

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6746751号
(P6746751)

(45) 発行日 令和2年8月26日(2020.8.26)

(24) 登録日 令和2年8月7日(2020.8.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 Z
 A 6 1 B 6/03 3 7 7

請求項の数 17 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2019-83650 (P2019-83650)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成31年4月25日 (2019.4.25)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2014-234537 (P2014-234537) の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成26年11月19日 (2014.11.19)	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2019-136542 (P2019-136542A)	(72) 発明者	大賀 淳一郎 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内
(43) 公開日	令和1年8月22日 (2019.8.22)	(72) 発明者	廣畑 賢治 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内
審査請求日	平成31年4月25日 (2019.4.25)	(72) 発明者	東 真也 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像解析装置、画像解析方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の関節部および前記関節部に連続する骨部に関する C T 画像 を取得する第1取得部と、

前記 C T 画像 から、前記骨部および前記関節部の三次元形状と、前記骨部および前記関節部における荷重と変形との関係特性と、を構築する構築部と、

前記関節部に連続する前記骨部の位置関係を算出する第1算出部と、

前記位置関係から、前記関節部に連続する前記骨部に筋によって作用する作用力を算出する第2算出部と、

前記三次元形状と前記関係特性とを示す第1力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記関節部に作用する第1応力を算出する第3算出部と、

を備えた画像解析装置。

【請求項2】

前記構築部は、

前記 C T 画像 に含まれる前記骨部または前記関節部に連続または付随する、腱、靭帯、および軟骨の変形量を画像解析し、前記腱、靭帯、および軟骨についての荷重と変形との第2関係特性をさらに構築し、

前記第3算出部は、前記三次元形状と前記関係特性と前記第2関係特性とを示す第1力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記関節部に作用する第1応力を算出する

請求項1に記載の画像解析装置。

【請求項 3】

前記構築部は、
前記骨部および前記関節部以外の生体組織であって、荷重以外の要因による変形が生じにくく、且つ、荷重による変形が抽出可能な前記生体組織について、荷重と変形との第 2 関係特性を更に構築し、
前記第 3 算出部は、前記三次元形状と、前記関係特性と、前記第 2 関係特性と、前記作用力と、に基づいて、前記関節部に作用する前記第 1 応力を算出する、
請求項 1 に記載の画像解析装置。

【請求項 4】

前記第 3 算出部は、前記三次元形状と、前記関係特性と、前記作用力と、に基づいて、
 前記関節部に作用する前記第 1 応力の分布を算出する、請求項 1 ~ 請求項 3 の何れか 1 項
 に記載の画像解析装置。

10

【請求項 5】

前記第 2 算出部は、前記位置関係を用いて逆動力計算を行い、前記作用力を算出する、
 請求項 1 ~ 請求項 4 の何れか 1 項に記載の画像解析装置。

【請求項 6】

前記第 1 算出部は、
 前記 CT 画像から筋部を抽出し、前記筋部の前記骨部に対する起始部と停止部を含む特
 徴点から、前記筋部の長さを示す特徴量を更に算出し、
 前記第 2 算出部は、
 前記位置関係と前記特徴量とを用いて逆動力計算を行い、前記作用力を算出する、
 請求項 1 ~ 請求項 5 の何れか 1 項に記載の画像解析装置。

20

【請求項 7】

前記作用力は、前記骨部に結合した前記筋の筋張力、前記骨部に結合した軟組織の荷重
 と変形との関係特性、および、前記関節部に作用するトルクの少なくとも 1 つを含む、
 請求項 1 ~ 請求項 6 の何れか 1 項に記載の画像解析装置。

【請求項 8】

人工関節の三次元形状と設置位置とを示す人工関節モデルを取得する第 2 取得部と、
 前記三次元形状と前記関係特性とを示す第 1 力学モデルに前記人工関節モデルを加えた
 第 2 力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記人工関節に作用する第 2 応力を算出
 する第 4 算出部と、
 をさらに備えた、請求項 1 ~ 請求項 7 の何れか 1 項に記載の画像解析装置。

30

【請求項 9】

前記人工関節の前記三次元形状と、前記設置位置と、の少なくとも 1 つの変更指示を受け
 付ける受付部を備え、
 前記第 4 算出部は、
 前記第 1 力学モデルに、受け付けた前記変更指示によって変更された前記人工関節の前
 記三次元形状および前記設置位置の少なくとも一方を示す前記人工関節モデルを加えた前
 記第 2 力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記人工関節に作用する前記第 2 応力
 を算出する、
 請求項 8 に記載の画像解析装置。

40

【請求項 10】

算出した前記第 2 応力が前記第 1 応力未満となるまで、前記変更指示の受付と、受け付
 けた前記変更指示に応じた前記第 2 応力の算出と、をこの順に繰り返し実行するように、
 前記受付部および前記第 4 算出部を制御する第 1 制御部を備えた、請求項 9 に記載の画像
 解析装置。

【請求項 11】

算出した前記第 2 応力が前記第 1 応力未満であるときに、算出に用いた前記第 2 力学モ
 デルに含まれる前記人工関節モデルに応じた人工関節模型を造形するように、三次元模型
 を造形する造形部を制御する造形制御部を備えた、請求項 8 に記載の画像解析装置。

50

【請求項 1 2】

前記第 3 算出部は、前記第 1 力学モデルと前記作用力とに基づいて、前記関節部に作用する前記第 1 応力、または前記関節部に作用する第 1 圧力を算出する、
請求項 8 に記載の画像解析装置。

【請求項 1 3】

前記第 4 算出部は、前記第 2 力学モデルと前記作用力とに基づいて、前記人工関節に作用する第 2 応力、または前記人工関節に作用する第 2 圧力を算出する、
請求項 8 に記載の画像解析装置。

【請求項 1 4】

前記第 1 取得部は、
前記被検体に荷重による第 1 の負荷状態で撮影した画像と、前記被検体に前記第 1 の負荷状態より荷重の小さい第 2 の負荷状態で撮影した画像と、を含む前記 C T 画像 を取得し、
前記構築部は、
前記 C T 画像 から、前記骨部および前記関節部の三次元形状と、前記骨部および前記関節部における撮影時に負荷した荷重と変形との前記関係特性と、を構築する、
請求項 1 ~ 請求項 1 3 の何れか 1 項に記載の画像解析装置。

10

【請求項 1 5】

被検体の関節部および前記関節部に連続する骨部に関する C T 画像 を取得するステップと、
前記 C T 画像 から、前記骨部および前記関節部の三次元形状と、前記骨部および前記関節部における荷重と変形との関係特性と、を構築するステップと、
前記関節部に連続する前記骨部の位置関係を算出するステップと、
前記位置関係から、前記関節部に連続する前記骨部に筋によって作用する作用力を算出するステップと、
前記三次元形状と前記関係特性とを示す第 1 力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記関節部に作用する第 1 応力を算出するステップと、
を含む画像解析方法。

20

【請求項 1 6】

被検体の関節部および前記関節部に連続する骨部に関する C T 画像 を取得するステップと、
前記 C T 画像 から、前記骨部および前記関節部の三次元形状と、前記骨部および前記関節部における荷重と変形との関係特性と、を構築するステップと、
前記関節部に連続する前記骨部の位置関係を算出するステップと、
前記位置関係から、前記関節部に連続する前記骨部に筋によって作用する作用力を算出するステップと、
前記三次元形状と前記関係特性とを示す第 1 力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記関節部に作用する第 1 応力を算出するステップと、
をコンピュータに実行させるプログラム。

30

【請求項 1 7】

C T 画像 から、骨部および関節部の三次元形状と、前記骨部および前記関節部における荷重と変形との関係特性と、を構築する構築部と、
前記関節部に連続する前記骨部の位置関係 から、前記骨部に筋によって作用する作用力を算出する第 2 算出部と、
前記三次元形状と前記関係特性とを示す第 1 力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記関節部に作用する第 1 応力を算出する第 3 算出部と、
前記第 1 応力を示す第 1 応力画像を、表示部に表示する表示制御部と、
を備えた画像解析装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明の実施の形態は、画像解析装置、画像解析方法、およびプログラムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

膝関節や股関節などに発症する変形性関節症などの外科手術などに先立ち、関節部を単純 X 線で撮影した二次元画像から骨の立体的な位置関係を推定する技術が知られている。

【 0 0 0 3 】

例えば、特許文献 1 には、CT 画像や MR 画像に基づいて、患者骨格とインプラント部品との相対的適合性を含む評価関数を生成することが開示されている。そして、特許文献 1 には、評価関数を、患者に適切なインプラントの選択や手術計画に用いることが開示さ

10

【 0 0 0 4 】

ここで、実際の人体の骨は、骨に付随する筋により発生する筋張力を受けており、筋張力により、関節部に作用する応力が変化する。しかし、従来では、筋によって作用する力を加味した応力の推定はなされておらず、実際の患者の関節部に作用する応力を高精度に算出することは出来なかった。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 2 6 3 2 4 1 号公報

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明が解決しようとする課題は、関節部に作用する応力を高精度に算出することができる、画像解析装置、画像解析方法、およびプログラムを提供することである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

実施の形態によれば、画像解析装置は、第 1 取得部と、構築部と、第 1 算出部と、第 2 算出部と、第 3 算出部と、を備える。第 1 取得部は、被検体の関節部および前記関節部に連続する骨部に関する CT 画像を取得する。構築部は、前記 CT 画像から、前記骨部および前記関節部の三次元形状と、前記骨部および前記関節部における荷重と変形との関係特性と、を構築する。第 1 算出部は、前記関節部に連続する前記骨部の位置関係を算出する。第 2 算出部は、前記位置関係から、前記関節部に連続する前記骨部に筋によって作用する作用力を算出する。第 3 算出部は、前記三次元形状と前記関係特性とを示す第 1 力学モデルと、前記作用力と、に基づいて、前記関節部に作用する第 1 応力を算出する。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 8 】

【図 1】画像解析装置の構成図。

【図 2】第 1 力学モデルの模式図。

【図 3】解析画像の模式図。

40

【図 4】解析画像の模式図。

【図 5】解析画像の模式図。

【図 6】解析画像の模式図。

【図 7】画像解析処理の手順を示すフローチャート。

【図 8】画像解析装置の構成図。

【図 9】人工関節モデルの模式図。

【図 10】解析画像の模式図。

【図 11】解析画像の模式図。

【図 12】解析画像の模式図。

【図 13】解析画像の模式図。

50

【図14】画像解析処理の手順を示すフローチャート。

【図15】画像解析装置の構成図。

【図16】外部装置の模式図。

【図17】画像解析処理の手順を示すフローチャート。

【図18】画像解析装置のハードウェア構成図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第1の実施の形態)

以下、実施の形態の画像解析装置、画像解析方法、およびプログラムを、図面を参照して詳細に説明する。

10

【0010】

図1は、本実施の形態の画像解析装置10の構成図である。本実施の形態の画像解析装置10は、被検体の関節を解析する装置である。

【0011】

画像解析装置10は、外部装置18に接続されている。外部装置18は、画像解析装置10における解析対象の画像情報を取得する装置である。解析対象の画像情報は、被検体の関節部および関節部に連続する骨部に関する画像情報である。具体的には、解析対象の画像情報は、被検体の関節部と、関節部に連続する骨部と、筋部と、を含む。筋部は、筋を含む。

20

【0012】

外部装置18は、例えば、被検体をX線や磁気などを用いてスキャンすることにより、被検体の時系列のCT画像情報や、被検体の時系列のMR画像情報を得る。なお、画像解析装置10は、外部装置18を含む構成であってもよい。

【0013】

以下、本実施の形態で扱う解析対象の画像情報は、CT画像情報である場合を説明する。しかし、解析対象の画像情報は、CT画像情報に限定されない。例えば、解析対象の画像情報は、MR画像情報や超音波エコー画像情報であってもよい。

【0014】

CT画像情報は、CT値の二次元空間分布を表現するスライスデータであってもよいし、CT値の三次元空間分布を表現するボリュームデータであってもよい。以下、CT画像情報はボリュームデータであるとする。外部装置18は、時系列のCT画像情報を画像解析装置10へ出力する。また、画像解析装置10は、他の装置や、時系列のCT画像を記憶した記憶部などから、解析対象のCT画像情報を取得してもよい。なお、画像解析装置10の解析対象の画像情報は、時系列の画像に限定されない。なお、以下では、解析対象の画像情報を、単に、画像、またはCT画像と称して説明する。

30

【0015】

画像解析装置10は、制御部12と、UI部14と、記憶部16と、を備える。UI部14および記憶部16は、データや信号授受可能に制御部12に接続されている。また、制御部12は、外部装置18に接続されている。

【0016】

UI部14は、入力部14Aと、表示部14Bと、を含む。入力部14Aは、ユーザからの各種指示や情報入力を受け付ける。入力部14Aは、例えば、キーボード、マウス、スイッチ、マイクなどである。

40

【0017】

表示部14Bは、CT画像や解析結果等の種々の情報を表示する。表示部14Bは、例えばCRTディスプレイ、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、プラズマディスプレイなどである。

【0018】

なお、UI部14は、入力部14Aと表示部14Bとを一体的に構成したタッチパネル機能を備えていてもよい。

50

【 0 0 1 9 】

記憶部 1 6 は、ハードディスク装置等の種々の記憶媒体により構成される。記憶部 1 6 は、時系列の C T 画像等の種々なデータを記憶する。例えば、記憶部 1 6 は、時系列の C T 画像を DICOM (digital imaging and communications in medicine) 規格に準拠した医用画像ファイル形式で記憶する。また、記憶部 1 6 は、制御部 1 2 などにより収集された医用データを時系列の C T 画像に関連付けて記憶してもよい。

【 0 0 2 0 】

制御部 1 2 は、画像解析装置 1 0 を制御する。制御部 1 2 は、第 1 取得部 1 2 A と、第 1 算出部 1 2 B と、第 2 算出部 1 2 C と、受付部 1 2 D と、構築部 1 2 E と、第 3 算出部 1 2 F と、生成部 1 2 G と、表示制御部 1 2 H と、を含む。第 1 取得部 1 2 A、第 1 算出部 1 2 B、第 2 算出部 1 2 C、受付部 1 2 D、構築部 1 2 E、第 3 算出部 1 2 F、生成部 1 2 G、および表示制御部 1 2 H の一部またはすべては、例えば、CPU (Central Processing Unit) などの処理装置にプログラムを実行させること、すなわち、ソフトウェアにより実現してもよいし、IC (Integrated Circuit) などのハードウェアにより実現してもよいし、ソフトウェアおよびハードウェアを併用して実現してもよい。

10

【 0 0 2 1 】

第 1 取得部 1 2 A は、被検体の関節部および関節部に連続する骨部に関する画像を取得する。本実施の形態では、第 1 取得部 1 2 A は、外部装置 1 8 から、C T 画像を取得することによって、被検体の関節部および関節部に連続する骨部に関する画像 (以下、C T 画像と称する) を取得する。なお、予め記憶部 1 6 に被検体の C T 画像を記憶してもよい。この場合、第 1 取得部 1 2 A は、記憶部 1 6 から解析対象の被検体の C T 画像を読取ることによって、C T 画像を取得すればよい。

20

【 0 0 2 2 】

第 1 取得部 1 2 A は、取得した C T 画像を、第 1 算出部 1 2 B および構築部 1 2 E へ出力する。

【 0 0 2 3 】

構築部 1 2 E は、第 1 取得部 1 2 A が取得した C T 画像から、骨部および関節部の三次元形状と、骨部および関節部の各々の荷重と変形との関係特性と、を構築する。

30

【 0 0 2 4 】

本実施の形態では、構築部 1 2 E は、一例として、骨部および関節部の三次元形状と、荷重と変形との関係特性と、を少なくとも示す第 1 力学モデルを構築する場合を説明する。第 1 力学モデルは、骨部および関節部の三次元形状を示す骨関節形状モデルに、骨部および関節部の各々の荷重と変形との関係特性などを付加したデータである。荷重と変形との関係特性とは、荷重に対する変形の関係を示すものである。荷重と変形との関係特性は、例えば、硬さを示す。

【 0 0 2 5 】

なお、以下では、説明を簡略化するために、荷重と変形との関係特性を、単に「硬さ」と称して説明する場合がある。しかし、本実施の形態で称する「硬さ」とは、上述したように、荷重と変形との関係特性の一例であり、該関係特性は硬さに限定されない。

40

【 0 0 2 6 】

具体的には、構築部 1 2 E は、第 1 取得部 1 2 A で取得した C T 画像から、骨部領域を抽出する。例えば、解析対象の画像が C T 画像である場合、硬い骨の C T 値は 1 0 0 0 H U 程度であり、腱、靭帯、筋などの骨を除く結合組織である軟組織の C T 値は 0 ~ 1 0 0 H U 前後である。このため、構築部 1 2 E は、骨部と軟組織とを識別するための C T 値の閾値を予め設定する。なお、この閾値は、ユーザによる入力部 1 4 A の操作などによって調整可能としてもよい。

【 0 0 2 7 】

そして、構築部 1 2 E は、第 1 取得部 1 2 A で取得した C T 画像から、C T 値が閾値以

50

上の領域を抽出することで、関節部領域および骨部領域を抽出し、関節部および骨部の三次元形状を示す骨関節形状モデルを生成する。

【0028】

例えば、画像解析装置10において、有限要素法(FEM: Finite Element Method)を用いた数値解析により、関節部の構造解析を行う場合には、構築部12Eは、三次元有限要素モデルを関節部および骨部の骨関節形状モデルとして生成する。有限要素法とは、解析対象領域を節点で囲まれたメッシュ状の領域(要素と称する)に分割し、変形を近似的に解く手法である。

【0029】

さらに、構築部12Eは、骨関節形状モデルに、骨部および関節部の各々の荷重と変形との関係特性などを付加した第1力学モデルを生成する。ここで、CT値は、物性によって異なる。このため、構築部12Eは、CT値に応じて、骨部および関節部の硬さなどの、荷重と変形との関係特性を要素ごとに算出し、骨関節形状モデルの対応する位置の各要素に付加することで、第1力学モデルを生成する。さらに、得られた形状モデルに対し、不連続な箇所を除去するようなフィルタ処理をかけてもよい。

10

【0030】

ここで、変位には、剛体変位による変位と、各部の材料変形による変位と、が含まれる。このため、構築部12Eは、剛体変位による変位と、各部の材料変形による変位と、を分離して、各々の荷重と変形との関係特性を要素ごとに算出してもよい。

【0031】

具体的には、構築部12Eは、骨部および関節部以外の生体組織であって、荷重以外の要因による変形が生じにくく、且つ、荷重による変形が抽出可能な生体組織について、荷重と変形との第2関係特性を更に構築してもよい。荷重以外の要因とは、具体的には、筋繊維内の血液の充血度合や、筋繊維を構成するフィラメントのすべり運動などの、荷重以外の要因である。このような生体組織は、例えば、腱、靭帯、および軟骨である。

20

【0032】

この場合、構築部12Eは、CT画像に含まれる、上記骨部または関節部に連続または付随する、腱、靭帯、軟骨について、変形量を画像解析および追尾技術により、荷重と変形との関係特性(第2関係特性とする)を要素ごとに算出すればよい。そして、構築部12Eは、骨関節形状モデルの対応する位置の各要素に、骨部および関節部の各々の関係特性と、腱や靭帯や軟骨などの生体組織の第2関係特性と、を付加することで、第1力学モデルを構築すればよい。

30

【0033】

図2は、第1力学モデル20の一例を模式的に示す図である。第1力学モデル20は、関節部24と、関節部24に連続する骨部22としての骨部22Aおよび骨部22Bと、の各々の三次元形状を示す骨関節形状モデルに、これらの関節部24および骨部22の荷重と変形との関係特性を付加したデータである。

【0034】

図1に戻り、本実施の形態では、構築部12Eは、CT値に応じて、骨部および関節部の硬さなどの、荷重と変形との関係特性を算出し、骨関節形状モデルの対応する位置の各要素に付加することで、第1力学モデルを生成する。

40

【0035】

ここで、構築部12Eが算出する、要素ごとの、荷重と変形との関係特性の算出方法の一例を説明する。

【0036】

構築部12Eは、骨部や関節部(上述した、腱や靭帯や軟骨などの生体組織を含んでもよい)を対象として、腱部および骨端部には荷重条件を与える。また、構築部12Eは、骨端部(骨部の端部)および関節部に変位境界条件を与える。また、構築部12Eは、各生体組織に材料構成式を与える。そして、構築部12Eは、連続体力学(参考文献: "First Course in Continuum Mechanics (3r

50

d Edition)”, Y. C. Fung)に基づいて、大変形・応力解析を行う。

【0037】

大変形・応力解析とは、例えば、有限要素法により連続体力学の方程式を離散化したうえで、数値計算により各部の応力、ひずみ、圧力、変形といった物理量、およびその時間的变化を求めることを示す。大変形・応力解析は、等方的な変形の弾性解析だけではなく、骨部の異方性変形特性を考慮した均質化法による解析でもよく、また生体組織の非弾性変形特性や時間依存変形特性を考慮した非線形解析でもよく、静解析でも動解析でもよい。

【0038】

そして、構築部12Eは、第1取得部12Aで取得したCT画像から、大変形・応力解析により、骨部および関節部における各要素の、荷重と変形との関係特性を算出する。また、構築部12Eは、骨部および関節部以外の生体組織であって、荷重以外の要因による変形が生じにくく、且つ、荷重による変形が抽出可能な生体組織（腱、軟骨、靭帯など）について、画像解析および追尾技術により、荷重と変形との第2関係特性を更に構築（算出）する。そして、構築部12Eは、算出した関係特性と、第2関係特性と、を、骨関節形状モデルにおける対応する位置の各要素に付加することで、第1力学モデルを生成する。

【0039】

なお、構築部12Eは、関係特性を、骨関節形状モデルにおける対応する位置の各要素に付加した（すなわち、第2関係特性を含まない）第1力学モデルを構築してもよい。しかし、第2関係特性を含む第1力学モデルを構築することが、後述する第1応力の算出精度向上の観点から好ましい。

【0040】

図1に戻り、第1算出部12Bは、第1取得部12Aから受け付けたCT画像を用いて、関節部に連続する骨部の位置関係を算出する。

【0041】

関節部に連続する骨部の位置関係は、関節部に連続する骨部間の関節部を中心とする角度（関節角）や、骨部の中心座標系、慣性モーメント、骨部の質量、筋ヤコビアン、などを含む。

【0042】

本実施の形態では、第1算出部12Bは、第1取得部12Aから受け付けたCT画像を用いて、位置関係を算出し、筋骨格モデルを生成する。

【0043】

筋骨格モデルとは、関節部と骨部の三次元形状を示す骨関節形状モデルに、筋部の三次元形状を配置し、上記位置関係を付与したものである。なお、筋骨格モデルは、更に、靭帯や腱の三次元形状を配置したモデルであってもよい。本実施の形態における筋部は、関節部に連続する2つの骨部の一方を起始部とし他方を停止部として結合した筋を意味する。

【0044】

このため、筋骨格モデルは、関節部と関節部に連続する骨部との位置関係を少なくとも示すものとなる。なお、筋骨格モデルは、更に、骨部、関節部、および骨部に連結する筋部の各々の硬さや、重さ、などを含んでいてもよい。

【0045】

例えば、第1算出部12Bは、CT画像から、以下の手法を用いて筋骨格モデルを生成する。

【0046】

具体的には、第1算出部12Bは、構築部12Eと同様にして、第1取得部12Aで取得したCT画像から、CT値が閾値以上の領域を抽出することで、関節部領域および骨部領域を抽出し、関節部および骨部の三次元形状を示す骨関節形状モデルを生成する。また

10

20

30

40

50

、第1算出部12Bは、CT画像から、軟組織（筋部）を示すCT値の領域を抽出することで、筋部領域を抽出し、骨関節形状モデルに筋部の三次元形状を配置する。

【0047】

そして、更に、第1算出部12Bは、CT画像から、関節部と関節部に連続する骨部との位置関係としての、関節角、骨部の中心座標系、慣性モーメント、骨部の質量、筋ヤコビアンを算出する。

【0048】

例えば、第1算出部12Bは、生成した骨関節形状モデルから、骨部および関節部の各々について、特徴的な形状の箇所を数点抽出する。そして、第1算出部12Bは、それらの重心位置を中心とした座標系を、各骨部および関節部の各々の中心座標系として算出する。

10

【0049】

また第1算出部12Bは、上記各骨部および関節部の各々について、上記算出した中心座標系のそれぞれの軸回りで、下記式(1)を用いて慣性モーメントIを算出する。

【0050】

$$I = m_i r_i^2 \quad \dots \text{式(1)}$$

【0051】

式(27)中、Iは慣性モーメントを示し、 m_i は骨部および関節部をメッシュ状に細分化したときの要素の質量を示し、 r_i は座標軸までの距離を示す。要素の質量は、予め記憶していた標準の密度と要素の体積から算出してよい。また、 r_i は、骨関節形状モデルから算出すればよい。

20

【0052】

また、第1算出部12Bは、関節角については、関節部に連続する隣り合う2つの骨部の座標系を座標変換することによって算出する。例えば、体幹に近い側の骨の座標系（同次変換行列）を T_a とし、先端側の骨の座標系を表す同次変換行列を T_b とすると、下記式(2)の関係が成り立つ。これらの座標系は、骨関節形状モデルから算出すればよい。

【0053】

$$T = T_b T_a^{-1} \quad \dots \text{式(2)}$$

【0054】

第1算出部12Bは、式(2)を用いて、x軸、y軸、およびz軸回りにそれぞれ、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z で回転した時の行列と、Tと、を比較することによって、関節角 θ_x 、 θ_y 、 θ_z を算出する（オイラー角の定義）。

30

【0055】

また、第1算出部12Bは、筋ヤコビアンについては、下記式(3)を用いて算出する。

【0056】

$$L = dl / d \quad \dots \text{式(3)}$$

【0057】

式(3)中、Lは筋ヤコビアンを示し、 dl は筋長の微小変化量を示し、 d は関節角の微小変化を示す。 dl および d は、予め定めた値を用いてもよいし、CT画像より抽出した筋と関節中心との幾何学的関係から算出してもよい。

40

【0058】

なお、慣性モーメント、骨部および関節部の質量、および筋ヤコビアンは、制御部12で予め標準的な値を算出し、標準位置関係として予め記憶部16に記憶してもよい。そして、第1算出部12Bは、記憶部16に記憶されている、慣性モーメント、骨部および関節部の質量、および筋ヤコビアンを用いてもよい。また、第1算出部12Bは、新たに慣性モーメント、骨部の質量、関節部の質量、および筋ヤコビアンの少なくとも1つを算出した場合には、算出後の値を新たな値として、記憶部16に記憶することによって、記憶部16を更新してもよい。

【0059】

50

そして、第1算出部12Bは、関節部と骨部の三次元形状を示す骨関節形状モデルに、筋部の三次元形状を配置し、算出した位置関係（関節角、骨部の中心座標系、慣性モーメント、骨部や関節部の質量、筋ヤコビアンなど）を付与することによって、筋骨格モデルを生成する。

【0060】

なお、第1算出部12Bが、時系列のCT画像の各々から筋骨格モデルを生成することで、第1算出部12Bは、時系列の筋骨格モデルを生成することとなる。すなわち、第1算出部12Bは、時系列の筋骨格モデルを生成することによって、時系列で取得されたCT画像から抽出した骨部の位置の時間変化から、関節角の変化や筋の長さ変化も算出可能である。

10

【0061】

第2算出部12Cは、第1算出部12Bが算出した位置関係から、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力を算出する。

【0062】

作用力は、例えば、関節部に連続する骨部間に結合した筋の筋張力、および関節部に作用するトルクの少なくとも1つを含む。関節部に連続する骨部間に結合した筋とは、関節部に連続する2つの骨部の一方の骨部を起始部とし、他方の骨部を停止部として、これらの骨部に結合した筋を示す。

【0063】

具体的には、第2算出部12Cは、第1算出部12Bが算出した位置関係に基づいて、逆動力学計算を行うことによって、関節部に筋によって作用する作用力を算出する。

20

【0064】

逆動力学計算には、関節部と関節部に連続する骨部との位置関係としての、関節角、骨部の中心座標系、慣性モーメント、骨部の質量、筋ヤコビアンが必要である。第2算出部12Cは、第1算出部12Bで算出された筋骨格モデルから、関節角、骨部の中心座標系、慣性モーメント、骨部の質量、および筋ヤコビアンを取得する。

【0065】

そして、第2算出部12Cは、関節角、骨部の中心座標系、慣性モーメント、骨部の質量、および筋ヤコビアンを用いて、下記式(4)～式(6)により、逆動力学計算を行うことによって、関節部に筋によって作用する作用力を算出する。なお、下記式(4)は、関節部に作用するトルクの算出式である。

30

【0066】

各関節における運動方程式は、式(4)で表される。

【0067】

$$= M d^2 / d t^2 + D d / d t + G () \cdots \text{式(4)}$$

【0068】

式(4)中、 T は関節部に作用するトルクを示し、 θ は関節角を示し、 $d\theta / dt$ は、関節角速度を示す。また、 $d^2\theta / dt^2$ は、関節角加速度を示し、 M は慣性モーメントを示し、 D は粘性抵抗を示し、 $G()$ は重力項(姿勢によって変化)を示す。

【0069】

40

なお、第2算出部12Cは、関節角速度($d\theta / dt$)については、第1算出部12Bで算出された時系列の筋骨格モデルを用いて、関節角の角速度を算出することにより得ればよい。また、第2算出部12Cは、関節角加速度($d^2\theta / dt^2$)については、第1算出部12Bで算出された時系列の筋骨格モデルを用いて、関節角の角速度を算出することにより得ればよい。粘性抵抗(D)については、予め計測し、記憶部16に記憶しておけばよい。重力項($G()$)については、骨部の質量と重心位置から算出すればよい。

【0070】

なお、第1取得部12Aが取得したCT画像が、時系列の画像ではない場合(すなわち、ワンショットのCT画像である場合)、式(4)中の時間変化に関する項目を得ることはできない。このため、この場合には、第2算出部12Cは、 $T = G()$ として処理を

50

進めればよい。

【0071】

また、第2算出部12Cは、逆動力計算を行うことにより、関節部に連続する骨部間に結合した筋の筋張力を算出する。

【0072】

ここで、付加荷重Fが関節部に作用している場合、仮想仕事の原理により、下記式(5)が成り立つ。

【0073】

$$J^T F + \dots = L^T m \dots \text{式(5)}$$

$$m = (L^T)^{-1} (J^T F + \dots) \dots \text{式(6)}$$

10

【0074】

式(5)および式(6)中、Jは、関節角ヤコビアン(位置と関節角の微分関係)を示し、Lは、筋ヤコビアン(関節角と筋長の微分関係)を示し、mは、筋張力を示す。上記式(5)において、 L^T の逆行列を左辺に乗算することによって(式(6)参照)、第2算出部12Cは、筋張力mを算出する。

【0075】

なお、第2算出部12Cは、式(6)および式(6)中の関節角ヤコビアン(J)については、付加荷重(ベクトル)を関節角(ベクトル)で偏微分することによって得ればよい。

【0076】

20

以上の処理により、第2算出部12Cは、第1算出部12Bが算出した位置関係(筋骨格モデル)に基づいて、逆動力計算を行うことによって、関節部に筋によって作用する作用力(筋張力や、関節部に作用するトルク)を算出する。

【0077】

なお、第2算出部12Cは、筋の物理モデルとして、より実際の筋を模擬した粘弾性モデルを仮定することによって、作用力を算出してよい。

【0078】

次に、第3算出部12Fについて説明する。

【0079】

第3算出部12Fは、構築部12Eが構築した三次元形状と、前記関係特性と、第2算出部12Cが算出した作用力と、に基づいて、関節部に作用する第1応力を算出する。本実施の形態では、第3算出部12Fは、構築部12Eが構築した第1力学モデルと、第2算出部12Cが算出した作用力と、に基づいて、関節部に作用する第1応力を算出する場合を説明する。すなわち、第3算出部12Fは、骨部と関節部との接触面における各要素(FEMにおける各要素)ごとに第1応力を算出する。

30

【0080】

具体的には、第3算出部12Fは、第2算出部12Cによる逆動力計算によって算出された、筋張力および関節部に作用するトルクを、第1力学モデルに対する外荷重の境界条件として与える。これにより、第3算出部12Fは、関節部を構造解析し、骨部と関節部との接触面である軟骨部に作用する第1応力を算出する。第1応力の算出には、公知の有限要素法(FEM)を用いた数値解析を用いればよい。

40

【0081】

また、第3算出部12Fは、骨部と関節部との接触面における各要素の第1応力を算出することによって、関節部(すなわち、骨部と関節部との接触面)に作用する第1応力の分布を算出する。

【0082】

生成部12Gは、第3算出部12Fで算出された、関節部に作用する第1応力を示す第1応力画像を含む解析画像を生成する。第1応力画像は、被検体の骨部と関節部との接触面における第1応力の作用する応力領域を、第1応力の強さに応じた色濃度で示した応力画像である。なお、本実施の形態では、色濃度は、色および濃度の少なくとも一方を示す

50

。

【0083】

本実施の形態では、生成部12Gは、骨部の三次元形状を示す骨部画像に、骨部と関節部との接触面における第1応力の作用する応力領域を、第1応力の強さに応じた色濃度で示す応力画像を、第1応力画像として生成する。

【0084】

受付部12Dは、入力部14Aからユーザによる各種操作指示を受付ける。

【0085】

表示制御部12Hは、生成部12Gが生成した第1応力画像30を含む解析画像34を、表示部14Bに表示する制御を行う(図3~図6参照)。

10

【0086】

図3は、解析画像34の一例を示す図である。例えば、解析画像34は、第1力学モデル画像32と、第1応力画像30と、を含む。なお、解析画像34は、少なくとも第1応力画像30を含む画像であればよい。解析画像34が第1力学モデル画像32を含む場合、生成部12Gは第1力学モデル画像32を生成し、第1力学モデル画像32と第1応力画像30を含む解析画像34を生成すればよい。

【0087】

第1応力画像30は、骨部画像40と、骨部と関節部との接触面における第1応力の作用する応力領域42を、作用する第1応力の強さに応じた色濃度で示した応力画像である。図3に示す例では、応力領域42は、第1応力が「0」であることを示す色濃度で示されている。

20

【0088】

なお、第1応力画像30は、第1応力の強さに対応する色濃度を示すゲージ36を更に含んでいてもよい。

【0089】

ゲージ36は、例えば、第1応力の強さに対応する色濃度の一覧と、各色濃度に対応する第1応力の値と、を対応づけて表示したものである。すなわち、図3に示す例では、応力領域42は、ゲージ36に示される、第1応力が「0」であることを示す色濃度(36₁₄)、で示されている。このため、ユーザは第1応力画像30を視認することにより、応力領域42に値「0」の第1応力が作用していることを、容易に確認することができる。

30

。

【0090】

解析画像34は、第1力学モデルを示す第1力学モデル画像32を更に含んでいてもよい。第1力学モデル画像32は、形状モデル画像44と、ゲージ38と、を含む。

【0091】

形状モデル画像44は、骨部と関節部との接触面に作用する第1応力の分布および強さが、同じ解析画像34に含まれる第1応力画像30に示される第1応力の分布および強さであるときの、骨部と関節部との位置関係を三次元形状で示す画像である。

【0092】

ゲージ38は、荷重と変形との関係特性の強さに応じた色濃度の一覧と、各色濃度に対応する関係特性の値と、を対応づけて表示した画像である。形状モデル画像44には、荷重と変形との関係特性の値に応じた色濃度が付与されている。

40

【0093】

生成部12Gが、第1応力画像30を含む解析画像34を生成することで、表示部14Bには、例えば、図3に示す解析画像34が表示される。このため、画像解析装置10は、骨部と関節部との接触面における第1応力の作用する応力領域42を、第1応力の強さに応じた色濃度で示した第1応力画像30を表示することができる。よって、画像解析装置10は、骨部と関節部との接触面における、各強さの第1応力の作用する位置や範囲を、ユーザに対して解り易く提供することができる。

【0094】

50

また、生成部 1 2 G が、第 1 応力画像 3 0 と、第 1 力学モデル画像 3 2 と、を含む解析画像 3 4 を生成することで、表示部 1 4 B には、例えば、図 3 に示す解析画像 3 4 が表示される。このため、画像解析装置 1 0 は、第 1 応力画像 3 0 によって示される第 1 応力が作用しているときの、関節部 2 4 と骨部 2 2 との位置関係を解り易く提供することができる。

【 0 0 9 5 】

ここで、生成部 1 2 G は、関節部 2 4 と骨部 2 2 との位置関係を変化させ、位置関係の変化に応じた第 1 応力画像 3 0 および第 1 力学モデル画像 3 2 を生成してもよい。

【 0 0 9 6 】

例えば、生成部 1 2 G は、関節部 2 4 と骨部 2 2 との位置関係が、関節部 2 4 を中心とした関節部 2 4 に連続する 2 つの骨部 2 2 の成す角度（関節角）を、 180° から 45° の間で変化させたときの、関節部 2 4 に作用する第 1 応力を算出するように、第 1 算出部 1 2 B、構築部 1 2 E、第 2 算出部 1 2 C、および第 3 算出部 1 2 F を制御する。そして、生成部 1 2 G は、関節角に応じた、第 1 応力の分布を第 3 算出部 1 2 F から取得する。

【 0 0 9 7 】

なお、第 1 取得部 1 2 A が取得した時系列の CT 画像が、関節角を変化させた（例えば、 180° から 45° などの間で変化させた）画像であったとする。この場合、第 1 取得部 1 2 A で取得した時系列の CT 画像の各々を用いて、第 1 算出部 1 2 B、第 2 算出部 1 2 C、構築部 1 2 E、および第 3 算出部 1 2 F が上記処理を行い、各関節角に応じた第 1 応力の分布を算出する。このため、この場合には、生成部 1 2 G は、関節角に応じた第 1 応力の分布を、第 3 算出部 1 2 F から取得すればよい。

【 0 0 9 8 】

そして、生成部 1 2 G は、各関節角に応じた第 1 応力画像 3 0 を生成する。表示制御部 1 2 H は、生成部 1 2 G で生成された第 1 応力画像 3 0 を含む解析画像 3 4 を、表示部 1 4 B に表示する。このとき、生成部 1 2 G は、第 1 力学モデル画像 3 2 を生成し、第 1 応力画像 3 0 と第 1 力学モデル画像 3 2 を含む解析画像 3 4 を生成してもよい。

【 0 0 9 9 】

この場合、表示制御部 1 2 H が解析画像 3 4 を表示部 1 4 B に表示することによって、例えば、図 3、図 4、図 5 に示す解析画像 3 4 が表示部 1 4 B に表示される。

【 0 1 0 0 】

図 3 は、関節部 2 4 に連続する 2 つの骨部 2 2 A と骨部 2 2 B との成す角度（関節角）が約 180° であるときの第 1 力学モデル画像 3 2 A と、第 1 応力画像 3 0 A と、を含む解析画像 3 4 A の一例を示す図である。図 3 に示す例では、応力領域 4 2 は、ゲージ 3 6 に示される、第 1 応力が「0」であることを示す色濃度（ 36_{14} ）、で示されている。

【 0 1 0 1 】

図 4 は、関節部 2 4 に連続する 2 つの骨部 2 2 A と骨部 2 2 B との成す角度（関節角）が約 120° であるときの第 1 力学モデル画像 3 2 B と、第 1 応力画像 3 0 B と、を含む解析画像 3 4 B の一例を示す図である。図 4 に示す例では、骨部と関節部との接触面における、応力領域 4 2₁ は、第 1 応力「 8×10^{-1} 」を示す色濃度 36_1 で示されている。また、応力領域 4 2₅ は、第 1 応力「 5.333×10^{-1} 」を示す色濃度 36_5 で示されている。また、応力領域 4 2₈ は、第 1 応力「 4.0×10^{-1} 」を示す色濃度 36_8 で示され、最も外側の応力領域 4 2₁₄ は、第 1 応力「0」を示す色濃度 36_{14} で示されている。

【 0 1 0 2 】

また、図 4 では、解析画像 3 4 B に含まれる第 1 力学モデル画像 3 2 B は、骨部 2 2 A と骨部 2 2 B との成す角度が約 120° であることを示す画像となっている。

【 0 1 0 3 】

図 5 は、関節部 2 4 に連続する 2 つの骨部 2 2 A と骨部 2 2 B との成す角度（関節角）が約 90° であるときの第 1 力学モデル画像 3 2 C と、第 1 応力画像 3 0 C と、を含む解析画像 3 4 C の一例を示す図である。図 4 と同様に、図 5 に示す例では、各応力領域 4 2

が、作用する第1応力の強さに応じた色濃度で表されている。なお、図4に示す応力領域42の色濃度に比べて、図5に示す応力領域42では、第1応力の強い領域の範囲が大きくなっている。

【0104】

このように、生成部12Gが、関節部24と骨部22との位置関係の変化に応じた第1応力画像30（第1応力画像30A、30B、30C）や、第1力学モデル画像32（第1力学モデル画像32A、32B、32C）を生成する。そして、表示制御部12Hは、これらの位置関係の変化に応じた第1応力画像30（第1応力画像30A、30B、30C）や、第1力学モデル画像32（第1力学モデル画像32A、32B、32C）を、表示部14Bに表示する。

10

【0105】

このため、画像解析装置10は、関節部24と骨部22との位置関係の変化に応じた、骨部と関節部との接触面における、第1応力の強さや第1応力の作用する位置や範囲を、ユーザに対して解り易く提供することができる。

【0106】

なお、ユーザによる入力部14Aの操作によって、関節角が入力されたときに、生成部12Gは、入力された関節角に応じた第1応力画像30や第1力学モデル画像32を生成してもよい。そして、表示制御部12Hが、入力された関節角に応じて生成された第1応力画像30や第1力学モデル画像32を含む解析画像34を表示部14Bに表示してもよい。また、ユーザによる入力部14Aの操作によって、位置関係を変化させた解析画像の表示が指示された場合、表示制御部12Hは、生成された関節角に応じた第1応力画像30や第1力学モデル画像32を、関節角が大きい順または小さい順に順次切り替えて表示部14Bに表示してもよい。

20

【0107】

なお、表示制御部12Hは、ユーザによって指示された強さの第1応力の応力領域42を選択的に含む、第1応力画像30を表示部14Bに表示してもよい。

【0108】

この場合、例えば、表示制御部12Hが解析画像34を表示部14Bに表示しているときに、ゲージ36に示される所定の強さの第1応力がユーザによる入力部14Aの操作指示によって指示されたとする。受付部12Dは、ユーザによって指示された第1応力の強さを示す信号を、入力部14Aから受け付ける。

30

【0109】

表示制御部12Hは、第1応力画像30を含む解析画像34を表示部14Bに表示しているときに、受付部12Dから第1応力の強さを示す信号を受け付けると、表示している第1応力画像30における応力領域42の内、指示された強さの第1応力の作用する応力領域42のみを選択的に示す第1応力画像30を表示部14Bに表示する。

【0110】

この場合、例えば、図5に示す第1応力画像30Cが表示部14Bに表示されているときに、ユーザによる入力部14Aの操作指示によって、ゲージ36における第1応力「 8×10^{-1} 」を示す色濃度 36_1 の表示領域が指示されたとする。この場合、表示制御部12Hは、骨部と関節部との接触面における、色濃度 36_1 に対応する強さの第1応力「 8×10^{-1} 」の作用する応力領域 42_1 を、選択的に示した第1応力画像30Dを表示部14Bに表示すればよい（図6参照）。

40

【0111】

なお、表示制御部12Hは、ユーザによって指示された強さの第1応力の応力領域42を他の領域に比べて強調表示してもよい。

【0112】

また、表示制御部12Hは、ユーザによって指示された強度範囲の第1応力の応力領域42を選択的に含む、第1応力画像30を表示部14Bに表示してもよい。この場合には、表示制御部12Hは、ユーザによって指示された強度範囲の第1応力の作用する応力領

50

域 4 2 を選択的に示す第 1 応力画像 3 0 を、表示部 1 4 B に表示すればよい。

【 0 1 1 3 】

次に、画像解析装置 1 0 が実行する画像解析処理の手順を説明する。図 7 は、画像解析装置 1 0 が実行する画像解析処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【 0 1 1 4 】

まず、受付部 1 2 D が入力部 1 4 A から解析指示を受付けたか否かを判断する（ステップ S 1 0 0）。例えば、ユーザは、入力部 1 4 A を操作することによって、画像解析、または解析画像の表示を指示する。受付部 1 2 D は、入力部 1 4 A から画像解析を示す信号を受け付けると、解析指示を受付けたと判断する（ステップ S 1 0 0 : Y e s）。

【 0 1 1 5 】

ステップ S 1 0 0 で肯定判断すると（ステップ S 1 0 0 : Y e s）、第 1 取得部 1 2 A が C T 画像を取得する（ステップ S 1 0 2）。

【 0 1 1 6 】

次に、構築部 1 2 E が、ステップ S 1 0 2 で取得した C T 画像から、第 1 力学モデルを構築する（ステップ S 1 0 4）。

【 0 1 1 7 】

次に、第 1 算出部 1 2 B が、ステップ S 1 0 2 で取得した C T 画像を用いて、関節部に連続する骨部の位置関係を算出する（ステップ S 1 0 6）。

【 0 1 1 8 】

次に、第 2 算出部 1 2 C が、第 1 算出部 1 2 B が算出した位置関係から、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力を算出する（ステップ S 1 0 8）。

【 0 1 1 9 】

次に、第 3 算出部 1 2 F が、構築部 1 2 E がステップ S 1 0 4 で構築した第 1 力学モデルと、第 2 算出部 1 2 C がステップ S 1 0 8 で算出した作用力と、に基づいて、関節部に作用する第 1 応力を算出する（ステップ S 1 1 0）。

【 0 1 2 0 】

次に、生成部 1 2 G が、ステップ S 1 1 0 で算出した第 1 応力を示す第 1 応力画像を生成する（ステップ S 1 1 2）。本実施の形態では、上述したように、生成部 1 2 G は、第 1 応力画像を含む解析画像を生成する。

【 0 1 2 1 】

次に、生成部 1 2 G は、ステップ S 1 1 2 で生成した解析画像を記憶部 1 6 に記憶する（ステップ S 1 1 4）。そして、本ルーチンを終了する。なお、ステップ S 1 1 4 では、生成部 1 2 G は、ステップ S 1 1 2 で生成した解析画像を、該解析画像を識別する識別情報に対応づけて記憶部 1 6 に記憶することが好ましい。この識別情報は、例えば、ステップ S 1 0 2 で取得した C T 画像の被検体の被検体 I D、C T 画像の撮影日時、解析画像の生成日時、および該 C T 画像に含まれる関節部の関節角、の少なくとも 1 つを含むことが好ましい。この場合、例えば、第 1 取得部 1 2 A は、C T 画像と共に、該 C T 画像の被検体の被検体 I D と、C T 画像の撮影日時と、を取得すればよい。そして、生成部 1 2 G は、該被検体 I D および撮影日時を、識別情報として用いればよい。また、生成部 1 2 G は、解析画像に含まれる第 1 応力画像に含まれる関節部の関節角を、第 2 算出部 1 2 C から受け付けばよい。そして、生成部 1 2 G は、受け付けた関節角を識別情報として用いればよい。

【 0 1 2 2 】

一方、上記ステップ S 1 0 0 で受付部 1 2 D が否定判断すると（ステップ S 1 0 0 : N o）、ステップ S 1 1 6 へ進む。例えば、受付部 1 2 D は、入力部 1 4 A から解析画像の表示を示す信号を受け付けると、ステップ S 1 0 0 で否定判断する。次に、受付部 1 2 D は、表示指示を受付けたか否かを判断する。例えば、受付部 1 2 D は、入力部 1 4 A から解析画像の表示指示を受付けたか否かを判断する。ステップ S 1 1 6 で肯定判断すると（ステップ S 1 1 6 : Y e s）、ステップ S 1 1 8 へ進む。一方、ステップ S 1 1 6 で否定判断すると（ステップ S 1 1 6 : N o）、本ルーチンを終了する。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 3 】

次に、表示制御部 1 2 H は、記憶部 1 6 に記憶されている解析画像を読み取る（ステップ S 1 1 8）。そして、表示制御部 1 2 H は、読み取った解析画像を表示部 1 4 B に表示する制御を行う（ステップ S 1 2 0）。そして、本ルーチンを終了する。

【 0 1 2 4 】

なお、ステップ S 1 1 8 の処理において、表示制御部 1 2 H は、記憶部 1 6 に記憶されている解析画像の一覧、および解析画像に対応する識別情報の一覧、の少なくとも一方を読み取り、表示部 1 4 B に表示してもよい。そして、ユーザは、入力部 1 4 A を操作することにより、表示対象の解析画像または表示対象の解析画像に対応する識別情報を選択する。受付部 1 2 D が、表示対象の解析画像または識別情報を示す信号を入力部 1 4 A から受け付けると、表示制御部 1 2 H は、受け付けた解析画像を示す信号、または受け付けた識別情報を示す信号に対応する解析画像を記憶部 1 6 から読み取り、表示部 1 4 B に表示してもよい。

10

【 0 1 2 5 】

なお、図 7 に示す画像解析処理の手順は一例であり、画像解析装置 1 0 が実行する画像解析処理の手順は、図 7 に示す順序に限定されない。例えば、ステップ S 1 0 6 ~ ステップ S 1 0 8 の処理を行った後に、ステップ S 1 0 4 の処理を行ってもよい。また、ステップ 1 0 4 の処理と、ステップ S 1 0 6 ~ ステップ S 1 0 8 の処理と、を並列して行ってもよい。

【 0 1 2 6 】

以上説明したように、本実施の形態の画像解析装置 1 0 は、第 1 取得部 1 2 A と、構築部 1 2 E と、第 1 算出部 1 2 B と、第 2 算出部 1 2 C と、第 3 算出部 1 2 F と、を備える。第 1 取得部 1 2 A は、被検体の関節部および関節部に連続する骨部に関する画像を取得する。構築部 1 2 E は、画像から、骨部および関節部の三次元形状と、骨部および関節部における荷重と変形との関係特性と、を構築する。第 1 算出部 1 2 B は、関節部に連続する骨部の位置関係を算出する。第 2 算出部 1 2 C は、位置関係から、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力を算出する。第 3 算出部 1 2 F は、骨部および関節部の三次元形状と、荷重と変形との関係特性と作用力と、に基づいて、関節部に作用する第 1 応力を算出する。

20

【 0 1 2 7 】

このように、本実施の形態の画像解析装置 1 0 では、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力と、第 1 力学モデルと、を用いて、関節部に作用する第 1 応力を算出する。このため、本実施の形態の画像解析装置 1 0 では、筋によって作用する力を加味した、関節部に作用する応力を算出することができる。

30

【 0 1 2 8 】

従って、本実施の形態の画像解析装置 1 0 では、被検体の関節部に作用する応力を高精度に算出することができる。

【 0 1 2 9 】

（第 2 の実施の形態）

本実施の形態では、人工関節に作用する第 2 応力を更に算出する場合を説明する。また、本実施の形態では、人工関節模型を造形する場合を説明する。

40

【 0 1 3 0 】

図 8 は、本実施の形態の画像解析装置 1 1 A の構成図である。画像解析装置 1 1 A は、外部装置 1 8 に接続されている。外部装置 1 8 は、第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 1 3 1 】

画像解析装置 1 1 A は、制御部 1 3 と、UI 部 1 4 と、記憶部 1 6 と、造形部 1 5 と、を備える。UI 部 1 4、記憶部 1 6、造形部 1 5、および外部装置 1 8 は、制御部 1 3 にデータや信号授受可能に接続されている。

【 0 1 3 2 】

UI 部 1 4 および記憶部 1 6 は、第 1 の実施の形態と同様である。

50

【 0 1 3 3 】

造形部 1 5 は、三次元造形物を製造する公知の装置である。造形部 1 5 は、三次元造形物を造形可能な装置であればよい。造形部 1 5 は、例えば、熱溶解積層方式、粉末固着方式の何れであってもよい。

【 0 1 3 4 】

なお、本実施の形態では、造形部 1 5 が造形に用いる材料は、人間の骨部や関節部や軟骨部の機械的特性の取り得る範囲を満たす材料であることが好ましい。

【 0 1 3 5 】

制御部 1 3 は、画像解析装置 1 1 A を制御する。制御部 1 3 は、第 1 取得部 1 2 A と、第 1 算出部 1 3 B と、第 2 算出部 1 3 C と、第 1 制御部 1 3 D と、受付部 1 2 D と、構築部 1 2 E と、第 3 算出部 1 2 F と、第 2 取得部 1 3 E と、第 4 算出部 1 3 F と、生成部 1 3 G と、表示制御部 1 3 H と、造形制御部 1 3 I と、を含む。

10

【 0 1 3 6 】

第 1 取得部 1 2 A、第 1 算出部 1 3 B、第 2 算出部 1 3 C、第 1 制御部 1 3 D、受付部 1 2 D、構築部 1 2 E、第 3 算出部 1 2 F、第 2 取得部 1 3 E、第 4 算出部 1 3 F、生成部 1 3 G、表示制御部 1 3 H、および造形制御部 1 3 I の一部またはすべては、例えば、CPU などの処理装置にプログラムを実行させること、すなわち、ソフトウェアにより実現してもよいし、IC などのハードウェアにより実現してもよいし、ソフトウェアおよびハードウェアを併用して実現してもよい。

【 0 1 3 7 】

第 1 取得部 1 2 A、受付部 1 2 D、構築部 1 2 E、および第 3 算出部 1 2 F は、第 1 の実施の形態と同様である。このため、第 1 取得部 1 2 A、受付部 1 2 D、構築部 1 2 E、および第 3 算出部 1 2 F については、説明を簡略化して説明する。

20

【 0 1 3 8 】

第 1 取得部 1 2 A は、被検体の関節部および関節部に連続する骨部に関する画像（本実施の形態では、CT 画像である場合を説明する）を取得する。第 1 取得部 1 2 A は、取得した CT 画像を、第 1 算出部 1 3 B、および構築部 1 2 E へ出力する。

【 0 1 3 9 】

構築部 1 2 E は、第 1 取得部 1 2 A が取得した CT 画像から、第 1 力学モデルを構築する。

30

【 0 1 4 0 】

第 1 算出部 1 3 B は、第 1 の実施の形態の第 1 算出部 1 2 B と同様に、第 1 取得部 1 2 A から受け付けた CT 画像を用いて、関節部に連続する骨部の位置関係を算出し、筋骨格モデルを生成する。上述したように、位置関係は、関節部に連続する骨部間の関節部を中心とする角度（関節角）や、骨部の中心座標系、慣性モーメント、骨部の質量、筋ヤコビアン、などを含む。なお、第 1 の実施の形態で説明したように、慣性モーメント、および骨部の質量、筋ヤコビアンは、制御部 1 3 で予め標準的な値を算出し、予め記憶部 1 6 に記憶してもよい。そして、第 1 算出部 1 3 B は、記憶部 1 6 に記憶されている、慣性モーメント、および骨部の質量、筋ヤコビアンを用いてもよい。

【 0 1 4 1 】

本実施の形態では、第 1 算出部 1 3 B は、第 1 取得部 1 2 A で取得した CT 画像から筋部を抽出する。第 1 算出部 1 3 B は、CT 画像から、軟組織（筋部）を示す CT 値の領域を抽出することで、筋部領域を抽出する。そして、第 1 算出部 1 3 B は、抽出した筋部領域の筋部の、骨部に対する起始部と停止部を含む特徴点から、筋部の長さを示す特徴量を更に算出する。

40

【 0 1 4 2 】

そして、第 1 算出部 1 3 B は、関節部と骨部の三次元形状を示す骨関節形状モデルに、筋部の三次元形状を配置し、算出した位置関係を付与することによって、筋骨格モデルを生成する。また、第 1 算出部 1 3 B は、筋骨格モデルにおける、対応する筋部に相当する位置に、該筋部の長さを示す特徴量を付与する。

50

【 0 1 4 3 】

第2算出部13Cは、第1算出部13Bが算出した位置関係と、筋部の長さを示す特徴量と、を用いて、関節部に連続する複数の骨部に筋によって作用する作用力を算出する。

【 0 1 4 4 】

本実施の形態では、第2算出部13Cは、骨部に結合した筋の筋張力、関節部に作用するトルク、および、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性の少なくとも一つを、作用力として算出する。なお、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性は、例えば、骨部に付着する軟組織（腱や軟骨など）の硬さである。

【 0 1 4 5 】

具体的には、第2算出部13Cは、第1算出部13Bが算出した位置関係と特徴量と、を用いて、第1の実施の形態の第2算出部12Cと同様にして逆動力学計算を行うことによって、関節部に筋によって作用する作用力を算出する。

10

【 0 1 4 6 】

具体的には、第2算出部13Cは、関節部に連続する骨部間に結合した筋の筋張力や、関節部に作用するトルクについては、第1の実施の形態の第2算出部12Cと同様にして算出する。

【 0 1 4 7 】

本実施の形態では、第2算出部13Cは、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性（例えば、腱や軟骨の硬さ）については、筋部の長さを示す特徴量を用いて、逆動力学計算を行うことによって算出する。なお、第2算出部13Cは、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性については、予め記憶部16に記憶した、標準の硬さ（骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性）を読取ることによって算出してもよい。

20

【 0 1 4 8 】

以上の処理により、第2算出部13Cは、第1算出部13Bが算出した位置関係および特徴量に基づいて、逆動力学計算を行うことによって、関節部に筋によって作用する作用力（筋張力、関節部に作用するトルク、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性）を算出する。

【 0 1 4 9 】

第3算出部12Fは、構築部12Eが構築した第1力学モデルと、第2算出部13Cが算出した作用力と、に基づいて、関節部に作用する第1応力を算出する。すなわち、第3算出部12Fは、第1の実施の形態と同様に、骨部と関節部との接触面における各要素（FEMにおける各要素）の第1応力を算出する。

30

【 0 1 5 0 】

第2取得部13Eは、人工関節モデルを取得する。人工関節モデルは、人工関節の三次元形状と、人工関節の骨部に対する設置位置と、を示す。なお、人工関節モデルは、人工関節の硬さなどのパラメータを更に含んでもよい。

【 0 1 5 1 】

第2取得部13Eは、例えば、入力部14Aから人工関節モデルを取得する。例えば、ユーザは入力部14Aを操作することで、人工関節の三次元形状や設置位置を入力する。なお、画像解析装置11Aでは、公知の画像作成ソフトウェアなどを用いて、ユーザによる入力部14Aの操作により、人工関節の三次元形状や設置位置を生成してもよい。そして、第2取得部13Eは、入力部14Aから人工関節モデルを取得する。なお、予め記憶部16に人工関節モデルを記憶してもよい。この場合、第2取得部13Eは、記憶部16から人工関節モデルを取得してもよい。また、表示制御部13Hが、記憶部16に記憶されている人工関節モデルの一覧を表示部14Bに表示してもよい。そして、ユーザによる入力部14Aの操作指示によって、表示された人工関節モデルの一覧の中から所望の人工関節モデルが選択されたときに、第2取得部13Eは、選択された人工関節モデルを取得してもよい。

40

【 0 1 5 2 】

図9は、人工関節モデル23の一例を模式的に示す図である。例えば、人工関節モデル

50

23は、骨部22Cに装着する人工関節23C(図9(A)参照)と、骨部22Dに装着する人工関節23D(図9(B)参照)と、の三次元形状を含む。これらの人工関節23Cおよび人工関節23Dは、例えば、骨部22Cおよび骨部22Dに対して、図9(C)に示す設置位置に設置される。

【0153】

ユーザは、入力部14Aを操作することによって、人工関節モデル23の三次元形状や、骨部22に対する人工関節の設置位置を入力する。これにより、第2取得部13Eは、人工関節モデルを取得する。

【0154】

なお、人工関節モデル23における、人工関節の三次元形状や設置位置は、ユーザによる入力部14Aの操作指示によって、適宜変更可能である。

10

【0155】

図8に戻り、第4算出部13Fは、構築部12Eが構築した第1力学モデルから関節部の形状モデルを削除し、該関節部の形状モデルに代えて、第2取得部13Eが取得した人工関節モデルを加えた第2力学モデルを構築する。そして、第4算出部13Fは、構築した第2力学モデルと、第2算出部13Cが算出した作用力と、に基づいて、人工関節に作用する第2応力を算出する。

【0156】

詳細には、第4算出部13Fは、第1力学モデルに含まれる、骨部および関節部の三次元形状を示す骨関節形状モデルから、関節部の三次元形状を示す形状モデルを削除する。そして、第4算出部13Fは、関節部の形状モデルを除いた骨関節形状モデルにおける、人工関節モデルによって示される設置位置に、人工関節モデルによって示される人工関節の三次元形状を配置する。これにより、第4算出部13Fは、第2力学モデルを構築する。

20

【0157】

そして、第4算出部13Fは、第2力学モデルと、第2算出部13Cが算出した作用力と、に基づいて、第3算出部12Fと同様にして、骨部と人工関節との接触面における各要素(FEMにおける各要素)の第2応力を算出する。

【0158】

なお、受付部12Dが、人工関節の三次元形状と、設置位置と、の少なくとも1つの変更指示を受け付けたとする。この場合、第4算出部13Fは、第1力学モデルに、受け付けた変更指示によって変更された人工関節の三次元形状および設置位置の少なくとも一方を示す人工関節モデルを加えた第2力学モデルを再構築する。すなわち、第4算出部13Fは、受付部12Dが受け付けた変更指示に応じて、人工関節の三次元形状および設置位置の少なくとも一方を変更した第2力学モデルを再構築する。そして、第4算出部13Fは、再構築した第2力学モデルと、第2算出部13Cが算出した作用力と、に基づいて、第3算出部12Fと同様にして、第2応力を算出する。

30

【0159】

第1制御部13Dは、第4算出部13Fで算出された第2応力が、第3算出部12Fが算出した第1応力未満となるまで、変更指示の受付と、受け付けた変更指示に応じた第2応力の算出と、をこの順に繰り返し実行するように、受付部12Dおよび第4算出部13Fを制御する。

40

【0160】

第1制御部13Dは、例えば、骨部と人工関節との接触面の全ての要素について、要素ごとに算出された第2応力が、同じ要素に対応する第1応力未満となるまで、受付部12Dおよび第4算出部13Fの制御を繰り返し実行する。なお、第1制御部13Dは、骨部と人工関節との接触面における全要素の少なくとも1要素について、要素ごとに算出された第2応力が、同じ要素に対応する第1応力未満となるまで、上記受付部12Dおよび第4算出部13Fの制御を繰り返し実行してもよい。

【0161】

50

第2応力が第1応力未満となる状態は、人工関節によって関節部に作用する応力が低減された状態を示す。

【0162】

造形制御部13Iは、造形部15による造形を制御する。本実施の形態では、造形制御部13Iは、第2応力が第1応力未満であるときに、該第2応力の算出に用いた第2力学モデルに含まれる人工関節モデルに応じた三次元形状の人工関節模型を造形するように、造形部15を制御する。

【0163】

このため、造形部15は、造形制御部13Iの制御によって、関節部に作用する応力の低減された三次元形状の人工関節模型を造形する。

10

【0164】

なお、造形制御部13Iは、第2応力が第1応力未満であるときに、該第2応力の算出に用いた第2力学モデルに含まれる骨関節形状モデル（関節部の三次元形状は含まない）に応じた三次元形状の骨部の骨部模型と、人工関節モデルに応じた三次元形状の人工関節模型と、の双方を造形するように、造形部15を制御してもよい。

【0165】

生成部13Gは、第1応力画像と、第2応力画像と、を含む解析画像を生成する。

【0166】

第1応力画像は、第1の実施の形態で説明したように、第3算出部12Fで算出された、関節部に作用する第1応力を示す画像である。すなわち、第1応力画像は、被検体の骨部と関節部との接触面における第1応力の作用する応力領域を、第1応力の強さに応じた色濃度で示した応力画像である。なお、第1の実施の形態と同様に、色濃度は、色および濃度の少なくとも一方を示す。

20

【0167】

第2応力画像は、第4算出部13Fで算出された、人工関節に作用する第2応力を示す画像である。すなわち、第2応力画像は、被検体の骨部と、人工関節と、の接触面における第2応力の作用する応力領域を、第2応力の強さに応じた色濃度で示した応力画像である。

【0168】

なお、生成部13Gは、第4算出部13Fで算出された第2応力が、第3算出部12Fで算出された第1応力未満であるときの該第2応力を示す画像を、第2応力画像として生成することが好ましい。

30

【0169】

表示制御部13Hは、生成部13Gが生成した、第1応力画像30および第2応力画像52を含む解析画像51を、表示部14Bに表示する制御を行う（図10～図14参照）。

【0170】

図10は、解析画像51の一例を示す図である。例えば、解析画像51は、第1応力画像30と、第2応力画像52と、を含む。

【0171】

第1応力画像30は、第1の実施の形態でも説明したように、骨部画像40と、骨部と関節部との接触面における第1応力の作用する応力領域42を、作用する第1応力の強さに応じた色濃度で示した応力画像である。また、第1応力画像30は、第1応力の強さに対応する色濃度を示すゲージ36を更に含んでもよい。

40

【0172】

第2応力画像52は、骨部画像40と、骨部と人工関節との接触面における第2応力の作用する応力領域43を、作用する第2応力の強さに応じた色濃度で示した応力画像である。また、第2応力画像52は、第2応力の強さに対応する色濃度を示すゲージ37を更に含んでもよい。

【0173】

50

このように、第1応力画像30と第2応力画像52とを含む解析画像51を表示部14Bに表示することによって、手術前(人工関節挿入前)に関節部にかかる応力と、手術後(人工関節挿入後)に人工関節にかかる応力と、を並べて表示することができる。

【0174】

図11は、解析画像51の他の形態を示す模式図である。解析画像51は、第1力学モデルを示す第1力学モデル画像32と、第2力学モデルを示す第2力学モデル画像35と、の少なくとも一方を更に含んでいてもよい。

【0175】

第1力学モデル画像32は、第1の実施の形態で説明したように、形状モデル画像44と、ゲージ38と、を含む。

10

【0176】

形状モデル画像44は、骨部と関節部との接触面に作用する第1応力の分布および強さが、同じ解析画像51に含まれる第1応力画像30に示される第1応力の分布および強さであるときの、骨部22(22A、22B)と関節部24との位置関係を三次元形状で示す画像である。

【0177】

ゲージ38は、荷重と変形との関係特性の強さに応じた色濃度の一覧と、各色濃度に対応する関係特性の値と、を対応づけて表示した画像である。形状モデル画像44には、荷重と変形との関係特性の値に応じた色濃度が付与されている。

【0178】

20

第2力学モデル画像35は、形状モデル画像45と、ゲージ39と、を含む。

【0179】

形状モデル画像45は、骨部と人工関節との接触面に作用する第2応力の分布および強さが、同じ解析画像51に含まれる第2応力画像52に示される第2応力の分布および強さであるときの、骨部22(22A、22B)と人工関節25との位置関係を三次元形状で示す画像である。

【0180】

ゲージ39は、荷重と変形との関係特性の強さに応じた色濃度の一覧と、各色濃度に対応する関係特性の値と、を対応づけて表示した画像である。形状モデル画像45には、荷重と変形との関係特性の値に応じた色濃度が付与されている。

30

【0181】

生成部13Gが、第1応力画像30と、第1力学モデル画像32と、第2応力画像52と、第2力学モデル画像35と、を含む解析画像51を生成することで、表示部14Bには、例えば、図11に示す解析画像51Aが表示される。

【0182】

ここで、生成部13Gは、関節部24と骨部22、および人工関節25と骨部22との位置関係を変化させ、位置関係の変化に応じた第1応力画像30、第1力学モデル画像32、第2応力画像52、および第2力学モデル画像35を生成してもよい。

【0183】

例えば、生成部13Gは、関節部24と骨部22、および人工関節25と骨部22との位置関係が、関節角を、180°から45°の間で変化させたときの、関節部24に作用する第1応力、および人工関節25に作用する第2応力を算出するように、第1算出部13B、構築部12E、第2算出部13C、第3算出部12F、第2取得部13E、第4算出部13F、および第1制御部13Dを制御する。そして、生成部13Gは、関節角に応じた、第1応力の分布を第3算出部12Fから取得する。また、生成部13Gは、関節角に応じた、第2応力の分布を第4算出部13Fから取得する。

40

【0184】

なお、第1取得部12Aが取得した時系列のCT画像が、関節角を変化させた(例えば、180°から45°などの間で変化させた)画像であったとする。この場合、第1取得部12Aで取得した時系列のCT画像の各々を用いて、第1算出部13B、構築部12E

50

、第2算出部13C、第3算出部12F、第2取得部13E、第4算出部13F、および第1制御部13Dが上記処理を行い、各関節角に応じた第1応力の分布および第2応力の分布を算出する。このため、この場合には、生成部13Gは、関節角に応じた第1応力の分布を第3算出部12Fから取得し、第2応力の分布を第4算出部13Fから取得すればよい。

【0185】

そして、生成部13Gは、各関節角に応じた第1応力画像30および第2応力画像52を生成する。表示制御部13Hは、生成部13Gで生成された第1応力画像30および第2応力画像52を含む解析画像51を、表示部14Bに表示する。このとき、生成部13Gは、第1力学モデル画像32および第2力学モデル画像35を生成し、第1応力画像30と、第1力学モデル画像32と、第2応力画像52と、第2力学モデル画像35と、を含む解析画像51を生成してもよい。

10

【0186】

この場合、表示制御部13Hが解析画像51を表示部14Bに表示することによって、例えば、図11、図12、図13に示す解析画像51が表示部14Bに表示される。

【0187】

図11は、関節角が約180°であるときの第1力学モデル画像32Aと、第1応力画像30Aと、第2応力画像52Aと、第2力学モデル画像35Aと、を含む解析画像51Aの一例を示す図である。図11に示す例では、応力領域42は、ゲージ36に示される、第1応力「0」を示す色濃度(36₁₄)、で示されている。また、応力領域43は、第2応力「0」を示す色濃度(37₁₄)で示されている。

20

【0188】

図12は、関節角が約120°であるときの、第1力学モデル画像32Bと、第1応力画像30Bと、第2応力画像52Bと、第2力学モデル画像35Bと、を含む解析画像51Bの一例を示す図である。

【0189】

図12に示す例では、骨部と関節部との接触面における、応力領域42₁は、第1応力「 8×10^{-1} 」を示す色濃度36₁で示され、応力領域42₅は、第1応力「 5.333×10^{-1} 」を示す色濃度36₅で示され、応力領域42₈は、第1応力「 4.0×10^{-1} 」を示す色濃度36₈で示され、最も外側の応力領域42₁₄は第1応力「0」を示す色濃度36₁₄で示されている。

30

【0190】

また、図12に示す例では、骨部と人工関節との接触面における、応力領域43₁は、第2応力「 8×10^{-1} 」を示す色濃度37₁で示され、応力領域43₅は、第2応力「 5.333×10^{-1} 」を示す色濃度37₅で示され、応力領域43₈は、第2応力「 4.0×10^{-1} 」を示す色濃度37₈で示され、最も外側の応力領域43₁₄は第2応力「0」を示す色濃度37₁₄で示されている。

【0191】

図12に示すように、第1応力画像30Bの示す第1応力の作用する応力領域42に比べて、第2応力画像52Bの示す第2応力の作用する応力領域43は、作用する応力の強さが弱く、また、強い応力の作用する範囲が狭い。また、図12では、解析画像51Bに含まれる第1力学モデル画像32Bおよび第2力学モデル画像35Bは、骨部22Aと骨部22Bとの成す角度が約120°であることを示す画像となっている。

40

【0192】

図13は、関節角が約90°であるときの第1力学モデル画像32Cと、第1応力画像30Cと、第2応力画像52Cと、第2力学モデル画像35Cと、を含む解析画像51Cの一例を示す図である。図13に示す例では、図12と同様に、各応力領域42および応力領域43が、作用する第1応力および第2応力の強さに応じた色濃度で表されている。なお、図12に示す応力領域42および応力領域43の色濃度に比べて、図13に示す応力領域42および応力領域43では、第1応力および第2応力の強い領域の範囲が広くな

50

っている。

【0193】

また、図13では、解析画像51Cに含まれる第1力学モデル画像32Cおよび第2力学モデル画像35Cは、骨部22Aと骨部22Bとの成す角度が約90°であることを示す画像となっている。

【0194】

このように、生成部13Gが、関節部24と骨部22との位置関係の変化に応じた第1応力画像30（第1応力画像30A、30B、30C）および第2応力画像52（第2応力画像52A、52B、52C）を生成する。このため、画像解析装置11Aは、骨部と関節部との接触面、および骨部と人工関節との接触面、の各々における、各強さの第1応力および第2応力の作用する位置や範囲を、ユーザに対して解り易く提供することができる。

10

【0195】

なお、第1の実施の形態の表示制御部12Hと同様に、表示制御部13Hは、ユーザによって指示された強さの第1応力の応力領域42および第2応力の応力領域43を選択的に含む、第1応力画像30および第2応力画像52を、表示部14Bに表示してもよい。

【0196】

また、第1の実施の形態の表示制御部12Hと同様に、表示制御部13Hは、ユーザによって指示された強さの範囲の第1応力の応力領域42および第2応力の応力領域43を選択的に含む、第1応力画像30および第2応力画像52を、表示部14Bに表示してもよい。

20

【0197】

次に、画像解析装置11Aが実行する画像解析処理の手順を説明する。図14は、画像解析装置11Aが実行する画像解析処理の手順を示すフローチャートである。

【0198】

まず、受付部12Dが入力部14Aから解析指示を受け付けたか否かを判断する（ステップS200）。例えば、ユーザは、入力部14Aを操作することによって、画像解析、解析画像の表示、または造形指示を指示する。受付部12Dは、入力部14Aから画像解析を示す信号を受け付けると、解析指示を受け付けたと判断する（ステップS200：Yes）。

30

【0199】

ステップS200で肯定判断すると（ステップS200：Yes）、第1取得部12AがCT画像を取得する（ステップS202）。

【0200】

次に、構築部12Eが、ステップS202で取得したCT画像から、第1力学モデルを構築する（ステップS204）。

【0201】

次に、第1算出部13Bが、ステップS202で取得したCT画像を用いて、関節部に連続する複数の骨部の位置関係を算出する（ステップS206）。

【0202】

次に、第1算出部13Bが、ステップS202で取得したCT画像から筋部を抽出する（ステップS208）。次に、第1算出部13Bは、抽出した筋部の、骨部に対する起始部と停止部を含む特徴点から、筋部の長さを示す特徴量を算出する（ステップS210）。そして、第1算出部13Bは、関節部と骨部の三次元形状を示す骨関節形状モデルに、筋部の三次元形状を配置し、算出した位置関係を付与することによって、筋骨格モデルを生成する。また、第1算出部13Bは、筋骨格モデルにおける、対応する筋部に相当する位置に、該筋部の長さを示す特徴量を付与する。

40

【0203】

次に、第2算出部13Cが、第1算出部13Bが算出した位置関係と、筋部の長さを示す特徴量と、を用いて、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力を算出する（

50

ステップS 2 1 2)。

【 0 2 0 4 】

次に、第 3 算出部 1 2 F が、構築部 1 2 E がステップ S 2 0 4 で構築した第 1 力学モデルと、第 2 算出部 1 3 C がステップ S 2 1 2 で算出した作用力と、に基づいて、関節部に作用する第 1 応力を算出する (ステップ S 2 1 4)。

【 0 2 0 5 】

次に、生成部 1 3 G が、ステップ S 2 1 4 で算出した第 1 応力を示す第 1 応力画像を生成する (ステップ S 2 1 6)。なお、ステップ S 2 1 6 において、生成部 1 3 G は、第 1 応力画像に対応する第 1 力学モデル画像も同時に生成してもよい。

【 0 2 0 6 】

次に、生成部 1 3 G は、生成した第 1 応力画像を記憶部 1 6 に記憶する (ステップ S 2 1 8)。なお、ステップ S 2 1 8 では、生成部 1 3 G は、ステップ S 2 1 6 で生成した第 1 応力画像を、該第 1 応力画像を識別する識別情報に対応づけて記憶部 1 6 に記憶することが好ましい。この識別情報は、例えば、ステップ S 2 0 2 で取得した C T 画像の被検体の被検体 I D、C T 画像の撮影日時、解析画像の生成日時、および該 C T 画像に含まれる関節部の関節角、の少なくとも 1 つを含むことが好ましい。

【 0 2 0 7 】

次に、第 2 取得部 1 3 E が、ユーザによる入力部 1 4 A の操作によって入力された人工関節モデルを取得する (ステップ S 2 2 0)。

【 0 2 0 8 】

次に、第 4 算出部 1 3 F が、構築部 1 2 E がステップ S 2 0 4 で構築した第 1 力学モデルから関節部の形状モデルを削除し、該関節部の形状モデルに代えて、ステップ S 2 2 0 で第 2 取得部 1 3 E が取得した人工関節モデルを加えた第 2 力学モデルを構築する (ステップ S 2 2 2)。そして、第 4 算出部 1 3 F は、構築した第 2 力学モデルと、第 2 算出部 1 3 C がステップ S 2 1 2 で算出した作用力と、に基づいて、人工関節に作用する第 2 応力を算出する (ステップ S 2 2 4)。

【 0 2 0 9 】

次に、第 1 制御部 1 3 D が、ステップ S 2 2 4 で算出された第 2 応力が、ステップ S 2 1 4 で算出された第 1 応力未満であるか否かを判断する (ステップ S 2 2 6)。

【 0 2 1 0 】

第 2 応力が第 1 応力以上である場合 (ステップ S 2 2 6 : N o)、ステップ S 2 3 2 へ進む。ステップ S 2 3 2 では、受付部 1 2 D が、人工関節の三次元形状と、設置位置と、の少なくとも 1 つの変更指示を受け付けるまで否定判断を繰り返す (ステップ S 2 3 2 : N o)。ステップ S 2 3 2 では、例えば、第 1 制御部 1 3 D が表示制御部 1 3 H を制御することによって、人工関節の三次元形状および設置位置の少なくとも一方の変更指示の受付画面を表示部 1 4 B に表示する。例えば、ユーザは、受付画面を参照しながら入力部 1 4 A を操作することによって、人工関節の三次元形状と、設置位置と、の少なくとも一方の変更指示を入力する。すると、受付部 1 2 D は、変更指示を受け付ける。

【 0 2 1 1 】

ステップ S 2 3 2 で肯定判断すると (ステップ S 2 3 2 : Y e s)、ステップ S 2 3 4 へ進む。ステップ S 2 3 4 では、第 4 算出部 1 3 F が、ステップ S 2 3 2 で受付部 1 2 D が受け付けた変更指示に応じて、人工関節の三次元形状および設置位置の少なくとも一方を変更し (ステップ S 2 3 4)、変更後の第 2 力学モデルを再構築する (ステップ S 2 3 6)。そして、第 4 算出部 1 3 F は、ステップ S 2 3 6 で再構築した第 2 力学モデルと、ステップ S 2 1 2 で第 2 算出部 1 3 C が算出した作用力と、に基づいて、第 2 応力を算出する (ステップ S 2 3 7)。そして、ステップ S 2 2 6 へ戻る。

【 0 2 1 2 】

第 1 制御部 1 3 D は、第 4 算出部 1 3 F で算出された第 2 応力が、第 3 算出部 1 2 F が算出した第 1 応力未満となるまで (ステップ S 2 2 6 : Y e s)、ステップ S 2 2 6 ~ ステップ S 2 3 7 の処理を繰り返し実行するように、受付部 1 2 D および第 4 算出部 1 3 F

10

20

30

40

50

を制御する。そして、ステップS 2 2 6で肯定判断すると(ステップS 2 2 6: Yes)、ステップS 2 2 8へ進む。

【0 2 1 3】

ステップS 2 2 8では、生成部1 3 Gが、ステップS 2 2 6で第1応力未満と判断したときの第2応力を示す第2応力画像を生成する(ステップS 2 2 8)。なお、ステップS 2 2 8において、生成部1 3 Gは、第2応力画像に対応する第2力学モデル画像も同時に生成してもよい。

【0 2 1 4】

次に、生成部1 3 Gは、生成した第2応力画像を記憶部1 6に記憶する(ステップS 2 3 0)。そして、本ルーチンを終了する。なお、ステップS 2 3 0では、生成部1 3 Gは、ステップS 2 2 8で生成した第2応力画像を、ステップS 2 1 8の第1応力画像の記憶時に用いた識別情報に対応づけて記憶部1 6に記憶することが好ましい。

10

【0 2 1 5】

一方、上記ステップS 2 0 0で受付部1 2 Dが否定判断すると(ステップS 2 0 0: No)、ステップS 2 3 8へ進む。ステップS 2 3 8では、受付部1 2 Dが、解析画像の表示指示を示す信号を入力部1 4 Aから受け付けたか否かを判断する。

【0 2 1 6】

解析画像の表示指示を示す信号を受け付けたと判断すると(ステップS 2 3 8: Yes)、ステップS 2 4 0へ進む。

【0 2 1 7】

ステップS 2 4 0では、表示制御部1 3 Hは、記憶部1 6に記憶されている解析画像を読取る(ステップS 2 4 0)。そして、表示制御部1 3 Hは、読取った解析画像(第1応力画像3 0、第2応力画像5 2を含む)を表示部1 4 Bに表示する制御を行う(ステップS 2 4 2)。そして、本ルーチンを終了する。

20

【0 2 1 8】

一方、上記ステップS 2 3 8で否定判断すると(ステップS 2 3 8: No)、ステップS 2 4 4へ進む。ステップS 2 4 4では、受付部1 2 Dが、造形指示を入力部1 4 Aから受け付けたか否かを判断する。造形指示を受け付けたと判断すると(ステップS 2 4 4: Yes)、ステップS 2 4 6へ進む。

【0 2 1 9】

ステップS 2 4 6では、造形制御部1 3 Iが、第2応力が第1応力未満であるときに、該第2応力の算出に用いた第2力学モデルに含まれる人工関節モデルに応じた三次元形状の人工関節模型を造形するように、造形部1 5を制御する(ステップS 2 4 6)。そして、本ルーチンを終了する。このため、造形部1 5は、造形制御部1 3 Iの制御によって、関節部に作用する応力の低減された三次元形状の人工関節模型を造形する。

30

【0 2 2 0】

なお、ステップS 2 4 6において、表示制御部1 3 Hが、記憶部1 6に記憶されている第2応力画像の一覧を表示部1 4 Bに表示してもよい。そして、ユーザによる入力部1 4 Aの操作により、ユーザの所望の第2応力画像が選択されると、造形制御部1 3 Iは、選択された第2応力画像によって示される第2応力の算出に用いた第2力学モデルに含まれる、人工関節モデルに応じた人工関節模型を造形するように、造形部1 5を制御してもよい。

40

【0 2 2 1】

なお、ステップS 2 4 4で否定判断すると(ステップS 2 4 4: No)、本ルーチンを終了する。

【0 2 2 2】

以上説明したように、本実施の形態の画像解析装置1 1 Aは、第1取得部1 2 Aと、構築部1 2 Eと、第1算出部1 3 Bと、第2算出部1 3 Cと、第3算出部1 2 Fと、第2取得部1 3 Eと、第4算出部1 3 Fと、を備える。

【0 2 2 3】

50

第1取得部12Aは、被検体の関節部および関節部に連続する骨部に関する画像を取得する。構築部12Eは、画像から、骨部および関節部の三次元形状と、骨部および関節部における荷重と変形との関係特性と、を示す第1力学モデルを構築する。第1算出部13Bは、関節部に連続する骨部の位置関係を算出する。第2算出部13Cは、位置関係から、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力を算出する。第3算出部12Fは、第1力学モデルと作用力とに基づいて、関節部に作用する第1応力を算出する。第2取得部13Eは、人工関節の三次元形状と設置位置とを示す人工関節モデルを取得する。第4算出部13Fは、第1力学モデルに人工関節モデルを加えた第2力学モデルと作用力とに基づいて、人工関節に作用する第2応力を算出する。

【0224】

このように、本実施の形態の画像解析装置11Aは、第1の実施の形態と同様に、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力と、第1力学モデルと、を用いて、関節部に作用する第1応力を算出する。このため、本実施の形態の画像解析装置11Aでは、筋によって作用する力を加味した、関節部に作用する応力を算出することができる。

【0225】

また、本実施の形態の画像解析装置11Aは、作用力と、人工関節モデルと、を用いて、人工関節に作用する第2応力を算出する。

【0226】

従って、本実施の形態の画像解析装置11Aでは、被検体の関節部に作用する応力を高精度に算出できると共に、人工関節の設置前後の応力（第1応力、第2応力）を高精度に算出することができる。このため、本実施の形態の画像解析装置11Aは、人工関節を設置するための手術前のシミュレーションなどに好適に利用することができる。

【0227】

（第3の実施の形態）

本実施の形態では、被検体における解析対象の関節部を含む部位に、荷重による第1の負荷状態で撮影した画像と、被検体に第1の負荷状態より荷重の小さい第2の負荷状態で撮影した画像と、を取得する場合を説明する。

【0228】

第1の負荷状態とは、被検体における解析対象の関節部を含む部位に、所定の荷重を负荷した状態を示す。第2の負荷状態とは、被検体における解析対象の関節部を含む部位に、第1の負荷状態より小さい荷重を负荷した状態を示す。

【0229】

なお、第1の負荷状態において負荷する荷重は、1種類ではなく、値の異なる複数種類の荷重を含んでいてもよい。また、第2の負荷状態において負荷する荷重についても同様に、1種類ではなく、値の異なる複数種類の荷重を含んでいてもよい。なお、第2の負荷状態は、負荷の無い状態（すなわち、荷重「0」の状態）を含むものとする。

【0230】

図15は、本実施の形態の画像解析装置11Bの構成図である。画像解析装置11Bは、外部装置60に接続されている。外部装置60は、画像解析装置11Bにおける解析対象の画像を撮影する装置である。なお、画像解析装置11Bは、外部装置60を含む構成であってよい。

【0231】

図16は、外部装置60の一例を示す模式図である。外部装置60は、撮影部60Aと、支持台62と、駆動部60Bと、通信部60Cと、制御部60Dと、固定部66と、荷重負荷部64と、圧力センサ65と、ガイド部材63と、を備える。制御部60Dは、外部装置60を制御する。制御部60Dは、撮影部60A、駆動部60B、通信部60C、および圧力センサ65にデータや信号授受可能に接続されている。

【0232】

支持台62は、被検体Hを支持する台である。支持台62には、支持台62の長手方向に沿って長いガイド部材63が設けられている。ガイド部材63には、駆動部60B、お

10

20

30

40

50

よび荷重負荷部 6 4 が設けられている。荷重負荷部 6 4 は、ガイド部材 6 3 の長手方向に沿って移動可能に設けられている。駆動部 6 0 B は、荷重負荷部 6 4 をガイド部材 6 3 の長手方向に往復移動させる。固定部 6 6 は、支持台 6 2 に固定されている。

【 0 2 3 3 】

例えば、支持台 6 2 上に被検体 H が横たわったとする。そして、固定部 6 6 を例えば、被検体 H の腰部などに固定する。この状態で、制御部 6 0 D の制御によって、荷重負荷部 6 4 を固定部 6 6 に近づく方向にガイド部材 6 3 に沿って移動させると、被検体 H には負荷がかかった状態となる。被検体 H にかかる負荷は、圧力センサ 6 5 によって検知される。また、制御部 6 0 D の制御によって、荷重負荷部 6 4 を固定部 6 6 から離れる方向にガイド部材 6 3 に沿って移動させると、被検体 H は負荷のかかった状態から解放される。なお、被検体 H の解析対象領域（例えば、膝など）を含む部位を間に挟みこむように固定部 6 6 と荷重負荷部 6 4 が位置するように、被検体 H、固定部 6 6、および荷重負荷部 6 4 の位置を予め調整すればよい。

10

【 0 2 3 4 】

撮影部 6 0 A は、C T 画像や M R 画像を撮影する。撮影部 6 0 A は図示を省略する駆動機構によって、支持台 6 2 の長手方向に移動可能に設けられている。このため、撮影部 6 0 A は、制御部 6 0 D の制御によって、被検体 H の少なくとも解析対象領域に、荷重による第 1 の負荷状態で撮影した画像と、荷重による第 2 の負荷状態で撮影した画像と、を撮影可能である。

【 0 2 3 5 】

通信部 6 0 C は、画像解析装置 1 1 B の制御部 1 7 と通信する。このため、通信部 6 0 C は、撮影部 6 0 A が撮影した画像（例えば、C T 画像）を画像解析装置 1 1 B へ送信する。

20

【 0 2 3 6 】

図 1 5 に戻り、画像解析装置 1 1 B は、制御部 1 7 と、U I 部 1 4 と、記憶部 1 6 と、造形部 1 5 と、を備える。U I 部 1 4、記憶部 1 6、造形部 1 5、および外部装置 6 0 は、制御部 1 7 にデータや信号授受可能に接続されている。

【 0 2 3 7 】

U I 部 1 4、記憶部 1 6、および造形部 1 5 は、第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 2 3 8 】

制御部 1 7 は、画像解析装置 1 1 B を制御する。制御部 1 7 は、第 1 取得部 1 7 A と、第 2 制御部 1 7 B と、第 1 算出部 1 3 B と、第 2 算出部 1 7 C と、第 1 制御部 1 3 D と、受付部 1 2 D と、構築部 1 2 E と、第 3 算出部 1 2 F と、第 2 取得部 1 3 E と、第 4 算出部 1 3 F と、生成部 1 3 G と、表示制御部 1 3 H と、造形制御部 1 3 I と、を含む。

30

【 0 2 3 9 】

第 1 取得部 1 7 A、第 2 制御部 1 7 B、第 1 算出部 1 3 B、第 2 算出部 1 7 C、第 1 制御部 1 3 D、受付部 1 2 D、構築部 1 2 E、第 3 算出部 1 2 F、第 2 取得部 1 3 E、第 4 算出部 1 3 F、生成部 1 3 G、表示制御部 1 3 H、および造形制御部 1 3 I の一部またはすべては、例えば、C P U などの処理装置にプログラムを実行させること、すなわち、ソフトウェアにより実現してもよいし、I C などのハードウェアにより実現してもよいし、ソフトウェアおよびハードウェアを併用して実現してもよい。

40

【 0 2 4 0 】

第 1 算出部 1 3 B、第 1 制御部 1 3 D、受付部 1 2 D、構築部 1 2 E、第 3 算出部 1 2 F、第 2 取得部 1 3 E、第 4 算出部 1 3 F、生成部 1 3 G、表示制御部 1 3 H、および造形制御部 1 3 I は、第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 2 4 1 】

第 1 取得部 1 7 A は、被検体の関節部および関節部に連続する骨部に関する画像（本実施の形態では、C T 画像である場合を説明する）を取得する。本実施の形態では、第 1 取得部 1 7 A は、外部装置 6 0 から、被検体における解析対象の関節部を含む部位に、第 2 の負荷状態で撮影した C T 画像（第 1 画像と称する）と、第 1 の負荷状態で撮影した C T

50

画像（第2画像と称する）と、を外部装置60から取得する。

【0242】

なお、本実施の形態では、一例として、第2の負荷状態が、負荷をかけない状態である場合を説明する。しかし、上述したように、第2の負荷状態は、第1の負荷状態より荷重の小さい負荷状態であればよく、この例に限定されない。

【0243】

第2制御部17Bは、被検体における解析対象の関節部を含む部位に、例えば、負荷をかけない状態（第2の負荷状態）で撮影した第1画像と、該部位に負荷をかけた状態（第1の負荷状態）で撮影した第2画像と、を撮影するように、外部装置60を制御する。なお、第2制御部17Bは、荷重の強さを調整することで、複数種類の荷重を負荷した状態（複数の第1の負荷状態）や、複数の第2の負荷状態の各々で撮影した、複数の第1画像や複数の第2画像を撮影するように、外部装置60を制御してもよい。

10

【0244】

外部装置60の制御部60Dは、第2制御部17Bから撮影指示を受け付けると、駆動部60Bおよび撮影部60Aを制御することによって、被検体Hに負荷をかけない状態（第2の負荷状態）で撮影を行い、第1画像を得る。また、制御部60Dは、駆動部60Bおよび撮影部60Aを制御することによって、被検体Hに荷重による負荷をかけた状態（第1の負荷状態）で撮影を行い、第2画像を得る。

【0245】

なお、荷重による負荷をかけた状態とは、例えば、圧力センサ65によって予め定めた圧力値（荷重）が検出された状態を示す。制御部60Dは、該圧力値が圧力センサ65によって検出されるまで、荷重負荷部64を固定部66に近づく方向に動かすように駆動部60Bを制御し、該圧力値が検出されたときに、撮影を行うように撮影部60Aを制御する。なお、制御部60Dは、関節部に与える荷重だけでなく、関節の可動範囲を制御してもよい。また、制御部60Dは、圧力センサの他に、荷重を直接計測可能な装置（例えば、ロードセルなど）を用いて、荷重を検出してもよい。

20

【0246】

そして、制御部60Dは、得られた画像を第2画像として用いる。また、制御部60Dは、圧力センサ65によって検出される圧力値が「0」となるまで、荷重負荷部64を固定部66から離れる方向に動かすように駆動部60Bを制御し、圧力値「0」が検出されたときに、撮影を行うように撮影部60Aを制御する。そして、得られた画像を第1画像として扱う。そして、通信部60Cは、得られた第1画像および第2画像を、画像解析装置11Bへ送信する。これにより、第1取得部17Aは、第1画像および第2画像を得る。

30

【0247】

なお、第1算出部13B、第1制御部13D、受付部12D、構築部12E、第3算出部12F、第2取得部13E、第4算出部13F、生成部13G、表示制御部13H、および造形制御部13Iは、CT画像として第1画像（負荷のかかっていない第2の負荷状態で撮影された画像）を用いて、第2の実施の形態と同様の処理を実行すればよい。

【0248】

第2算出部17Cは、第1算出部13Bが算出した位置関係と、筋部の長さを示す特徴量と、圧力センサ65で取得した圧力値（すなわち、撮影時に負荷した荷重）を用いて、関節部に連続する複数の骨部に筋によって作用する作用力を算出する。

40

【0249】

本実施の形態では、第2算出部17Cは、骨部に結合した筋の筋張力、関節部に作用するトルク、および、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性の少なくとも一つを、作用力として算出する。なお、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性は、例えば、骨部に付着する軟組織（腱や軟骨など）の硬さである。

【0250】

具体的には、第2算出部17Cは、第1算出部13Bが算出した位置関係と特徴量と、

50

を用いて、第 1 の実施の形態の第 2 算出部 1 2 C と同様にして逆動力学計算を行うことによつて、関節部に筋によつて作用する作用力を算出する。

【 0 2 5 1 】

なお、第 2 の実施の形態では、第 2 算出部 1 3 C は、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性（例えば、腱や軟骨の硬さ）については、予め記憶部 1 6 に記憶した、標準の硬さ（骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性）を読取ることによつて算出してもよいことを説明した。

【 0 2 5 2 】

一方、本実施の形態では、第 2 算出部 1 7 C は、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性を、第 1 取得部 1 7 A が取得した第 1 画像と第 2 画像を用いて算出する。

10

【 0 2 5 3 】

例えば、第 2 算出部 1 7 C は、第 1 画像から抽出した軟組織の長さ、第 2 画像から抽出した同じ軟組織の長さ、外部装置 6 0 が第 2 画像の撮影時に負荷した荷重と、を用いて、公知の計算を行うことにより、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性を算出する。

【 0 2 5 4 】

なお、第 2 算出部 1 7 C は、撮影時に負荷した荷重の異なる複数の第 2 画像を取得した場合には、複数の第 2 画像の各々について、第 1 画像から抽出した軟組織の長さ、第 2 画像から抽出した同じ軟組織の長さ、外部装置 6 0 が該第 2 画像の撮影時に負荷した荷重と、を用いて、公知の計算を行うことにより、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との

20

【 0 2 5 5 】

次に、画像解析装置 1 1 B が実行する画像解析処理の手順を説明する。図 1 7 は、画像解析装置 1 1 B が実行する画像解析処理の手順を示すフローチャートである。

【 0 2 5 6 】

まず、受付部 1 2 D が入力部 1 4 A から解析指示を受け付けたか否かを判断する（ステップ S 3 0 0）。ステップ S 3 0 0 の処理は、ステップ S 2 0 0（図 1 4 参照）の処理と同様である。

【 0 2 5 7 】

ステップ S 3 0 0 で肯定判断すると（ステップ S 3 0 0：Yes）、第 1 取得部 1 7 A が第 1 画像を外部装置 6 0 から取得する（ステップ S 3 0 2）。

30

【 0 2 5 8 】

次に、第 2 制御部 1 7 B が、負荷をかけた第 2 画像の取得を指示する負荷信号を外部装置 6 0 へ送信する（ステップ S 3 0 4）。負荷信号を受け付けた外部装置 6 0 は、制御部 6 0 D の制御によつて、被検体における解析対象の関節部を含む部位に予め定めた圧力値の負荷をかけた第 1 の負荷状態で撮影し、第 2 画像を得る。

【 0 2 5 9 】

次に、第 1 取得部 1 7 A が、外部装置 6 0 から第 2 画像を取得する（ステップ S 3 0 6）。第 1 取得部 1 7 A は、ステップ S 3 0 2 で取得した第 1 画像と、ステップ S 3 0 6 で取得した第 2 画像と、を記憶部 1 6 に記憶する（ステップ S 3 0 8）。

40

【 0 2 6 0 】

次に、制御部 1 7 では、第 2 の実施の形態で用いた CT 画像に代えて、ステップ S 3 0 2 で取得した第 1 画像を用いる以外は、第 2 の実施の形態のステップ S 2 0 4 ~ ステップ S 2 4 6 と同様にして、ステップ S 3 1 0 ~ ステップ S 3 5 2 の処理を実行する。そして、本ルーチンを終了する。

【 0 2 6 1 】

ここで、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性は、被検体によつて大きく異なる場合がある。

【 0 2 6 2 】

一方、本実施の形態の画像解析装置 1 1 B では、被検体における解析対象を含む部位に

50

、第1の負荷状態より荷重の小さい第2の負荷状態で撮影した第1画像と、該部位に荷重による第1の負荷状態で撮影した第2画像と、を用いて、骨部に付着する軟組織の荷重と変形との関係特性を算出する。そして、画像解析装置11Bでは、第2の実施の形態と同様の処理を行う。

【0263】

このため、本実施の形態の画像解析装置11Bでは、上記実施の形態に比べて、更に精度良く、被検体の関節部に作用する第1応力を算出することができる。

【0264】

(第4の実施の形態)

次に、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bのハードウェア構成を説明する。図18は、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bのハードウェア構成例を示すブロック図である。

10

【0265】

上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bは、CPU800、ROM(Read Only Memory)820、RAM(Random Access Memory)840、HDD(Hard Disk Drive)(図示省略)、および通信I/F(Interface)860を有する。CPU800、ROM820、RAM840、HDD(図示省略)、および通信I/F860は、バスにより相互に接続されており、通常のコンピュータを利用したハードウェア構成となっている。

【0266】

20

上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bで実行される画像解析処理を実行するためのプログラムは、ROM820等に予め組み込んで提供される。

【0267】

なお、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bで実行される画像解析処理を実行するためのプログラムは、これらの装置にインストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルでCD-ROM、フロッピー(登録商標)ディスク(FD)、CD-R、DVD(Digital Versatile Disk)等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録されて提供するように構成してもよい。

【0268】

また、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bで実行される画像解析処理を実行するためのプログラムを、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するように構成してもよい。また、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bで実行される画像解析処理を実行するためのプログラムを、インターネット等のネットワーク経由で提供または配布するように構成してもよい。

30

【0269】

上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bで実行される画像解析処理を実行するためのプログラムは、上述した各機能部を含むモジュール構成となっている。実際のハードウェアとしてはCPU800がROM820等の記憶媒体から各プログラムを読み出して実行することにより上記各機能部が主記憶装置上にロードされ、主記憶装置上に生成されるようになっている。

40

【0270】

<変形例>

なお、上記実施の形態では、画像解析装置10、11A、11Bにおける第3算出部12Fは、第1力学モデルと作用力とに基づいて、関節部に作用する第1応力を算出する場合を説明した。しかし、第3算出部12Fは、第1応力に代えて、または第1応力と共に、関節部に作用する第1圧力を算出してよい。第1圧力の算出についても、第3算出部12Fは、第1応力と同様にして算出すればよい。

【0271】

また、上記実施の形態では、画像解析装置11A、11Bにおける第4算出部13Fは

50

、第2力学モデルと作用力とに基づいて、人工関節に作用する第2応力を算出する場合を説明した。しかし、第4算出部13Fは、第2応力に代えて、または第2応力と共に、人工関節に作用する第2圧力を算出してもよい。第2圧力の算出についても、第4算出部13Fは、第2応力と同様にして算出すればよい。

【0272】

なお、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bは、被検体を撮影する撮影機構を装備する如何なる種類の画像解析装置にも適用可能である。上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bは、例えば、X線コンピュータ断層撮影装置(X線CT装置)、磁気共鳴診断装置、超音波診断装置、SPECT(Single Photon Emission CT)装置、PET(Positron Emission Tomography)装置、および放射線治療装置などに適宜利用可能である。

10

【0273】

また、上記実施の形態では、被検体は、人体であるものと仮定して説明した。しかし、被検体は、人体以外の物体であってもよい。例えば、被検体は、靴であってもよい。この場合、物体における関節部は、物体における剛性が閾値以上の2つの部位間に位置する部位であればよい。また、関節部に連続する骨部は、該関節部に相当する部位に連続する、剛性が閾値以上の部位であればよい。また、関節部に連続する骨部に筋によって作用する作用力は、物体における、関節部に相当する部位に連続する骨部に相当する部位に、骨部に相当する部位以外の物体(例えば、補強用の部材など)によって作用する作用力とすればよい。

20

【0274】

このため、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bは、被検体として人体以外の物体を用いた場合にも、適用可能である。

【0275】

また、以上説明したように、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bは、構築部12Eと、第2算出部12C、13Cと、第3算出部12Fと、表示制御部12H、13Hと、を備える(図1、図8、図15参照)。構築部12Eは、画像から、骨部および関節部の三次元形状と、荷重と変形との関係特性と、を示す第1力学モデルを構築する。第2算出部12C、13Cは、骨部の位置関係から、骨部に筋によって作用する作用力を算出する。第3算出部12Fは、第1力学モデルと作用力とに基づいて、関節部に作用する第1応力を算出する。表示制御部13Hは、第1応力を示す第1応力画像を、表示部14Bに表示する。

30

【0276】

このため、上記実施の形態の画像解析装置10、11A、11Bは、上記実施の形態の効果に加えて、さらに、骨部と関節部との接触面における、第1応力の強さや第1応力の作用する位置や範囲を、ユーザに対して解り易く提供することができる。

【0277】

以上、実施の形態を説明したが、実施の形態および変形例は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施の形態および変形例は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。実施の形態およびその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると共に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

40

【符号の説明】

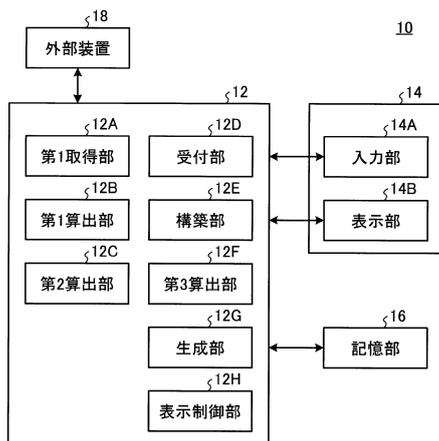
【0278】

- 10、11A、11B 画像解析装置
- 12A、17A 第1取得部
- 12B、13B 第1算出部
- 12C、13C、17C 第2算出部
- 12D 受付部

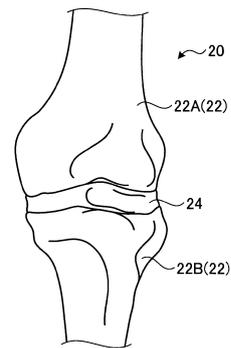
50

- 1 2 E 構築部
- 1 2 F 第3算出部
- 1 2 G、1 3 G 生成部
- 1 2 H、1 3 H 表示制御部
- 1 3 D 第1制御部
- 1 3 E 第2取得部
- 1 3 F 第4算出部
- 1 3 I 造形制御部
- 1 4 B 表示部
- 1 5 造形部
- 1 7 B 第2制御部

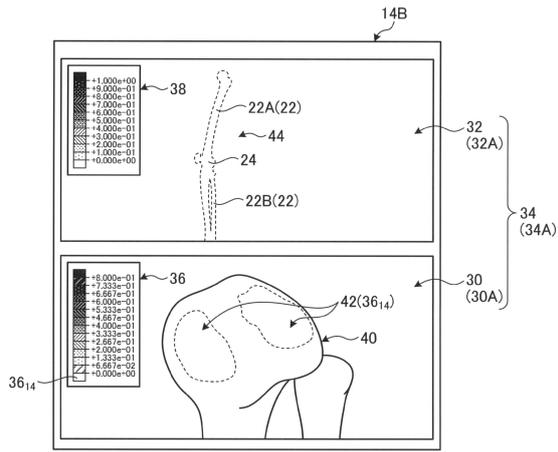
【図1】



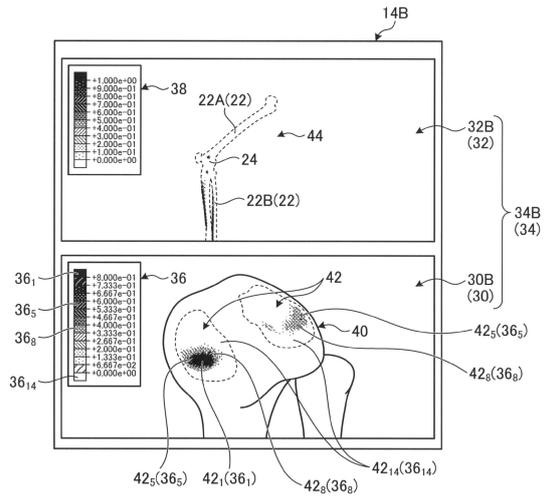
【図2】



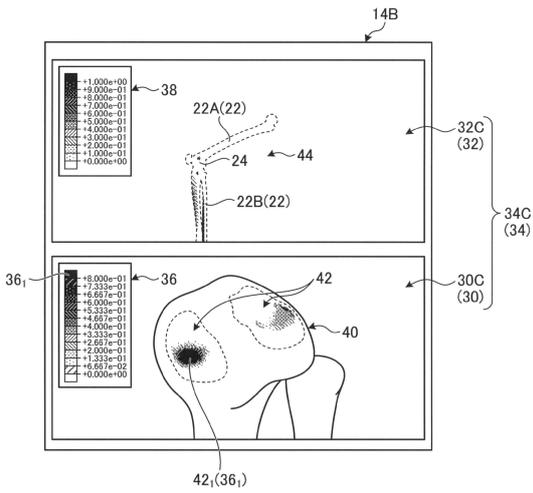
【図3】



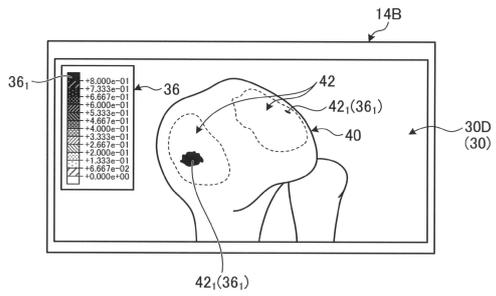
【図4】



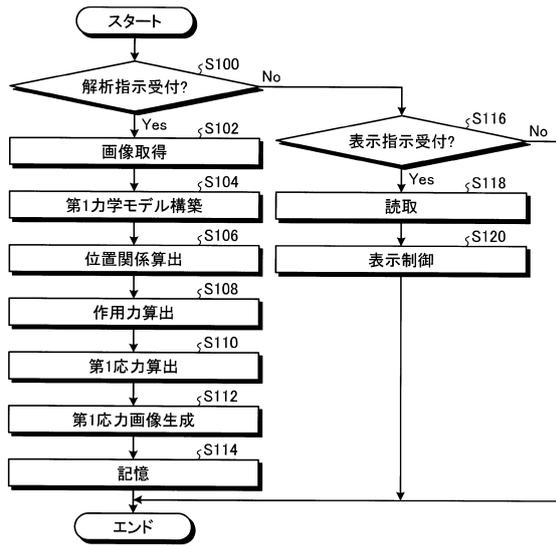
【図5】



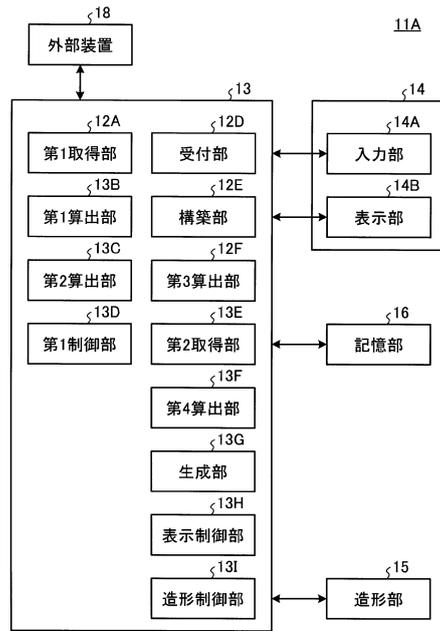
【図6】



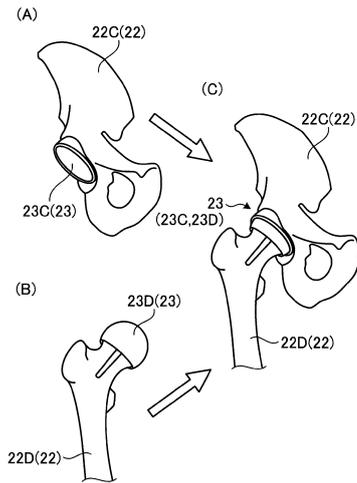
【図7】



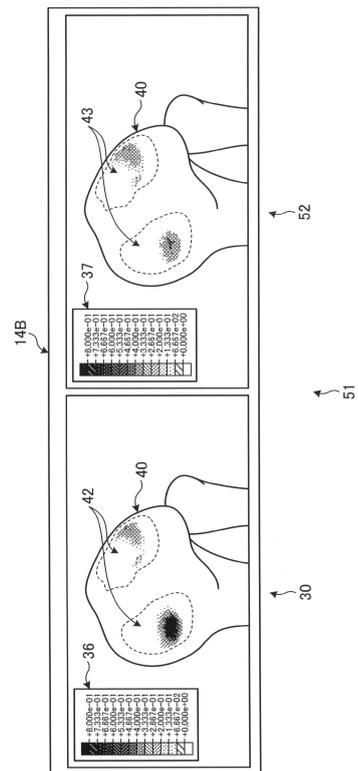
【図8】



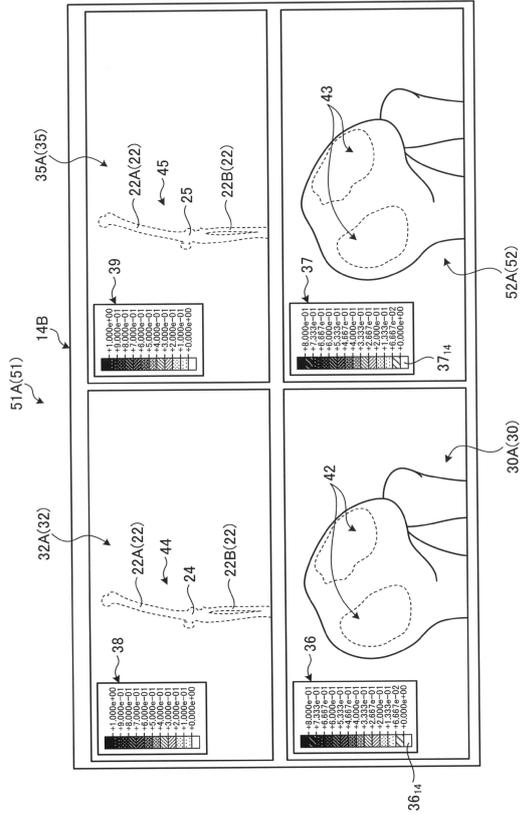
【図9】



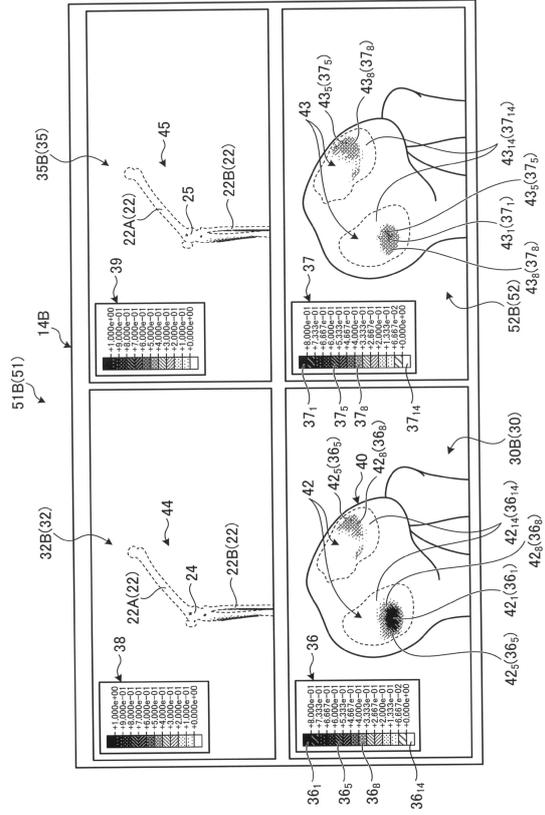
【図10】



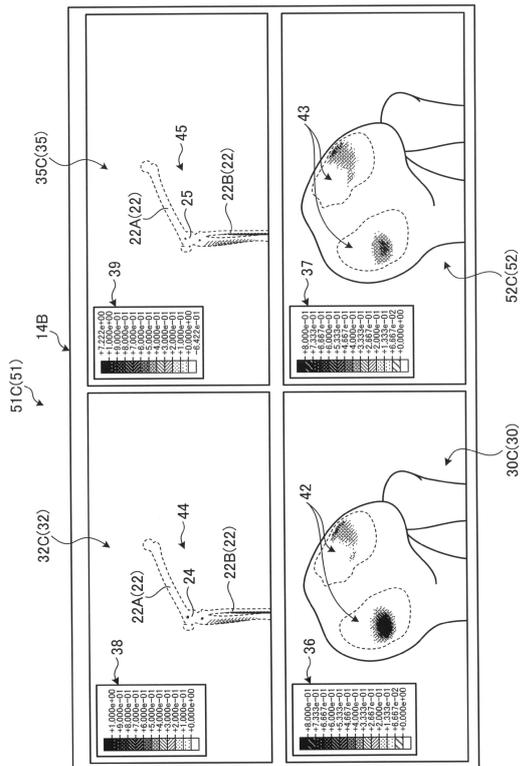
【図11】



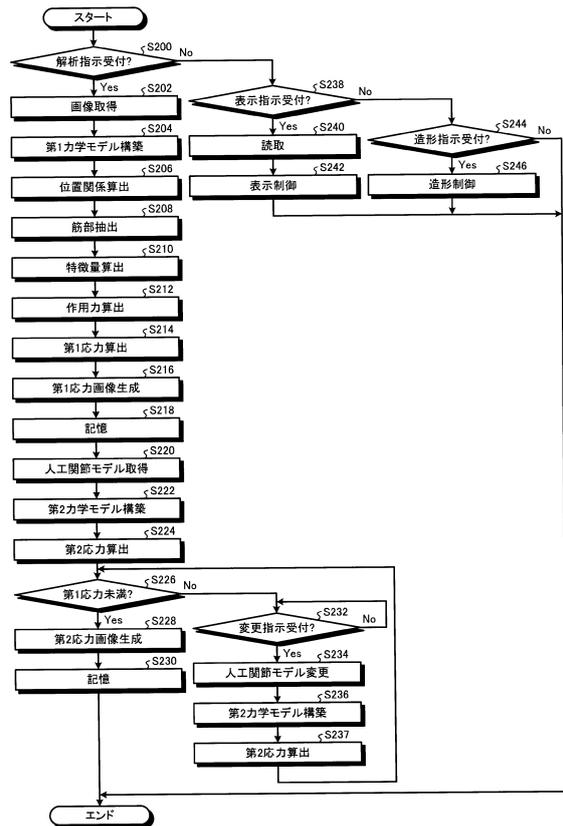
【図12】



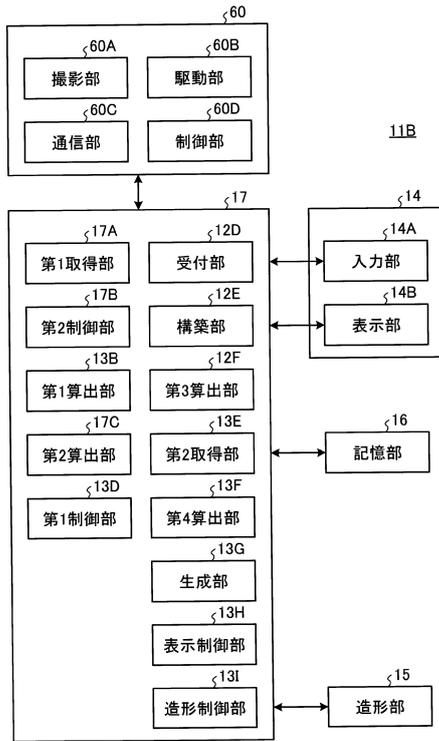
【図13】



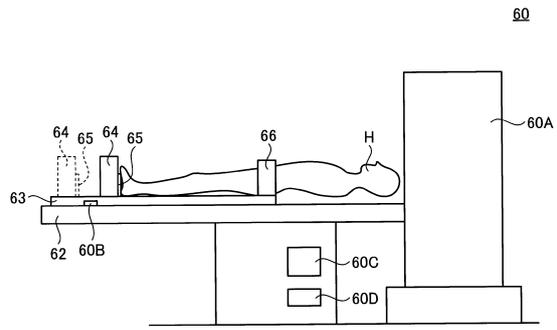
【図14】



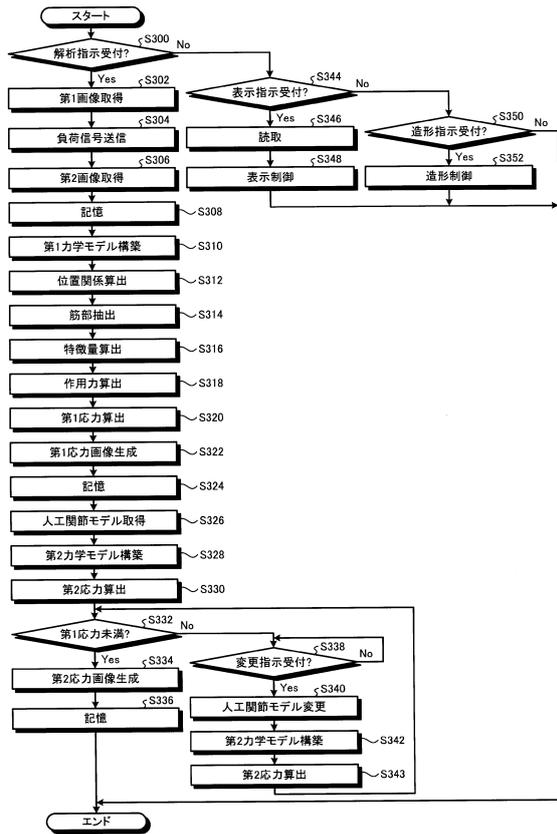
【図15】



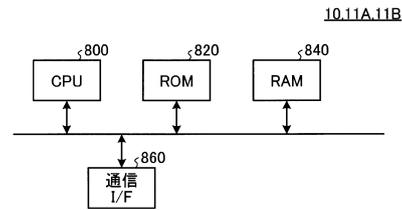
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2005-353078(JP,A)
特開2007-213015(JP,A)
特開2003-339673(JP,A)
特開2014-213125(JP,A)
特表2008-514368(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0292963(US,A1)
特開2014-046211(JP,A)
特開2010-167023(JP,A)
米国特許出願公開第2014/0303540(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14
A61B 8/00 - 8/15
A61B 5/055