

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7589229号
(P7589229)

(45)発行日 令和6年11月25日(2024.11.25)

(24)登録日 令和6年11月15日(2024.11.15)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 17/16 (2006.01)

A 6 1 B 17/17 (2006.01)

A 6 1 B 34/20 (2016.01)

A 6 1 B 17/16

A 6 1 B 17/17

A 6 1 B 34/20

請求項の数 18 (全41頁)

(21)出願番号	特願2022-507853(P2022-507853)	(73)特許権者	513069064
(86)(22)出願日	令和2年8月6日(2020.8.6)		デビュイ・シンセス・プロダクツ・イン
(65)公表番号	特表2022-543869(P2022-543869		コーボレイテッド
	A)		アメリカ合衆国、0 2 7 6 7 - 0 3 5 0
(43)公表日	令和4年10月14日(2022.10.14)		マサチューセッツ州、レインハム、パラ
(86)国際出願番号	PCT/IB2020/057446		マウント・ドライブ 3 2 5
(87)国際公開番号	WO2021/028796		3 2 5 Paramount Drive
(87)国際公開日	令和3年2月18日(2021.2.18)		, Raynham MA 0 2 7 6 7 -
審査請求日	令和5年7月31日(2023.7.31)		0 3 5 0 United States
(31)優先権主張番号	16/536,773		of America
(32)優先日	令和1年8月9日(2019.8.9)	(74)代理人	100088605
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 加藤 公延
		(74)代理人	100130384
			弁理士 大島 孝文
		(72)発明者	マータ・マリオ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 外科用器具装着型ディスプレイシステム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器具アセンブリであって、
プロセッサと、
解剖学的構造に作用するように構成された外科用器具と、
前記プロセッサに結合され、前記外科用器具に取り付けられたディスプレイであって、
前記解剖学的構造のX線データを表示するように構成されており、前記X線データが医療
用撮像装置によって生成されたものである、ディスプレイと、
前記プロセッサと通信するメモリであって、前記メモリが、その中に命令を記憶してお
り、前記プロセッサを実行すると、前記命令が、前記プロセッサに
オプションとして選択可能な複数の髄内釘のいずれかと、手術で使用される髄内釘の同一
性を識別することであって、前記髄内釘が、それぞれの係止ねじを受容するようにサイズ
決めされた複数の係止孔を画定する、識別することと、
前記医療用撮像装置から第1のX線画像を受信することであって、前記第1のX線画
像は、前記第1のX線画像が前記髄内釘の一部を含むように、前記医療用撮像装置が第
1の位置にあるときに前記医療用撮像装置によって生成されたものであり、前記髄内釘の
前記一部分が、前記複数の係止孔のうちの少なくとも2つの係止孔の一部を含む、受信
することと、
前記少なくとも2つの係止孔のそれぞれの外周に対応する楕円又はレンズを画定する
前記第1のX線画像及び前記髄内釘の前記同一性に基づいて、前記第1の位置とは異なる

前記医療用撮像装置の第 2 の位置を、前記医療用撮像装置が前記第 2 の位置に配置され、前記第 2 の位置から第 2 の X 線画像を生成するとき、前記第 2 の X 線画像がそれぞれの円として示される前記少なくとも 2 つの係止孔を含むように決定することと、を行わせる、メモリと、を備える外科用器具アセンブリ。

【請求項 2】

前記少なくとも 2 つの係止孔が、前記髄内釘の長さに沿って互いに離間され、前記医療用撮像装置が、X 線トランスミッタと X 線レシーバとを、前記 X 線トランスミッタから前記 X 線レシーバへの X 線の進行方向を画定するように含み、前記 X 線の進行方向は、前記医療用撮像装置が前記第 2 の位置にあるときに、前記髄内釘の前記長さに対して実質的に垂直である、請求項 1 に記載の外科用器具アセンブリ。

10

【請求項 3】

前記メモリがその中に、更なる命令を記憶しており、前記プロセッサを実行すると、前記更なる命令が、前記プロセッサに、

前記医療用撮像装置の前記第 1 の位置及び前記第 2 の位置に基づいて調整座標を決定することであって、前記調整座標が、前記第 1 の位置から前記第 2 の位置に到達するために前記 X 線の進行方向がどのように調整されるかを示す、決定することを行わせる、請求項 2 に記載の外科用器具アセンブリ。

【請求項 4】

前記ディスプレイが、前記調整座標を表示するように更に構成されている、請求項 3 に記載の外科用器具アセンブリ。

20

【請求項 5】

前記ディスプレイが、前記 X 線トランスミッタ及び前記 X 線レシーバの実際の位置に対応する位置座標を表示するように更に構成され、前記位置座標は、前記 X 線トランスミッタ及び前記 X 線レシーバの前記実際の位置が調整されたときに、前記医療用撮像装置から受信され、それにより、表示される前記位置座標は、前記 X 線トランスミッタ及び前記 X 線レシーバが移動したときに変化する、請求項 4 に記載の外科用器具アセンブリ。

【請求項 6】

前記ディスプレイは、前記プロセッサが前記医療用撮像装置から前記第 1 の X 線画像を受信したことに応答して、前記第 2 の位置を示すように更に構成されている、請求項 1 に記載の外科用器具アセンブリ。

30

【請求項 7】

前記メモリが、その中に更なる命令を記憶しており、前記プロセッサを実行すると、前記更なる命令が、前記プロセッサに、

前記医療用撮像装置の第 3 の位置を、前記医療用撮像装置が前記第 3 の位置に配置され、前記第 3 の位置から第 3 の X 線画像を生成するとき、前記第 3 の X 線画像が円として示される前記髄内釘の第 3 の係止孔を含むように決定することであって、前記第 3 の係止孔が前記少なくとも 2 つの係止孔とは異なる、決定することを行わせる、請求項 1 に記載の外科用器具アセンブリ。

【請求項 8】

前記ディスプレイは、前記プロセッサが前記医療用撮像装置から前記第 1 の X 線画像を受信したことに応答して、前記第 3 の位置を示すように更に構成されている、請求項 7 に記載の外科用器具アセンブリ。

40

【請求項 9】

前記少なくとも 2 つの係止孔の前記一部分が、前記第 1 の X 線画像上でそれぞれの楕円として視認可能である、請求項 1 に記載の外科用器具アセンブリ。

【請求項 10】

前記 X 線画像に示される前記少なくとも 2 つの係止孔の前記一部分の可視部分の面積が、前記少なくとも 2 つの係止孔の表面積の 30 % 未満である、請求項 1 に記載の外科用器具アセンブリ。

【請求項 11】

50

髄内釘を骨に固定するために係止ねじ用の孔を穿孔する向きを決定するための外科用器具アセンブリの作動方法であって、

前記外科用器具アセンブリのプロセッサが、前記外科用器具アセンブリの無線通信チャネルを介して、前記骨及び前記骨内にある前記髄内釘の一部分の第1のX線画像を受信するステップであって、前記第1のX線画像は、医療用撮像装置が第1の位置にある間に、前記医療用撮像装置によって生成され、前記第1のX線画像が、前記髄内釘によって画定された少なくとも2つの係止孔の第1の視覚的視点を含む、受信するステップと、
前記プロセッサが、前記髄内釘の物理的特徴を取得するステップと、
前記プロセッサが、前記少なくとも2つの係止孔のそれぞれの外周に対応する楕円又はレンズを画定する前記第1の視覚的視点に基づいて、かつ前記髄内釘の前記少なくとも2つの係止孔の位置及びサイズを含む前記物理的特徴に基づいて、前記少なくとも2つの係止孔のいずれかの外周に対応する円を画定し得る前記医療用撮像装置の第2の位置を決定するステップと、を含み、

10

前記医療用撮像装置が前記第2の位置にある間に前記医療用撮像装置が第2のX線画像を生成するとき、前記第2のX線画像が、前記少なくとも2つの係止孔の第2の視覚的視点を含み、前記第2の視覚的視点が、前記少なくとも2つの係止孔のそれぞれの外周に対応する円を画定する、外科用器具アセンブリの作動方法。

【請求項12】

前記プロセッサが、前記少なくとも2つの係止孔のそれぞれの外周に対応する楕円又はレンズを画定する前記第1の視覚的視点に基づいて、かつ前記髄内釘の前記少なくとも2つの係止孔の位置及びサイズを含む前記物理的特徴に基づいて、前記髄内釘の第3の係止孔を真円として表し得る前記医療用撮像装置の第3の位置を決定することであって、前記第3の係止孔が前記少なくとも2つの係止孔とは異なる、決定することを更に含み、
前記プロセッサが、前記医療用撮像装置が前記第3の位置にある間に前記医療用撮像装置が第3のX線画像を生成するとき、前記第3のX線画像が、前記髄内釘の前記第3の係止孔の第3の視覚的視点を含み、前記第3の係止孔が前記第1のX線画像において可視ではなく、前記第3の視覚的視点が、前記第3の係止孔の外周に対応する円を画定する、請求項11に記載の外科用器具アセンブリの作動方法。

20

【請求項13】

髄内釘を骨に固定するために係止ねじ用の孔の位置を画定するための外科用器具アセンブリの作動方法であって、

30

前記外科用器具アセンブリのプロセッサが、医療用撮像装置が前記髄内釘に対する第1の位置にある間に、前記骨の第1のX線画像を生成することであって、前記第1のX線画像が前記髄内釘の一部分を含み、前記髄内釘の前記一部分が、前記髄内釘によって画定された係止孔の第1の視覚的視点を含む、生成することと、

前記プロセッサが、前記係止孔の外周に対応する楕円又はレンズを画定する前記第1の視覚的視点に基づいて、前記係止孔の外周に対応する円を画定し得る前記髄内釘に対する前記医療用撮像装置の第2の位置を決定することと、

前記プロセッサが、前記医療用撮像装置が前記第2の位置にある間に、前記骨の第2のX線画像を生成することと、を含み、

40

前記第2のX線画像が前記係止孔の第2の視覚的視点を含み、前記係止孔の外周に対応する楕円又はレンズを画定する前記第2の視覚的視点が、前記係止孔の外周に対応する円を画定する、外科用器具アセンブリの作動方法。

【請求項14】

前記医療用撮像装置が、前記係止孔の前記第2の視覚的視点の前記円の外周によって画定される平面に対して実質的に垂直であるX線の進行方向を画定するように、前記プロセッサが、前記医療用撮像装置を前記第2の位置に配することを更に含む、請求項13に記載の外科用器具アセンブリの作動方法。

【請求項15】

前記外科用器具アセンブリが前記医療用撮像装置によって支持された運動センサを更に備

50

え、前記運動センサが、前記医療用撮像装置のX線発生器からX線レシーバへのX線の進行方向を用いて加速度計を較正するために、前記X線の進行方向の向きを決定するように構成されている、請求項14に記載の外科用器具アセンブリの作動方法。

【請求項16】

前記医療用撮像装置が前記第2の位置にあるときに、前記プロセッサが、前記医療用撮像装置によって画定された前記X線の進行方向に沿って前記係止孔の位置を画定することを更に含む、請求項14に記載の外科用器具アセンブリの作動方法。

【請求項17】

前記第2の位置が前記係止孔の外周に対応する楕円又はレンズを画定する前記第1のX線画像及び前記髓内釘の物理的特徴にのみ基づいて決定されるように、前記髓内釘の前記物理的特徴に更に基づいて、前記プロセッサが、前記医療用撮像装置の前記第2の位置を決定することを更に含む、請求項13に記載の外科用器具アセンブリの作動方法。

【請求項18】

前記プロセッサが、前記第2の位置の指示を表示することを更に含み、前記医療用撮像装置が、前記第1の位置から前記第2の位置に位置的に調整可能である、請求項13に記載の外科用器具アセンブリの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用撮像と併せて使用され得るシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

Cアーム又は移動増強装置は、X線技術に基づく医療用撮像装置の一例である。Cアームという名前は、X線源とX線検出器とを互いに接続するために使用されるC形状のアームに由来している。Cアーム装置などの様々な医療用撮像装置は、モニタ上に連続的なX線画像を示すタイプの医療用撮像であるX線透視法を実施することができる。X線透視法による処置中、X線源又はトランスミッタは、患者の身体を貫通するX線を放射する。X線検出器又は画像増強装置は、身体を通過するX線を、医療用撮像装置のモニタ上に表示される可視画像に変換する。Cアーム装置などの医療用撮像装置は、リアルタイムで高解像度X線画像を表示することができるため、医師は、手術中のいかなるときにも進行を監視することができ、したがって、表示された画像に基づいて適切な措置を取ることができる。しかしながら、画像を監視することは、特定の処置中、例えば、患者の解剖学的構造だけでなく、医療用撮像装置のディスプレイにも注意を払わなければならない処置中、困難となることが多い。更に、患者に対してCアームを調整して、壁内釘のねじ孔の位置を特定することは、困難となり、かつ時間を要することになり得る。ねじが真円に見えるようにCアームをねじ孔の軸線とフリーハンドで位置合わせさせることは、他の問題の中でも、とりわけ、不必要な放射線照射、費用がかかる稼働時間、及びストレスをもたらし得る共通のプロセスである。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

一例では、外科用器具アセンブリは、プロセッサと、解剖学的構造に作用するように構成された外科用器具と、プロセッサに結合され、外科用器具に取り付けられたディスプレイと、を含む。ディスプレイは、解剖学的構造のX線透視データ、例えばX線画像又はビデオデータを表示するように構成され得る。X線透視データは、医療用撮像装置によって生成される。外科用器具アセンブリは、プロセッサと通信するメモリを更に含むことができる。メモリは、その中に命令を記憶してもよく、その命令は、プロセッサによって実行されると、外科用器具アセンブリに、例えば無線通信チャネルを介して、撮像装置からX線透視データをリアルタイムで受信させるようにするものである。更に、外科用器具は、近位端部と、その近位端部の反対側にある作業端部と、を含むことができる。作業端部は

10

20

30

40

50

、解剖学的構造に作用するように構成され得るものであり、ディスプレイは、外科用器具の近位の場所から作業端部とディスプレイの両方への視線を提供するように配置され得る。更にまた、ディスプレイは、撮像装置のX線トランスミッタから撮像装置のX線レシーバへのX線の進行方向に対する、外科用器具の切断器具の位置合わせの可視指示を提供するように構成され得る。

【0004】

別の例では、外科用器具アセンブリは、髄内釘の同一性を決定するために、複数の髄内釘から髄内釘を識別することができる。髄内釘は、それぞれの係止ねじを受容するようにサイズ決めされた複数の係止孔を画定し得る。外科用器具アセンブリは、医療用撮像装置から第1のX線画像を受信し得る。第1のX線画像は、第1のX線画像が髄内釘の一部分を含むように、医療用撮像装置が第1の位置にあるときに、医療用撮像装置によって生成される。髄内釘の該一部分は、複数の係止孔のうちの少なくとも2つの係止孔の一部分を含む。少なくとも2つの係止孔の該一部分及び髄内釘の同一性に基づいて、外科用器具アセンブリは、医療用撮像装置が第1の位置とは異なる医療用撮像装置の第2の位置に配置され、該第2の位置から第2のX線画像を生成するとき、該第2のX線画像が、それぞれの円、例えば真円として示される少なくとも2つの係止孔を含むように、第2の位置を決定し得る。具体的に言えば、プロセッサは、円、例えば真円として示される髄内釘の孔を含むX線画像を医療用撮像装置が生成し得る、医療用撮像装置の位置を決定するように構成され得る。

【0005】

更に別の例において、外科用器具アセンブリの加速度計は、医療用撮像装置のX線発生器からX線レシーバへのX線の進行方向を用いて較正される。外科用器具アセンブリは、ドリルビットを有するドリルを含むことができる。外科用器具アセンブリは、医療用撮像装置によって生成された解剖学的構造のX線画像を表示することができる。X線画像は、標的部位を含むことができる。ドリルビットの先端部は解剖学的構造上に配置され得るものであり、外科用器具アセンブリは、標的部位と共にドリルビットの先端部の位置の表現を表示することができる。外科用器具アセンブリは、静止領域と、ドリルビットの配向を表現する可動インジケータとを含む配向画像を更に表示することができ、ドリルは、可動インジケータが静止領域に対する所定の空間的關係を有するときの、X線の進行方向に配向される。ドリルビットの先端部が標的部位と位置合わせされている間、かつ可動インジケータが静止領域に対する所定の空間的關係を有している間に、解剖学的構造が穿孔され得る。

【0006】

前述は、本開示の数個の態様を要約しており、本開示の完全な範囲を反映するものではない。本開示の更なる特徴及び利点は、以下の説明に示されているか、その説明から明らかになり得るか、又は本発明の実施により知ることができる。更に、前述の概要及び以下の詳細な説明はいずれも、例示及び説明するものであり、本開示の更なる説明を提供するよう意図されている。

【図面の簡単な説明】

【0007】

前述の概要、並びに本開示の実施形態例の以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことにより、よりよく理解されよう。本開示の実施形態例を図示する目的のために、図面が参照される。しかしながら、本出願が示される正確な配置及び手段に限定されないことを、理解しなければならない。

【図1】例示的な実施形態による例示的な撮像システムを示し、例示的な撮像システムは、外科用器具アセンブリと電気通信する撮像装置を含む、図である。

【図2A】外科用器具に取り付けられたディスプレイを含む、図1に示す例示的な外科用器具アセンブリの斜視図である。

【図2B】外科用器具に取り付けられたディスプレイを含む、図1に示す例示的な外科用器具アセンブリの斜視図である。

【図 2 C】例示的な外科用器具アセンブリの後方立面図である。

【図 2 D】例示的な外科用器具アセンブリの側方立面図である。

【図 3】図 1 に示す撮像システムで使用するための例示的な計算装置のブロック図である。

【図 4 A】図 2 A ~ 図 2 D に示す外科用器具アセンブリによって表示され得る解剖学的構造の例示的な X 線画像を示しており、ここで X 線画像は、楕円に見える標的部位を含むように、第 1 の視点から生成される。

【図 4 B】解剖学的構造の別の例示的な X 線画像を示し、ここで X 線画像は、標的部位が真円に見えるように、第 2 の視点から取得される。

【図 4 C】解剖学的構造の別の例示的な X 線画像を示し、解剖学的構造の標的部位に対する外科用器具アセンブリの切断器具の位置が示されている。

10

【図 4 D】解剖学的構造の更に別の例示的な X 線画像を示し、切断器具の先端部が標的部位の上に位置付けられている。

【図 5 A】撮像装置の X 線トランスミッタから X 線レシーバへの X 線の進行方向に対する切断器具の位置合わせの可視指示を示し、切断器具は第 1 の方向に対して位置合わせされていない、外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットである。

【図 5 B】X 線の進行方向に対する切断器具の位置合わせの可視指示を示し、切断器具は、第 1 の方向に対して実質的に垂直な第 2 の方向に対して位置合わせされていない、外科用器具アセンブリのディスプレイの別の例示的なスクリーンショットである。

【図 5 C】X 線の進行方向に対する切断器具の位置合わせの可視指示を示し、切断器具は X 線の進行方向と位置合わせされており、そのため切断器具と X 線の進行方向は同じ配向を有している、外科用器具アセンブリのディスプレイの別の例示的なスクリーンショットである。

20

【図 6 A】例示的な解剖学的構造及び外科用器具アセンブリの例示的な配向を示す、図 1 に示す例示的な撮像システムを示す図である。

【図 6 B】図 6 A に示す撮像システムにおける外科用器具アセンブリの別の例示的な配向を示す図である。

【図 7 A】外科用器具アセンブリが、外科用器具に固定された 1 つのディスプレイ及び深さゲージを含む、別の実施形態による外科用器具アセンブリの斜視図である。

【図 7 B】外科用器具アセンブリが、外科用器具に固定された 1 つのディスプレイ及び深さゲージを含む、別の実施形態による外科用器具アセンブリの斜視図である。

30

【図 8】図 7 A 及び図 7 B に示す深さゲージ及びディスプレイの斜視図である。

【図 9】切断器具が穿孔方向に沿って解剖学的構造を通して進んでいる、例示的な解剖学的構造の断面図である。

【図 10 A】解剖学的構造の部分に対する切断器具の先端部の深さの可視指示を示す、外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットである。

【図 10 B】解剖学的構造の部分に対する切断器具の先端部の深さの可視指示を示す、外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットである。

【図 11】外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的な分割スクリーンショットであり、同時に、切断器具の位置合わせの可視指示及び切断器具の先端部の深さの可視指示を示す。

40

【図 12】外科用器具アセンブリのディスプレイの別の例示的なスクリーンショットであり、同時に、切断器具の位置合わせの可視指示及び切断器具の先端部の深さの可視指示と、切断器具の先端部の深さの可視指示と、解剖学的構造の X 線画像における切断器具と、を示す。

【図 13】図 7 A に示す外科用器具アセンブリの斜視図であり、外科用器具アセンブリのディスプレイ上に表示される例示的な X 線画像を示す。

【図 14 A】外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットであり、第 1 の視野又は前後方向 (anteroposterior、A P) の視野からの解剖学的構造の X 線画像を示し、X 線画像は、特定の髄内 (intramedullary、I M) 釘打ち処置のために解剖学的構造に進入するように位置付けられた切断器具を含む。

50

【図 1 4 B】外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットであり、このスクリーンショットは、特定の IM 釘打ち処置の軌道の AP 境界及び AP 表現を X 線画像上にオーバーレイされた、図 1 4 A の X 線画像を含む。

【図 1 5】外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットであり、このスクリーンショットは、軌道の AP 表現に従って切断器具の位置を調整された図 1 4 B の X 線画像を含む。

【図 1 6】外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットであり、図 1 5 に示される解剖学的構造及び切断器具の X 線画像を示すが、画像は、AP の視野に代わる第 2 の視野又は横方向の視野からのものであり、このスクリーンショットは、特定の IM 釘打ち処置の軌道の横方向境界及び横方向表現を X 線画像上にオーバーレイされた X 線画像を含む。

10

【図 1 7】外科用器具アセンブリのディスプレイの例示的なスクリーンショットであり、このスクリーンショットは、軌道の横方向表現に従って切断器具の位置を調整された図 1 6 の X 線画像を含む。

【図 1 8】外科用器具アセンブリのディスプレイの別の例示的なスクリーンショットであり、このスクリーンショットは、1) 解剖学的構造の X 線画像と、2) X 線画像上にオーバーレイされた解剖学的構造の軸線及び X 線画像上にオーバーレイされた軌道の表現と、を含み、軌道の表現は、例示的な実施形態によれば、軸線に対してある角度をなしてオフセットされる。

【図 1 9】外科用器具アセンブリのディスプレイの別の例示的なスクリーンショットであり、IM 釘打ち処理と関連する例示的な技術情報を示す。

20

【図 2 0】図 7 A に示された外科用器具アセンブリの斜視図であり、外科用器具アセンブリのディスプレイ上に表示された第 1 及び第 2 の例示的な X 線画像を示し、軌道の第 1 の表現が第 1 の X 線画像上にオーバーレイされ、軌道の第 2 の表現が第 2 の X 線画像上にオーバーレイされている。

【図 2 1】外科用器具アセンブリのディスプレイの別の例示的なスクリーンショットであり、このスクリーンショットは、種々の処置を実施するためのオプションを含んでいる。

【図 2 2】外科用器具アセンブリのディスプレイの別の例示的なスクリーンショットであり、図 4 A からの例示的な X 線画像、及び骨ねじの標的部位が X 線画像上で真円に見えるように撮像装置に対して行われ得る調整を示す例示的な座標情報を示す。

30

【図 2 3 A】骨ねじで骨に固着された髓内釘を有する例示的な骨の斜視図である。

【図 2 3 B】骨及び骨ねじなしで示された、図 2 3 の髓内釘の斜視図である。

【図 2 3 C】図 2 3 A に示された髓内釘の別の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

医療専門家は、患者に対して様々な医療処置を実施するために、医療用撮像装置、例えば C アーム装置を使用し得る。例えば、医療専門家は、骨折を判定し、外科的処置を案内し、又は外科修復の結果を検証するために、撮像装置を使用し得る。C アーム装置は、連続的でリアルタイムの動画の生成を可能にする、例えば、スポット撮像及び X 線透視撮像を提供する。このような画像は、C アーム装置のディスプレイに提供される。本明細書では、場合によって、C アームシステムのディスプレイが医療専門家を適切に支援するような様式で配置されていないことが認識されている。本明細書に記載される様々な実施形態において、撮像装置によって提供される画像は、外科用器具に装着され得るディスプレイにリアルタイムで送信され、それにより、撮像装置によって提供される X 線透視撮像は、外科用器具の作業端部を医療専門家が操作し、見ているときに、医療専門家によって見られ得る。ディスプレイは画像をリアルタイムで受信することができ、そのことで、画像が撮像装置によって生成されるのと同時に、画像がディスプレイによって表示される。一例では、ディスプレイは、撮像装置によって提供される X 線透視画像を髓内 (IM) 釘打ち処置中に見ることができるよう、外科用ドリルに取り付けられる。一実施形態では、IM 釘打ち処置中に医療専門家を案内するために、位置合わせの適用をも、外科用ドリルに

40

50

装着されたディスプレイによって行うことができる。ディスプレイは対話型であってもよく、IM釘打ち処理の様々な態様を支援し得る。例えば、ディスプレイは、所与のIM釘の適切な進入点軌道を決定及び有効化すること、並びにIM釘のための遠位係止ねじの適切な配置及び配向を決定及び有効化することを補助し得る。

【0009】

最初に、X線透視法は連続的なX線画像をモニタ上に示すタイプの医療用撮像であるため、X線透視データ、X線透視画像、ビデオデータ、及びX線画像という用語は、別段の指定がない限り、本明細書では互換的に用いられ得るが、それに限定するものではない。したがって、X線画像は、X線ビームが患者の解剖学的構造を通過するX線透視処置中に生成された画像を指し得る。更に、X線透視データは、X線画像、ビデオデータ、又はコンピュータ生成視覚表現を含み得ることが理解されよう。したがって、X線透視データは、静止画又は動画を含み得る。

【0010】

図1を参照すると、医療用撮像システム102は、医療用撮像装置104と、撮像装置104と電気通信する外科用器具アセンブリ202と、を含み得る。Cアーム装置であり得る医療用撮像装置104は、身体（例えば骨）にX線を透過させよう構成されたX線発生器又はトランスミッタ106と、X線トランスミッタ106からのX線を受信するように構成されたX線検出器又はレシーバ108と、を含み得る。したがって、医療用撮像装置104は、X線トランスミッタ106からX線レシーバ108へのX線の進行方向128を画定し得る。X線トランスミッタ106は、X線レシーバ108に面する平坦な表面106aを画定し得る。医療用撮像装置104は、X線トランスミッタ106をX線レシーバ108と物理的に接続するアーム110を更に含み得る。医療用撮像装置104は、医療用撮像装置104の位置を検出するように構成された運動センサ269を含み得る。運動センサ269は、例えば、X線の進行方向128の向きを検出するように構成されるように、例えば、トランスミッタ106上に、したがって医療用撮像装置104上に位置付けられ得る。上述のように、医療用撮像装置104は、Cアームとして構成され得る。したがって、運動センサ269は、Cアーム上に装着されてもよく、あるいは別様にCアームによって支持されてもよい。一例では、運動センサ269は、慣性測定ユニット（inertial measurement unit、IMU）として構成され得る。特に、例えば、運動センサ269は、トランスミッタ106の位置を検出するように構成されてもよく、したがって、トランスミッタ106の位置に基づいてX線の進行方向128を決定し得る。医療用撮像装置104は更に、X線検出器108からのX線画像を表示するように構成された医療用撮像装置ディスプレイ112と通信し得る。場合によっては、ディスプレイ112がアーム110に対して固定位置に位し得るように、医療用撮像装置ディスプレイ112はX線検出器108に物理的に組み込まれ得る。

【0011】

医療用撮像装置104は、開示される主題の説明を容易にするためにCアーム装置として提示されており、本開示の範囲を限定することを意図するものではない。更に、撮像システム102及び撮像装置104は、開示される主題の説明を容易にするために、それぞれ医療用撮像システム及び医療用撮像装置として提示されており、本開示の範囲を限定することを意図するものではない。したがって、システム102などのシステムに加えて、あるいはその代わりに、本明細書に開示される実施形態を実装するために、他の装置、システム、及び構成が用いられ得るが、そのような全ての実施形態は本開示の範囲内で企図されることが理解されよう。本明細書では、ディスプレイ112の位置が医療専門家にとっての問題を生じ得ることが認識されている。例えば、場合によっては、医療専門家は、X線発生器106とX線検出器108との間に配置された患者を見ながら、ディスプレイ112によってレンダリングされた画像又はデータを見ることが必要となり得る。一例では、医療専門家は、近位ねじの配置に使用される照準アームなどの補助器具又は誘導システムが不十分であることが原因で、IM釘打ち処置中に遠位側のロックねじを配置する課題に直面し得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

遠位ねじは一般に、X線透視の誘導下にてフリーハンド技術で挿入される。フリーハンド技術は一般的に、真円技術 (perfect circle technique) と称される。フリーハンド技術を使用して、髄内 (IM) 釘の中にねじ孔を位置決めするために、髄内釘のX線画像が取得され得る。例を続けると、Cアーム及び/又は患者 (したがって髄内釘) が調整され得、別のX線画像が取得され得る。目的のねじ孔がX線画像上で真円に見えるように、X線の進行方向128が目的のねじ孔に対して垂直となるまで、Cアーム及び/又は患者が調整され続けてもよく、X線画像が生成され続けてもよい。ねじ孔が円に見えるとき、外科医は、ねじの適切な穿孔の向きを決定することができる。試行錯誤によるアプローチと称され得るこのアプローチは、精度を欠くことがあり、撮像の時間及び量に関して高コストとなり、したがって、他の技術的な欠点の中でも、患者への不必要な放射線曝露をもたらし得ることが理解されよう。

10

【 0 0 1 3 】

更に、IM釘打ち処置中に真円が確立されると、放射線画像を使用している間に視認性が不足するため、ドリルビットを遠位係止孔の軸線に適切に位置合わせすることが困難となり得る。不適切な位置合わせは、パイロット孔の穿孔中に埋没物の破壊又は亀裂を生じさせる可能性があり、このことは結果として、埋没物の破損、整復/固定不良、手術の遅延などを引き起こし得る。本明細書では更に、ディスプレイ112によってレンダリングされるX線画像の配向が患者の解剖学的構造の配向に一致しない場合があり、それによって医療専門家にとって更なる課題が生じることが認識されている。

20

【 0 0 1 4 】

本明細書に記載された実施形態によって対処される技術的問題の別の例として、遠位側係止ねじが配置される前に、補助器具又は誘導システムが不十分であることが原因で、医療専門家がIM釘を配置する課題に直面し得る。IM釘は一般に、X線透視の誘導下にてフリーハンド技術で挿入される。しかしながら、不適切な配置により、患者に痛みが生じる場合がある。例えば、異なる骨及び異なるIM釘は、痛みを最小限に抑えるために、IM釘を異なる進入点及び異なる軌道で骨に挿入されることを必要とする。更に、例えば技術ガイドに相談することによって、特定の骨に対する適切な進入点及び軌道を決定するための現在のアプローチは、誤り又は遅延をもたらす可能性がある。本明細書に記載される様々な例では、外科用器具アセンブリは、IM釘打ち処置などの様々な操作中に医療専門家を案内及び支援するように構成され得る。

30

【 0 0 1 5 】

図21を参照すると、ユーザは、ディスプレイ112によって表示され得る例示的なユーザインターフェース2100上のオプションを作動させることによって、1つ又は2つ以上の動作を選択することができる。例えば、ユーザは、IM穿孔操作を実施するために、IM軌道オプション2104を選択することができる。ユーザは、プレートを骨に固定することと関連付けられた操作を実施するために、プレート付けオプション2103を選択することができる。ユーザは、遠位係止ねじで釘を固定することと関連する操作を実施するために、釘打ちオプション2102を選択することができる。所望に応じて、代替又は追加のオプションがユーザインターフェース2100によってレンダリングされてもよいことが理解されるであろう。更に、オプションの作動により、特定の操作又は操作の段階を通してユーザを案内するために、更なる表示がレンダリングされ得ることが理解されるであろう。

40

【 0 0 1 6 】

ここで図3を参照すると、一実施形態において、医療用撮像装置104によって提供されるデータ (例えば、ビデオ又は静止画) は、任意の好適な計算装置上で稼働され得るソフトウェア若しくはハードウェア又はそれら両方の組み合わせなどのプログラムであり得る器具アプリケーション、例えばX線透視鏡アプリケーションによって受信され得る。ユーザは、医療用撮像装置104によって生成された画像を見るために、器具アプリケーションを使用し得る。器具アプリケーションは、様々な部位で、例えば患者の視界と位置合

50

わせされた部位で、X線透視画像を受信及び表示し得る。

【0017】

図2及び図3を参照すると、任意の好適な計算装置204が、器具アプリケーションをホストするように構成され得る。計算装置204が任意の適切な装置を含んでもよく、その例には、ラップトップ、タブレット、若しくはスマートフォンなどの可搬式の計算装置が挙げられることが理解されよう。別の例において、計算装置204は、外科用器具203の内部にあってもよい。

【0018】

例示的な構成において、計算装置204は、処理部分又はユニット206と、電源208と、入力部分210と、ディスプレイ212と、メモリ部分214と、ユーザインターフェース部分216と、加速度計215と、を含む。計算装置204のブロック図による描写は一例であり、特定の実装及び/又は構成を示唆することを意図したものではないことを強調する。処理部分206と、入力部分210と、ディスプレイ212と、メモリ214と、ユーザインターフェース216と、加速度計215は、それらの間の通信を可能にするように共に結合され得る。加速度計215は、計算装置204の配向に対応する加速度計情報を生成するように構成され得る。理解されるであろうように、上述の構成要素のうちのいずれも、1つ又は2つ以上の別個の装置及び/又は位置にわたって分布されてもよい。

【0019】

様々な実施形態において、入力部分210は、計算装置204のレシーバ、計算装置204のトランスミッタ、又はこれらの組み合わせを含む。入力部分210は、情報、例えばX線透視データを医療用撮像装置104からリアルタイムで受信することが可能である。場合によっては、計算装置204の入力部分210は、医療用撮像装置104が位置を変化させたときに、運動センサ269から位置データを受信し得る。理解されるであろうように、送信及び受信機能は、計算装置204に対して、したがって外科用器具アセンブリ202に対して外部にある1つ又は2つ以上の装置によっても提供され得る。

【0020】

プロセッサの正確な構成及びタイプに応じて、メモリ部214は、揮発性(いくつかのタイプのRAMなど)、不揮発性(ROM、フラッシュメモリなど)、又はこれらの組み合わせであってもよい。計算装置204は、テープ、フラッシュメモリ、スマートカード、CD-ROM、デジタル多用途ディスク(digital versatile disk、DVD)若しくは他の光学記憶装置、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶装置若しくは他の磁気記憶装置、ユニバーサルシリアルバス(universal serial bus、USB)互換メモリ、又は情報を記憶するために使用され得、かつ計算装置204によりアクセスされ得る任意の他の媒体を含むが、これらに限定されない、追加の記憶装置(例えば、リムーバブル記憶装置及び/又は非リムーバブル記憶装置)を含むことができる。

【0021】

計算装置204は、計算装置204とのユーザの通信を可能にするユーザインターフェース部分216も含み得る。ユーザインターフェース216は、例えば、ボタン、ソフトウェアキー、マウス、声で作動する制御装置、タッチスクリーン、計算装置204の移動、視覚的合図(例えば、計算装置204上のカメラの前で手を動かす)などによって計算装置204を制御する能力を提供する入力を含んでもよい。ユーザインターフェース部分216は、視覚情報(例えば、ディスプレイを介して)、聴覚情報(例えば、スピーカーを介して)、機械的(例えば、振動機構を介して)、又はこれらの組み合わせを含む出力を提供してもよい。様々な構成において、ユーザインターフェース部分216は、ディスプレイ、タッチスクリーン、キーボード、マウス、加速度計、動作感知器、スピーカ、マイクロホン、カメラ、チルトセンサ、又はこれらの任意の組み合わせを含んでもよい。ユーザインターフェース部分216は、例えば、指紋情報、網膜情報、声情報、及び/又は顔の特徴情報などの生物測定情報を入力するための任意の好適な装置を更にも含む。したがって、例えば計算装置204などのコンピュータシステムは、プロセッサと、プロセッ

10

20

30

40

50

サに結合されたディスプレイと、プロセッサと通信するメモリと、を含み得る。メモリは、内部に命令を記憶していてもよく、これらの命令は、プロセッサによって実行されると、本明細書に記載される動作などの動作をコンピュータシステムに実行させる。ディスプレイ 212 は、図 4 A ~ 図 4 D、図 5 A ~ 図 5 C、及び図 10 A ~ 図 22 を参照して記述されるような視覚情報を表示するように構成されてもよい。

【0022】

図 1 及び図 3 を参照すると、トランスミッタユニット 114 は、医療用撮像装置 104 に電氣的に結合されてもよく、あるいは医療用撮像装置の一部であってもよい。トランスミッタユニット 114 は、画像、例えば、X 線透視画像を含むビデオ信号を受信及び送信するように構成された任意の好適な計算装置であってもよい。トランスミッタユニット 114 は任意の適切な装置を含んでもよく、その例には、ラップトップ、タブレット、又はスマートフォンなどの可搬式の計算装置が挙げられることが理解されよう。

10

【0023】

特に図 3 を参照すると、例示的な構成において、トランスミッタユニット 114 は、処理部分又はユニット 116 と、電源 118 と、入力部分 120 と、出力部分 122 と、を含み得る。トランスミッタユニット 114 のブロック図描写は一例であり、特定の実装及び/又は構成を示唆することを意図したものではないことが強調される。処理部分 116、入力部分 120、及び出力部分 122 は、それらの間の通信を可能にするように共に結合され得る。理解されるであろうように、上述の構成要素のうちのいずれも、1 つ又は 2 つ以上の別個の装置及び/又は位置にわたって分布されてもよい。

20

【0024】

様々な実施形態において、入力部分 120 はトランスミッタユニット 114 のレシーバを含み、出力部分 122 はトランスミッタユニット 114 のトランスミッタを含む。入力部分 120 は、医療用撮像装置 104、特に医療用撮像装置 104 の出力インターフェース 105 から、情報、例えば X 線透視画像又はビデオデータを受信することが可能である。出力インターフェース 105 は、同軸出力部、USB 出力部、構成要素出力部、無線出力部などを含み得る。理解されるであろうように、送信及び受信機能もまた、医療用撮像装置 104 によって提供されてもよい。一例では、トランスミッタユニット 114 は医療用撮像装置 104 の出力インターフェース 105 に電氣的に結合されて、トランスミッタユニット 114 とディスプレイ 112 との間の有線又は無線電気接続を確立する。出力インターフェース 105 は、整合する入力モジュールを使用するより多くのビデオ出力コネクタを含み得る。一例では、組み込みオペレーティングシステム上で動作するプロセッサを含み得る処理部分 116 は、信号、例えば X 線透視画像を含むビデオ信号の存在を、医療用撮像装置 104 から検出し得る。処理部分 116 は、外科用器具アセンブリ 202 に送信するために、必要に応じて信号を処理し得る。例えば、処理部分 116 は、信号を送信するために使用される帯域幅を低減するために、信号を圧縮し得る。

30

【0025】

処理部分 116 が必要に応じてビデオ信号に対する処理を実行した後、X 線透視画像を含み得るビデオ信号は、トランスミッタユニット 114 の出力部分 122 によって、計算装置 204 の入力部分 210 に送信され得る。トランスミッタユニット 114 の出力部分 122 は、所望に応じて、任意の通信プロトコルに従って X 線透視画像を送信するように構成され得る。例えば、出力部分 122 が任意の ZigBee プロトコルに従って無線で（無線通信チャネルを介して）データを送信できるようにするため、出力部分 122 は、ユニバーサルシリアルバス（USB）を介して処理部分 206 に接続される ZigBee モジュールを含んでもよい。出力部分 122 は、所望により、Wi-Fi、Bluetooth、ブロードキャスト、又は任意の他の無線通信チャネルを介して、ビデオ信号、例えば、X 線透視画像を送信し得る。

40

【0026】

したがって、装置 204 の入力部分 210 は、医療用撮像装置 104 から無線通信チャネルを介して送信されるデータ又はビデオ信号、例えば X 線透視画像又は位置データを、

50

リアルタイムで受信することができる。入力部分 210 は、所望により、ZigBee メッセージ、Wi-Fi メッセージ、Bluetooth メッセージ、ブロードキャストメッセージ、又は任意の無線プロトコルに従ってフォーマットされたメッセージを受信するように構成され得る。一例では、装置 204 の入力部分 210 が医療用撮像装置 104 から X 線透視画像を受信すると、その画像は、計算装置 204 の処理部分 206 によって取得及び検証され得る。例えば、処理部分 206 は、受信された画像が適切な医療用撮像装置からのものであることを検証し得る。画像は、例えば、その画像が検証されたときに、ディスプレイ 212 に転送され得る。処理部分 206 はまた、有効なデータが表示されていることを確実にし得る。例えば、計算装置 204 と医療用撮像装置 104 との間の無線通信チャンネル又は接続に中断が存在する場合、処理部分 206 は、その中断を識別し、ディスプレイ 212 を見る医療専門家に中断が伝達されるように、ディスプレイ 212 にメッセージを送信し得る。場合によっては、プロセッサ 206 は、撮像装置 104 と外科用器具アセンブリ 202 との間の通信リンクの質が所定の閾値を下回ったときに、外科用器具アセンブリ 202 にエラーの指示をディスプレイ 212 上に表示させるようにすることができる。したがって、トランスミッタユニット 114 と計算装置 204 との間の無線ポイントツーポイント通信チャンネル又は接続が確立され得るが、この無線ポイントツーポイント接続は、物理層上の入力部分 210 及び出力部分 122、並びにアプリケーション層における処理部分 116 及び 206 によって管理され得る。

10

【0027】

概して図 2A ~ 図 2D、図 7A ~ 図 7B、及び図 13 を参照すると、医療用撮像システム 102 は、外科用器具 203 に装着された計算装置 204 を含み得る外科用器具アセンブリ 202 を含み得る。外科用器具 203 は、解剖学的構造体 124 などの解剖学的構造に作用するように構成され得る。外科用器具 203 は本体 205 を画定することができ、計算装置 204 は、所望により本体 205 の任意の位置に取り付けられてもよい。一例では、図 2A ~ 図 2D を参照すると、計算装置 204 は、ひいてはディスプレイ 212 は、マウント 228 によって支持され得る。マウント 228 は支持表面 230 を含み得るが、この支持表面は、計算装置 204 を、ひいてはディスプレイ 212 を支持するものである。マウント 228 は、外科用器具 203 の支持表面 230 及び本体 205 に取り付けられたアーム 232 を更に含むことができ、それにより、ディスプレイ 212 は、外科用器具 203 の本体 205 に対して固定位置にある。アーム 232 又は支持表面 230 は、ディスプレイ 212 の視角を調整するために回転するように構成され得る。マウント 228 は、ディスプレイが外科用器具 203 の操作に干渉しないように配置され得る。計算装置 204 は、所望により、外科用器具 205 に代替的に取り付けられ得ることが理解されよう。

20

30

【0028】

図 7A、図 7B、及び図 8 を参照すると、例えば、外科用器具アセンブリ 202 は、深さゲージ 250 を更に含み得る。深さゲージ 250 は、本明細書で更に説明するように、解剖学的構造に対して実行される穿孔操作の深さに関連するデータを測定し、決定し、かつ送信するように構成された 1 つ又は 2 つ以上のプロセッサを含み得る。いくつかの例では、深さゲージ 250 は、国際公開第 2017/083992 号に記載されている骨ねじの長さの決定に好適な測定装置に従って具現化され、この開示は、その全体が本明細書に記載されているかのように参照により組み込まれる。深さゲージ 250 は、代替的に具現化され得ることが理解されるであろう。深さゲージ 250 はディスプレイ 212 と通信することができる。深さゲージ 250 は、外科用器具 203 がドリルとして動作するときに外科用器具 203 の穿孔深さを測定するように構成され得る。深さゲージ 250 は、外科用器具 203 に対して固定位置で外科用器具 203 に固定され得る。深さゲージ 250 は、本体 205 に対して固定位置に固定されるように、外科用器具 203 の本体 205 に取り外し可能に取り付けられるか又は固定され得る。深さゲージ 250 は、本体 205 及び深さゲージ 250 に固定され得るアダプタ 252 によって支持され得る。アダプタ 252 は、外科用器具 203 が動作するときにアダプタ 252、したがって深さゲージ 250 が本体 250 に対して固定位置に留まるように、本体 205 にクランプするために所望され

40

50

るようにサイズ決めされ得る。一例では、アダプタ 2 5 2 は、例えば、アクチュエータ 2 5 5 を動かすことによって調整することができる。アクチュエータ 2 5 5 は、ノブなどとして構成され得る。例えば、アクチュエータ 2 5 5 を時計回り方向に回転させてアダプタ 2 5 2 を締め付けることができ、また、アクチュエータを反時計回り方向に回転させてアダプタ 2 5 2 を緩めることができる。

【 0 0 2 9 】

深さゲージ 2 5 0 は、第 1 の端部又は前端部 2 5 4 a と、長手方向 L に沿って第 1 の端部 2 5 4 a の反対にある第 2 の端部又は後端部 2 5 4 b と、を画定する深さゲージ本体 2 5 4 を画定し得る。深さゲージ本体 2 5 4 は、第 3 の端部又は上端部 2 5 4 c と、長手方向 L に対して実質的に垂直な横断方向 T に沿って第 3 の端部 2 5 4 c の反対側にある第 4 の端部又は底端部 2 5 4 d と、を更に画定し得る。アダプタ 2 5 2 は、深さゲージ 2 5 0 の第 4 の端部 2 5 4 d に固定され得るが、深さゲージ 2 5 0 は、所望により、代替的にアダプタ 2 5 2 に固定され得ることが理解されるであろう。アダプタ 2 5 2 は、外科用器具 2 0 3 の本体 2 0 5 に圧入され得る。アダプタ 2 5 2 は、外科用器具 2 0 3 の本体 2 0 5 に固定されるクランプカラーを画定し得るが、アダプタ 2 5 2 は外科用器具 2 0 3 に代替的に固定され得ることが理解されるであろう。別の例では、深さゲージ 2 5 0 は、アダプタ 2 5 2 を使用せずに、外科用器具 2 0 3 に直接固定され得る。

【 0 0 3 0 】

更に図 7 A、図 7 B、及び図 8 を参照すると、深さゲージ 2 5 0 は、深さゲージ本体 2 5 4 から、例えば、深さゲージ本体 2 5 4 の第 2 の端部 2 5 4 b において延在する深さゲージ部材 2 5 6 を更に含み得る。計算装置 2 0 4 は、計算装置本体 2 0 4 a、及び深さゲージ部材 2 5 6 に取り付けられるように本体 2 0 4 a から延在する計算装置部材 2 5 8 を更に画定し得る。計算装置部材 2 5 8 は、計算装置部材 2 5 8 が計算装置本体 2 0 4 a に対して固定位置にあり得るように一体化され得る、又は他の方法で計算装置本体 2 0 4 a に取り付けられ得る。更に、ディスプレイ 2 1 2 は、計算装置本体 2 0 4 a に対して固定位置にあり得る。したがって、ディスプレイ 2 1 2 は、計算装置部材 2 5 8 に対して固定位置にあり得る。計算装置部材 2 5 8 は、深さゲージ部材 2 5 6 に対して回転するように構成され得る。一例では、計算装置部材は、横断方向 T と実質的に平行な軸線 2 6 0 を中心として回転するように構成される。したがって、ディスプレイ 2 1 2 は、横断方向 T と実質的に平行な軸線 2 6 0 を中心として回転するように構成され得る。例えば、ディスプレイ 2 1 2 は、操作が実施されている間にディスプレイ 2 1 2 の視角を調整するために、軸線 2 6 0 を中心として回転するように構成され得る。軸線 2 6 0 は、長手方向 L と横断方向 T の両方に対して実質的に垂直である横方向 A に沿って画定されるディスプレイ 2 1 2 の幅に対して中心に置かれ得る。ディスプレイ 2 1 2 は所望により代替の軸線を中心として回転するように構成され得ることが理解されるであろう。深さゲージ 2 5 0 の 1 つ又は 2 つ以上のプロセッサは、計算装置 2 0 4 に、したがってディスプレイ 2 1 2 に通信可能に結合され得る。一例では、深さゲージ 2 5 0 は、計算装置 2 0 4 にデータを無線で送信するように構成されている。例えば、深さゲージ 2 5 0 は、Wi-Fi ネットワークを介して計算装置 2 0 4 にリアルタイムデータを提供することができる。

【 0 0 3 1 】

また、計算装置 2 0 4 は、代替的に外科用器具 2 0 3 と一体化され得ることも理解されよう。更に、外科用器具 2 0 3 は、例示を目的として外科用ドリルとして示されているが、計算装置 2 0 4 及び深さゲージ 2 5 0 は、多数の好適な代替的装置又は器具に装着され得るか、あるいはそれらと一体化され得ることが理解されよう。例えば、外科用器具アセンブリ 2 0 2 は、所望により、骨の領域若しくは解剖学的構造の他の部分を標的とし、医療用埋没物を取り除く、骨切り術若しくは任意の他の処置、例えば蛍光透視法を使用する任意の他の処置を実施するように構成された器具又は機器を含み得る。したがって、解剖学的構造 1 2 4 は骨として提示されているが、外科用器具アセンブリが動作するように構成され得る構造は、骨に限定されないことが理解されよう。

【 0 0 3 2 】

計算装置 204 は、したがって外科用器具アセンブリ 202 は、外科用器具に取り付けられ得るディスプレイ 212 を含み得る。ディスプレイ 212 は、撮像装置 104 によって生成された解剖学的構造 124 の X 線透視画像を表示するように構成され得る。例示的な構成では、画像が撮像装置 104 によって生成されるのと同時に、解剖学的構造 124 の画像がディスプレイ 212 によって表示されるように、ディスプレイ 212 は解剖学的構造 124 の X 線透視画像をリアルタイムで表示することができる。場合によっては、ディスプレイ 212 は、ひいては外科用器具アセンブリ 202 は、複数のディスプレイ、例えば、第 1 のディスプレイ 212 a と、第 1 のディスプレイ 212 a の配向と比較して異なる配向を有する第 2 のディスプレイ 212 b と、を含み得る。別の例示的な構成では、例えば図 7 A、図 7 B、図 8、及び図 13 に示されるように、ディスプレイ 212 は、ひいては外科用器具アセンブリ 202 は、たった 1 つのディスプレイを含む。

10

【0033】

図 2 A ~ 図 2 D、図 7 A ~ 図 7 B、及び図 13 を参照すると、外科用器具 203 は、近位端部 203 b、及び近位端部 203 b の反対側にある作業端部 203 a を画定し得る。作業端部 203 a は、例えば、切断するか、穿孔するか、さもなければ標的、構造、例えば、内科患者の解剖学的構造 124 を操作するように構成され得る。ディスプレイ 212 は、近位端部 203 b に面し得る。ディスプレイ 212、特に第 1 のディスプレイ 212 a 及び第 2 のディスプレイ 212 b は、外科用器具 203 の近位の場所から作業端部 203 a とディスプレイ 212 の両方への視線をもたらしように配置され得る。したがって、場合によっては、例えば、医療専門家は、外科用器具 203 を操作している間に、外科用器具 203 のディスプレイ 212 と作業端部 203 a の両方を見ることができる。

20

【0034】

一例では、外科用器具 203 は、外科用器具 203 の本体 205 に隣接する近位端部 226 b と、切断器具 226 の近位端部 226 b の反対側にある切断先端部 226 a とを含む、切断器具 226 を含む。切断先端部 226 a は、切断器具 226 の近位端部 226 b とは反対側にある切断器具の末端部を画定することができる。切断器具 226 は、解剖学的構造、例えば解剖学的構造 124 から解剖学的物質を取り除くように構成され得る切断先端部 226 a を有することができる。図示の例において、切断器具 226 はドリルビットであり、切断先端部 226 a はドリルビットの先端部であるが、切断器具 226 などの器具に加えてあるいはそれに代わって、他の器具及び構成が、本明細書で開示される実施形態を実装するために使用されてもよく、そのような全ての実施形態が、本開示の範囲内に含まれるものとして企図されることを理解されたい。

30

【0035】

外科用器具アセンブリ 202 は、外科用器具 203 の本体 205 に装着された、例えば軸線位置合わせツールなどの位置合わせツール 218 を含み得る。位置合わせツール 218 は、代替的に外科用器具 203 と一体化され得ることも理解されよう。位置合わせツール 218 は、外科用器具 203 の本体 205 に堅固に取り付けられ得る。一例では、切断器具 226 は外科用器具 203 の作業端部 203 a に位置し、位置合わせツール 218 は外科用器具の近位端部 203 b に位置するが、位置合わせツール 218 は、所望により代替的に位置し得ることが理解されよう。位置合わせツール 218 は、外科用器具 203 に近接する第 1 の表面 218 a と、第 1 表面 218 a の反対側にある第 2 の表面 218 b と、を画定することができる。第 2 の表面 218 b は平坦な表面を画定することができ、したがって位置合わせツール 218 は平坦な表面を画定することができる。したがって、位置合わせツール 218 の第 2 の表面 218 b は、平面を画定することができる。切断器具 226 (例えば、ドリルビット) は、位置合わせツール 218 の第 2 の表面 218 b によって画定される平面に対して垂直に配向され得る。一例では、位置合わせツール 218 は、位置合わせツールの第 2 の表面 218 b によって画定される平面に対して垂直に配向されるピンを含む。そのピンは、外科用器具 203 の近位端部 203 b によって画定された孔によって受容されるように構成され得る。外科用器具 203 の近位端部 203 b によって画定された孔は、切断器具 226 と平行な配向を有することができ、これにより、位置

40

50

合わせツール 2 1 8 のピンが、位置合わせツール 2 1 8 の近位端部 2 0 3 b によって画定された孔によって受容されると、位置合わせツールの第 2 の表面 2 1 8 b は、切断器具 2 2 6 の配向に対して垂直な平面を画定する。

【 0 0 3 6 】

同様に図 4 A ~ 図 4 D を参照すると、解剖学的構造 1 2 4 の X 線透視画像は、1 つ又は 2 つ以上の標的部位 1 2 6 を含み得る。標的部位 1 2 6 は、外科用器具 2 0 3 が穿孔、切断、又は別様に標的とし得る解剖学的構造 1 2 4 上の部位を表し得る。図示の例によれば、標的部位 1 2 6 は、骨内の埋没物 1 2 5、例えば I M 釘又はロッドによって画定され得る。外科用器具アセンブリによって実施される例示的な手術は、開示される主題の説明を容易にするために I M 釘打ち手術として提示されているが、この例示的な I M 手術は、本開示の範囲を限定することを意図したものではないことが理解されよう。したがって、外科用器具アセンブリ 2 0 2 は、例示的な I M 釘打ち手術などの手術に加えて、あるいはその代わりに、他の手術を実施するために使用されてもよく、そのような全ての実施形態が本開示の範囲内で企図されることが理解されよう。

【 0 0 3 7 】

ディスプレイ 2 1 2 は、とりわけ、I M 釘打ち手術と関連する X 線透視画像を表示することができる。ディスプレイ 2 1 2 は、遠位係止孔を穿孔すること、又は骨内に I M 釘を配置することに関連する情報を表示することができる。更に、ディスプレイ 2 1 2 は、深さゲージ 2 5 0 と関連する画像又はデータを表示することができる。更に、ディスプレイ 2 1 2 は、ディスプレイ 2 1 2 が X 線透視画像をレンダリングすると同時に、深さゲージ 2 5 0 と関連する画像若しくはデータ並びに / 又は I M 釘打ち手術に関する情報を表示することができる。ディスプレイ 2 1 2 は、X 線透視画像、例えば、医療用撮像装置 1 0 4 によって生成され、医療用撮像装置 1 0 4 から受信された、解剖学的構造 1 2 4 の例示的な X 線透視画像 4 0 0 a ~ 4 0 0 d を表示するように構成され得る。特に図 4 A を参照すると、ディスプレイ 2 1 2、例えば第 1 のディスプレイ 2 1 2 a は、解剖学的構造 1 2 4 内の埋没物 1 2 5 の第 1 の X 線画像 4 0 0 a を表示することができる。埋没物 1 2 5 は、解剖学的構造 1 2 4 から物質が取り除かれ得る 1 つ又は 2 つ以上の標的部位 1 2 6 を画定することができる。例示的な I M 釘打ち手術では、画像装置 1 0 4 からの X 線透視画像を表示するディスプレイ 2 1 2 を見ることによって、医療専門家は、図 4 B に示すように、標的部位 1 2 6 が真円を画定するまで、患者とディスプレイ 2 1 2 とを同時に見ながら、患者又は撮像装置 1 0 4 を操作することができる。I M 釘打ちの例では、1 つ又は 2 つ以上の標的部位 1 2 6 が真円を画定するとき、ねじを係止するための孔を標的部位 1 2 6 において穿孔し得る。

【 0 0 3 8 】

I M 係止孔の状況において本明細書で使用されるとき、別段の指定がない限り、真円及び円は互換的に使用され得る。真円又は円は、幾何学的な円と比較して所定の閾値内にある係止孔の可視描画像を指し得る。該所定の閾値は、円によって表される位置に孔を穿孔するために必要な運用許容範囲によって定義され得る。一例では、係止孔の可視描画像は、その中心からその外周までの最小距離がその中心からその外周までの最大距離の少なくとも 9 0 % から最大で 1 0 0 % であるときに、真円を画定する。

【 0 0 3 9 】

再び図 4 A を参照すると、例示的な実施形態において、遠位係止ねじの真円が、第 1 の X 線画像 4 0 0 a に基づいて生成され得る。第 1 の X 線画像 4 0 0 a は、医療用撮像装置 1 0 4 によって生成され得、また X 線画像 4 0 0 a は、外科用器具アセンブリ 2 0 2 のプロセッサによって受信され得る。X 線画像 4 0 0 a は、X 線画像 4 0 0 a が埋没物 1 2 5、例えば I M 釘 2 2 5 の一部分を含むように、医療用撮像装置 1 0 4 が第 1 の位置にあるときに、医療用撮像装置 1 0 4 によって生成され得る。特に、I M 釘 2 2 5 の該一部分は、第 1 の位置において医療用撮像装置 1 0 4 によって生成された X 線画像 4 0 0 a が I M 釘 2 2 5 の該一部分を含むように、X 線の進行方向 1 2 8 内にあり得る。

【 0 0 4 0 】

同様に図 2 3 A ~ 図 2 3 C を参照すると、I M 釘 2 2 5 は、I M 釘 2 2 5 を解剖学的構造 1 2 4 に固着又は固定するために、それぞれの係止ねじ 3 0 4 を受容するようにサイズ決めされた複数の係止孔 3 0 2 を画定し得る。第 1 の X 線画像 4 0 0 a に示される I M 釘 2 2 5 の該一部分は、係止孔 3 0 2 の一部分、例えば、複数の係止孔 3 0 2 のうちの少なくとも 2 つの係止孔の一部分を含み得る。X 線の進行方向 1 2 8 は、X 線画像 4 0 0 a が取得される第 1 の方向又は視点を画定し得る。I M 釘 2 2 5 は、第 2 の方向 D 2 に沿った幅と、該第 2 の方向 D 2 に実質的に垂直である第 3 の方向 D 3 に沿った長さ、を画定し得る。第 1 の X 線画像 4 0 0 a に映し出される係止孔 3 0 2 は、I M 釘 2 2 5 の長さに沿って互いに離間され得る。医療用撮像装置 1 0 4 が第 1 の X 線画像 4 0 0 a を生成する第 1 の位置にあるとき、X 線の進行方向 1 2 8 は、少なくとも 2 つの係止孔 3 0 2 の一部分が X 線画像 4 0 0 a 上でそれぞれの楕円又はレンズ 3 0 6 として視認可能であるように、第 2 及び第 3 の方向 D 2 及び D 3 の少なくとも 1 つ、例えば、両方と比較して、非直交であり得る。レンズは、それらの終端点で画定された 2 つの半円を画定し得ることが理解されよう。

【 0 0 4 1 】

したがって、手術中、医療用撮像装置 1 0 4 は、I M 釘 2 2 5 に対して第 1 の位置に配され得る。医療用撮像装置 1 0 4 が第 1 の位置にある間、医療用撮像装置 1 0 4 は、I M 釘 2 2 5 の一部分を含む第 1 の X 線画像 4 0 0 a を生成することができる。第 1 の X 線画像 4 0 0 a に示される I M 釘 2 2 5 の該一部分は、I M 釘 2 2 5 によって画定された係止孔の第 1 の視覚的視点を含み得、したがって第 1 の X 線画像 4 0 0 a も該第 1 の視覚的視点を含み得る。例えば、第 1 の視覚的視点は、I M 釘 2 2 5 によって画定された少なくとも 2 つの係止孔を含み得る。第 1 の視覚的視点は、X 線画像 4 0 0 a に示される係止孔のそれぞれの外周に対応する楕円又はレンズを画定し得る。一例では、第 1 の視覚的視点は、X 線画像 4 0 0 a に示される係止孔の対応する外周の各々の 5 0 % 未満、例えば 3 0 % を含み得る。

【 0 0 4 2 】

図 4 A を引き続き参照すると、外科用器具アセンブリ 2 0 2 のプロセッサは、I M 釘の同一性を判定するために、複数の I M 釘から I M 釘 2 2 5 を識別することができる。一例では、図 2 2 を参照すると、ディスプレイ 2 1 2 は、釘オプション 2 2 0 2 を含む可視指示、例えば、係止孔スクリーン 2 2 0 0 を提供するように構成され得る。ユーザは、対応する釘オプション 2 2 0 2 を作動させることによって、所与の手術で使用される I M 釘を選択することができ、これにより、プロセッサが、選択された釘オプション 2 2 0 2 と関連付けられた I M 釘同一性を判定することができる。したがって、場合によっては、プロセッサは、ユーザインターフェース 2 1 6 を介したユーザ選択に応じて I M 釘 2 2 5 の同一性を判定することができる。例えば、ディスプレイ 2 1 2 は、所与の I M 手術に利用可能な複数の I M 釘の視覚画像又は説明テキストを含み得る、釘オプション 2 2 0 2 を表示することができる。ユーザ、例えば医療専門家は、適切な I M 釘オプション 2 2 0 2 を、例えばタッチなどによって作動させることができる。代替的に、プロセッサは、第 1 の X 線画像 4 0 0 a から I M 釘 2 2 5 の画像を認識することによって I M 釘 2 2 5 を識別するように構成され得る。I M 釘の同一性に基づいて、プロセッサは、係止孔の位置及びサイズを含み得る、その物理的特性又は特徴など、I M 釘 2 2 5 と関連付けられる情報を取得することができる。

【 0 0 4 3 】

I M 釘 2 2 5 に関する取得された情報に基づいて、したがって I M 釘の同一性に基づいて、プロセッサは、第 1 の X 線画像 4 0 0 a 上で可視である係止孔 3 0 4 を識別することができる。例として、I M 釘が 5 つの係止孔を含む場合、プロセッサは、識別された I M 釘 2 2 5 の物理的特性に基づいて、5 つの係止孔のうちのどの 2 つが X 線画像 4 0 0 a 上に映し出されるかを識別することができる。更なる例として、プロセッサは、特定の係止孔が I M 釘の終端部から離れている距離を X 線画像 4 0 0 a から識別してもよく、また、所与の係止孔を識別するために、取得され得る I M 釘の物理的特性と該距離を比較するこ

10

20

30

40

50

とができる。代替的に、図 22 を再び参照すると、係止孔スクリーン 2200 は、孔オプション 2204 を含み得る。場合によっては、IM 釘が識別された後、識別された IM 釘によって画定された孔に対応する孔オプション 2204 が表示される。ユーザは、所与の穿孔操作の対象である係止孔を選択することができ、あるいはユーザは、X 線画像 400a で可視である 1 つ又は 2 つ以上の係止孔を選択することができる。したがって、場合によっては、プロセッサは、ユーザインターフェース 216 を介したユーザ選択にตอบสนองして穿孔される標的部位 126 を画定する係止孔 302 を決定することができる。例えば、ディスプレイ 212 は、特定の IM 釘によって画定された複数の係止孔の視覚画像又は説明テキストを含み得る、係止孔オプション 2204 を表示することができる。ユーザ、例えば医療専門家は、例えば、タッチなどによって適切な係止孔オプション 2202 を作動させることができ、それによって医療用撮像装置 104 は、適切な係止孔を円として示す適切な係止孔の画像を生成するように、その位置の調整を行うことができる。

10

【0044】

したがって、第 1 の X 線画像 400a に示される少なくとも 2 つの係止孔 302 の一部分に基づいて、また IM 釘の同一性に基づいて、外科用器具アセンブリのプロセッサは、医療用撮像装置 104 の第 1 の位置とは異なる第 2 の位置を決定することができる。別の言い方をすれば、X 線画像 400a に示される係止孔の視覚的視点に基づいて、IM 釘 225 に対する医療用撮像装置 104 の第 2 の位置が決定され得る。特に、第 2 の位置にある医療用撮像装置 104 によって画定される X 線の進行方向 128 は、第 1 の位置にある医療用撮像装置 104 によって画定される X 線の進行 128 とは異なり得る。図 4B を参照すると、医療用撮像装置 104 が第 2 の位置に配置され、第 2 の位置から第 2 の X 線画像 400b を生成するとき、又は医療用撮像装置 104 が第 2 の位置にある間、第 2 の X 線画像 400b は、対応する円 308 として示される係止孔 302 を含み得る。したがって、第 2 の X 線画像 400b は、第 1 の X 線画像 400a に示される係止孔の第 2 の視覚的視点を含み得、第 2 の視覚的視点は、係止孔の外周に対応する円を画定し得る。場合によっては、第 2 の X 線画像 400b は、第 1 の X 線画像 400a に示される少なくとも 2 つの係止孔の第 2 の視覚的視点を含み得、第 2 の視覚的視点は、少なくとも 2 つの係止孔の外周に対応する円を画定し得る。

20

【0045】

X 線の進行方向 128 は、医療用撮像装置 104 が第 2 の位置にあるときに、IM 釘 225 の長さに対して実質的に垂直又は直交をなし得る。X 線の進行方向 128 は、少なくとも 2 つの係止孔 302 が第 2 の X 線画像 400b 上でそれぞれの円に見えるように、医療用撮像装置 104 が第 2 の位置にあるときに、第 2 及び第 3 の方向 D2 及び D3 に対して実質的に垂直をなし得る。したがって、医療用撮像装置 104 は、係止孔の第 2 の視覚的視点（例えば、X 線画像 400b）の円の外周によって画定される平面に対して実質的に垂直である X 線の進行方向 128 が医療用撮像装置によって画定されるように、第 2 の位置に配され得る。

30

【0046】

場合によっては、第 1 の X 線画像 400a に示される IM 釘 225 の一部分は、2 つの係止孔のみの可視部分を含む。更に、X 線画像に示される 2 つの係止孔の一部分は、2 つの係止孔 302 の 30% 未満、例えば、2 つの係止孔 302 の表面積の 30% 未満など、50% 未満であり得る。したがって、例示的な操作として、医療専門家は、2 つの係止孔の一部分のみを含む IM 釘の 1 つの X 線画像を取得することによって、係止孔を穿孔する向きを識別することができ、2 つの係止孔の該一部分は、1 つの X 線画像上でそれぞれの楕円又はレンズとして視認可能であり得る。したがって、2 つの係止孔の視覚的視点及び IM 釘の物理的特徴のみに基づいて、医療用撮像装置の第 2 の位置が、2 つの係止孔を真円として表すために決定され得る。更に、IM 釘の物理的特徴及び第 1 の X 線画像 400a のみに基づいて、複数の係止孔 302、例えば、（X 線画像 400a に映し出される係止孔だけでなく）IM 釘の全ての係止孔を穿孔するための配向が決定され得る。その結果、場合によっては、医療用撮像装置 104 は、第 1 の X 線画像 400a 及び IM 釘の同一

40

50

性のみに基づいて、特定のIM釘の全ての係止孔302を表示するように調整され得る。真円の位置は、例えば、2017年6月27日に発行された米国特許第9,687,308号に記載されている任意の好適な方法を使用して、楕円の画像に基づいて決定され得る。この特許の開示は、参照により全体が本明細書に組み込まれる。

【0047】

したがって、図4Aを参照すると、外科用器具アセンブリ202のプロセッサは、医療用撮像装置104が第3の位置に配置され、第3の位置からX線画像、例えば第3のX線画像を生成するときに、該生成されたX線画像が、円として示されるIM釘の所与の係止孔、例えば第3の係止孔302aを含むように、医療用撮像装置104の第3の位置を決定することができ、第3の係止孔302aは、第1のX線画像400aに示された（楕円又はレンズとして示される）係止孔302のうちのいずれの係止孔とも異なり、これに基づいて、第3の位置が決定される。特に、第1のX線画像400aに示される少なくとも2つの係止孔302の視覚的視点に基づいて、かつIM釘225の物理的特徴に基づいて、該少なくとも2つの係止孔のうちの1つではない所与の係止孔（例えば、係止孔302a）を真円として表すための医療用撮像装置104の位置が決定され得る。実施例について続けると、医療用撮像装置104が第3の位置にある間、医療用撮像装置104は、IM釘225の第3の係止孔302aの視点を含む第3のX線画像を生成することができ、係止孔302aの少なくとも外周、例えば係止孔302a全体は、第1のX線画像400aにおいて可視ではない。第3の位置から生成される係止孔302aの視点は、係止孔302aの外周に対応する円を画定し得る。

【0048】

外科用器具アセンブリ202のプロセッサは、IM釘の同一性に基づいて、メモリから所与のIM釘の物理的特徴を取り出すことができる。いくつかの例では、医療用撮像装置104は、ユーザが孔オプション2204上の特定の係止孔を選択したことに応答して、円として示される特定の係止孔のX線画像を生成するように位置を自動的に変更する。

【0049】

再び図22を参照すると、プロセッサは、医療用撮像装置104の第1の位置及び第2の位置に基づいて調整座標2206を決定することができる。ディスプレイ212、例えば、ロック画面2200は、調整座標2206を表示することができる。医療用撮像装置104は、調整座標2206に従って、その位置を調整するために、特にX線の進行方向128を調整するために、その運動センサ269からのデータに依存し得る。代替的に、あるいは追加的に、医療専門家は、調整座標2206に従って、患者と、特にIM釘225が、第1のX線画像400aが生成されたときと同じ位置に留まっている間、医療用撮像装置104を移動させることができる。調整座標2206は、X線の進行方向128が、第1の位置から第2の位置又は第3の位置に到達するようにどのように調整されるかを示し得る。例として、調整座標2206は、X線の進行方向128（したがって、医療用撮像装置104の方向）がどのようにして第1の平面に沿って調整されるかを示す第1の座標2208と、X線の進行方向128（したがって、医療用撮像装置104の方向）がどのようにして、第1の平面に対して実質的に垂直である第2の平面に沿って調整されるかを示す第2の座標2210と、を含み得る。図示のように、第1の座標2208及び第2の座標及び2210は、第1のX線画像400aが生成されたときのそれらの位置に対する度で示されているが、実施形態が度に限定されないことが理解されるであろう。例えば、運動センサ269は、X線トランスミッタ106及びX線レシーバ108の実際の位置に対応する位置座標を検出することができ、またディスプレイ212は該位置座標を表示することができる。位置座標は、X線トランスミッタ106及びX線レシーバ108の位置が変化するとき、例えば、外科用器具アセンブリ202のプロセッサによって、医療用撮像装置104から受信され得るが、その結果、表示される位置座標は、X線トランスミッタ106及びX線レシーバ108が移動するときに変化する。

【0050】

引き続き図22を参照すると、ディスプレイ212は、外科用器具アセンブリ202の

プロセッサが医療用撮像装置 104 から第 1 の X 線画像 400 a を受信したことに応答して、医療用撮像装置 104 の第 2 の位置及び / 又は第 3 の位置を示すように構成され得る。指示は調整座標 2206 を含んでもよく、あるいは該指示は、所望により、可聴コマンド又は代替的なグラフィック指示を含んでもよく、それによって、ユーザは、係止孔を真円として示す画像を生成するために、医療用撮像装置 104 を第 1 の位置から別の位置、例えば第 2 又は第 3 の位置に調整することができることが理解されるであろう。例示的な手術では、医療用撮像装置 104 が、所与の係止孔が真円として表示される第 2 の位置にあるとき、第 2 の位置にある医療用撮像装置 104 によって画定される X 線の進行方向 128 に沿って所与の係止孔のための孔が穿孔される。

【0051】

ここで図 4 C を参照すると、ディスプレイ 212 は、例示的な X 線透視画像 400 c を表示することができる。したがって、ディスプレイ 212 は、解剖学的構造 124 の X 線透視画像上の標的部位 126 に対する、切断器具 226 の切断先端部 226 a の位置を表示するように構成され得る。X 線透視画像 400 c は、例えば、図 6 B に示される切断先端部 226 a の位置を示すことができる。切断先端部 226 a は、解剖学的構造 124 の 1 つ又は 2 つ以上の標的部位 126 から解剖学的物質を取り除くように構成され得る。更に、図 4 D に示されるように、切断器具 226 (例えばドリルビット) の先端部 226 a は、例えば標的部位 126 の中心で解剖学的構造 124 上に配置され得る。ディスプレイ 212 は、外科用器具 203 の近位の場所から先端部 226 a 及びディスプレイ 212 の両方への視線を提供するように配置されてもよく、それにより、医療専門家は、先端部 226 a を標的部位 126 で中心に置くために、X 線透視画像 400 c と 400 d の両方を、ひいては先端部 226 a、及び解剖学的構造 124 を見ることができる。外科用器具 203 のディスプレイ 212 は、医療用撮像装置 104 のディスプレイ 112 をミラーリングすることができ、それにより、外科用器具アセンブリ 202 のディスプレイ 212 は、撮像装置 104 のディスプレイ 112 がレンダリングするのと同じ画像を同時にレンダリングして、画像をリアルタイムで表示することができる。

【0052】

場合によっては、例えば、ユーザインターフェース 216 を介したユーザ選択に基づいて、外科用器具アセンブリ 202 は、ディスプレイ 212 における垂直又は水平方向が、解剖学的構造 124 に対する外科用器具 203 の移動のそれぞれ垂直又は水平方向に対応するような回転配向へと、ディスプレイ 212 に表示される X 線透視画像を回転することができる。したがって、場合によっては、ディスプレイ 212 によって表示される回転配向の X 線透視画像は、外科用器具 203 に結合されるディスプレイ 212 とは別個の医療用撮像装置ディスプレイ 112 上に表示される X 線透視画像と比較して、回転され得る。

【0053】

ここで図 5 A ~ 図 5 C を参照すると、ディスプレイ 212 はまた、可視指示、例えば、X 線トランスミッタ 106 から X 線レシーバ 108 への X 線の進行方向 128 に対する切断先端部 226 a の位置合わせの配向画像 129 を提供するように構成され得る。一例では、ディスプレイ 212 は、第 1 のディスプレイ 212 a と、第 2 のディスプレイ 212 b とを含み、第 1 のディスプレイ 212 a は、撮像装置 104 から X 線透視画像 (例えば、X 線透視画像 400 a ~ 400 c) を表示するように構成され、第 2 のディスプレイ 212 b は、切断器具 226 の配向の可視指示を含んだ配向画面 (例えば、配向画面 500 a ~ 500 c) を表示するように構成される。第 1 のディスプレイ 212 a が同様にあるいは代替的に、配向画面を表示してもよく、また、第 2 のディスプレイ 212 b が同様にあるいは代替的に、X 線透視画像を表示してもよいことが理解されよう。更に、ディスプレイ 212 は、場合によっては、X 線透視画像及び配向画面の両方を同時に表示し得るたった 1 つのディスプレイを含み得る。更に、図 11 及び図 12 を参照すると、ディスプレイ 212 は、場合によっては、X 線透視画像、配向画面、及び深さゲージデータの任意の組み合わせを同時に表示することができるたった 1 つのディスプレイを含み得る。一例では、ユーザは、ユーザインターフェース 216 を介してオプションを選択して、ディスプ

10

20

30

40

50

レイ 2 1 2 によって表示される X 線透視画像、配向画面、又は深さゲージデータを選択することができる。別の例では、ディスプレイ 2 1 2 は、X 線透視画像、配向画面、及び深さゲージデータの任意の組み合わせがディスプレイ 2 1 2 によって同時に表示され得るように、分割、例えば半分に分割、又は 3 つに分割されてもよい。本明細書に記載される、ディスプレイ 2 1 2 によって表示され得る画像（例えば、図 4 A ~ 図 4 C、図 5 A ~ 図 5 C、図 1 0 A ~ 図 2 2）は、網羅的ではないことが理解されるであろう。ディスプレイ 2 1 2 は、様々な構成又は代替的な可視描画像を介して、様々な情報をユーザに提供することができる。

【 0 0 5 4 】

位置合わせの可視指示、例えば配向画像 1 2 9 は、X 線の進行方向 1 2 8 に基づくものであってもよく、また切断器具 2 2 6 の配向に対応する加速度計情報に更に基づくものであってもよい。例えば、外科用器具アセンブリ 2 0 2 の加速度計 2 1 5 は、医療用撮像装置 1 0 4 の X 線発生器 1 0 6 から X 線レシーバ 1 0 8 への X 線の進行方向 1 2 8 を用いて較正され得る。例示的な較正において、外科用器具 2 0 3 に取り付けられた位置合わせツール 2 1 8 は、切断器具 2 2 6（例えばドリルビット）を X 線の進行方向 1 2 8 と位置合わせするために、所定の配向を有する医療用撮像装置 1 0 4 の表面と見当合わせされるように構成される。一例では、位置合わせツール 2 1 8 は、X 線トランスミッタの平坦な表面 1 0 6 a と見当合わせされるように構成されるが、位置合わせツール 2 1 8 は、必要に応じて医療用撮像装置 1 0 4 の他の表面と見当合わせされるように構成され得ることが理解されよう。特に、位置合わせツール 2 1 8 の第 2 の表面 2 1 8 b は、切断器具 2 2 6 が X 線の進行方向 1 2 8 と位置合わせされたときに、医療用撮像装置 1 0 4 の平坦な表面 1 0 6 a に当接し得る平坦な表面であり得る。引き続きこの例について言えば、医療用撮像装置 1 0 4 によって、具体的には医療用撮像装置 1 0 4 によって生成される X 線ビームの方向を用いて加速度計 2 1 5 を較正するために、位置合わせツール 2 1 8 の表面 2 1 8 b が X 線発生器 1 0 6 の平坦な表面 1 0 6 a に当接するときに、ゼロ値が設定され得る。一例では、ゼロ値を設定し、それにより、X 線の進行方向 1 2 8 を用いて加速度計 2 1 5 を較正するために、切断器具 2 2 6 が X 線の進行方向 1 2 8 に沿って配向されたときにゼロ値が設定されるように、位置合わせツールの表面 2 1 8 b が X 線発生器 1 0 6 の平坦な表面 1 0 6 a に対して平坦であるときに、ユーザがディスプレイ 2 1 2 上で較正オプション 1 3 4 を作動させることができる。

【 0 0 5 5 】

別の例において、較正器具は、医療用撮像装置 1 0 4 の一部であってもよいが、又はそれに取り付けられてもよい。医療用撮像装置 1 0 4、特に X 線の進行方向 1 2 8 が、ある操作を実施するために所望の位置に配向されているとき、医療用撮像装置 1 0 4 の較正器具は、ゼロ値が所望の X 線の進行方向 1 2 8 に対応するように、重力に対するゼロ値を識別することができる。医療用撮像装置 1 0 4 の較正器具は、重力に対するゼロ値を加速度計 2 1 5 に送ることができる。したがって、外科用器具アセンブリ 2 0 2 は、医療用撮像装置 1 0 4 によって画定される X 線の進行方向 1 2 8 を用いて、外科用器具アセンブリ 2 0 2 の加速度計 2 1 5 を較正するように、医療用撮像装置 1 0 4 の X 線発生器 1 0 6 から X 線レシーバ 1 0 8 への X 線の進行方向 1 2 8 を表すゼロ値を医療用撮像装置 1 0 4 から受信することができる。加速度計 2 1 5 は、重力に対するゼロ値を、医療用撮像装置 1 0 4 の較正器具から受信するゼロ値に設定することができ、それにより、加速度計 2 1 5 は X 線の進行方向 1 2 8 を用いて較正される。したがって、加速度計 2 1 5 は、切断器具 2 2 6 が X 線の進行方向 1 2 8 に沿って配向されたときにゼロ値を示すことができる。

【 0 0 5 6 】

一例では、加速度計 2 1 5 はディスプレイ 2 1 2 の配向に対応する。したがって、場合によっては、切断器具 2 2 6 に対するディスプレイ 2 1 2 の配向が調整されると、ゼロ値は、X 線の進行方向 1 2 8 を用いて加速度計 2 1 5 を再較正するように再設定される。いくつかの例では、ディスプレイ 2 1 2 は、切断器具 2 2 6 に対して 1 つ又は 2 つ以上の事前設定された配向（例えば、90 度、75 度など）を有する。したがって、場合によって

は、第 1 の事前設定された配向における較正後、ディスプレイ 2 1 2 は、第 2 の事前設定された配向へと移動され得る。一例では、ユーザは、ユーザインターフェース 2 1 6 を使用して、ディスプレイ 2 1 2 が配置される事前設定された配向を選択することができる。加速度計 2 1 5 は、第 2 の事前設定された配向を受信し、それに応じてゼロ値を調整することができ、それにより、加速度計が再較正されることなくディスプレイ 2 1 2 が調整される。更に別の例では、医療用撮像装置 1 0 4 は、X 線の進行方向の配向の変化を識別し得る加速度計を含む。この例では、医療用撮像装置の加速度計は、X 線の進行方向の配向の変化を外科用器具アセンブリ 2 0 2 に送信することができ、それにより、加速度計 2 1 5 を再較正することなくゼロ値が再設定され得る。したがって、ゼロ値は、X 線発生器 1 0 6 及び X 線レシーバ 1 0 8 の配向の変化に従って調整され得る。

10

【 0 0 5 7 】

例えば、外科用器具アセンブリ 2 0 2 の加速度計 2 1 5 が X 線の進行方向を用いて較正されるとき、加速度計は、X 線の進行方向 1 2 8 に対する切断器具 2 2 6 の配向を示す加速度計情報を生成することができる。加速度計情報は、ディスプレイ 2 1 2 によって、様々な配向画面、例えば、配向画像 1 2 9 を含み得る配向画面 5 0 0 a ~ 5 0 0 c に表示され得る。IM 釘打ちの例として、外科用器具アセンブリ 2 0 2 を使用しながら配向画像 1 2 9 を見ることによって、切断器具 2 2 6 は穿孔中も適切な配向に維持され得る。すなわち、真円を画定する孔が標的部位 1 2 6 に穿孔され得る。

【 0 0 5 8 】

例えば、図 5 A ~ 図 5 C を参照すると、配向画面 5 0 0 a ~ 5 0 0 c は、静止領域 1 3 0 と可動インジケータ 1 3 2 とを含み得る配向画像 1 2 9 を含むことができる。可動インジケータ 1 3 2 は、切断器具 2 2 6 の配向の典型であり得る。一例では、可動インジケータ 1 3 2 が静止領域 1 3 0 に対する所定の空間的關係を有するとき、切断器具 2 2 6 は X 線の進行方向 1 2 8 に配向される。一例では、切断器具 2 2 6 の先端部 2 2 6 a (例えばドリルビット) が標的部位 1 2 6 と位置合わせされ、可動インジケータ 1 3 2 が静止領域 1 3 0 に対する所定の空間的關係を有している間に、孔が解剖学的構造 1 2 4 に穿孔される。所定の空間的關係は、所望により異なり得ることが理解されよう。いくつかの例では、可動インジケータ 1 3 2 が静止領域 1 3 0 の上に重なるとき、切断器具 2 2 6 は X 線の進行方向 1 2 8 に配向される。いくつかの例では、図 5 C に示すように、可動インジケータ 1 3 2 が静止領域 1 3 0 によって画定される境界内にあるとき、切断器具 2 2 6 は X 線の進行方向 1 2 8 に配向される。

20

30

【 0 0 5 9 】

図 4 A ~ 図 4 D を参照して上述されたように、ディスプレイ 2 1 2 は、IM 釘を固定するために係止ねじを配置することに関連する X 線透視画像及びユーザインターフェースを表示することができる。ここで図 1 3 ~ 2 0 を参照するが、ディスプレイ 2 1 2 は、追加的にあるいは代替的に、X 線画像又は X 線透視画像、並びに、埋没物 1 2 5、例えば IM 釘を配置することと関連するユーザインターフェースを表示することができる。ディスプレイ 2 1 2 は、X 線画像、例えば、X 線データ又は画像 6 0 2 (図 1 3、図 1 4 A、図 1 4 B)、X 線画像 6 0 4 (図 1 5)、X 線画像 6 0 6 (図 1 6)、X 線画像 6 0 8 (図 1 7)、X 線画像 6 1 0 (図 1 8)、並びに X 線画像 6 3 0 a 及び 6 3 0 b (図 2 0) を表示するように構成され得る。本明細書で使用されるとき、特に断らない限り、X 線データと X 線画像は、限定することなく、互換的に使用され得る。特に図 1 4 A を参照すると、ディスプレイ 2 1 2 は、解剖学的構造 1 2 4 の X 線データ 6 0 2 を表示することができる。図示の例によれば、X 線データ 6 0 2 は、埋没物 1 2 5 用に解剖学的構造 2 2 4 に孔を穿孔するように位置付けられた切断器具 2 2 6 を含む。X 線データ 6 0 2 は、穿孔操作のために軟組織を移動させるように位置付けられたクランプ 6 1 2 を更に含む。一例では、解剖学的構造又は骨 1 2 4 の IM 管に会合するように孔が穿孔され得る。したがって、孔は、骨への進入点と、進入点と IM 管との間の軌道と、を画定することができ、埋没物 1 2 5 (例えば、IM 釘又はロッド) は、埋没物 1 2 5 を受容するようにサイズ決めされた孔に挿入され得る。本明細書では、穿孔操作の適切な軌道及び進入点 (例えば、痛みを最

40

50

小限にするため)は、骨及び/又は挿入される埋没物のタイプに応じて異なり得ることが認識される。本明細書では、適切な軌道及び進入点が所与の手術室内で容易にはアクセス可能でない場合もあり、したがって、所与の医療専門家は個人的な知識に依存して、適切な軌道及び進入点を推定する場合もあることが、本明細書において更に認識される。更に、適切な軌道及び入口点が既知である場合であっても、穿孔操作は通常はフリーハンドで実施されるものであり、したがって、実際の軌道及び進入点は適切な軌道及び進入点とは異なり得る。

【0060】

例示的な実施形態では、図14B及び図17を参照すると、外科用器具アセンブリ202のプロセッサは、解剖学的構造124の境界614、例えば第1の境界若しくは前後方向(AP)の境界615(図14B及び図15)又は第2の境界若しくは横方向の境界617(図16及び図17)を識別又は判定し得る。境界614は、解剖学的構造124の第1の最外縁部614aと、第1の最外縁部614aの反対側の解剖学的構造124の第2の最外縁部614bと、を画定し得る。いくつかの例では、プロセッサは、その開示は、その全体が本明細書に記載されるように参照により組み込まれる米国特許出願公開第2007/0274584号に記載されている縁部検出プロセスを実施することによって境界614を判定することができる。他の縁部検出アルゴリズムが所望に応じて実施されてもよく、上述の縁部検出プロセスは、例示を目的として提示されたものであることが理解されるであろう。場合によっては、プロセッサは、ユーザインターフェース216を介したユーザ選択に基づいて境界614を識別することができる。例えば、ディスプレイ212は、手動位置合わせオプション646などのオプションを表示することができる。ユーザは、例えば医療専門家は、手動位置合わせオプション646を、例えばタッチなどによって作動させることができる。手動位置合わせオプション646が作動されると、ユーザは、X線データ上に1つ又は2つ以上の画像を手動でオーバーレイすることができ、それにより、ディスプレイ212はX線データ上に1つ又は2つ以上の画像を表示する。ユーザが手動でオーバーレイし得る画像の例は、境界614である。例として、ユーザは、スタイラス、指などを使用して、X線データ上に画像を手動でオーバーレイすることができる。一例では、ユーザは、外科用器具アセンブリ202のプロセッサによって判定される境界614を調整するために、手動位置合わせオプション646を作動させることができる。例えば、プロセッサは、境界614を判定するために縁部検出プロセスを実施することができるが、場合によっては、縁部検出プロセスは、解剖学的構造124の実際の最外縁部からオフセットする境界614の部分を得ることになり得る。例えば、縁部検出プロセスは、解剖学的構造124内の骨折を境界614の一部分として誤って識別することができる。この例では、ユーザは、ユーザインターフェース216を介して、解剖学的構造124の最外縁部を表現するものとして誤って識別される境界614の部分を調整することができる。したがって、外科用器具アセンブリ202は、ユーザがユーザインターフェース216のオプションのうちの少なくとも1つを作動させていることに応答して、境界614の少なくとも一部分、例えば全てを調整することができる。

【0061】

図14B、図15、図16、及び図17に示されるように、ディスプレイ212は、解剖学的構造124の境界614を表示するために、解剖学的構造124のX線画像上に境界614をオーバーレイすることができる。図18及び図20を参照すると、外科用器具アセンブリ202のプロセッサは、解剖学的構造124の軸線616を判定することができる。外科用器具アセンブリ202のプロセッサは、解剖学的構造への進入点620を画定する軌道618の表現を決定することができる。図14B~図18及び図20を参照すると、ディスプレイ212は、軌道の表現618を表示するために、解剖学的構造124のX線画像上に軌道618の表現をオーバーレイすることができる。軌道618の表現は、解剖学的構造124のIM管と会合するように孔が穿孔され得る線を画定し得る。軌道618の表現は、軸線616に基づいて決定され得る。更に、図18及び図20を参照すると、ディスプレイ212は、解剖学的構造124の軸線616を表示するために、解剖

10

20

30

40

50

学的構造のX線画像上に境界616をオーバーレイすることができる。

【0062】

いくつかの例では、軸線616は、解剖学的構造の長さに沿って中心線を画定し得る。図14B～図17を参照すると、軌道は、軌道618の表現と軸線616とが互いに重なり合い得るように、軸線616と一致し得る。例えば、第1の最外縁部614aは、解剖学的構造の長さに対して実質的に垂直な解剖学的構造の幅を画定するように、第2の最外縁部614bから離間され得る。したがって、軸線616は、解剖学的構造体124の長さに沿って、第1の最外縁部614aと第2の最外縁部614bから等距離にあってもよい。場合によっては、プロセッサは、ユーザインターフェース216を介したユーザ選択に基づいて軸線616を識別することができる。例として、ユーザ、例えば医療専門家は、手動位置合わせオプション646を、例えばタッチなどによって作動させることができる。手動位置合わせオプション646が作動されると、ユーザは、X線データ上に1つ又は2つ以上の画像を手動でオーバーレイすることができ、それにより、ディスプレイ212はX線データ上に1つ又は2つ以上の画像を表示する。ユーザが手動でオーバーレイし得る画像の例は、軸線616である。図示のように、軸線616は破線として表現されているが、軸線616は、例えば実線によって、所望に応じて代替的に表現され得ることが理解されるであろう。例として、ユーザは、スタイラス、指などを使用して、X線データ上に画像を手動でオーバーレイすることができる。一例では、ユーザは、境界614、具体的には第1の最外縁部614a及び第2の最外縁部614bに基づいて、外科用器具アセンブリ202のプロセッサによって決定される軸線616を調整するために、手動位置合わせオプション646を作動させることができる。したがって、外科用器具アセンブリ202は、ユーザがユーザインターフェース216のオプションのうちの少なくとも1つを作動させたことに応答して、軸線616の少なくとも一部分、例えば全てを調整又は決定することができる。更に、外科用器具アセンブリ202は、解剖学的構造体124の境界614に基づいて解剖学的構造124の軸線616を決定することができ、そのため、解剖学的構造体の境界614が変化する場合、解剖学的構造124の軸線616は境界線614への変化に従って変化する。例えば、第2の最外縁部614bは、第1の最外縁部614aから離れるように調整され、外科用器具アセンブリ202は、境界614が調整される前に軸線616が表示される場合と比較して、軸線616が第1の最外縁部614aから更に離れて表示され得るように、軸線616を第2の最外縁部614bに向かって移動させることができる。

【0063】

理論に束縛されるものではないが、本明細書に記載される実施形態は、手術室で撮影されるX線画像の数を減少させることができ、それによって所与の操作を実施するのにかかる時間を短縮することができることが認識される。一例では、図14A～図15及び図20のX線画像630aを参照すると、ディスプレイ212は、第1の視野又は前後方向(AP)の視野からの解剖学的構造124のX線画像を表示することができる。外科用器具アセンブリは、解剖学的構造124への進入点620を画定する軌道618の表現を決定し得る。ディスプレイ212は、軌道618の表現を表示するために、解剖学的構造124のX線画像上に軌道618の表現をオーバーレイすることができる。

【0064】

場合によっては、プロセッサは、ユーザインターフェース216を介したユーザ選択に応じて軌道618の表現を決定することができる。例えば、ディスプレイ212は、自動位置合わせオプション622などのオプションを表示することができる。ユーザ、例えば医療専門家は、自動位置合わせオプション622を、例えばタッチなどによって作動させることができる。自動位置合わせオプション622が作動されると、外科用器具アセンブリ202のプロセッサは、解剖学的構造124への進入点620を画定する軌道618の表現を決定することができる。外科用器具アセンブリはまた、自動位置合わせオプション622が選択又は作動されたことに応じて、軸線616若しくは境界614、又は軸線616と境界614との両方を決定することができる。更に、自動位置合わせオプション6

10

20

30

40

50

2 2 が作動されたことに応じて、ディスプレイ 2 1 2 は、軌道 6 1 8 の表現、軸線 6 1 6、及び / 又は境界 6 1 4 を表示するために、解剖学的構造 1 2 4 の X 線画像上に、軌道 6 1 8 の表現、軸線 6 1 6、及び境界 6 1 4 のうちの少なくとも 1 つ、例えばそれらのうちの 1 つのみ、例えばそれらの任意の組み合わせをオーバーレイすることができる。

【0065】

いくつかの例では、外科用器具アセンブリ 2 0 2 は、技術情報、例えば、メモリ 2 1 4 に記憶された技術情報に基づいて軌道 6 1 8 の表現を決定することができる。このような技術情報は、IM 釘を配置するために、様々な骨に孔を穿孔するのに適切な軌道を含み得る。この技術情報に基づいて、外科用器具アセンブリ 2 0 2 は、軌道の表現を決定することができる。例として、技術情報は、AP の視野から見た所与の骨に対する軌道が、小転子のすぐ下の点から測定される軸線から 5 度の横方向であることを明記したものであってもよい。引き続きこの例に関して言えば、技術情報は、横方向の視点からの所与の骨に対する軌道が、大転子の中心にあり、髄管と一直線をなすことを明記したものであってもよい。一例では、骨及び釘のタイプがユーザインターフェース 2 1 6 を介してプロセッサに入力されてもよく、また X 線画像に対応する視野（例えば、横方向又は AP）がユーザインターフェース 2 1 6 を介してプロセッサに入力されてもよい。これに回答して、プロセッサは、X 線画像の視野、骨のタイプ、及び釘に対応する技術情報を取得することができる。取得された技術情報に基づいて、軌道が決定され得る。場合によっては、プロセッサは、境界 6 1 4 を最初に決定し、次いで境界に基づいて軸線 6 1 6 を決定する。軌道 6 1 8 の表現は、軸線 6 1 6 及び技法情報に基づいて決定され得る。例えば、技術情報は、軌道が第 1 の視野においては軸線 6 1 6 と一致し、第 1 の視野に対して実質的に垂直な第 2 の視野においては特定の角度だけ軸線から角度的にオフセットしている（図 1 9 を参照）ことを示すものであってもよい。

【0066】

図 1 9 を参照すると、所与のユーザは、ユーザインターフェース 2 1 6 を介してユーザ選択を作動させる外科用器具アセンブリから技術情報を取得することができる。例えば、ユーザ選択により、ディスプレイ 2 1 2 に技術情報 6 5 0 a 及び 6 5 0 b を表示させることができる。技術情報 6 5 0 a は、AP の視野からの適切な軌道 6 5 2 a のグラフィック描写を含み得る。技術情報 6 5 0 b は、横方向の視野からの適切な軌道 6 5 2 b のグラフィック描写を含み得る。表示され得る技術情報は、いくつかの操作の中でも特に、IM 釘を配置するための、テキストで指示 6 5 4 を含み得る。一例では、ユーザ選択に応じて、ユーザインターフェース 2 1 6 は、とりわけ、IM 釘打ち操作と関連付けられた可聴指示をレンダリングすることができる。

【0067】

場合によっては、所与のユーザ、例えば医療専門家が、外科用器具アセンブリ 2 0 2 によってレンダリングされた技術情報を利用して、所与の X 線画像上に軌道 6 1 8 の表現を手動でオーバーレイすることができる。例えば、ユーザは、手動位置合わせオプション 6 4 6 を、例えばタッチなどによって作動させることができる。手動位置合わせオプション 6 4 6 が作動されると、ユーザは、ディスプレイ 2 1 2 が X 線データ上に軌道 6 1 8 を表示するように、軌道 6 1 8 の表現を手動でオーバーレイすることができる。軌道 6 1 8 の表現は、実線、破線などを画定することができる。一例では、ユーザは、自動位置合わせオプション 6 2 2 が選択された後に外科用器具アセンブリ 2 0 2 のプロセッサによって判定される境界 6 1 6 を調整するために、手動位置合わせオプション 6 4 6 を作動させることができる。外科用器具アセンブリ 2 0 2 は、ユーザがユーザインターフェース 2 1 6 のオプションのうちの少なくとも 1 つを作動させていることに回答して、軌道の表現の少なくとも一部分、例えば全てを調整又は決定することができる。したがって、外科用器具アセンブリ 2 0 2 のプロセッサは、軌道の新しい表現を画定するように軌道の表現を調整することができ、ディスプレイ 2 1 2 は、新しい軌道の新しい表現を表示するために、解剖学的構造の X 線画像上に新しい軌道の新しい表現をオーバーレイすることができる。一例では、プロセッサは、ユーザがユーザインターフェース 2 1 6 のオプションのうちの少な

10

20

30

40

50

くとも1つを作動させていることに応答して、軌道の表現を調整することができる。

【0068】

図14Bを参照すると、X線画像602上で見ることができる軌道618及び切断器具226の表現を見ることによって、ユーザは、図15のX線画像604に示されるように、切断器具226を移動させて軌道の表現と位置合わせされ得る。代替的に、自動化されたシナリオでは、切断器具226は、軌道618の表現と位置合わせされるように自動的に移動され得る。一例では、切断器具226が軌道618の表現と位置合わせされると、医療用撮像装置104は、X線画像606及び608を生成するために、X線画像602及び604を生成したX線移動の方向とは異なる、X線トランスミッタ106からX線レシーバ108へのX線移動128の新たな方向を画定するように調整され得る。例えば、医療用撮像装置104は、図14B及び図15に示される第1の視野又はAPの視野に対してほぼ垂直な第2の視野又は横方向の視野を生成するように調整され得る。

10

【0069】

図14B、図15、及び図20を参照すると、軌道618の表現は、第1の視点からの、例えばAPの視点からの軌道の第1の表現618aと称され得る。一例では、図16、図17及び図20を参照すると、外科用器具アセンブリ202は、解剖学的構造124への進入点620を画定する軌道の第2の表現618bを決定することができる。第2の表現618bは、第2の視点からのものであってもよい。例として、第2の視点は、第1の視点がAPの視野を画定し得、第2の視点が横方向の視野を画定し得るように、第1の視点に対してほぼ眼窩周囲にあってもよい。軌道の第2の表現618bは、軌道618の表現を決定及び表示するための、本明細書に記載された実施形態のいずれかに従って、決定及び表示され得る。

20

【0070】

図14B～図18を参照すると、ディスプレイ212は、解剖学的構造の進入点620に対する切断先端部226aの位置を表示することができる。軌道の第2の表現618bと、X線画像606及び608上で見ることができる切断器具226と、を見ることによって、ユーザは、切断器具226を、したがって切断先端部226aを移動させて、軌道の第2の表現618bと位置合わせすることができる。代替的に、自動化されたシナリオでは、切断器具226は、軌道の第2の表現618bと位置合わせされるように自動的に移動され得る。

30

【0071】

場合によっては、切断器具226が、したがって切断先端部226aが軌道の第1の表現618a及び軌道の第2の表現618bと位置合わせされると、本明細書に記載の技術情報から決定され得る適切な進入点及び軌道に、切断器具226が位置合わせされたときに、穿孔操作が開始され得る。ディスプレイ212は、外科用器具203の近位の場所から先端部226aとディスプレイ212との両方への見通し線を提供するように配置されてもよく、それにより、医療専門家は、先端部226aを進入点620で中心に置くために、両方のX線画像を、したがって先端部226aと解剖学的構造124を見ることができる。

【0072】

40

ここで図18を参照すると、ディスプレイ212はまた、軌道の第1の表現618a及び軌道の第2の表現618bに対する切断器具226の位置合わせの可視指示、例えば配向画像629を提供するように構成され得る。位置合わせの可視指示、例えば配向画像629は、X線の進行方向128に基づくものであってもよく、また切断器具226の配向に対応する加速度計情報に更に基づくものであってもよい。例えば、外科用器具アセンブリ202の加速度計215は、第1の視点からX線画像604が取られるときにX線発生器106から医療用撮像装置104のX線レシーバ108へと移動するX線移動の方向128を用いて、また第1の視点に対して実質的に垂直である第2の視点からX線画像608が取られるときのX線移動の方向128を用いて較正され得る。

【0073】

50

例えば、図 18 を参照すると、配向画像 629 は、静止領域 130 と可動インジケータ 132 とを含み得る。可動インジケータ 132 は、切断器具 226 の配向の典型であり得る。一例では、可動インジケータ 132 が静止領域 130 に対する所定の空間的關係を有するとき、切断器具 226 は軌道の第 1 及び第 2 の表現 618a 及び 618b を用いて配向される。一例では、切断器具 226 (例えばドリルビット) が軌道の第 1 及び第 2 の表現と位置合わせされ、可動インジケータ 132 が静止領域 130 に対する所定の空間的關係を有している間に、孔が解剖学的構造 124 に穿孔される。所定の空間的關係は、所望により異なり得ることが理解されよう。いくつかの例では、可動インジケータ 132 が静止領域 130 の上にオーバーレイされているとき、切断器具 226 は軌道の第 1 及び第 2 の表現を用いて配向される。いくつかの例では、可動インジケータ 132 が静止領域 130 によって画定される境界内にあるとき、切断器具 226 は軌道の第 1 及び第 2 の表現を用いて配向される。

10

【0074】

ここで図 10A ~ 図 12 を参照すると、ディスプレイ 212 はまた、解剖学的構造 124 の 1 つ又は 2 つ以上の部分に対する切断先端部 226a の深さの可視指示、例えば深さゲージ画像 262 を提供するように構成され得る。一例では、図 9 を参照すると、解剖学的構造 124 は、第 1 の皮質、つまり近位皮質 123、及び穿孔の方向であり得る、第 1 の方向 D1、つまり X 線の進行方向 128 に沿って第 1 の皮質 123 の反対側にある第 2 の皮質、つまり遠位皮質 127 を画定する。第 1 の皮質 123 は、第 1 の表面、つまり近位表面 123a と、第 1 の方向 D1 に沿って第 1 の表面 123a の反対側にある第 2 の表面、つまり遠位表面 123b と、を画定し得る。同様に、第 2 の皮質 127 は、第 1 の表面、つまり近位表面 127a、及び X 線の進行方向 128 沿いでもあり得る第 1 の方向 D1 に沿って第 1 の表面 127a の反対側にある第 2 の表面、つまり遠位表面 127b を画定し得る。解剖学的構造 124 は中空部分 131 を画定し得る。例えば、中空部分 131 は、第 1 の皮質 123 の第 2 の表面 123b と第 2 の皮質 127 の第 1 の表面 127b との間に画定され得る。深さの可視指示、例えば深さゲージ画像 262 は、切断器具 226、特に切断先端部 226a が解剖学的構造 124 に進入するときに変化し得る。具体的には、深さゲージ画像 262 は、切断器具先端部 226a が第 1 の皮質 123 及び第 2 の皮質 127 のそれぞれの第 1 の表面及び第 2 の表面に接触するときに変化し得るデータを含むことができる。

20

30

【0075】

例示的な操作では、例示的な深さゲージ画面 1000a 及び例示的な分割画面 1200 をそれぞれ示す図 10A 及び図 12 をまず参照すると、深さゲージ画像 262 は、解剖学的構造 124 の一部分に対する基準位置の第 1 の距離を測定するように構成されており、ディスプレイ 212 は、解剖学的構造 124 の該一部分に対する切断先端部 226a の第 2 の距離を示すように構成されている。深さゲージ 250 は、外科用器具 203 の穿孔時に第 1 の距離を測定するように構成され得る。ディスプレイ 212 は、第 2 の距離をリアルタイムで示すように、外科用器具の穿孔時に第 2 の距離を示すように構成され得る。第 1 の皮質 123 は、解剖学的構造 124 の一部分を画定することができる。一例では、第 1 の皮質 123、特に第 1 の皮質 123 の第 1 の表面 123a は、基準位置からの距離が深さゲージ 250 によって測定される基準位置を画定する。一例では、切断先端部 226a は、第 1 の距離が第 2 の距離に等しいように、基準位置を画定する。

40

【0076】

代替例では、外科用器具 203 は、第 1 の距離が第 2 の距離よりも大きいように、解剖学的構造 124 の一部分からの距離が深さゲージ 250 によって測定される基準位置を画定するドリルスリーブを含み得る。切断器具 226 は、他の理由の中でも、骨を取り囲む軟組織を保護するためにスリーブ内に配置され得る。穿孔中、深さゲージ 250 は、ドリルスリーブの末端部から第 1 の皮質 123 の第 1 の表面 123a までの距離を決定することができる。ドリルスリーブの末端部から第 1 の皮質の第 1 の表面 123a までの距離は、切断先端部 226a から第 1 の皮質 123 の第 1 の表面 123a までの距離よりも大き

50

くてもよい。したがって、深さゲージ 2 5 0 は、ディスプレイ 2 1 2 が表示するリアルタイムのドリル深さ距離よりも大きいリアルタイムのドリル深さ距離を測定することができる。第 1 の距離と第 2 の距離との差は、切断先端部 2 2 6 a とドリルスリーブの末端部との間の距離（オフセット距離と称され得る）を考慮するように、ディスプレイ 2 1 2 を校正することによって決定され得、ディスプレイ 2 1 2 は、切断器具先端部から第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a までの距離を示す総ドリル深さ表示 2 6 4 を提供する。一例では、ユーザは、ユーザインターフェース 2 1 6 で較正オプションを選択することによってオフセット距離を入力することができる。別の例では、深さゲージ 2 5 0 は、較正モード中にオフセット距離を決定することができる。

【0077】

ディスプレイ 2 1 2 は、深さゲージ画面 1 0 0 0 a 及び例示的な分割画面 1 0 0 0 を表示することができる。図示の例では、切断器具先端部 2 2 6 a が第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a に当接するときに、総ドリル深さ表示 2 6 4 はゼロ（0）を示す。あるいは、深さゲージは、ドリルスリーブが第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a に当接するときに、総ドリル深さ表示 2 6 4 がゼロ（0）を示し得るように較正され得る。外科用器具 2 0 3 は、第 1 の皮質 1 2 3 から第 2 の皮質 1 2 7 に向かって第 1 の方向 D 1 に穿孔するように構成され得る。したがって、総ドリル深さ表示 2 6 4 は、穿孔操作前にゼロ（0）を示すことができ、それによって切断器具先端部 2 2 6 a は、穿孔操作中に解剖学的構造 1 2 4 に入る。穿孔操作が進行し、切断器具先端部 2 2 6 a が第 1 の皮質 1 2 3 を通って移動するときの例示的な深さゲージ画面 1 0 0 0 b 及び例示的な分割画面 1 1 0 0 をそれぞれ示す、図 1 0 B 及び図 1 1 を更に参照すると、総ドリル深さ表示 2 6 4 は、切断器具先端 2 2 6 a が第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a に対して進んだリアルタイム距離を示すように増加し得る。図示のように、深さゲージ画像 2 6 2 の表示はミリメートルでレンダリングされるが、表示は任意の代替単位でレンダリングされてもよいことが理解されるであろう。

【0078】

深さゲージ画像 2 6 2 は、直近に穿孔された皮質の遠位表面までの切断器具先端部 2 2 6 a からの距離を示す、最近の皮質出口点表示 2 6 6 を更に含み得る。したがって、ディスプレイ 2 1 2 は、切断先端部 2 2 6 a が第 1 の皮質 1 2 3 を出るときに第 3 の距離を示すように構成され得、第 3 の距離は、第 1 の方向 D 1 に沿った第 1 の皮質 1 2 3 の幅を表し得る。一例として、切断器具先端部 2 2 6 a が、第 1 の皮質 1 2 3 の第 2 の表面 1 2 3 b から出るように、X 線の進行方向 1 2 8 であり得る第 1 の方向 D 1 に沿って進むとき、最近の皮質出口点表示 2 6 6 は、第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a から第 1 の皮質 1 2 3 の第 2 の表面 1 2 3 b までの距離を示す。したがって、一例では、切断器具先端部 2 2 6 a が第 1 の皮質 1 2 3 の第 2 の表面 1 2 3 b を通って進む瞬間に、最近の皮質出口点表示 2 6 6 は、総穿孔深さ指示 2 6 4 と同じ値を示し得る。

【0079】

穿孔操作の例を続けると、切断器具先端部 2 2 6 a が、第 2 の皮質 1 2 7 の第 2 の表面 1 2 7 b から出るように第 1 の方向 D 1 に沿って進むとき、最近の皮質出口点表示 2 6 6 は、第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a から第 2 の皮質 1 2 7 の第 2 の表面 1 2 7 b までの距離を表示する。したがって、ディスプレイ 2 1 2 は、切断先端部 2 2 6 a が第 2 の皮質 1 2 7 から出るときに第 4 の距離を示すように構成され得、第 4 の距離は、第 1 の方向 D 1 に沿った骨の骨幅を表し得る。ディスプレイ 2 1 2 は、第 2 の距離、第 3 の距離、及び第 4 の距離を同時に示すように構成され得る。更に、切断器具先端部 2 2 6 a が第 2 の皮質 1 2 7 の第 2 の表面 1 2 7 b を通って進む瞬間に、最近の皮質出口点表示 2 6 6 は、総ドリル深さ表示 2 6 4 と同じ値を示し得る。深さゲージ画像 2 6 2 は、以前の皮質出口点ではあるが、直近ではない皮質出口点と関連する表示又は値を表示する、以前の皮質出口点表示 2 6 8 を更に含み得る。したがって、この例を続けると、切断器具先端部 2 2 6 a が第 2 の皮質 1 2 7 の第 2 の表面 1 2 7 b を出るとき、以前の皮質出口点 2 6 8 は、第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a から第 1 の皮質 1 2 3 の第 2 の表面 1 2 3 b ま

10

20

30

40

50

での距離を表示する。したがって、最近の皮質出口点表示 2 6 6 に表示された値は、以前の皮質出口点表示 2 6 8 に移る。切断器具先端部 2 2 6 a が第 2 の皮質 1 2 7 の第 2 の表面 1 2 7 b から離れるように進むとき、総ドリル深さ表示 2 6 4 は、図 1 0 B 及び図 1 1 に例示されるように、切断器具先端部 2 2 6 a が第 1 の皮質 1 2 3 の第 1 の表面 1 2 3 a に対して進んだリアルタイム距離を示すように、増加し得る。

【 0 0 8 0 】

理論に束縛されるものではないが、ユーザは、穿孔操作をより良好に行うために、外科用器具 2 0 3 がユーザの制御下で又は自律的にいずれかで動作している間に、深さゲージ画像 2 6 2 を見ることができる。例えば、ユーザは、総穿孔深さ表示 2 6 4 に基づいて外科用器具を制御するために、穿孔操作の実施中に総ドリル深さ表示 2 6 4 を見ることができる。外科用器具 2 0 3 は、切断器具 2 0 3 が、完全な又は部分的な穿孔が意図されていない軟組織又は遠皮質など解剖学的構造の不要な部分に入らないように、深さゲージ画像 2 6 2 の情報に基づいて制御され得る。場合によっては、ユーザは、穿孔操作の実施後に孔を測定する必要がある代わりに、深さゲージ画像 2 6 2、特に総穿孔深さ表示 2 6 4 又は最近の皮質出口点表示 2 6 6 を見て、ねじの長さが穿孔されたそれぞれの孔と一致させることができる。一例では、計算装置 2 0 4 は、解剖学的構造 1 2 4 内の孔の深さに基づいて、ねじが穿孔される孔に自動的に一致するように、利用可能なねじの在庫を記憶する。一例では、ユーザは、例えば最近の皮質出口点表示 2 6 6 又は総穿孔深さ表示 2 6 2 など深さゲージ画像 2 6 2 に関する表示のうちの 1 つに対応するねじが選択されるように、ユーザインターフェース 2 1 6 でねじ選択オプションを作動させることができる。

【 0 0 8 1 】

したがって、手術中、ディスプレイ 2 1 2 は、複数の X 線画像をリアルタイムで受信し、表示することができ、ディスプレイ 2 1 2 は、外科用器具 2 0 3 の操作時に配向画像 1 2 9 及び深さゲージ画像 2 6 2、特に総穿孔深さ指示 2 6 2 を表示することができる。具体的には、深さゲージ画像 2 6 2 は、切断器具 2 0 3 が移動する距離を表すことができる。X 線透視画像、配向画像、及び深さゲージ画像は、ディスプレイ 2 1 2 によって同時に表示され得る。切断器具 2 0 3 が穿孔方向に沿って移動するときにディスプレイ 2 1 2 によって表示される距離は、距離をリアルタイムで更新するように変化し得る。

【 0 0 8 2 】

一例では、図 6 A を参照すると、外科用器具 2 0 3 は、X 線の進行方向 1 2 8 に対して平行である第 1 の方向 D 1 に沿って、その第 1 の方向 D 1 に沿って穿孔するように操作され得る。穿孔の間、例えば、切断器具 2 2 6 の配向がゼロ値から離れると、可動インジケータ 1 3 2 は静止領域 1 3 0 から離れる方向に移動し得る。可動インジケータ 1 3 2 は、切断器具 2 2 6 の配向がゼロ値に対して移動するのと同時に静止領域 1 3 0 に対して移動することができ、それにより、可動インジケータ 1 3 2 は、切断器具 2 2 6 の配向のリアルタイム表現を提供する。例えば、切断器具 2 2 6 の近位端部 2 2 6 b が切断器具 2 2 6 の切断先端部 2 2 6 a に対する第 2 の方向 D 2 に沿って移動するとき、可動インジケータ 1 3 2 は、第 2 の方向 D 2 に沿って移動し得る（例えば、図 5 A を参照）。第 2 の方向 D 2 は、第 1 の方向 D 1 に対して垂直であり得る。同様に、切断器具 2 2 6 の近位端部 2 2 6 b が切断器具 2 2 6 の切断先端部 2 2 6 a に対する第 3 の方向 D 3 に沿って移動するとき、可動インジケータ 1 3 2 は、第 3 の方向 D 3 に沿って移動し得る（例えば、図 5 B を参照）。第 3 の方向 D 3 は、それぞれ第 1 の方向 D 1 及び第 2 の方向 D 2 の両方に対して垂直であり得る。更に、切断器具 2 2 6 の近位端部 2 2 6 b が切断器具 2 2 6 の切断先端部 2 2 6 a に対する第 2 及び第 3 の方向の両方に沿って移動するとき、可動インジケータ 1 3 2 は、第 2 及び第 3 の方向 D 3 の両方に沿って移動し得ることが理解されよう。更に、配向画面 5 0 0 a ~ 5 0 0 c は、第 2 及び第 3 の方向 D 2 及び D 3 に沿った切断器具 2 2 6 の配向の数値表現 1 3 6 を含み得る。

【 0 0 8 3 】

特に図 5 C を参照すると、切断器具 2 2 6 がゼロ値に従って配向されるとき、可動式インジケータ 1 3 2 は、静止領域 1 3 0 によって画定される境界内に配置され得る。更に、

場合によっては、切断器具 2 2 6 が X 線の進行方向 1 2 8 と正確に位置合わせされる場合、数値表現 1 3 6 は、第 2 及び第 3 の方向の両方と関連するゼロ値を示し得る。I M 釘打ち例として、医療専門家は、標的部位 1 2 6 において適切な配向を有する孔を穿孔するために、図 5 C に示す配向画像 1 2 9 を穿孔中に維持し得る。

【 0 0 8 4 】

開示される技術を実行するための装置の実施形態例が本明細書に記載されているが、根底にある概念は、本明細書に記載されるような情報を通信及び提示することができる任意の計算装置、プロセッサ、又はシステムに適用されてもよい。本明細書に記載される様々な技術は、ハードウェア若しくはソフトウェアに関連して、又は適切な場合にはこれらの両方の組み合わせに関連して実装されてもよい。かくして、本明細書に記載される方法及び装置を実装することができ、又はそれらのある特定の態様又は部分は、フロッピーディスク、C D - R O M、ハードドライブ、又は任意の他の機械可読記憶媒体（コンピュータ可読記憶媒体）などの有形の非一時的記憶媒体内に具現化されたプログラムコード（即ち、命令）の形態をとることができ、プログラムコードがコンピュータなどの機械にロードされてそれによって実行されると、この機械は、本明細書に記載される技術を実行するための装置になる。プログラマブルコンピュータ上で実行されるプログラムコードの場合、計算装置は、一般に、プロセッサ、プロセッサ可読記憶媒体（揮発性及び不揮発性メモリ、並びに / 又は記憶素子を含む）、少なくとも 1 つの入力装置、及び少なくとも 1 つの出力装置、例えばディスプレイを含む。ディスプレイは、視覚情報を表示するように構成されてもよい。例えば、表示される視覚情報は、X 線画像、X 線透視画像、配向画面、又はコンピュータ生成視覚的表現などの X 線透視データを含むことができる。

【 0 0 8 5 】

プログラムは、所望によりアセンブリ又は機械語に実装されてもよい。この機械語は、コンパイラ型言語又はインタープリタ型言語であってもよく、ハードウェア実装と組み合わせられてもよい。

【 0 0 8 6 】

本明細書に記載される技術はまた、いくつかの送信媒体を介して、例えば電気配線又はケーブル配線を介して、光ファイバーを通して、又は送信の任意の他の形態を介して送信されるプログラムコードの形態で具現化された通信を介して実施されてもよい。汎用プロセッサ上で実装される場合、プログラムコードはプロセッサと組み合わせられて、本明細書に記載される機能性をもたらすように操作する独自の装置を提供する。加えて、本明細書に記載される技術に関連して使用される任意の記憶技術は、常にハードウェアとソフトウェアとの組み合わせであってもよい。

【 0 0 8 7 】

本明細書に記載される技術が、様々な図面の様々な実施形態に関連して実施されてもよく、かつ記載されている一方で、他の類似の実施形態が使用されてもよく、又は記載の実施形態に、それから逸脱することなく修正及び追加が加えられてもよいことを理解されたい。例えば、上に開示されるステップが、上に示される順序で、又は所望により任意の他の順序で実行されてもよいことを理解されたい。更に、当業者であれば、本出願に記載される技術が、有線又は無線にかかわらず、任意の環境に適用することができ、通信ネットワークを介して接続され、かつネットワーク全域で情報交換する任意の数のそのような装置に適用され得ることを認識するであろう。したがって、本明細書に記載される技術は、いずれの単一の実施形態にも制限されるべきではなく、むしろ添付の特許請求の範囲に従う広がり及び範囲内で解釈されるべきである。

【 0 0 8 8 】

〔実施の態様〕

（ 1 ） 外科用器具アセンブリであって、

プロセッサと、

解剖学的構造に作用するように構成された外科用器具と、

前記プロセッサに結合され、前記外科用器具に取り付けられたディスプレイであって、

前記解剖学的構造のX線データを表示するように構成されており、前記X線データが医療用撮像装置によって生成されたものである、ディスプレイと、

前記プロセッサと通信するメモリであって、前記メモリが、その中に命令を記憶しており、前記プロセッサを実行すると、前記命令が、前記プロセッサに

髄内釘の同一性を判定するために複数の髄内釘から髄内釘を識別することであって、前記髄内釘が、それぞれの係止ねじを受容するようにサイズ決めされた複数の係止孔を画定する、識別することと、

前記医療用撮像装置から第1のX線画像を受信することであって、前記第1のX線画像は、前記第1のX線画像が前記髄内釘の一部を含むように、前記医療用撮像装置が第1の位置にあるときに前記医療用撮像装置によって生成されたものであり、前記髄内釘の前記一部分が、前記複数の係止孔のうちの少なくとも2つの係止孔の一部を含む、受信することと、

10

前記少なくとも2つの係止孔の前記一部分及び前記髄内釘の同一性に基づいて、前記第1の位置とは異なる前記医療用撮像装置の第2の位置を、前記医療用撮像装置が前記第2の位置に配置され、前記第2の位置から第2のX線画像を生成するとき、前記第2のX線画像がそれぞれの円として示される前記少なくとも2つの係止孔を含むように決定することと、を行わせる、メモリと、を備える外科用器具アセンブリ。

(2) 前記少なくとも2つの係止孔が、前記髄内釘の長さに沿って互いに離間され、前記医療用撮像装置が、X線トランスミッタとX線レシーバとを、前記X線トランスミッタから前記X線レシーバへのX線の進行方向を画定するように含み、前記X線の進行方向は、前記医療用撮像装置が前記第2の位置にあるときに、前記髄内釘の前記長さに対して実質的に垂直である、実施態様1に記載の外科用器具アセンブリ。

20

(3) 前記メモリがその中に、更なる命令を記憶しており、前記プロセッサを実行すると、前記命令が、前記プロセッサに、

前記医療用撮像装置の前記第1の位置及び前記第2の位置に基づいて調整座標を決定することであって、前記調整座標が、前記第1の位置から前記第2の位置に到達するために前記X線の進行方向がどのように調整されるかを示す、決定することを行わせる、実施態様2に記載の外科用器具アセンブリ。

(4) 前記ディスプレイが、前記調整座標を表示するように更に構成されている、実施態様3に記載の外科用器具アセンブリ。

30

(5) 前記ディスプレイが、前記X線トランスミッタ及び前記X線レシーバの実際の位置に対応する位置座標を表示するように更に構成され、前記位置座標は、前記X線トランスミッタ及び前記X線レシーバの前記実際の位置が調整されたときに、前記医療用撮像装置から受信され、それにより、表示される前記位置座標は、前記X線トランスミッタ及び前記X線レシーバが移動したときに変化する、実施態様4に記載の外科用器具アセンブリ。

【0089】

(6) 前記ディスプレイは、前記プロセッサが前記医療用撮像装置から前記第1のX線画像を受信したことに応答して、前記第2の位置を示すように更に構成されている、実施態様1に記載の外科用器具アセンブリ。

(7) 前記メモリが、その中に命令を更に記憶しており、前記プロセッサを実行すると、前記命令が、前記プロセッサに、

40

前記医療用撮像装置の第3の位置を、前記医療用撮像装置が前記第3の位置に配置され、前記第3の位置から第3のX線画像を生成するとき、前記第3のX線画像が円として示される前記髄内釘の第3の係止孔を含むように決定することであって、前記第3の係止孔が前記少なくとも2つの係止孔とは異なる、決定することを更に行わせる、実施態様1に記載の外科用器具アセンブリ。

(8) 前記ディスプレイは、前記プロセッサが前記医療用撮像装置から前記第1のX線画像を受信したことに応答して、前記第3の位置を示すように更に構成されている、実施態様7に記載の外科用器具アセンブリ。

(9) 前記少なくとも2つの係止孔の前記一部分が、前記第1のX線画像上でそれぞれ

50

の楕円として視認可能である、実施態様 1 に記載の外科用器具アセンブリ。

(1 0) 前記第 1 の X 線画像の前記髄内釘の前記一部分が、2 つの係止孔のみを含む、実施態様 1 に記載の外科用器具アセンブリ。

【 0 0 9 0 】

(1 1) 前記 X 線画像に示される前記 2 つの係止孔の前記一部分が、前記 2 つの係止孔の 3 0 % 未満である、実施態様 1 0 に記載の外科用器具アセンブリ。

(1 2) 髄内釘を骨に固定するために係止ねじ用の孔を穿孔する向きを決定するための方法であって、

無線通信チャネルを介して、前記骨及び前記骨内にある前記髄内釘の一部分の第 1 の X 線画像を受信するステップであって、前記第 1 の X 線画像は、医療用撮像装置が第 1 の位置にある間に、前記医療用撮像装置によって生成され、前記第 1 の X 線画像が、前記髄内釘によって画定された少なくとも係止孔の第 1 の視覚的視点を含む、受信するステップと、前記髄内釘の物理的特徴を取得するステップと、

前記少なくとも 2 つの係止孔の前記第 1 の視覚的視点に基づいて、かつ前記髄内釘の前記物理的特徴に基づいて、前記医療用撮像装置の第 2 の位置を決定するステップと、を含み、

前記医療用撮像装置が前記第 2 の位置にある間に前記医療用撮像装置が第 2 の X 線画像を生成するとき、前記第 2 の X 線画像が、前記少なくとも 2 つの係止孔の第 2 の視覚的視点を含み、前記第 2 の視覚的視点が、前記少なくとも 2 つの係止孔のそれぞれの外周に対応する円を画定する、方法。

(1 3) 前記第 1 の視覚的視点が、前記少なくとも 2 つの係止孔のそれぞれの外周に対応する楕円又はレンズを画定する、実施態様 1 2 に記載の方法。

(1 4) 前記少なくとも 2 つの係止孔の前記第 1 の視覚的視点に基づいて、かつ前記髄内釘の前記物理的特徴に基づいて、前記医療用撮像装置の第 3 の位置を決定することを更に含み、

前記医療用撮像装置が前記第 3 の位置にある間に前記医療用撮像装置が第 3 の X 線画像を生成するとき、前記第 3 の X 線画像が、前記髄内釘の第 3 の係止孔の第 3 の視覚的視点を含み、前記第 3 の係止孔が前記第 1 の X 線画像において可視ではなく、前記第 3 の視覚的視点が、前記第 3 の係止孔の外周に対応する円を画定する、実施態様 1 2 に記載の方法。

(1 5) 髄内釘を骨に固定するために係止ねじ用の孔を穿孔する方法であって、

前記髄内釘に対して医療用撮像装置を第 1 の位置に配することと、

前記医療用撮像装置が前記第 1 の位置にある間に、前記骨の第 1 の X 線画像を生成することであって、前記第 1 の X 線画像が前記髄内釘の一部分を含み、前記髄内釘の前記一部分が、前記髄内釘によって画定された係止孔の第 1 の視覚的視点を含む、生成することと、

前記係止孔の前記第 1 の視覚的視点に基づいて、前記髄内釘に対する前記医療用撮像装置の第 2 の位置を決定することと、

前記医療用撮像装置を前記髄内釘に対して前記第 2 の位置に配することと、

前記医療用撮像装置が前記第 2 の位置にある間に、前記骨の第 2 の X 線画像を生成することと、を含み、

前記第 2 の X 線画像が前記係止孔の第 2 の視覚的視点を含み、前記第 2 の視覚的視点が、前記係止孔の外周に対応する円を画定する、方法。

【 0 0 9 1 】

(1 6) 前記医療用撮像装置が、前記係止孔の前記第 2 の視覚的視点の前記円の外周によって画定される平面に対して実質的に垂直である X 線の進行方向を画定するように、前記医療用撮像装置を前記第 2 の位置に配することを更に含む、実施態様 1 5 に記載の方法。

(1 7) 前記医療用撮像装置によって支持された運動センサを更に備え、前記運動センサが、前記医療用撮像装置の X 線発生器から X 線レシーバへの X 線の進行方向を用いて加速度計を較正するために、前記 X 線の進行方向の向きを決定するように構成されている、実施態様 1 6 に記載の外科用器具アセンブリ。

(1 8) 前記医療用撮像装置が前記第 2 の位置にあるときに、前記医療用撮像装置によ

10

20

30

40

50

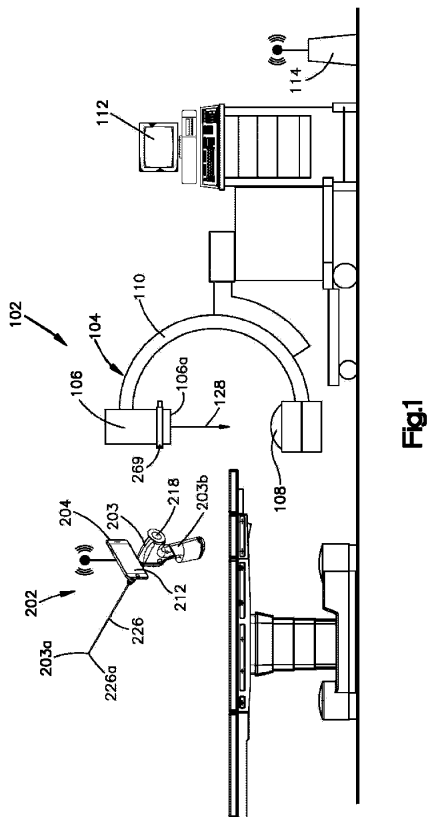
って画定された前記X線の進行方向に沿って前記孔を穿孔することを更に含む、実施態様16に記載の方法。

(19) 前記第2の位置が前記第1のX線画像及び前記髓内釘の物理的特徴にのみ基づいて決定されるように、前記髓内釘の前記物理的特徴に更に基づいて、前記医療用撮像装置の前記第2の位置を決定することを更に含む、実施態様15に記載の方法。

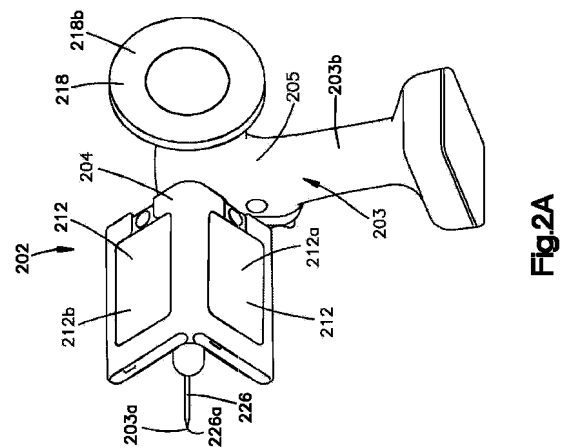
(20) 前記第2の位置の指示を表示することを更に含む、前記医療用撮像装置が、前記第1の位置から前記第2の位置に位置的に調整可能である、実施態様15に記載の方法。

【図面】

【図1】



【図2A】



10

20

30

40

50

【図 2 B】

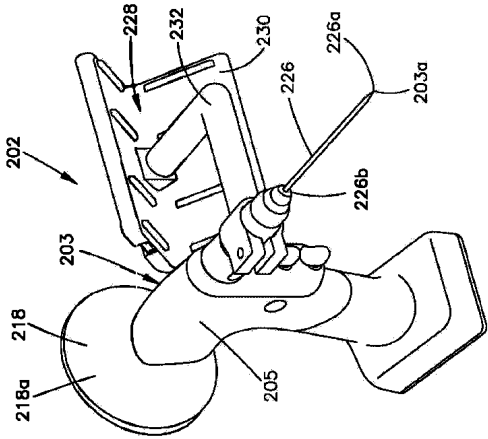


Fig.2B

【図 2 C】

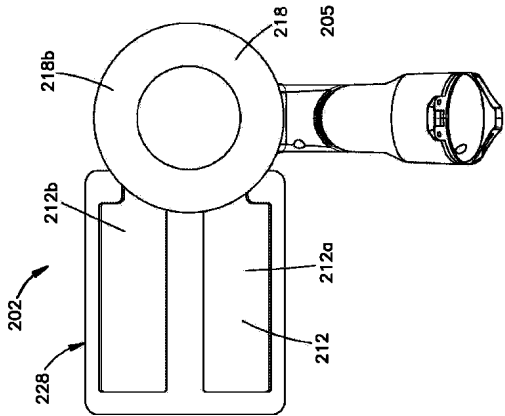


Fig.2C

【図 2 D】

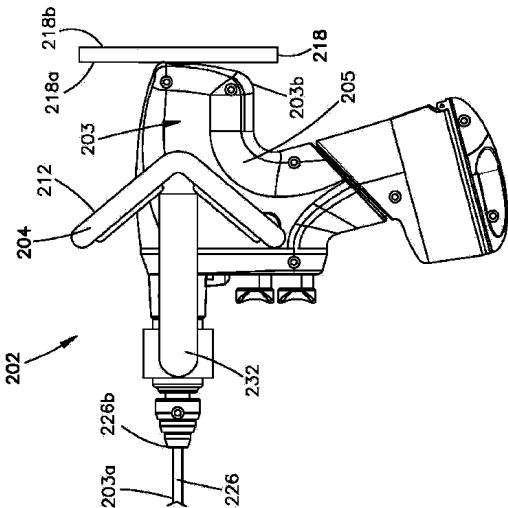
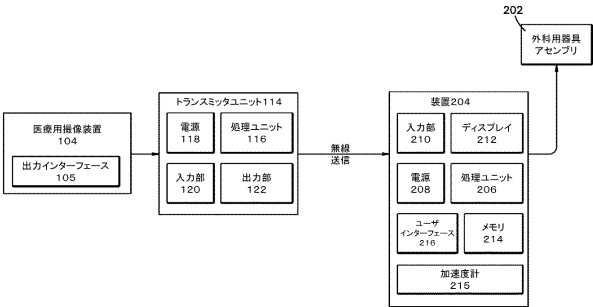


Fig.2D

【図 3】



10

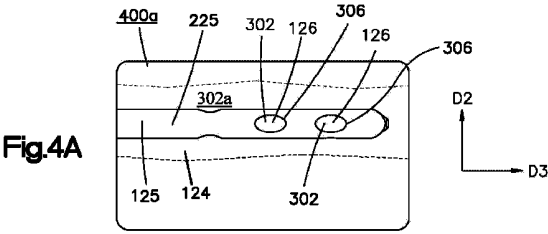
20

30

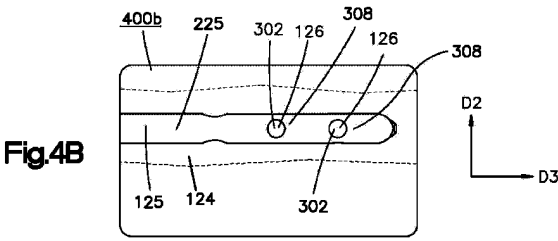
40

50

【 図 4 A 】

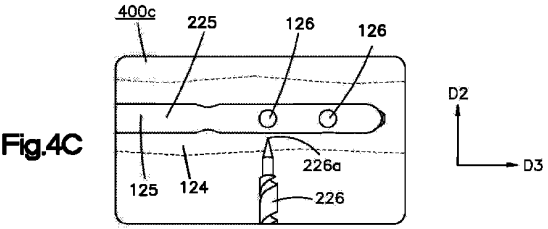


【 図 4 B 】

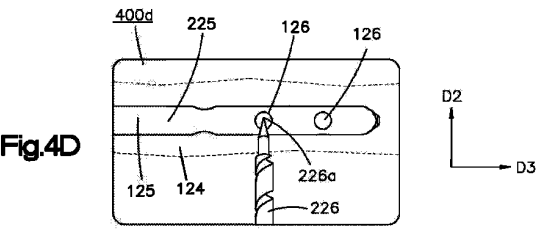


10

【 図 4 C 】

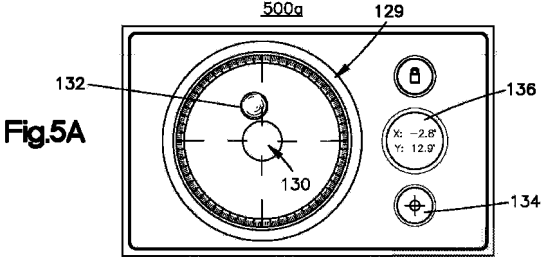


【 図 4 D 】

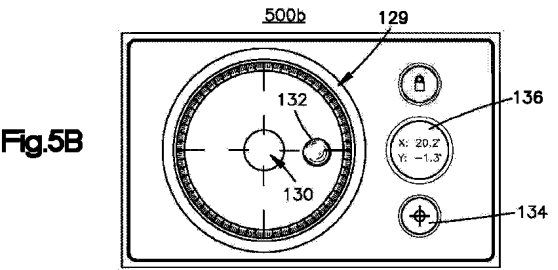


20

【 図 5 A 】



【 図 5 B 】

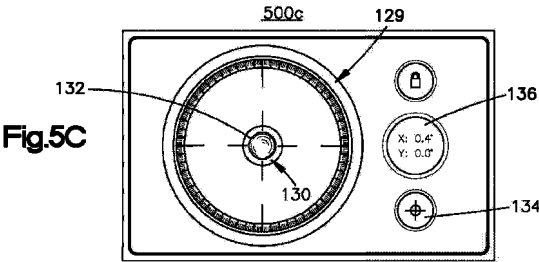


30

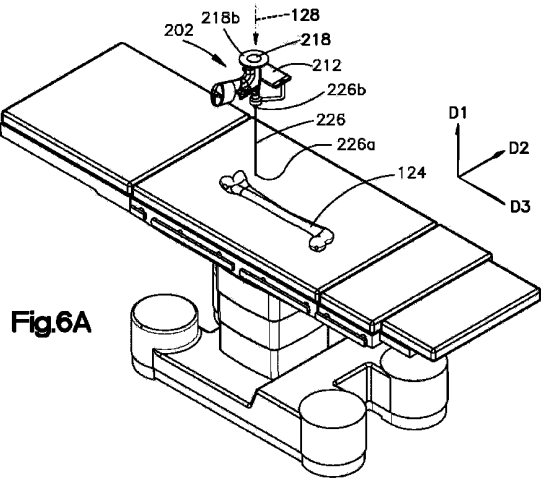
40

50

【 図 5 C 】

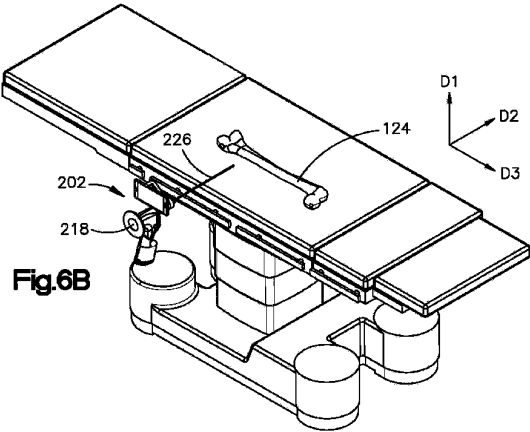


【 図 6 A 】

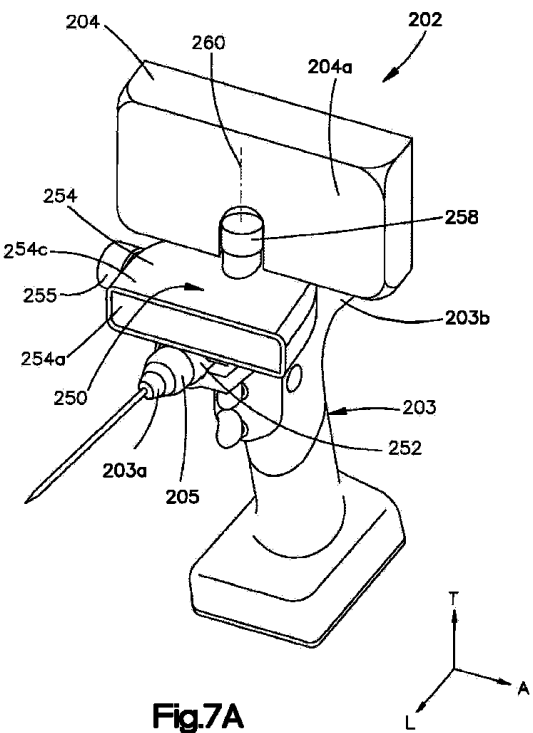


10

【 図 6 B 】



【 図 7 A 】



20

30

40

50

【図 7 B】

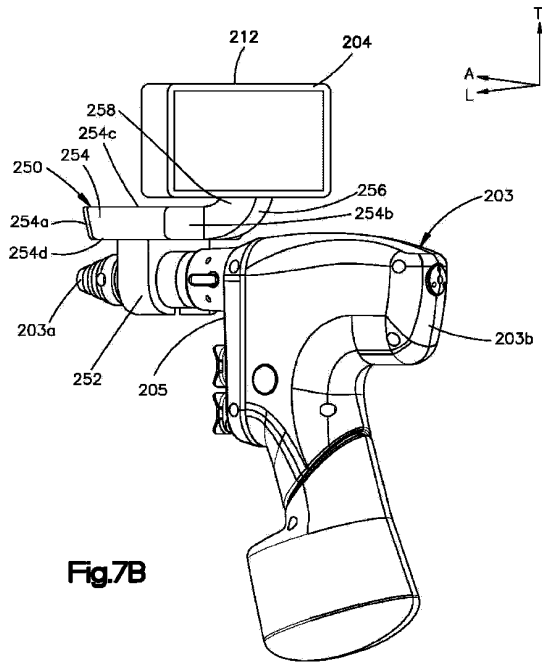


Fig.7B

【図 8】

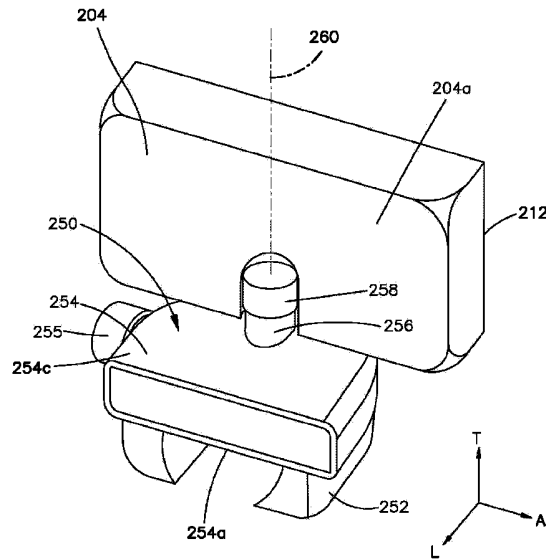


Fig.8

【図 9】

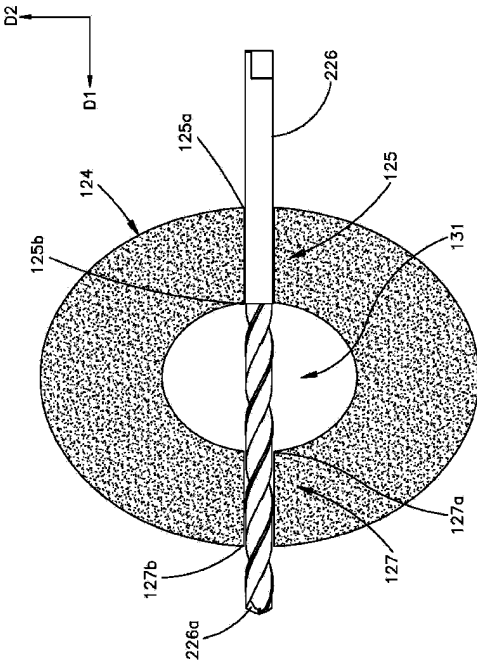
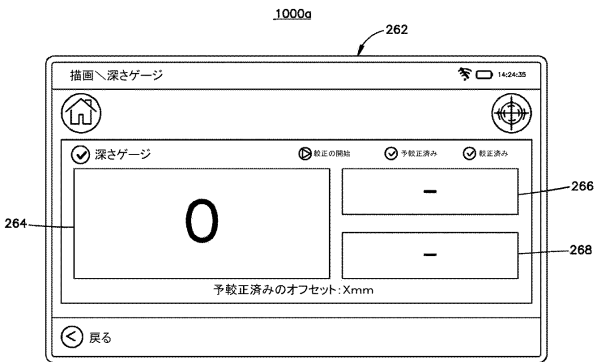


Fig.9

【図 10 A】



10

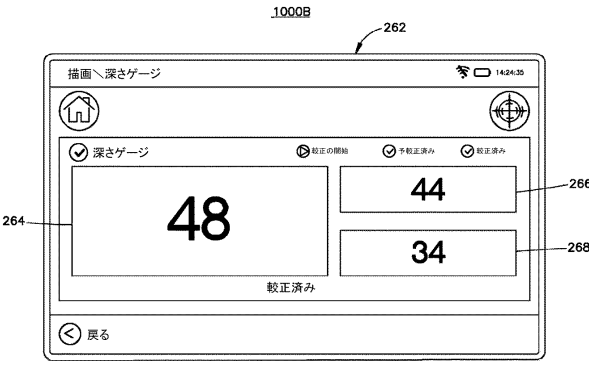
20

30

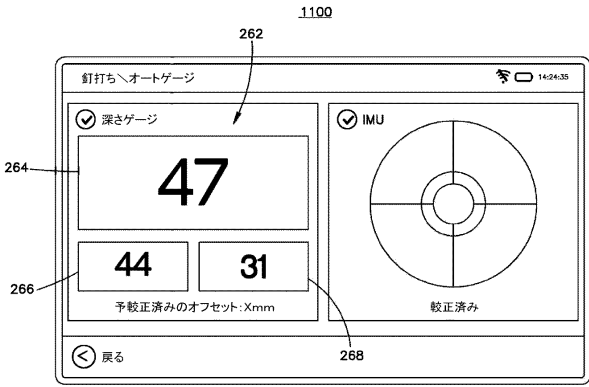
40

50

【図 10B】

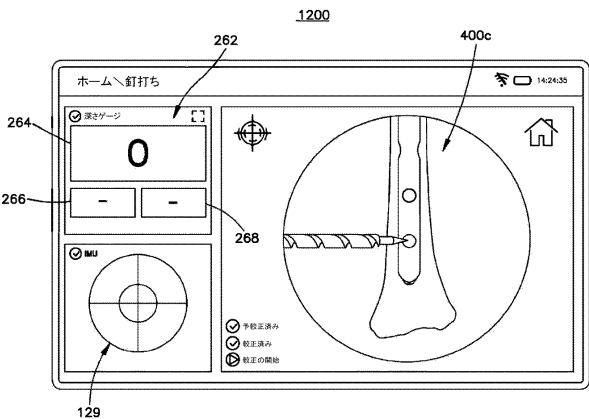


【図 11】

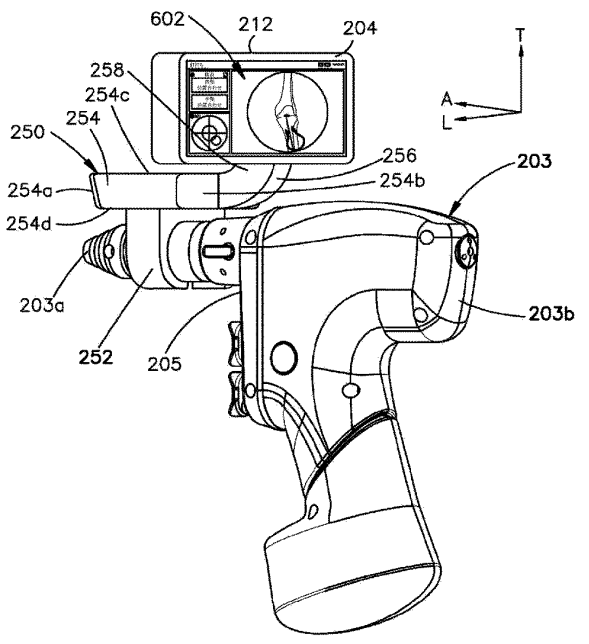


10

【図 12】



【図 13】



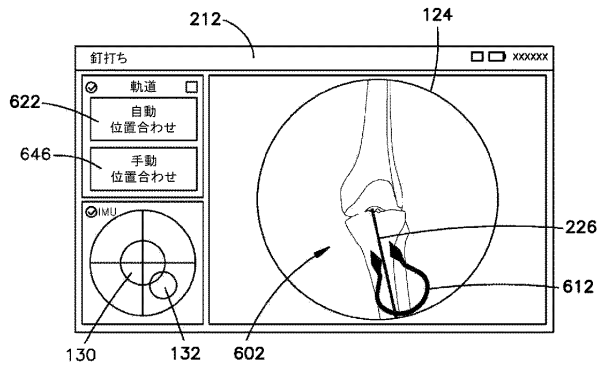
20

30

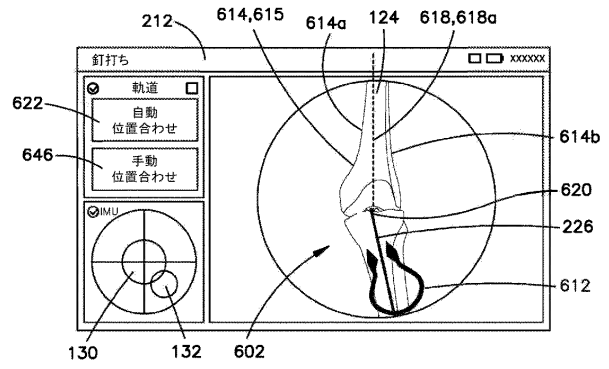
40

50

【図 14 A】

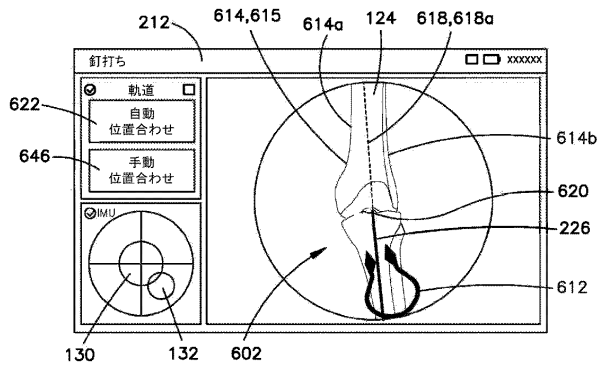


【図 14 B】

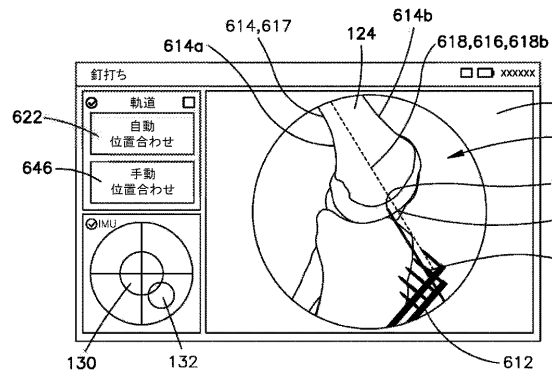


10

【図 15】

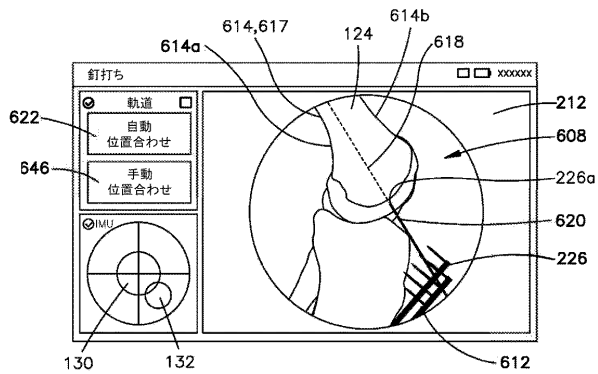


【図 16】

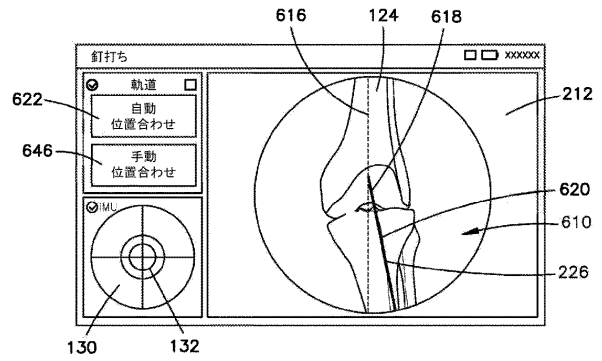


20

【図 17】



【図 18】

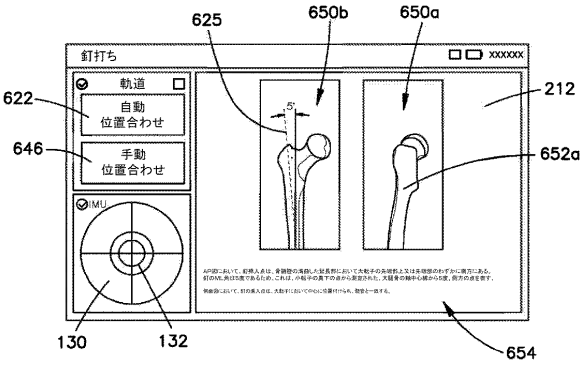


30

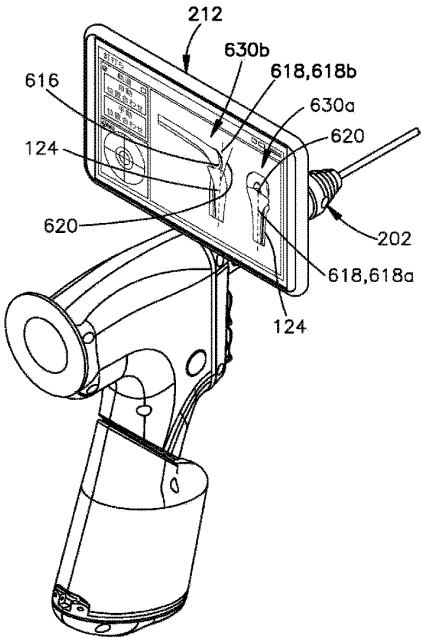
40

50

【図 19】

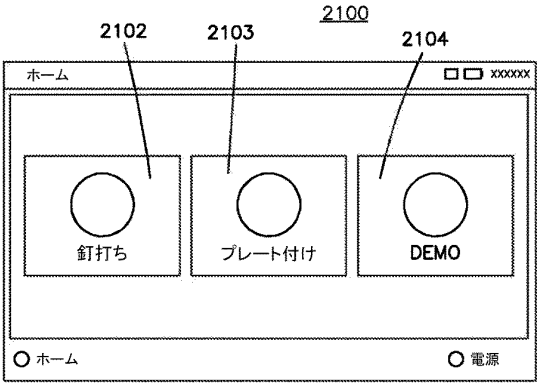


【図 20】

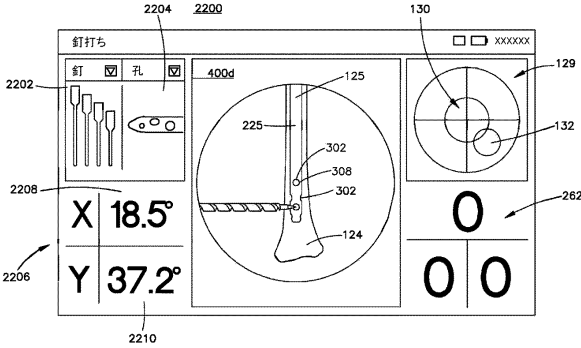


10

【図 21】



【図 22】



30

40

50

【図 2 3 A】

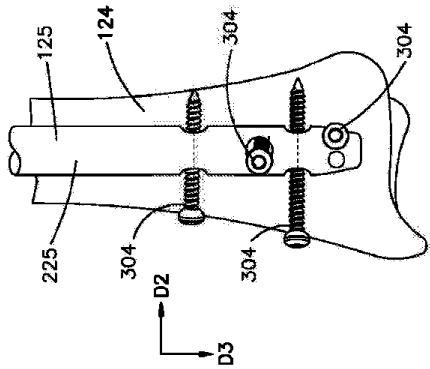


Fig.23A

【図 2 3 B】

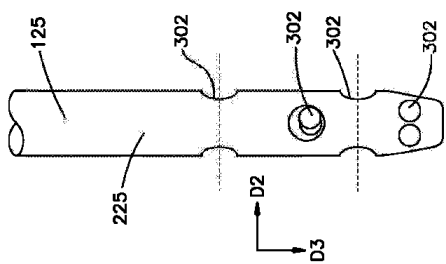


Fig.23B

【図 2 3 C】

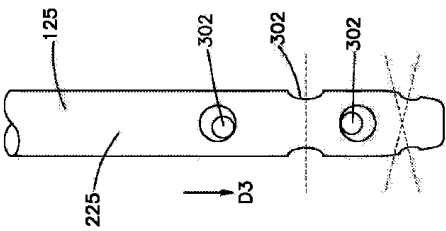


Fig.23C

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- アメリカ合衆国、 1 9 3 8 0 ペンシルベニア州、ウエスト・チェスター、ゴーシェン・パークウ
エイ 1 3 0 1
- (72)発明者 ピールソン・グレン
アメリカ合衆国、 1 9 3 8 0 ペンシルベニア州、ウエスト・チェスター、ゴーシェン・パークウ
エイ 1 3 0 1
- (72)発明者 フラー・アンドレ
スイス国、 4 5 2 8 ツヒウィル、ルツェルンストラッセ 2 1
- 審査官 宮崎 敏長
- (56)参考文献 特表 2 0 0 5 - 5 2 9 6 6 7 (J P , A)
 米国特許出願公開第 2 0 1 9 / 0 0 8 2 1 7 8 (U S , A 1)
 特開 2 0 1 8 - 0 1 1 9 8 2 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 1 7 / 1 6 - A 6 1 B 1 7 / 1 7
 A 6 1 B 3 4 / 2 0