

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5337335号
(P5337335)

(45) 発行日 平成25年11月6日 (2013. 11. 6)

(24) 登録日 平成25年8月9日 (2013. 8. 9)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006. 01)

A 6 1 B 6/00 3 7 0

A 6 1 B 19/00 (2006. 01)

A 6 1 B 6/00 3 6 0 B

A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 10 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2001-249846 (P2001-249846)
 (22) 出願日 平成13年8月21日 (2001. 8. 21)
 (65) 公開番号 特開2002-209876 (P2002-209876A)
 (43) 公開日 平成14年7月30日 (2002. 7. 30)
 審査請求日 平成20年8月19日 (2008. 8. 19)
 (31) 優先権主張番号 09/649071
 (32) 優先日 平成12年8月26日 (2000. 8. 26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルーバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 指令プロトコルを伴う統合透視外科手術用ナビゲーション・撮影ワークステーション

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮影コンピュータ (1 1 2) と、撮影ネットワークインタフェース (2 1 4) とを具備する撮影サブシステム (1 0 6) と、
 ナビゲーションコンピュータ (1 0 8) と、ナビゲーションネットワークインタフェース (2 0 6) とを具備するナビゲーションサブシステム (1 0 4) と、
 前記撮影ネットワークインタフェース (2 1 4) と前記ナビゲーションネットワークインタフェース (2 0 6) との間の接続 (2 1 5) と、
 を含む統合撮影・ナビゲーションワークステーション (1 0 2) を備え、
 前記接続 (2 1 5) は、前記撮影ネットワークインタフェース (2 1 4) と前記ナビゲーションネットワークインタフェース (2 0 6) との間の双方向通信を可能にし、前記ナビゲーションサブシステム (1 0 4) が前記撮影サブシステム (1 0 6) と協調し、前記撮影コンピュータ (1 1 2) が画像収集が完了したばかりであることを示す撮影終了メッセージを前記ナビゲーションコンピュータ (1 0 8) に報知し、該ナビゲーションコンピュータ (1 0 8) は、該撮影終了メッセージに応答してナビゲーション座標の座標情報を獲得し、収集された前記画像の場所を特定することにより、前記画像収集を前記ナビゲーション座標と同期させて、少なくとも 1 つの画像上で外科手術用器械を追跡できるようにする、
 システム。

【請求項 2】

10

20

前記システムは、透視撮影とナビゲーション追跡の双方を実行するために単一のプロセッサを含む請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記システムは、透視撮影とナビゲーション追跡の双方を実行するマルチプロセッサシステムを含む請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記撮影ネットワークインタフェース (2 1 4) と前記ナビゲーションネットワークインタフェース (2 0 6) との間の前記接続 (2 1 5) において通信プロトコルが実行されるように構成されており、

該通信プロトコルが、

前記ナビゲーションサブシステムから前記撮影サブシステムへの複数のメッセージ (4 0 0) と、撮影サブシステムからナビゲーションサブシステムへのメッセージの中に含まれ、前記画像収集を前記ナビゲーション座標の判定と同期させる撮影開始メッセージ及び前記撮影終了メッセージとを具備する請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記通信プロトコルは、X 線検出器の倍率モードを指定する倍率モードメッセージを含む請求項 4 記載のシステム。

【請求項 6】

前記ナビゲーションサブシステムから撮影サブシステムへのメッセージ (4 0 0) 及び前記撮影サブシステムからナビゲーションサブシステムへのメッセージ (4 0 0) の少なくとも一方は Ping 応答時間メッセージを含む請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

倍率モードは 1 2 インチのイメージ増倍管の場合は 1 2 インチ、9 インチ及び 6 インチの倍率モードのうち 1 つを指定し、9 インチのイメージ増倍管の場合には 9 インチ、6 インチ及び 4 . 5 インチの倍率モードのうち 1 つを指定する請求項 5 記載のシステム。

【請求項 8】

前記ナビゲーションサブシステムから撮影サブシステムへのメッセージ (4 0 0) は画像要求メッセージを含み、前記撮影サブシステムからナビゲーションサブシステムへのメッセージは画像応答メッセージを含み、且つ前記画像応答メッセージは画像幅、画像高さ及び画素データを含む請求項 4 記載のシステム。

【請求項 9】

X 線源及び X 線検出器と、前記外科手術用器械 (1 2 2) 及び前記 X 線検出器の少なくとも一方の位置を追跡するセンサ (1 2 3 、 1 2 6) と、を含む請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 1 0】

前記センサからの外科手術用器械追跡信号を受信する入力部 (1 1 4) と、前記センサからの検出器追跡信号を受信する入力部 (1 1 6) と、前記画像に関する前記外科手術用器械の関係を前記外科手術用器械と患者との関係に対応させて、前記外科手術用器械を前記画像に重ね合わせて表示する表示装置 (1 3 2) とを含む請求項 9 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明の好ましい実施例は外科手術用ナビゲーションシステム及びナビゲーション技法に関する。特に、本発明の好ましい実施例は統合外科手術用ナビゲーションシステム・透視 X 線システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

X 線、C A T (コンピュータ軸方向断層撮影) 、M R I (磁気共鳴撮影) 及び超音波を

10

20

30

40

50

含めた医療用撮影技法は十分に確立されている。これらの技法は検査を担当する医師に後の詳細な検討や診断に有益な高分解能画像を提供する。しかし、近年になって、手術中患者の人体構造をより高画質で可視化するために、手術前の画像を使用する外科手術用ナビゲーション技法が提案された。この目的のために、手術中、外科医に対して、外科手術用器具を画像の正確な場所に重ね合わせて表示しつつ、手術前の画像を1枚又は複数枚表示する。

【0003】

外科手術中に手術前の画像を使用することと関連するナビゲーションの試みは、患者に関する既知の座標系を確立すること、その座標系の中に手術前画像を正しく重ね合わせる
こと、及び座標系に沿った外科手術用器具の動きを追跡することを含む。従来、このよう
な試みに適応しようとしたナビゲーションシステムは、別個の独立した撮影システムに接
続されるべき別個の独立したアドオンシステムとして開発されていた。アドオンナビゲ
ーションシステムは別個のナビゲーションユニットとして設計されており、一般に、撮影シ
ステムと通信するための標準の又は一貫した通信プロトコルを厳守してはいなかった。

10

【0004】

その結果、従来のナビゲーションシステムは、1) (既に過密になっている手術室環境
において) 追加のフロアスペースを極めて広く必要とし、2) 撮影システムへの高速デジ
タルデータ転送を支援せず、且つ3) 撮影システムとの間に双方向指令・制御インタフ
ェースを有していなかった。撮影システムとの間に双方向指令・制御インタフェースが欠落
しているため、ナビゲーションシステムからの位置情報を画像が収集された時点に実際に
対応させるように保証することは不可能とは言えないまでも、困難である。その結果、例
えば透視を実行するCアーム型X線システムにおいては、Cアームが動くときに追跡誤差
が発生する。この追跡誤差は、画像収集が終了した時点と、ナビゲーション情報が獲得さ
れた時点との時間間隔中に発生する。外科手術中のナビゲーションにおいては、どのよう
な追跡誤差も望ましくない。

20

【0005】

更に、従来の撮影システムの外部出力ポートは一般にNTSC又はPALビデオ出力に
限定されていた。NTSC又はPALビデオ出力は、X線検出器から読み出される元のデ
ジタル画像(例えば、1024×1024画像)と比較して、分解能及びダイナミックレ
ンジの即時減少を示す。このため、別個のシステムである従来のナビゲーションシステム
は、撮影システムの出力ポートに接続するフレームグラバの使用に限定されており、後の
外科手術用ナビゲーションに際してより分解能の低い画像しか収集できなかった。更に、
撮影システムとナビゲーションシステムとの間で画像を転送するためにDICOMを使用
した場合、DICOMオーバヘッドは、スループットを12秒に画像1枚程度にまで低く
限定していた。

30

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

以上説明した問題及び従来より生じていたその他の問題に対処する透視外科手術用ナビ
ゲーション方法及び装置が長い間必要とされてきた。

【課題を解決するための手段】

40

【0007】

本発明の好ましい一実施例は医療診断用撮影システムを提供する。医療診断用撮影シス
テムはX線源及びX線検出器と、外科手術用器械及びX線検出器の少なくとも一方の位置
を追跡する複数のセンサと、統合撮影・ナビゲーションワークステーションとを含む。統
合撮影・ナビゲーションワークステーションは、X線検出器の出力に基づく透視撮影と、
座標系に関する外科手術用器械の位置及びX線検出器の位置のナビゲーション追跡とを実
行する少なくとも1つのプロセッサを含む。統合撮影・ナビゲーションワークステーション
は、センサからの外科手術用器械追跡信号を受信する入力部と、センサからの検出器追
跡信号を受信する入力部と、器械を重ね合わせて表示しつつ透視画像を表示する表示装置
とを更に含む。特に、透視画像に関して表示される器械の1つ又は複数の関係(例えば、

50

座標位置及び回転)は、外科手術用器械と患者との関係に相当する。

【0008】

本発明の別の好ましい実施例は診断用撮影システムの通信プロトコルを提供する。通信プロトコルは医療撮影サブシステムと、医療ナビゲーションサブシステムとの間で双方向通信を実現する。通信プロトコルはナビゲーションサブシステムから撮影サブシステムへの1組のメッセージと、撮影サブシステムからナビゲーションサブシステムへの1組のメッセージとを含む。撮影サブシステムからナビゲーションサブシステムへのメッセージは、撮影開始メッセージ及び撮影終了メッセージを含む。メッセージはPing応答時間メッセージ、システム構成メッセージ、ファイル要求メッセージ、画像要求メッセージ及び画像応答メッセージなどを更に含んでも良い。

10

【発明を実施するための形態】

【0009】

図1は、医療診断用撮影システム100のブロック線図を示す。撮影システム100は統合撮影・ナビゲーションワークステーション102を含む。ワークステーション102はナビゲーションサブシステム104と、撮影サブシステム106(図1には透視撮影サブシステムとして示されている)とを含む。ナビゲーションサブシステム104はナビゲーションコンピュータ108と、トラッカモジュール110とを含み、撮影サブシステムは撮影コンピュータ112を含む。

【0010】

撮影システム100はワークステーション外科手術用器具追跡センサ入力ポート114と、ワークステーションX線検出器装着部追跡センサ入力ポート116と、ワークステーション動的基準フレーム送信器制御出力ポート118と、ワークステーションX線露光出力ポート120(フットスイッチ起動露光モジュール132と通信する)とを更に含む。X線検出器装着部はCアーム130にあるイメージ増倍管(又は固体フラットパネル検出器)に接続している。器具センサ入力ポート114は、撮影システム100を医療用(例えば、外科手術用)器具122の器具場所センサ123に結合する。医療用器具は、例えば、米国特許第5,873,822号に開示されているような吸引装置、整形外科手術用ドリル、錐、プローブなどであれば良い。送信器制御出力ポート118は撮影システム100を場所送信器124に接続する。検出器追跡センサ入力ポート116により、撮影システムは、画像X線検出器の位置を検出するX線検出器位置センサ126からの追跡信号入力を受信することができる。X線露光出力ポート120により、撮影システム100は露光モジュール132と通信できると共に、撮影システム100はX線検出器からの画像を読み取ることができる。露光モジュール132は、医師がフットスイッチの起動によりX線露光制御を実行できるようにする。

20

30

【0011】

撮影システム100は、ナビゲーションサブシステム104により出力される画像を表示するナビゲーション表示装置132(可動表示装置アームに装着されている)と、撮影サブシステム106により出力される画像を表示する撮影表示装置134とを更に含む。ナビゲーションサブシステム104、撮影サブシステム106及び表示装置132、134は自立可動カートシステムに配置されるのが好ましい。

40

【0012】

センサ123及び126は、センサの場所を表すパルス信号を出力する。トラッカモジュール110は検出器追跡センサ入力ポート116及び器具追跡センサ入力ポート114を介して受信される場所パルスから、通常は場所送信器124と関連し、患者の人体構造を参照して表される所定の座標系を使用して座標の判定を実行する。座標は、例えば、X、Y及びZの各場所と、ロール角、ピッチ角及びヨー角を含んでいれば良い。

【0013】

この目的のために、場所送信器124は、例えば、3つの互いに直交して配置された磁気ダイポール(例えば、電流ループ又は電磁石)を含む磁界発生器として実現されれば良い。各々のダイポールにより発生される磁界は位相、周波数、時分割多重化などに関して

50

互いに識別可能である。例えば、本明細書に全体の内容を参考として取り入れている米国特許第4,054,881号に一般的に説明されているように、それらの磁界の近磁界特性を座標判定に利用しても良い。場所送信器124の別の実施例では、超音波又は光の界を採用しても良い。あるいは、信号の三角化に基づいて、1つの座標判定系で2つ以上の場所送信器124を使用しても良い。バーモント州コルチェスターのPolhemus, Incorporated製造の3 SpaceR FastrakTMシステムを含めた市販の位置検出装置を使用しても良い。

【0014】

場所検出器及び関連する受信センサを使用する座標判定の詳細については、米国特許第5,873,822号を参照。

【0015】

次に図2を参照すると、図2は、統合透視外科手術用ナビゲーション・撮影ワークステーション200のブロック線図を示す。ワークステーション200はナビゲーションコンピュータ108と、撮影コンピュータ112を含む。ナビゲーションコンピュータはナビゲーションプロセッサ202と、プログラム/データメモリ204と、ナビゲーションネットワークインタフェース206とを含む。ナビゲーションネットワークインタフェース206は高速デジタル通信インタフェース（例えば、毎秒2枚以上の1024×1024×16画像）を実現する。円形のブランキングウィンドウに従って画像を約980×980分解能までクロップしても良い。言い換えれば、ナビゲーションコンピュータ108は、NTSC又はPAL画像グラバ、あるいはNTSC又はPALフォーマットへの変換の必要なく、又は関連する分解能及びダイナミックレンジの損失なく、撮影コンピュータ112から直接に全分解能デジタル画像を受信する。ナビゲーションネットワークインタフェース206は、例えば、100BaseTイーサネットネットワークカードであっても良い。ナビゲーションコンピュータは無停電電源（UPS）によってSolaris2.6を稼働させるSun UltraSparc10として実現されるのが好ましい。ナビゲーションコンピュータ108に、パケットを他の宛先へ送り出すための第2のネットワークインタフェース208を設けても良い。

【0016】

撮影コンピュータ112は撮影プロセッサ210と、プログラム/データメモリ212と、撮影ネットワークインタフェース214とを含む。撮影コンピュータ112は、Intel x86プラットフォーム、例えば、32～128メガバイトのメモリを有するPentiumTMプロセッサ利用のPCとして実現されるのが好ましい。撮影ネットワークインタフェース214はナビゲーションネットワークインタフェース206に対しコンパチブルであり、且つ一般にナビゲーションネットワークインタフェース206と同様に実現される。ネットワークインタフェース206、208、214は高速デジタル通信バスとして使用されるのみならず、撮影コンピュータ112とナビゲーションコンピュータ108がその機能を協調させる（特に、以下に説明するように画像収集を座標判定と協調させる）ために使用できる指令・制御バスとしても使用される。

【0017】

尚、器具構成の更新は撮影コンピュータ112のフロッピーディスク（又はその他の記憶媒体又はTFPTプロトコル）インタフェースを使用して実行されても良い。更に、オペレーティングシステム及びアプリケーションソフトウェアは、キーボード及びマウスの制御を伴うCDROMインタフェースを使用して実現されても良い。オペレーティングシステム及びアプリケーションソフトウェアの更新は、FTP、telnet、Sun SparcTM pkgadd指令などを使用して撮影ネットワークインタフェース214を介して実現されれば良い。ネットワークインタフェース206、208及び214に割り当てられるネットワークアドレスは、例えば、telnet、viエディタ、ifconfigなどを使用して同様に再構成されても良い。

【0018】

図2に示すワークステーション200は、撮影コンピュータ112とナビゲーションコンピュータ108とを通信させるための専用ネットワークを提供する。撮影コンピュータ

10

20

30

40

50

112とナビゲーションコンピュータ108は、TCP/IPを介してソケットベース指令プロトコルを使用して通信するのが好ましい。この専用ネットワークは、専用ネットワークに厳密に割り当てられ（例えば、192.168.0.0/24）且つ一般にインターネットを介して経路指定されないインターネットプロトコル（IP）アドレスを割り当てられる。従って、出荷される各々のワークステーション200は、希望に応じて、同一の内部ネットワークアドレスを使用することができる。また、撮影コンピュータ112からのDICOMイーサネットトラヒックがナビゲーションコンピュータ108を通過しても良く、ナビゲーションコンピュータ108はこのDICOMトラヒックを第2のネットワークインタフェース208へ送り出す。

【0019】

ワークステーション200は、ワークステーション200から入力されるパケットのIPアドレスをシステムに割り当てられたホストIPアドレスに変換するために、ナビゲーションコンピュータ108でネットワークアドレストランスレーション（NAT）を使用することにより外部ネットワークをアクセスしても良い。更に、不必要な外部ネットワークトラヒックがナビゲーションコンピュータとワークステーションとの間の専用ネットワークに到達するのを防止するために、IPフィルタによってファイアウォールを実現しても良い。このファイアウォールは、例えば、Ping指令、traceroute指令、FTP指令及びtelnet指令を除いて外部ネットワークからの全ての到着トラヒックを阻止するように構成されていても良い。加えて、外部出発開始トラヒックは要求された接続の持続時間中に限り許容される。

【0020】

一実施例では、ワークステーション200は、撮影コンピュータ112の場合、IPアドレスを「network.1」（例えば、192.168.0.1）に設定し、且つネットマスクを255.255.255.0に設定する。また、ワークステーション200はデフォルトルートを「network.2」（例えば、ナビゲーションコンピュータ108に割り当てられた192.168.0.2）に設定する。言い換えれば、ナビゲーションネットワークインタフェース206は「network2」のIPアドレス、すなわち、192.168.0.2を割り当てられるのが好ましい。（外部ネットワークに接続する）第2のネットワークインタフェース208は、第三者により指定されるIPアドレスを割り当てられる。撮影ネットワークインタフェース214は192.168.0.1のIPアドレスを割り当てられるのが好ましく、これが第三者指定のIPアドレスとの間で変換される。

【0021】

ブートアップ時及び変更時、ワークステーション200は、ホストIPアドレス及びサブネットマスク、ゲートウェイアドレス（例えば、DICOMストア、プリント及び問い合わせ画面から獲得される）、日付及び時間、言語構成（例えば、英語、フランス語、ドイツ語、スペイン語又はイタリア語）をナビゲーションコンピュータ108へ送信するのが好ましい。

【0022】

動作中、撮影コンピュータ112はネットワークインタフェース206及び214を介する接続215をネットワークプロトコル指令及びネットワークプロトコル応答を求めて同期して監視する。例えば、撮影コンピュータ112は撮影コンピュータ112とナビゲーションコンピュータ108との接続を検査するためのPing要求と、（例えば、左側表示画像を患者情報を伴わずに撮影コンピュータ112から転送することを要求するための）Request Image要求と、Request Configuration要求とに応答すれば良い。一般に、撮影コンピュータ112は、接続を検査するためのPing指令と、例えば、生X線露光周期を明示するためのImaging Begin指令及びImaging End指令と、現在患者が有効ではなくなったことをナビゲーションコンピュータ108に報知するためのNew Exam指令と、現在患者情報を更新するためのUpdate Patient指令とを含めて、ネットワークプロトコル指令をナビゲーションコンピュータ108へ非同期的に送信する。このため、撮影コンピュータ112からの応答は所定のタイミング源に対して同期的に生成されるが、元来の指令は非同期的

10

20

30

40

50

に送信されても良い。更に、撮影コンピュータ 112 は、適切なファイルを検索し且つそれをナビゲーションコンピュータ 108 へ送り出すことにより、File Transfer 指令及び File Transfer 応答を監視する。

【0023】

一般に、ナビゲーションコンピュータ 108 が専用ネットワークにあるとき、撮影コンピュータ 112 がブートした後、ナビゲーションコンピュータ 108 を通信のために利用することは何秒かの間（例えば、90 秒間）不可能である。この期間中、撮影コンピュータ 112 は「Navigation Computer not responding, Power Off, wait 10 seconds, then Power On (ナビゲーションコンピュータは応答しません。電源を切り、10 秒間待ち、その後、電源を入れて下さい)」のようなエラーメッセージを表示しても良い。接続が成立した後に撮影コンピュータ 112 とナビゲーションコンピュータ 108 との通信が遮断されると、例えば、2 秒後に撮影コンピュータ 112 は時間切れとなり、ナビゲーションコンピュータ 108 と撮影コンピュータ 112 との接続を閉鎖して、「Communication Failure with Navigation Computer (ナビゲーションコンピュータとの通信に障害が起きた)」などのエラーメッセージを表示しても良い。

【0024】

ナビゲーションコンピュータ 108 と撮影コンピュータ 112 は異なるパワーダウストラテジを有しているのが好ましい。撮影コンピュータ 112 は、オペレーティングシステムにシャットダウンを通知せずに交流電力を除去することにより、いつでもパワーダウンできる。これに対し、ナビゲーションコンピュータ 108 は、交流電力の除去前にシャットダウン手続きを実行するのが好ましい。この目的のために、ナビゲーションコンピュータ 108 がシャットダウンしている間にバッテリーのバックアップにより電力を保持するために無停電電源 (UPS) を使用する。UPS は直列ポートに、ナビゲーションコンピュータ 108 に電力損失を報知するために使用される電力状態を提供する。

【0025】

一般に、ナビゲーションコンピュータ 108 は撮影コンピュータ 112 と同時にブートされ、UPS バックグラウンド（例えば、デーモン）プロセスは、撮影コンピュータ 112 のパワースイッチ状態を含めて、電力損失を知るために直列ポートを監視する。電力損失信号を受信すると、ナビゲーションコンピュータ 108 はオペレーティングシステムのシャットダウンを開始し、その後、ナビゲーションコンピュータ 108 はオフされる。

【0026】

ナビゲーションコンピュータ 108 と撮影コンピュータ 112 は、ナビゲーションソフトウェアと撮影ソフトウェアの双方を実行する単一のプロセッサを使用して実現されても良い。あるいは、1 組のプロセッサにナビゲーションソフトウェアと撮影ソフトウェアを実行させるために、対称多重処理オペレーティングシステム（例えば、Windows NT）の協調の下で、マルチプロセッサシステムを使用しても良い。しかし、以下に説明するように、ナビゲーションコンピュータ 108 と撮影コンピュータ 112 は、ネットワークインタフェース 206、214 と共に結合し且つ後述する診断用撮影システムの通信プロトコルによって通信する複数の別個の処理装置として実現されても良い。

【0027】

次に図 3 を参照すると、図 3 は、医療診断用撮影システム 100 と共に使用できる C アーム装置 10 の一例を示す。装置 10 は、内周部 14 及び外周部 16 と、背面凸型部分 40 とを有し、互いに向かい合う上方末端部 18a 及び下方末端部 18b を終端部とする C アーム 12 を含む。C アーム 12 は一様な円状の C 字形であるのが好ましいが、弓形のような部材から構成されていても良い。

【0028】

C アーム 12 は、全体を図中符号 20 で示される構造のような支持手段により懸垂位置に保持されている。構造 20 は、車輪付き台座 24 に装着された支持アーム 22 を含む。支持アーム 22 は、支持アーム 22 と C アーム 12 との間の軸受けアセンブリにより、あるいは支持アーム 22 自体が台座 24 に関して回転自在に装着されていることにより、側

10

20

30

40

50

方回転軸 30 に関して C アーム 12 を回転運動させる。装置 10 には、軸 60 に関して回転運動させるための回転機構が更に設けられていても良い。

【0029】

車輪付き台座 24 により、C アーム 12 を第 1 の場所から第 2 の場所へ搬送することができる。すなわち、台座の車輪は、支持構造 20 に結合し、支持アーム 22 及び C アーム 12 を第 1 の場所から第 2 の場所へ搬送するための搬送手段として機能する。多くの場合、X 線機器を 1 つの部屋から別の部屋へ便利良く移動させることができると非常に好都合である。車輪付き台座 24 によって装置 10 は移動自在であるため、例えば、病院の多数の異なる部屋に入院している患者が装置をより利用しやすくなるという利点を得られる。

【0030】

支持アーム 22 は C アーム 12 の外周部 16 に摺動自在に装着されており、支持構造 20 は、C アーム 12 を軌道回転軸 26 に関して選択された位置まで選択的に摺動軌道運動させることができるようにするために必要な構造と機構を含む。この軸 26 は C アーム 12 の湾曲の中心及び側方回転軸 30 と一致しているのが好ましい。摺動軌道運動によって、C アーム 12 は支持アーム 22 への装着部 28 の様々な摺動ポイントを通して動くことが理解されるであろう。実際には、支持アームは本質的には 1 つの点で C アームに装着されているのではなく、ある面積をもつ領域 29 にわたって装着されているが、「ポイント」は広い領域であっても良く、あるいは狭い場所であっても良いことが理解されるであろう。支持構造 20 は、側方回転軸 30 に関して支持アーム 22 を選択された側方位置まで選択自在な量ずつ側方へ回転させるための、当該技術では知られている機構を更に含む。摺動軌道運動と、側方回転との組み合わせによって、C アームを 2 つの自由度をもって、すなわち、2 つの互いに垂直な軸に関して操作することが可能になる。その結果、C アーム 12 の可動性にある種の球面特性が与えられる。摺動軌道運動と側方回転は、C アームに結合された X 線源 32 を C アームが表面上を移動自在である想像上の球体の下半分の半球上に位置するほぼどのような緯度 / 経度ポイントへも移動させることができる。

【0031】

装置 10 は、X 線診断技術の分野では一般に知られているように C アーム 12 の互に対向する場所に装着された X 線源 32 と受像部 34 とを含む。X 線検出器位置センサ 126 は、一般に、受像部 34 のカメラアセンブリの内部に配置されている（受像部 34 は、受像部がもたらす画像系巻き形歪み効果及びその他の効果を補正するために使用される位置合わせ標準などを更に含んでいても良い）。X 線源 32 及び受像部 34（後部 34a と、電源 34b とを含む）を合わせて X 線源 / 受像部 32 / 34 と呼んでも良い。受像部 34 はイメージ増倍管などであれば良い。C アームの軌道操作及び側方回転操作により、C アーム 12 の自由空間 36 の内部に配置された患者の身体の幅及び身長に関して X 線源 / 受像部 32 / 34 を選択的に位置決めすることができる。C アームの摺動軌道運動は、X 線源 / 受像部 32 / 34 をそれぞれ対応する弓形運動経路に沿って移動させる。受像部 34 は C アーム 12 の内周部 14 に固着されているのが好ましく、X 線源 32 も内周部 14 に固着されている。高電圧ケーブルアセンブリ 50 は X 線源 / 受像部 32 / 34 に電力を供給する。

【0032】

受像部 34 と C アーム 12 の装着位置の関係上、C アーム 12 がほぼどの位置にあっても、側方回転軸 30 は C アーム 12 が支持アーム 22 に装着されている箇所 28 とほぼ一致する。このため、支持アーム 22 が回転しても、アームに偏心側方モーメント作用が加わることはないので、より安定した、バランスの良い支持構造が得られる。好ましい一実施例では、C アーム 12 のどの位置に対しても C アーム 12 の質量中心は軸 30 と一致する。

【0033】

C アームのもう 1 つの面は、受像部 34 の電源 34b の位置である。電源 34b を C アームの開口部に向かって配置することにより、受像部 34 と X 線源 32 とを湾曲中心 26 に対してより近接するように移動させることができるため、距離 46 が短縮され、その結

10

20

30

40

50

果、装置 10 全体のバランスが改善される。整列線 48 と、軸 26 及び 30 の交点との距離 46 を保つことにより、バランスは向上する。整列線 48 は X 線源 32 により発生される中心ビームと、受像部 34 との整列を表す。また、X 線源 / 受像部 32 / 34 の間に所望の距離 44 を設けることにより、装置全体の高さを大きく増すことなく C アーム 12 に対してより大きな C 字形を使用できるようになるという点にも注意する。

【0034】

診断用撮影システムの通信プロトコルは、撮影コンピュータ 112 とナビゲーションコンピュータ 108 との間で両方通信を実現するように定義される。表 1 は、ナビゲーションコンピュータ 108 から撮影コンピュータ 112 への通信について規定されたメッセージを示す。

10

【0035】

【表 1】

表 1 - ナビゲーションコンピュータからワークステーションへ	
メッセージ	データ
Ping	データなし
Request Image	データなし
Request Configuration	データなし
Request File	filename (ファイル名) (例えば、TFTP を使用)

20

【0036】

表 2 は、撮影コンピュータ 112 からナビゲーションコンピュータ 108 への通信について規定されたメッセージを示す。

【0037】

【表 2】

表 2 - 撮影コンピュータからナビゲーションコンピュータへ	
メッセージ	データ
Ping	データなし
Image (例えば、透視) Begin	データなし
Image (例えば、透視) End	データなし
New Exam	データなし
Update Patient	例えば、患者名、生年月日、性別、患者 ID、医師名、手 順、登録番号
Image Reply	例えば、画像幅、画像高さ、画素当たりバイト数、エンデ ィアン、視野、否定、サブトラクション、逆方向フリップ ／上下反転、回転、画素データ
Configuration Reply	例えば、システムモデル、増倍管直径、Cアームの型、ソ フトウェアバージョン
File Reply	ファイルデータ (例えば、TFTP を使用する)
Language Sync	例えば、「echo FRENCH>/usr/vti/resource .file」又は「sed_____」 (例えば、rexec を使用 する)
Time Sync	例えば、「date051614502000.34」 (例えば、rexec を 使用する)
Set IP Address	例えば、「ifconfig hme 0 <customer IP> netmask <mask>」 (例えば、rexec を使用する)
Route Add	例えば、「route add <destination IP> netmask <mask><gateway IP>」 (例えば、rexec を使用 する)

【 0 0 3 8 】

図 4 に関して説明すると、図 4 は、診断用撮影システムの通信プロトコルメッセージフ
ォーマット 4 0 0 を示す。メッセージフォーマット 4 0 0 は、好ましくは双方向接続指向
TCP 利用データ転送プロトコルを実現するために、診断用撮影システムプロトコルと共
に使用される。(例えば、ポート 8 5 0 0 を監視することにより) 接続が受け入れられ、
成立すると、クライアント(すなわち、メッセージ送信側)スレッドと、サーバ(すなわ
ち、メッセージ受信側)スレッドは接続を開いたままに保持する。サーバスレッドは、実
行すべき指令を指示する次のメッセージを待ってブロックする(すなわち、他のアクション
を実行せずに待機又はループする)のが好ましい。次に、サーバは指令を実行し、応答
メッセージ(データを含むこともある)をクライアントに戻す。サーバは次のメッセージ
を待ちつつループし続ける。

【 0 0 3 9 】

一般に、通信プロトコルは一度に 1 つの特定のメッセージを処理する。すなわち、特定
のメッセージが送信される時点で、送信側は送信されたメッセージ対応する応答メッセ
ージが受信されるまで他のメッセージを一切送信しない。メッセージフォーマット 4 0 0 は
固定長ヘッダ 4 0 2 と、それに続く、メッセージ(もしあれば)と関連するデータセクシ
ョン 4 0 4 とを含む。最初のメッセージと応答には同じメッセージヘッダフォーマット 4
0 0 が使用される。

【 0 0 4 0 】

図 4 には、1 バイトコードフィールド 4 0 6 と、1 バイトタイプフィールド 4 0 8 と、
1 バイトフラグフィールド 4 1 0 と、1 バイト状態フィールド 4 1 2 とが示されている。
また、4 バイトデータ長フィールド 4 1 4 も規定されている。コードフィールド 4 0 6 と
タイプフィールド 4 0 8 は下記のメッセージごとに定義される。フラグフィールド 4 1 0

は、一般に、応答フラグとしてビット0を使用し（1：応答、0：それ以外）、要求フラグとしてビット1を使用し（1：データ要求、0：それ以外）、エンディアン標識としてビット2を使用する（1：大、0：小）。状態フィールド412は状態コード（以下に更に詳細に説明する）を規定する。例えば、（0：OK、非0：ERROR）などである。データ長フィールド414はデータセクション404で続くべき符号なし4バイト長さのデータを提供する。

【0041】

メッセージヘッダ402のコードフィールド406は、撮影コンピュータとナビゲーションコンピュータの双方に共通するメッセージコードを表現する。タイプフィールド408は、メッセージコードの変形である型を表現する。フラグフィールド410は、メッセージごとにとるべき必要なアクションを解決するために撮影コンピュータ及びナビゲーションコンピュータにより使用されるメッセージフラグを表現する。データの送信とデータの要求との関係の特定のケースを図5及び図6にそれぞれ示す。メッセージが受信されるたびに、戻されるメッセージは送信メッセージと同一のコードを有するのが好ましく、また、フラグは1増分されるのが好ましい（応答フラグはハイにセットされる）。状態フィールド412は応答によりエラー状態を指示するために使用される。データ長フィールド414はヘッダに続くデータの長さを指定する。

【0042】

データ長フィールド414は符号化ビッグエンディアン（最初に最上位バイト、最後に最下位バイトによって符号化された）又はリトルエンディアン（最初に最下位バイト、最後に最上位バイトによって符号化された）である。エンディアンフラグ（フラグフィールド410のビット2）は、メッセージの残り部分について使用されるエンディアン符号化を指定する。これはメッセージヘッダ402のデータ長フィールド414と、メッセージ400のデータフィールド404の1バイトを超える全てのフィールドとを含む。エンディアンフラグを使用することにより、1つの画像中で1バイトより大きな各画素をバイトスワッピングすることなく、特定の機械に固有の「エンディアン」で画像データを送信できる。

【0043】

次に図5に関して簡単に説明すると、図5は、診断用撮影システムの通信プロトコルに従ってデータを送信するときの流れ図500を示す。ステップ502では、送信側は（ヘッダフォーマット400に従ってヘッダをフォーマットした後に）受信側へデータを送信する。（メッセージが聞こえるのを待っている）受信側はステップ504でデータを受信する。ステップ506で、受信側は適切な応答（先に述べたようにフラグフィールドがセットされた状態で、ヘッダフォーマット400に従ってフォーマットされている）を送信側へ送信することにより応答する。ステップ508で、送信側は応答を受信し、受信側により設定された状態を検査する。

【0044】

同様に、図6には、診断用撮影システムの通信プロトコルに従ってデータを受信するときの流れ図600が示されている。ステップ602で、送信側は（ヘッダフォーマット400に従ってヘッダをフォーマットした後に）データ要求メッセージを受信側へ送信する。受信側はステップ604でメッセージを受信し、ステップ508で、要求されたデータを検索し且つ（データと共に）適切な応答メッセージ（先に述べたようにフラグフィールドがセットされた状態で、ヘッダフォーマット400に従ってフォーマットされている）を送信側へ送信することにより応答する。ステップ508で、送信側は応答メッセージを受信し、応答メッセージの中で提供されているデータを処理するか、又は他の方法で使用する。

【0045】

メッセージは以下の表3に示すようなEvent（事象）、Update Patient（患者更新）、Request Image（画像要求）及びRequest Configuration（構成要求）の4つの一般的区分に分類される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

【表 3】

表 3			
メッセージ	記述	コード	フラグ
Event	事象、例えば、Fluoro、New Exam、Ping（データなし）を送信する	1	0
Update Patient	撮影コンピュータ 1 1 2 はナビゲーションコンピュータ 1 0 8 へ患者情報を送信する（データ）	2	0
Request Image	ナビゲーションコンピュータ 1 0 8 は撮影コンピュータ 1 1 2 から画像を要求する（応答中にデータ）	3	2
Request Configuration	ナビゲーションコンピュータ 1 0 8 は撮影コンピュータ 1 1 2 から構成を要求する（応答中にデータ）	4	2

10

【 0 0 4 7 】

以下に、この通信プロトコルと共に使用するためのメッセージの例を示す。尚、メッセージの初めの 8 バイト（0 ～ 7）は図 4 に示すようなヘッダ（コード、タイプ、フラグ、状態及びデータ長）を構成する。

【 0 0 4 8 】

名称：Event（事象）
 記述：peer へ事象を送信する
 メッセージ方向：双方向
 データフォーマット：以下を参照
 ヘッダ：
 バイト 0：コード（1）
 バイト 1：タイプ（表 4 を参照）

20

【 0 0 4 9 】

【表 4】

表 4	
タイプ	記述
1	Ping（ノーオペレーション）
2	Imaging（例えば、透視）Begin
3	Imaging（例えば、透視）End
4	New Exam

30

【 0 0 5 0 】

バイト 2：フラグ（初期=0、応答=1）
 バイト 3：状態（0）
 バイト 4 ～ 7：データ長（0）
 データ：なし
 名称：Update Patient（患者更新）
 記述：患者データをナビゲーションコンピュータへ送信する
 メッセージ方向：撮影コンピュータからナビゲーションコンピュータへ
 データフォーマット：第 1 のバイトが後続すべきフィールドの長さであるような患者フィールドの連結。患者フィールドは、例えば、患者名、生年月日、性別、患者 ID、医師名、手続き及び登録番号の順序でグループ分けされている。

40

【 0 0 5 1 】

名前の符号化は D I C O M 規格第 5 部第 6 . 2 章の Value Representation で使用されて

50

いる符号化であっても良い。例えば、「Jane Doe」という患者名は図 7 に示すように送信されるであろう。

【 0 0 5 2 】

ヘッダ：

バイト 0：コード（ 2 ）

バイト 1：タイプ（ 0 ）

バイト 2：フラグ（初期= 0、応答= 1）

バイト 3：状態（初期= 0、応答=表 5 を参照）

【 0 0 5 3 】

【表 5】

表 5	
状態	記述
0	OK
1	ERROR

10

【 0 0 5 4 】

バイト 4～7：データ長（初期=バイト単位のデータペイロードサイズ、応答= 0）

データ（初期メッセージのみ）：

バイト 8～終わりまで：患者フィールドの連結

各フィールドは長さを指示するバイトが前置されたASCII文字のストリングであるのが好ましい：

患者名：このフィールドはa) 姓、b) 個人名、c) ミドルネームの順序で配置される 3 つの要素から構成されている。これらの要素は挿入記号「^」の文字により区切られる。内部のナル要素は区切り文字を必要とする。区切り文字を含めて後続するナル要素を省略しても良い。

【 0 0 5 5 】

生年月日、例えば、テキストストリング

性別、例えば、テキストストリング（通常は「M」又は「F」）

患者ID、例えば、テキストストリング

医師名、例えば、患者名と同じ符号化を使用

手続き、例えば、テキストストリング

登録番号、例えば、テキストストリング

名称：Request Image (and Reply)（画像（及び応答）要求）

記述：ワークステーションコンピュータから画像を要求する

メッセージ方向：ナビゲーションコンピュータから撮影コンピュータへ

データフォーマット：無効画像（テストパターン、呼び出し画像、又はスワップ）は応答メッセージ状態のエラーにより通知される。データは続いていない。

【 0 0 5 6 】

有効画像はデータペイロードと共に戻される。

【 0 0 5 7 】

ヘッダ：

バイト 0：コード（ 3 ）

バイト 1：タイプ（表 6 を参照）

【 0 0 5 8 】

20

30

40

【表 6】

表 6	
タイプ	記述
1	左表示、980×980×8ビット（通常時に使用）
2	右表示、980×980×8ビット
3	フィルタメモリ、980×980×12ビット
4	イメージメモリ、980×980×12ビット
5	マスク、980×980×12ビット

【 0 0 5 9 】

バイト 2：フラグ（初期=2、応答=3）

バイト 3：状態（初期=0、応答=表 7 を参照）

【 0 0 6 0 】

【表 7】

表 7	
状態	記述
0	OK - 画像有効
1	INVALID - 画像は無効、すなわち、テストパターン、呼び出し画像、又はスワップである

【 0 0 6 1 】

バイト 4～7：データ長（初期 = 0、応答 = バイト単位 of データペイロードサイズ）

データ（応答のみ）：

バイト 8～9：画像ヘッダ長 - ここ、すなわち、バイト 8 から画像データへオフセット。画像データの異なる整列が必要とされない限り、通常、値は 12 である。（16 ビット符号なし整数）

バイト 10～11：画素数により表される画像幅（16 ビット符号なし整数）

バイト 12～13：画素数により表される画像高さ（16 ビット符号なし整数）

バイト 14：割り当てられた画素当たりのバイト数、通常は 1 又は 2（8 ビット符号なし整数）

バイト 15：格納された画素当たりのビット数、ビット 0 で LSB をとる（8 ビット符号なし整数）

バイト 16：画像特徴を指定する画像フラグ

ビット 0：否定（1：イエス、0：ノー）

ビット 1：サブトラクション（1：イエス、0：ノー）

ビット 2：逆方向フリップ（1：イエス、0：ノー）

ビット 3：上下反転フリップ（1：イエス、0：ノー）

ビット 4～5：倍率モード（10：2×、01：1×、00：標準）

ビット 6～7：予備

バイト 17：予備

バイト 18～19：回転角度 0～360（16 ビット符号なし整数）

回転変換の前にフリップを適用する

バイト開始 - 終了：画像データ - 開始はヘッダ長（バイト 8～9）から判定される画像データ長さは、画像の幅、高さ及び割り当てられた画素当たりのバイト数を乗算することにより判定される

名称：Request Configuration (and Reply)（構成（及び応答）要求）

記述：ワークステーションから構成情報を要求する

メッセージ方向：ナビゲーションコンピュータから撮影コンピュータへ

データフォーマット：以下を参照

10

20

30

40

50

ヘッダ：

バイト0：コード（４）

バイト1：タイプ（０）

バイト2：フラグ（初期＝２、応答＝３）

バイト3：状態（初期＝０、応答＝表８を参照）

【００６２】

【表８】

表８	
状態	記述
０	OK
１	ERROR

10

【００６３】

バイト４～７：データ長（初期＝０、応答＝バイト単位の前ペイロードサイズ）

データ（応答のみ）：

バイト８～終わりまで：構成フィールドの連結

各フィールドは長さを示すバイトが前置きされたASCII文字のストリングであるのが好ましい。組み合わせられる全てのデータフィールドは合わせて５１２バイトを超えない。

【００６４】

システム - （例えば、「９８００」）

イメージ増倍管直径 - （例えば、「９」又は「１２」）

ソフトウェアバージョン - （例えば、「PN180130-08_7.1.2」）ソフトウェアバージョンは下線「_」文字により区切られた２つの数を含むのが好ましい。

【００６５】

第１の数はソフトウェアのOEC部品番号（PN180130 - 08）である。「_」の後の第２の数はバージョン（7.1.2）である。

【００６６】

X線検出器（例えば、イメージ増倍管）の現在倍率モードを通信するために、倍率モードメッセージも定義される。この目的のために、例として、倍率モードは、１２インチイメージ増倍管の場合は１２インチ、９インチ及び６インチの倍率モードのうち１つ、９インチイメージ増倍管の場合には９インチ、６インチ及び４．５インチの倍率モードのうち１つを指定すれば良い。このため、本発明の撮影システムでは、いくつかの異なる倍率モードでナビゲーションを実行することができる。

30

【００６７】

特に、画像収集と座標判定を同期させるためにImage End（画像終わり）メッセージを使用できる。ネットワークインタフェース２０６、２０８、２１４を介して提供される指令及び制御情報によって、撮影コンピュータ１１２は画像収集が完了したばかりであることをナビゲーションコンピュータ１０８に報知することができる。その時点で、ナビゲーションコンピュータ１０８は、X線検出器追跡センサ入力ポート１１６から座標情報を獲得して、Cアーム１３０の動きに介入せず且つ関連する場所誤差を発生せずに画像の場所を指定できる。

40

【００６８】

従って、本発明の統合透視外科手術用ナビゲーション・撮影ワークステーションはナビゲーションサブシステムと撮影サブシステムとの間に高速デジタル通信インタフェースを構成するのみならず、双方向指令・制御インタフェースをも構成する。その結果、全分解能デジタル画像が高速で転送され、ナビゲーションシステムは撮影システムと協調して、外科手術用器具を正確に追跡し続ける。更に、本発明の指令プロトコルは、どのような支援撮影システムとも通信するためにどのような支援ナビゲーションシステムでも使用できる標準通信プロトコルを提供する。「アドオン」型システムにより要求される追加構成要

50

素（例えば、カート、モニタ、モニタアーム、電源、ケーブル類など）は不要であるので、手術室環境の過密度は低減される。

【0069】

本発明を好ましい一実施例を参照しながら説明したが、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変更を実施でき且つ等価の構成を代用できることは当業者には理解されるであろう。更に、本発明の範囲から逸脱することなく特定の過程、構造又は材料を本発明の教示に適応させるために数多くの変形を実施できる。従って、本発明は開示した特定の実施例には限定されず、本発明は特許請求の範囲の範囲内に入るあらゆる実施例を包含するものとする。

【図面の簡単な説明】

10

【図1】 医療診断用撮影システムの高レベルブロック線図。

【図2】 統合透視外科手術用ナビゲーション・撮影ワークステーションのブロック線図。

【図3】 統合透視外科手術用ナビゲーションに使用できるCアームの一例を示す図。

【図4】 診断用撮影システムの通信プロトコルメッセージフォーマットを示す図。

【図5】 診断用撮影システムの通信プロトコルに従ってデータを送信するための流れ図。

【図6】 診断用撮影システムの通信プロトコルに従ってデータを受信するための流れ図。

【図7】 「Jane Doe」の患者名をナビゲーションコンピュータへ送信するためのフォーマットを示す図。

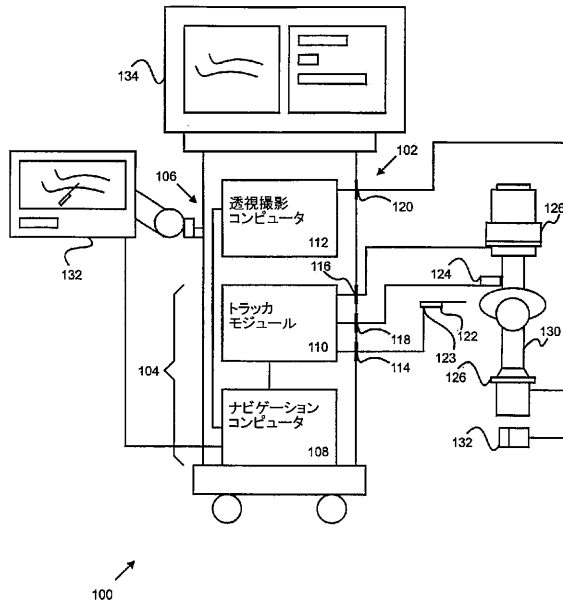
20

【符号の説明】

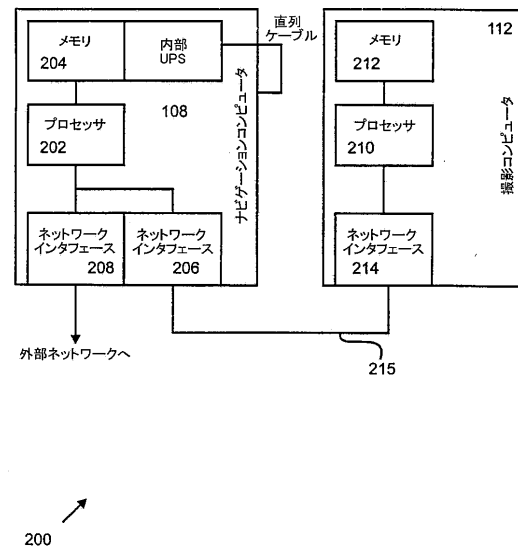
100...医療診断用撮影システム、102...統合撮影・ナビゲーションワークステーション、104...ナビゲーションサブシステム、106...撮影サブシステム、108...ナビゲーションコンピュータ、112...撮影コンピュータ、114...ワークステーション外科手術用器具追跡センサ入力ポート、116...ワークステーションX線検出器装着部追跡センサ入力ポート、122...医療用器具、123...器具場所センサ、126...X線検出器位置センサ、130...Cアーム、132...ナビゲーション表示装置、134...撮影表示装置、200...統合撮影・ナビゲーションワークステーション、202...ナビゲーションプロセッサ、206...ナビゲーションネットワークインタフェース、208...ネットワークインタフェース、210...撮影プロセッサ、214...撮影ネットワークインタフェース、400...通信プロトコルメッセージフォーマット、402...固定長ヘッダ、404...データセクション

30

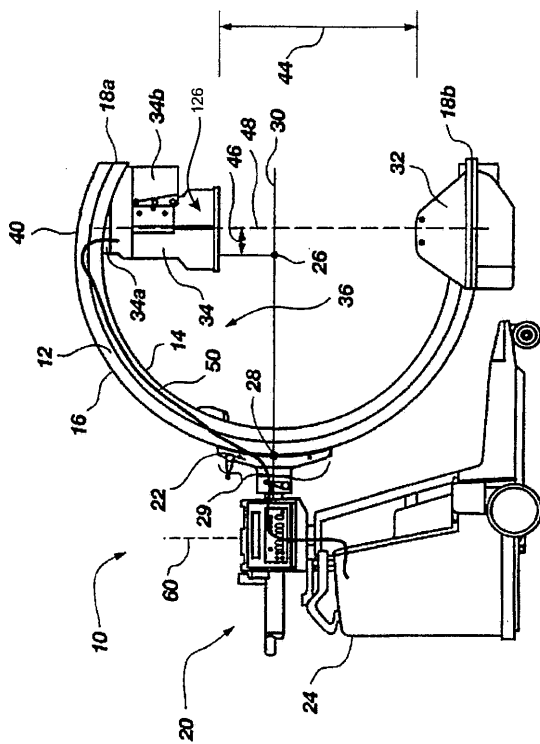
【図 1】



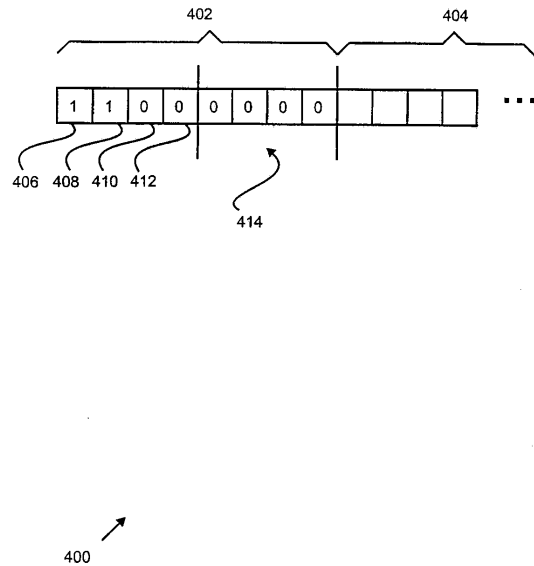
【図 2】



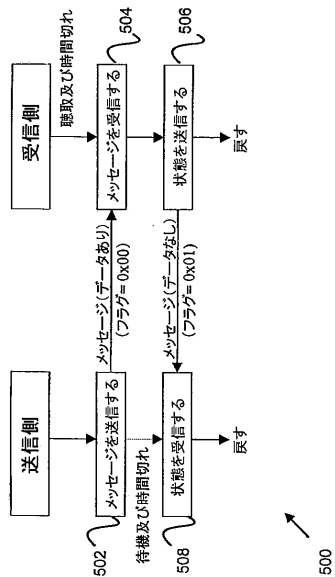
【図 3】



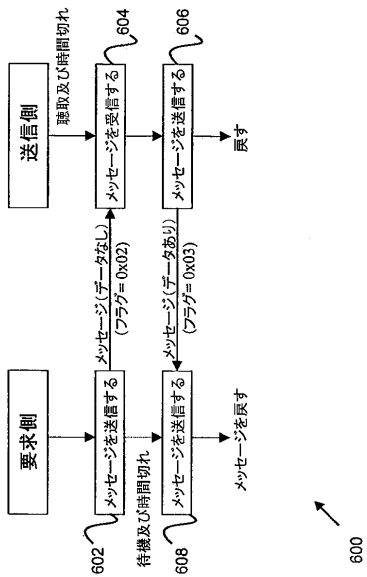
【図 4】



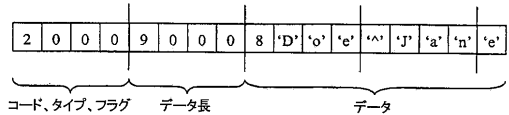
【図 5】



【図 6】



【図 7】



700

フロントページの続き

(74)代理人 100113974

弁理士 田中 拓人

(72)発明者 バーノン・トーマス・ジェンセン

アメリカ合衆国、ユタ州、ドレイパー、シャドウランズ・レーン、13102番

(72)発明者 バリー・ケイス・ハノーバー

アメリカ合衆国、ユタ州、ソルト・レイク・シティ、シェルウッド・ドライブ、2597番

(72)発明者 ラリー・イー・ハラウッド

アメリカ合衆国、ユタ州、サンディー、イースト・ブルック・レーン、2472番

(72)発明者 グレゴリー・スコット・ロイド

アメリカ合衆国、アイダホ州、ボイス、ウエスト・ミードリスト・ドライブ、12545番

審査官 遠藤 孝徳

(56)参考文献 国際公開第00/47103(WO, A2)

独国特許出願公開第19807884(DE, A1)

特開平5-305073(JP, A)

特開平10-295680(JP, A)

特開平7-194614(JP, A)

特許第2653210(JP, B2)

特表平2-503519(JP, A)

特開平5-7576(JP, A)

特表平9-512735(JP, A)

特開平7-213536(JP, A)

特開平9-117445(JP, A)

特開平8-98847(JP, A)

特開平7-255744(JP, A)

特開平8-206104(JP, A)

特開平10-272127(JP, A)

特開平11-9708(JP, A)

特開平10-201864(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

A61B 19/00 - 19/12