーク・アール・ディシルベストロ
アメリカ合衆国、46725 インディアナ州、コロンビア・シティ、エス・イーグル・グレン・
トレイル 238
- (72)発明者 ラディボジェ・エス・ポポビック
スイス国、シーエイチ - 1025 サン・シュルピース、シーエイチ・デ・シャンパーニュ 21

審査官 中川 康文

- (56)参考文献 特表2001-524012(JP,A)
特開平05-192314(JP,A)
特開平06-078892(JP,A)
特開平07-198407(JP,A)
特表平08-500441(JP,A)
特開2002-122409(JP,A)
特開平07-280904(JP,A)
特表2000-508067(JP,A)
特開2007-236937(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	5/00
G01B	7/00 - 7/34
G01D	5/00 - 5/252 ; 5/39 - 5/62
G01R	33/00 - 33/26
G01V	1/00 - 99/00