

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-93140

(P2015-93140A)

(43) 公開日 平成27年5月18日(2015.5.18)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2013-235677 (P2013-235677)
(22) 出願日 平成25年11月14日(2013.11.14)

(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(74) 代理人 100095728
弁理士 上柳 雅誉
(74) 代理人 100116665
弁理士 渡辺 和昭
(72) 発明者 新井 義雄
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
(72) 発明者 鶴野 次郎
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

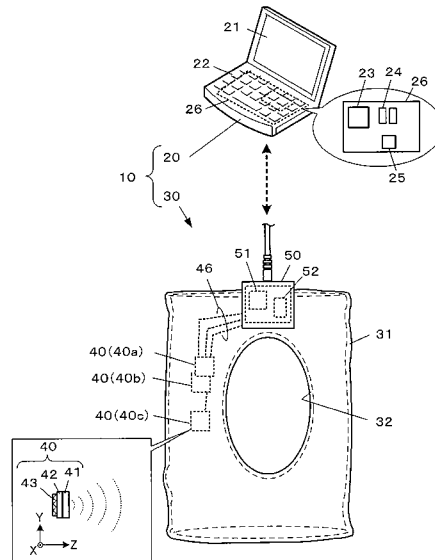
(54) 【発明の名称】 超音波計測装置

(57) 【要約】

【課題】計測対象部位を動かしながら連続的に超音波計測できるようにすること。

【解決手段】サポーター型超音波プローブ30は、関節部に装着する伸縮性のサポーター部31を有し、その内面には着脱自在な小型の超音波センサーユニット40a、40b、40cが計測対象部位を取り囲むようにして分散して取り付けられている。処理装置20は、超音波センサーユニット40a~40cの相対位置と相対姿勢を算出し、各センサーユニットで計測した結果から得られる3次元の超音波画像を、算出した相対位置と相対姿勢とが整合するように合成して計測部位のボリュームデータを生成する。そして、ボリュームレンダリングして、計測部位全体にかかる3次元画像を生成・表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者の計測対象部位を取り囲むように離散配置され、超音波を送受信する複数の超音波センサーと、

前記超音波の送受信の情報に基づいて前記複数の超音波センサーの相対情報を算出する相対情報算出部と、

前記複数の超音波センサーの計測結果と前記相対情報とを用いて、前記計測対象部位の 3 次元超音波計測画像を生成する 3 次元超音波計測画像生成部と、

を備えた超音波計測装置。

【請求項 2】

前記相対情報算出部による前記相対情報の算出と、前記 3 次元超音波計測画像生成部による画像生成とを実行させる制御部、

を更に備えた請求項 1 に記載の超音波計測装置。

【請求項 3】

前記 3 次元超音波計測画像生成部は、前記複数の超音波センサーの計測結果を合成して前記 3 次元超音波計測画像を生成する、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波計測装置。

【請求項 4】

前記複数の超音波センサーが、前記計測対象部位に装着する伸縮性を有する装着具に、前記超音波の送出面を前記被検者に向けた姿勢で配置された、

請求項 1 に記載の超音波計測装置。

【請求項 5】

前記装着具は筒状の形状を有し、

前記複数の超音波センサーが、前記装着具の周方向に亘って配置された、

請求項 4 に記載の超音波計測装置。

【請求項 6】

前記装着具は繊維製品であり、

前記複数の超音波センサーは前記装着具に着脱自在に係合する係合部を有する、

請求項 4 又は 5 に記載の超音波計測装置。

【請求項 7】

前記複数の超音波センサーは、前記被検者に粘着可能な粘着部材に配置されている

請求項 1 ~ 3 の何れか一項に記載の超音波計測装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波計測装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波計測装置により生体内の生体情報を非侵襲に計測する技術が周知である。

例えば、特許文献 1 では、超音波プローブを膝関節付近に設定された回転軸で揺動可能に支持し、折り曲げた膝の上面に沿って移動させながら超音波計測できるメカニカル超音波プローブと、計測結果に基づいて膝関節内部のボリュームデータを求めることのできる超音波診断装置とについて開示されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2010 - 125 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

10

20

30

40

50

従来、超音波による関節部への計測は、主に腰痛や老化による障害の診断のために行われていたが、近年、スポーツによる関節障害についても用いられるようになってきた。例えば、野球肘と呼ばれる離断性骨軟骨炎、尺側副靭帯不全、疲労骨折など、バトミントン肩と呼ばれる腱板障害、ジャンパー膝と呼ばれる膝蓋腱炎、ランナー膝とよばれる腸脛靭帯症候群などの検査にも、超音波計測が使われるようになってきた。こうした関節部の軟骨や筋、腱、靭帯などの軟部組織の観察には、エックス線やMRI (Magnetic Resonance Imaging) よりも超音波計測の方が優れているからである。

【0005】

しかし、従来の超音波計測装置、より具体的には従来の超音波プローブを用いる超音波計測では、関節周りの計測において幾つかの課題が残っている。

例えば、障害の発生の仕方や障害部位への負荷のかかり具合を判断するためには、関節を様々な角度に動かしながら連続的に観察するのが望まれる。しかし、その為には関節を動かすのに合わせて超音波プローブを当てる位置や姿勢を逐次変更しなければならず、良好に連続的な観測をするのが著しく難しい。

【0006】

また、従来の超音波プローブを用いる超音波計測装置では、オペレーターは、片方の手で超音波プローブを計測対象部位に当てる操作を行い、もう一方の手で超音波計測装置を操作しなければならない。両手がふさがった状態である。これでは、関節を手で動かしながら障害部位を探すことも、また障害部位を確認しながら注射治療をするといったこともできず、不便であった。

【0007】

特許文献1に開示された超音波診断装置では、オペレーターの両手が自由になる点については上記課題の一部を解決し得る。しかし、機械的に予め決められた経路に沿った一方からの超音波計測をする構成のため、その他の課題を解決することは難しい。

【0008】

例えば、図12は、ランナー膝の例を示す膝関節周りの簡略透視図である。ランナー膝と呼ばれる関節障害の一例では、膝の曲げにより腸脛靭帯90と大腿骨92の外側上顆の側面とがこすれる範囲(図中の斜線でハッチングされた範囲)について、連続的な観察が望まれる。しかし、特許文献1に開示された装置では、膝を曲げた状態で計測しなければならない上に、膝関節上面及び正面側からの超音波計測に限られる。関節可動域全体における腸脛靭帯90と大腿骨92とのこすれる範囲全体を観察するには不向きである。また、膝を曲げ伸ばしする間の連続的な観察にも不向きである。

【0009】

本発明は、こうした技術的背景と関節部の超音波計測にまつわる課題を鑑みて考案されたものであって、計測対象部位をハンスフリーで超音波計測できるようにすること、更には、計測対象部位を動かしながら連続的に超音波計測できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

以上の課題を解決するための第1の発明は、被検者の計測対象部位を取り囲むように離散配置され、超音波を送受信する複数の超音波センサーと、前記超音波の送受信の情報に基づいて前記複数の超音波センサーの相対情報を算出する相対情報算出部と、前記複数の超音波センサーの計測結果と前記相対情報とを用いて、前記計測対象部位の3次元超音波計測画像を生成する3次元超音波計測画像生成部と、を備えた超音波計測装置である。

【0011】

第1の発明によれば、超音波センサーを計測対象部位を取り囲むように複数配置することで計測対象部位全体を計測範囲に収めることができる。超音波センサーは、例えば個別に皮膚面に貼り付けや粘着などして取り付けることができる。よって、関節部の障害部位をハンスフリーで超音波計測することが可能となる。

そして、超音波センサーを分散配置したことを利用し、更に、超音波センサーそれぞれ

10

20

30

40

50

の相対位置および相対姿勢を求め、各超音波センサーで計測した結果から計測対象部位に係る全体画像（3次元超音波計測画像）を生成することもできる。

【0012】

第2の発明は、前記相対情報算出部による前記相対情報の算出と、前記3次元超音波計測画像生成部による画像生成とを実行させる制御部、を更に備えた第1の発明の超音波計測装置である。

【0013】

第2の発明によれば、超音波センサーそれぞれの相対情報の算出と、各超音波センサーで計測した結果から計測対象部位に係る3次元超音波計測画像の生成とを、連続的に繰り返すことが可能となる。よって、関節を動かしながら障害部位を連続的に且つ立体的に観察することが可能となる。

10

【0014】

第3の発明は、前記3次元超音波計測画像生成部が、前記複数の超音波センサーの計測結果を合成して前記3次元超音波計測画像を生成する、第1又は第2の発明の超音波計測装置である。

【0015】

第3の発明によれば、超音波センサーそれぞれの計測結果（例えば計測対象部位のボリュームデータ）を合成することにより、任意の視点や断面で3次元超音波計測画像を生成することが可能になる。

【0016】

第4の発明は、前記複数の超音波センサーが、前記計測対象部位に装着する伸縮性を有する装着具に、前記超音波の送出面を前記被検者に向けた姿勢で配置された、第1の発明の超音波計測装置である。

20

【0017】

第4の発明によれば、超音波センサーをまとめて計測対象部位に配置することができる。しかも、装着具が伸縮性なので計測対象部位を動かしたとしても、超音波センサーが安定的に皮膚面に密着するので、計測部位を動かしながらの連続的な観察に効果的である。

【0018】

第5の発明は、前記装着具は筒状の形状を有し、前記複数の超音波センサーが、前記装着具の周方向に亘って配置された、第4の発明の超音波計測装置である。

30

【0019】

第5の発明によれば、計測対象部位を周方向に計測することが可能になる。

【0020】

第6の発明は、前記装着具は繊維製品であり、前記複数の超音波センサーは前記装着具に着脱自在に係合する係合部を有する、第4又は第5の発明の超音波計測装置である。

【0021】

第6の発明によれば、超音波センサーの取付位置の調整や、超音波センサーの個別交換が可能になる。

【0022】

第7の発明は、前記複数の超音波センサーは、前記被検者に粘着可能な粘着部材に配置されている第1～第3の何れかの発明の超音波計測装置である。

40

【0023】

第7の発明によれば、超音波センサーの分散位置を自在に変えることができる。被検者の体形に応じた超音波センサーの配置位置を最適化することも可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】超音波計測装置のシステム構成例を示す図。

【図2】ランナー膝と呼ばれる関節障害の計測を想定したサポーター型超音波プローブの装着例と、各超音波センサーユニットの位置関係の例を示す図。

【図3】図2に同じ。

50

【図 4】ボリュームデータを生成するために必要な、各超音波センサーユニットの相対情報を算出する原理について説明するための図。

【図 5】超音波計測結果を用いたボリュームデータの生成を説明するための概念図。

【図 6】超音波計測装置の機能構成例を示すブロック図。

【図 7】記憶部 500 に記憶されるプログラムやデータの例を示す図。

【図 8】相対情報算出用基礎データのデータ構成例を示す図。

【図 9】超音波計測装置の計測制御に係る処理の流れを説明するためのフローチャート。

【図 10】サポーター型超音波プローブの変形例を示す図。

【図 11】超音波計測装置のシステム構成の変形例を示す図。

【図 12】ランナー膝の例を示す膝関節周りの簡略透視図。

10

【発明を実施するための形態】

【0025】

〔第 1 実施形態〕

図 1 は、本実施形態における超音波計測装置 10 のシステム構成例を示す図である。超音波計測装置 10 は、関節部に装着するサポーター型超音波プローブ 30 と、当該超音波プローブと通信接続され計測結果を演算処理して計測対象部位の画像を連続的に生成する処理装置 20 とを備える。

【0026】

処理装置 20 は、超音波計測に係る各種演算処理を実行する装置である。例えば、タッチパネル 21 やキーボード 22 と言った画像表示装置や操作入力デバイス、演算処理する CPU (Central Processing Unit) 23 や IC メモリー 24、通信制御 IC 25 などを搭載した制御基板 26 を備えたコンピューターにより実現できる。パソコンやタブレット型コンピューターなどの汎用のコンピューターに所定のプログラムを実行させることで実現しても良いし、制御基板 26 の一部または全部を専用の LSI 等のハードウェアで実現した専用コンピューターとして実現しても良い。

20

【0027】

サポーター型超音波プローブ 30 は、計測対象とする関節部に被せて皮膚に密着させる伸縮性を有したサポーター部 31 と、当該サポーター部 31 の内面に取り付け位置可変に着脱自在な複数の超音波センサーユニット 40 (40a, 40b, 40c) と、処理装置 20 との間の通信を実現する通信制御ユニット 50 とを備える。

30

【0028】

サポーター部 31 は、計測対象部位に装着する伸縮性を有する装着具である。例えば、伸縮性の繊維製品により実現できる。図 1 の例は、膝関節部に装着することを想定してデザインされているがこれに限らない。サポーター部 31 の大きさや形状は、計測対象とする関節部の種類や、当該関節部を有する計測対象者の体格等に応じて適宜設定するものとする。また、図 1 の例では有孔筒状の一体型としているが、複数部位で構成された分離型としてもよい。また、表面の材質や粗密も適宜設定可能である。布状に限らずメッシュ状であってもよい。

【0029】

超音波センサーユニット 40 は、小型の 2 次元超音波振動子アレイ 41 と、その制御 IC 42 と、当該ユニットをサポーター部 31 の内面に着脱自在に係合する係合部 43 とを有する。

40

【0030】

2 次元超音波振動子アレイ 41 は、超音波送出面が 1 cm^2 程度、あるいはそれ以下の面積とするのが望ましい。

【0031】

制御 IC 42 は、公知の 2 次元超音波振動子アレイ用の制御回路により実現可能であり、本実施形態では超音波センサーユニット 40 にセクター方式により超音波の発信・受信をさせることができる。より具体的には、超音波送出面の法線方向を Z 軸とする直交 3 次元座標として、X 軸座標値と Y 軸座標値とで定義される指定方向に超音波ビームを収束照

50

射する制御、いわゆる送信フォーミング制御が可能である。また、X軸座標値とY軸座標値とで定義される指定方向からの超音波エコーを集中的に受信する受信フォーミング制御が可能である。

【0032】

係合部43は、例えば面ファスナーにより実現することができるが、ホックやシート状の磁石でもよい。もし、サポーター部31の内面に超音波センサーユニット40を挿入することのできるポケット状のものを設けることができるならば、係合部43は省略することができる。また、図1の例では、2次元超音波振動子アレイ41と制御IC42とを一体構成としているが別体構成も可能である。その場合は、それぞれに係合部43を設けるものとする。

10

【0033】

超音波センサーユニット40と通信制御ユニット50とは信号送受可能に通信接続されている。本実施形態では、制御IC42と通信制御ユニット50とが公知の伸縮性の電線46により接続されているものとする。勿論、超音波センサーユニット40に別途近距離無線ユニットを設け（あるいは制御IC42に近距離無線器の機能を持たせ）、通信制御ユニット50にも近距離無線機能を搭載して、両者を無線により通信接続させるとしてもよい。

【0034】

通信制御ユニット50は、通信制御IC51とICメモリ52とを備える。

通信制御ユニット50と処理装置20との通信は、公知のデータ通信技術により実現できる。両者の接続は有線でも無線でもどちらでもよい。

20

【0035】

図2と図3は、ランナー膝と呼ばれる関節障害の一例で、膝の曲げにより腸脛靭帯と大腿骨の外側上顆の側面とがこすれる部分の計測を想定した本実施形態におけるサポーター型超音波プローブ30の装着例と、各超音波センサーユニット40の位置関係の例を示す図である。

【0036】

なお、サポーター型超音波プローブ30の装着前には、適宜超音波センサーユニット40の超音波送出面あるいは被検者4の膝関節に、音響インピーダンス整合用の媒体（いわゆる「超音波検査用ジェル」「超音波診断用クリーム」「エコー検査用ゲル」などと呼ばれるもの）を適宜塗布する。

30

【0037】

本実施形態のサポーター型超音波プローブ30は、被検者4の膝周りに装着される。サポーター部31には膝頭を入れる穴部32が設けられており、膝に対する大体の位置決めと膝の屈伸にともなう相対的なズレを低減する。また、サポーター部31は、伸縮性を有するので膝を屈伸してもその内面は、膝関節の皮膚面に密着し、超音波センサーユニット40の2次元超音波振動子アレイ41の超音波送出面が皮膚に密着できるようになっている。

【0038】

サポーター型超音波プローブ30は、超音波センサーユニット40を複数備えているが、以下においては説明の簡明化のため、3つの超音波センサーユニット40を備え、右膝関節の計測に適切な位置に取り付けられることとして説明する。

40

具体的には、右膝関節にサポーター型超音波プローブ30を装着すると、第1の超音波センサーユニット40(40a)は膝関節の右斜め前に配置され、超音波の送出面を当該被検者の皮膚面側に向けた姿勢となる。また、第2の超音波センサーユニット40(40b)と第3の超音波センサーユニット40(40c)は膝関節の右斜め後にほぼ上下に並んで配置され、同じように超音波の送出面を当該被検者の皮膚面側に向けた姿勢となる。

【0039】

つまり、3つの超音波センサーユニット40は、この例における計測対象部位（腸脛靭帯と大腿骨の外側上顆の側面とがこすれる部分）を取り囲むように、計測対象部位の周囲

50

に離散配置されることになる。そして、各超音波センサーユニット40の超音波計測範囲（図3中の破線扇形領域）は、膝を屈伸しても互いの計測範囲が部分的に重複し、且つ計測部位が超音波計測範囲に入るように設定されている。

【0040】

そして、本実施形態の超音波計測装置10は、計測対象部位を挟むようにして配置された3つの超音波センサーユニット40で3次元超音波計測し、それらの超音波計測の結果から、計測対象部位に係る全体的な3次元超音波計測画像（全体画像）を生成することができる。

【0041】

図4は、全体画像を生成するために必要な、各超音波センサーユニット40の相対情報を算出する原理について説明するための図である。

超音波センサーユニット40の相対情報とは、何れかの超音波センサーユニット40を「基準センサー」とし、当該基準センサーの座標系（超音波送出面の法線ベクトルをZ軸とした直交3軸座標系）における他センサーユニットの相対位置座標と、他センサーユニットの超音波送出面の法線ベクトルすなわち相対法線ベクトルとである。基準センサーとする超音波センサーユニット40は予め指定されている。本実施形態では、第1の超音波センサーユニット40（40a）とする。

【0042】

まず、基準センサーを「送信センサー」として、相対位置算出用に、超音波計測範囲の全域を順次走査するように超音波ビームを送信制御する。具体的には、送信タイミング（ $t_1, t_2, \dots, t_n, \dots$ ）毎に超音波計測範囲内の特定方向へ向けて超音波ビームを送信する。ここで言う、特定方向を「送信ベクトル」と呼ぶ。

【0043】

一方、送信センサー以外の超音波センサーユニット40（本実施形態では、第2及び第3の超音波センサーユニット40（40b、40c））が「受信センサー」となる。各受信センサーは、送信センサーが超音波ビームを送信する都度すなわち送信タイミング（ $t_1, t_2, \dots, t_n, \dots$ ）毎に、それぞれの計測範囲全域について受信強度を計測し、受信エコーの分布を得る。

【0044】

図4の例では、第2の超音波センサーユニット40（40b）は、自身の超音波送出面の法線ベクトルをZb軸と直交するXbYb座標系の所定範囲について受信強度分布を計測する。図示は省略されているが、第3の超音波センサーユニット40（40c）についても同様にしてXcYc座標系の所定範囲について受信強度分布を計測する。

【0045】

もし、送信センサーからの超音波ビームが届いていれば、何れかの送信タイミングの受信エコーの分布にて、どこかの送信元方向ベクトル V_s にて所定の基準値 R_t を超えるピークを得ることになる。

【0046】

この基準値 R_t を越える受信強度値のピークを得たタイミング、より具体的にはピークの最大値を得たタイミングを最大受信タイミング t_m とすると、送信センサーから当該受信センサーまでの距離 L は、基準値 R_t を越える受信強度値のピークを与えたタイミングにおける送受信時間差と、超音波の伝搬速度 C_s との積から求めることができる。

【0047】

また、送信センサーから当該受信センサーへの向きは、基準値 R_t を越える受信強度値の最大ピークを与えた送信タイミング t_n の送信ベクトル（最大受信時送信ベクトル V_t ）であるから、受信センサーの送信センサーを基準とする相対位置座標は、最大受信時送信ベクトル V_t 方向に距離 L の位置となる。そして、受信センサーの超音波送出面の送信センサーを基準とする相対的な向き、すなわち相対法線ベクトルは、最大受信時送信ベクトル V_t と、送信元方向ベクトル V_s とが逆向きの関係にあることから座標変換して求めることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

但し、超音波センサーユニット40の配置条件によっては、基準センサーを送信センサーとした超音波ビームの照射のみでは、全ての超音波センサーユニット40の相対情報を得られない場合がある。例えば、図4の例では、第1の超音波センサーユニット40(40a)の左隣りの位置に超音波センサーユニット40dがあったと仮定すると、当該センサーユニットへは基準センサーである第1の超音波センサーユニット40(40a)からの超音波ビームは届かない。そこで、基準センサーを送信センサーとして超音波ビームの照射を行ってなお、相対情報が得られなかったセンサーユニットがある場合には、基準値 R_t を越える受信強度ピークを得た受信センサー(例えば、図4の例では第2の超音波センサーユニット40(40b))に送信センサーを変更して、相対位置算出用に超音波計測範囲の全域を走査するように超音波ビームを送信制御する。そうして得られた相対位置情報を、基準センサーを基準とした座標系に変換して対応する。

10

【 0 0 4 9 】

超音波計測を行う前には、こうして全ての超音波センサーユニット40について相対情報の算出が行われる。そして、全ての超音波センサーユニット40について相対位置と相対姿勢とが明らかとなれば、例えば図5に示すように、同じタイミングで実施したそれぞれの超音波計測の結果(第1の超音波センサーユニット40a~第3の超音波センサーユニット40cそれぞれの計測結果に基づく3次元画像70a, 70b, 70c(扇状の範囲1つ1つが2次元画像を現し、その集合で1つの3次元画像を構成している)を、基準センサーのXaYaZa座標系において、それぞれの相対情報に整合するように3次元画像70a, 70b, 70cを合成することができる。

20

【 0 0 5 0 】

本実施形態の超音波計測装置10は、各超音波センサーユニット40にて3次元超音波計測を行って得られた3次元画像70a, 70b, 70cから、計測部位全体のポリウムデータ72を生成することができる。なお、3次元画像70a, 70b, 70cそれぞれから、個別のポリウムデータ(小領域)を中間生成し、中間生成したポリウムデータから計測部位全体のポリウムデータ72を生成することとしてもよい。本実施形態では、中間生成しない前者の方法として以下説明する。

【 0 0 5 1 】

そして、超音波計測装置10は、生成したポリウムデータ72に基づいて計測部位の全体画像(例えば、計測対象部位を構成する各組織の表面で構成された外観画像や、内部構造を半透視した透視画像、内部断面画像を含む)をポリウムレンダリングして生成し、例えば処理装置20のタッチパネル21に表示させる。しかも、超音波計測装置10は、被検者4の膝を屈伸させながら、相対値情報の算出と、3次元超音波計測と、ポリウムデータの生成と、計測対象部位に係る全体的な3次元超音波計測画像(全体画像)をレンダリングするポリウムレンダリングと、全体画像の表示制御とを、所定の制御サイクル(例えば、20fps)で繰り返し実行することで、膝の屈伸中の障害部位の様子を連続的に観察可能にする。

30

【 0 0 5 2 】

[機能構成の説明]

次に、本実施形態を実現するための機能構成について説明する。

40

図6は、本実施形態の超音波計測装置10の機能構成例を示すブロック図である。超音波計測装置10は、操作入力部100と、第1超音波振動子制御部110a~第n超音波振動子制御部110n(nは2以上の整数)と、第1超音波振動子アレイ120a~第n超音波振動子アレイ120nと、通信部150と、処理部200と、画像表示部360と、記憶部500とを備える。

【 0 0 5 3 】

操作入力部100は、オペレーターによる各種操作入力を受け付け、操作入力に応じた操作入力信号を処理部200へ出力する。ボタンスイッチやレバースイッチ、ダイヤルスイッチ、トラックパッド、マウス、などにより実現できる。図1の例ではタッチパネル2

50

1 やキーボード 2 2 が該当する。

【 0 0 5 4 】

第 1 超音波振動子制御部 1 1 0 a ~ 第 n 超音波振動子制御部 1 1 0 n は、対応する第 1 超音波振動子アレイ 1 2 0 a ~ 第 n 超音波振動子アレイ 1 2 0 n による超音波の発信や超音波エコーの受信に係る制御、および受信結果に基づく画像の生成処理を実行する。例えば、公知の超音波振動子の制御技術により実現可能である。

例えば、1) 送信フォーカシングに係る制御を実行する送信フォーカス制御部 1 1 1 と、2) 対応する第 1 超音波振動子アレイ 1 2 0 a ~ 第 n 超音波振動子アレイ 1 2 0 n への駆動信号 (パルス電圧) の送出及び超音波エコーの受信信号の取得を行う送受信回路 1 1 2 と、受信フォーカシング制御を行う受信フォーカス制御部 1 1 3 と、超音波エコーから 2 次元画像 (例えば、2 次元 B モード画像) を生成する 2 次元画像生成部 1 1 4 と、超音波エコーから 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成部 1 1 5 とを含む。図 1 の例では、制御 IC 4 2 が該当する。

10

【 0 0 5 5 】

第 1 超音波振動子アレイ 1 2 0 a ~ 第 n 超音波振動子アレイ 1 2 0 n は、超音波ビームの送信フォーカシングや、所定位置からの超音波エコーを選択的に受信する受信フォーカシングに対応する超音波振動子群である。図 1 の例では、2 次元超音波振動子アレイ 4 1 が該当する。

【 0 0 5 6 】

通信部 1 5 0 は、第 1 超音波振動子制御部 1 1 0 a ~ 第 n 超音波振動子制御部 1 1 0 n と処理部 2 0 0 との間の信号送受を管理する。通信制御 IC や通信ケーブル、ソケット、無線通信機などにより実現できる。図 1 の例では、サポーター型超音波プローブ 3 0 の通信制御ユニット 5 0 や、処理装置 2 0 の通信制御 IC 2 5 が該当する。

20

【 0 0 5 7 】

処理部 2 0 0 は、例えば、CPU や GPU 等のマイクロプロセッサや、ASIC、IC メモリーなどの電子部品によって実現される。そして、処理部 2 0 0 は、各機能部との間でデータの入出力制御を行い、所定のプログラムや各種データに基づいて各種の演算処理を実行して、超音波センサーユニット 4 0 の相対情報の算出に関する制御や、ボリュームデータの生成、ボリュームレンダリングによる全体画像の生成、全体画像の表示制御をすることができる。図 1 の例では、処理装置 2 0 の制御基板 2 6 が該当する。

30

【 0 0 5 8 】

そして、本実施形態の処理部 2 0 0 は、相対情報算出部 2 0 2 と、超音波計測制御部 2 0 4 と、全体画像生成部 2 1 0 と、繰り返し制御部 2 2 0 と、計時部 2 3 0 と、画像生成部 2 6 0 とを有する。

【 0 0 5 9 】

相対情報算出部 2 0 2 は、離散配置された第 1 超音波振動子アレイ 1 2 0 a ~ 第 n 超音波振動子アレイ 1 2 0 n の超音波の送受信情報に基づいて相対位置および相対姿勢の相対情報を算出する。図 4 で説明した相対位置情報の算出に関する制御を行う。

【 0 0 6 0 】

超音波計測制御部 2 0 4 は、第 1 超音波振動子制御部 1 1 0 a ~ 第 n 超音波振動子制御部 1 1 0 n に、それぞれ対応する第 1 超音波振動子アレイ 1 2 0 a ~ 第 n 超音波振動子アレイ 1 2 0 n による同時 (または診断に支障が無い程度の時間ずれを許容する意味での略同時) の超音波計測を実行させる。

40

【 0 0 6 1 】

全体画像生成部 2 1 0 は、第 1 超音波振動子制御部 1 1 0 a ~ 第 n 超音波振動子制御部 1 1 0 n から、それぞれ対応する第 1 超音波振動子アレイ 1 2 0 a ~ 第 n 超音波振動子アレイ 1 2 0 n で計測した結果データを取得し、計測対象部位に係る全体的な 3 次元超音波計測画像 (全体画像) を生成する。全体画像生成部 2 1 0 は、3 次元超音波計測画像生成部に相当する。

【 0 0 6 2 】

50

より詳しくは、全体画像生成部 2 1 0 は、ポリウムデータ生成部 2 1 2 と、表示制御部 2 1 4 と、ポリウムレンダリング部 2 1 6 とを有する。

【 0 0 6 3 】

ポリウムデータ生成部 2 1 2 は、第 1 超音波振動子制御部 1 1 0 a ~ 第 n 超音波振動子制御部 1 1 0 n で生成された、それぞれの計測範囲における計測対象部位の 2 次元画像や 3 次元画像のデータ（計測対象部位の部分画像のデータ）を取得する。そして、それらに対応する第 1 超音波振動子アレイ 1 2 0 a ~ 第 n 超音波振動子アレイ 1 2 0 n の相対位置と相対姿勢とが整合するようにして、所定の基準座標系（図 4 及び図 5 の例では、第 1 の超音波センサーユニット 4 0 の座標系）にて合成して、計測対象部位全体のポリウムデータを生成する。

10

【 0 0 6 4 】

表示制御部 2 1 4 は、操作入力部 1 0 0 からの所定の表示設定操作に応じて、ポリウムレンダリング部 2 1 6 がレンダリングする計測対象部位に係る 3 次元超音波計測画像（全体画像）の視点や断面を設定する。ポリウムレンダリング部 2 1 6 は、計測対象部位全体のポリウムデータを、設定された視点或いは断面で見た画像をレンダリングして生成する。

【 0 0 6 5 】

繰り返し制御部 2 2 0 は、相対情報算出部 2 0 2 による相対情報の算出と、超音波計測制御部 2 0 4 による超音波計測の制御と、全体画像生成部 2 1 0 による画像生成とを繰り返し実行させる制御をする。繰り返し制御部 2 2 0 は、制御部に相当する。

20

【 0 0 6 6 】

計時部 2 3 0 は、送信タイミングや受信タイミングの基準となるシステムクロックの計時をする。

【 0 0 6 7 】

画像生成部 2 6 0 は、各種操作画面や全体画像などを画像表示部 3 6 0 へ表示させるための画像信号を生成して出力する。

【 0 0 6 8 】

画像表示部 3 6 0 は、画像生成部 2 6 0 から入力される画像信号に基づいて画像を表示出力する。図 1 の例ではタッチパネル 2 1 が該当する。

【 0 0 6 9 】

30

記憶部 5 0 0 は、IC メモリーやハードディスク、光学ディスクなどの記憶媒体により実現され、各種プログラムや、処理部 2 0 0 の演算過程のデータなどの各種データを記憶する。図 1 の例では、処理装置 2 0 の制御基板 2 6 に搭載されている IC メモリー 2 4 が該当する。なお、処理部 2 0 0 と記憶部 5 0 0 の接続は、装置内の内部バス回路による接続に限らず、LAN (Local Area Network) やインターネットなどの通信回線でも実現しても良い。その場合、記憶部 5 0 0 は超音波計測装置 1 0 とは別の外部記憶装置により実現されとしてもよい。

【 0 0 7 0 】

図 7 は、記憶部 5 0 0 に記憶されるプログラムやデータの例を示す図である。

記憶部 5 0 0 は、システムプログラム 5 0 1 と、計測制御プログラム 5 0 2 と、システムクロック 5 0 6 と、相対情報算出用基礎データ 5 1 0 と、センサー別相対情報 5 4 0 と、センサー別 3 次元画像データ 5 5 0 と、表示制御データ 5 6 0 と、ポリウムデータ 5 6 2 と、全体画像データ 5 6 4 とを記憶する。その他、超音波センサーユニット 4 0 の相対位置情報の算出やポリウムデータの生成、ポリウムレンダリングのための各種データも適宜記憶することができる。

40

【 0 0 7 1 】

システムプログラム 5 0 1 は、処理装置 2 0 をコンピューターとしての基本的な入出力機能を実現するためのプログラムである。処理部 2 0 0 は、システムプログラム 5 0 1 を実行している状態で、計測制御プログラム 5 0 2 を実行することにより実現する。なお、これらの処理部 2 0 0 が有する各機能部を電子回路等のハードウェアで実現する場合には

50

、当該機能を実現させるためのプログラムの一部を省略することができる。

【 0 0 7 2 】

相対情報算出用基礎データ 5 1 0 は、第 1 超音波振動子制御部 1 1 0 a ~ 第 n 超音波振動子制御部 1 1 0 n、すなわち超音波センサーユニット 4 0 (図 1) それぞれの相対位置および相対姿勢の相対情報を算出するための基礎データである。相対情報算出用基礎データ 5 1 0 は、相対情報の算出のための送信センサーの設定毎に生成される。

【 0 0 7 3 】

例えば、図 8 に示すように、送信センサーとした超音波センサーユニット 4 0 の識別情報を格納する送信センサー ID 5 1 1 と、送信タイミング毎に作成される複数の送受信データセット 5 2 0 とを含む。

10

【 0 0 7 4 】

1 つの送受信データセット 5 2 0 は、送信時のシステムクロック 5 0 6 を格納する送信タイミング 5 2 2 と、超音波ビームの送信方向を送信センサーの座標系で記述した送信ベクトル 5 2 4 と、受信センサー毎に作成される複数の受信データ 5 3 0 とを含む。

【 0 0 7 5 】

1 つの受信データ 5 3 0 は、当該データがどの超音波センサーユニット 4 0 で受信したものであるかを示す受信センサー ID 5 3 1 と、複数の受信エコー分布データ 5 3 2 とを格納する。

【 0 0 7 6 】

受信エコー分布データ 5 3 2 は、当該受信センサーとなっている超音波センサーユニット 4 0 の計測範囲全域についての受信強度の計測結果である。例えば、受信タイミング 5 3 3 と、当該受信センサーとなっている超音波センサーユニット 4 0 の座標系で記述した受信フォーカス座標 5 3 4 と、受信エコーの受信強度値 5 3 5 とを対応づけて格納する。

20

【 0 0 7 7 】

図 7 に戻って、センサー別相対情報 5 4 0 は、超音波センサーユニット 4 0 毎に作成され、それぞれが各センサーユニットを識別するセンサー ID と、相対位置座標と、相対法線ベクトルとを格納する。

【 0 0 7 8 】

センサー別 3 次元画像データ 5 5 0 は、超音波センサーユニット 4 0 毎に作成され、各センサーユニットによる超音波計測の結果に基づく計測部位の 3 次元部分画像データを格納する。

30

【 0 0 7 9 】

表示制御データ 5 6 0 は、全体画像を生成するためのボリュームレンダリングの視点や、ボリュームデータの断面を定義する。

【 0 0 8 0 】

[処理の流れの説明]

次に、超音波計測装置 1 0 の動作について説明する。

図 9 は、超音波計測装置 1 0 の計測制御に係る処理の流れを説明するためのフローチャートであって、所定の計測開始操作を検出すると実行される。なお、被検者 4 の膝関節には予めサポーター型超音波プローブ 3 0 を装着しているものとする。また、所定の表示制御操作を検出すると、処理部 2 0 0 は表示制御データ 5 6 0 をその都度変更するものとする。

40

【 0 0 8 1 】

超音波計測装置 1 0 の処理部 2 0 0 は、所定の計測開始操作を検出すると、所定の終了操作を検出するまで、描画フレーム毎にループ A を所定サイクルで繰り返し実行する (ステップ S 2 ~ S 3 2) 。

【 0 0 8 2 】

ループ A では、超音波計測装置 1 0 は、先ず相対情報算出用基礎データ 5 1 0 を作成し、送信センサー ID 5 1 1 を所定の基準センサー (本実施形態では第 1 の超音波センサーユニット 4 0 a ; 図 3 , 図 4) に設定し (ステップ S 4) 、送信ベクトル 5 2 4 を超音波

50

ビームを最初に送信する方向に初期化する（ステップ S 6）。そして、送信タイミング 5 2 2 に現在のシステムクロック 5 0 6 の示す値を設定して、送信センサーから送信ベクトル 5 2 4 の方向へ超音波ビームを送出させる（ステップ S 8）。

【 0 0 8 3 】

一方、超音波計測装置 1 0 は受信センサー毎に、計測範囲全域で受信エコーを測定し、相対情報算出用基礎データ 5 1 0 に受信エコー分布データ 5 3 2 を記憶する（ステップ S 1 0）。従って、送信センサーからの超音波ビームの送信時間は、ステップ S 1 0 において各受信センサーが受信エコー分布データ 5 3 2 を得るのに十分な時間だけ送らせるものとする。

【 0 0 8 4 】

次に、超音波計測装置 1 0 は今回の超音波ビームの送信で、当該送信センサーの全ての計測範囲全域に超音波ビームを送信したかを判定する（ステップ S 1 2）。相対情報算出用基礎データ 5 1 0 には、送信ベクトル毎の送受信データセット 5 2 0 が格納されるので、送受信データセット 5 2 0 が所定数に達していなければ、否定判定する。

そして、もし否定であれば（ステップ S 1 2 の NO）、超音波計測装置 1 0 は新たな送受信データセット 5 2 0 を作成してその送信ベクトル 5 2 4 を次の方向を示すように設定して送信方向を変更する（ステップ S 1 4）。そして、ステップ S 8 に戻る。

【 0 0 8 5 】

やがて、超音波ビームの送信が送信センサーの全ての計測範囲全域に及んだならば（ステップ S 1 2 の YES）、超音波計測装置 1 0 は次に全ての受信センサーで基準値 R_t （図 4）に達する受信エコーの受信強度値が得られたかを判定する（ステップ S 1 8）。

【 0 0 8 6 】

もし、否定であれば（ステップ S 1 6 の NO）、超音波計測装置 1 0 は、相対位置と相対姿勢を求められない超音波センサーユニット 4 0 が残っていると見なし、既に基準値 R_t 以上の受信強度値が得られている受信センサーの何れかを選択し、これを新たな送信センサーに設定する（ステップ S 1 8）。具体的には、新たに相対情報算出用基礎データ 5 1 0 を生成し、送信センサー ID 5 1 1 に新たな送信センサーとされた超音波センサーユニット 4 0 の識別情報を設定する。そして、ステップ S 6 に戻る。

【 0 0 8 7 】

もし、全ての受信センサーで基準値 R_t に達する受信エコーの受信強度値が得られたならば（ステップ S 1 6 の YES）、超音波計測装置 1 0 は受信センサー毎に最大受信強度が得られた時の送信センサーを基準とする相対位置と相対法線ベクトルとを算出し、センサー別相対情報 5 4 0 に格納する（ステップ S 2 0）。

【 0 0 8 8 】

この段階では、ステップ S 1 8 により基準センサーとは別の超音波センサーユニット 4 0 を送信センサーとしたときに最大受信強度値を得ているケースが残り得る。

そこで、超音波計測装置 1 0 は次に、最大受信強度値を得た時の送信センサー ID 5 1 1 が所定の基準センサーを示していない受信センサーについては、ステップ S 1 8 で求めた相対位置と相対法線ベクトルとを、最大受信強度値を得た時の送信センサーと基準センサーとの相対位置と相対姿勢とに基づいて、基準センサーの座標系で記述するように変換処理する（ステップ S 2 2）。

【 0 0 8 9 】

これで、全ての超音波センサーユニット 4 0 の相対情報（相対位置、相対姿勢）が明らかになったので、超音波計測装置 1 0 は全ての超音波センサーユニット 4 0 による超音波計測を実行する（ステップ S 2 4）。

【 0 0 9 0 】

次いで、超音波計測装置 1 0 は、超音波計測の結果に基づいて超音波センサーユニット別の 3 次元画像（図 5 の 3 次元画像 7 0 a, 7 0 b, 7 0 c）を生成し（ステップ S 2 6）、判明している各超音波センサーユニット 4 0 の相対情報に基づいて、超音波センサーユニット別の 3 次元画像から計測部位全体のボリュームデータ 5 6 2 を生成する（ステッ

10

20

30

40

50

ブ S 2 8)。

【 0 0 9 1 】

そして、生成されたボリュームデータ 5 6 2 から表示制御データ 5 6 0 に定義されている視点や断面での全体画像を生成し、タッチパネル 2 1 に表示させる (ステップ S 3 0)。

【 0 0 9 2 】

以上、本実施形態によれば、伸縮性のサポーター部 3 1 で小型の超音波センサーユニット 4 0 を支持し、関節部を動かしたとしても超音波センサーを安定して皮膚面に密着させ続けることができる。勿論、オペレーターの手を塞ぐこともない。また、この間、各超音波センサーユニット 4 0 の相対位置および相対姿勢の相対情報が算出され続け、各超音波センサーユニット 4 0 それぞれの計測結果と相対情報とを用いて、計測対象部位に係る全体的な 3 次元超音波計測画像が生成される。よって、関節を様々な角度に動かしながら障害部位を連続的に計測し観察することが可能となる。

10

【 0 0 9 3 】

具体的には、各超音波センサーユニット 4 0 で計測した結果に基づく関節部の 3 次元画像を合成してボリュームデータを作成し、任意の視点や断面から計測対象部位を見た全体画像を逐次生成し表示することができる。

よって、関節を動かしながら本実施形態の計測制御を実施すれば、障害部位の様子をリアルタイムに連続的に観察することが可能となる。

【 0 0 9 4 】

20

〔変形例〕

以上、本発明を適用した実施形態について説明したが、本発明が適用可能な形態は上記実施形態に限るものではなく適宜構成要素の追加・省略・変更を施すことができる。

【 0 0 9 5 】

例えば、サポーター型超音波プローブ 3 0 が有する超音波センサーユニット 4 0 の数やそれらの取り付け位置は上記実施形態に限らず変更可能である。

例えば、図 1 0 に示すように、複数の超音波センサーユニット 4 0 を、筒型の装着具であるサポーター部 3 1 の周方向に全周と全長に亘って取り付ける構成としてもよい。

【 0 0 9 6 】

また、サポーター型超音波プローブ 3 0 のサポーター部 3 1 を省略した構成も可能である。例えば図 1 1 に示す超音波プローブセット 3 0 C のように、各超音波センサーユニット 4 0 を皮膚に粘着可能な粘着部材で構成された粘着部 3 3 を有するセンサー支持体 3 4 で支持する構成とし、計測対象とする関節部の皮膚面に着脱可能に取り付けるとしてもよい。

30

【 0 0 9 7 】

また、サポーター型超音波プローブ 3 0 以外の構成として、伸縮性のある貼付可能な布状体の内面側に小型の超音波センサーユニット 4 0 を分散配置して構成した“湿布型超音波プローブ”や、伸縮性の環状の布状体の内面側に小型の超音波センサーユニット 4 0 を分散配置して構成した“腹巻き型超音波プローブ”を構成してもよい。

【 0 0 9 8 】

40

また、上記の実施形態では、サポーター型超音波プローブ 3 0 の使用例として、関節を動かしながら障害部位をハンズフリーで連続的に観察可能であることを説明した。しかし、上記の“湿布型超音波プローブ”や“腹巻き型超音波プローブ”として、体の動きの少ない内蔵の患部をハンズフリーで連続的に観察することも可能である。

【 0 0 9 9 】

その効果は、例えば、ハンズフリーで視点や断面を様々に変えた画像を自由に表示できるので、体内の腫瘍や結石を探しやすく、早期発見につなげることができることにある。また、心臓疾患の発見なども同様であり、また腫瘍や疾患の手術後の経過なども連続で観察可能である。もちろん、薬や注射などによる治療の経過も常時観察が可能である。また、胎児の様子も常時ハンズフリーで観察でき、異常をいち早く発見することができる。ま

50

たさらに、膀胱内の畜尿量を常時観察して、失禁の予防をすることもできる。

【0100】

以上の観察は、サポーター型超音波プローブ30の他、上記の“湿布型超音波プローブ”や“腹巻き型超音波プローブ”で可能である。被検者の体が動いても観察可能であるから、被検者の姿勢を固定する必要がない。すなわち、寝ている状態の体位（横臥姿勢や仰向け姿勢）や座位の他、歩行などで体位が変化する場面においても、プローブを気にすることなく被検者が常に楽な姿勢でいられるという効果も有する。

【0101】

また、上記実施形態では、相対情報算出部202と全体画像生成部210とを、処理装置20にて実現する構成としたが、サポーター型超音波プローブ30に設ける構成としてもよい。例えば、相対情報算出部202と全体画像生成部210とをそれぞれLSIなどのハードウェアにより実現し、サポーター型超音波プローブ30の通信制御ユニット50に搭載するとしてもよい。

10

【0102】

また、上記実施形態では、図6に示すように、第1超音波振動子制御部110a～第n超音波振動子制御部110nが、送信フォーカス制御部111、送受信回路112、受信フォーカス制御部113、2次元画像生成部114および3次元画像生成部115を有することとして説明したが、これらの機能部の一部を処理部200が担う構成としてもよい。

【符号の説明】

20

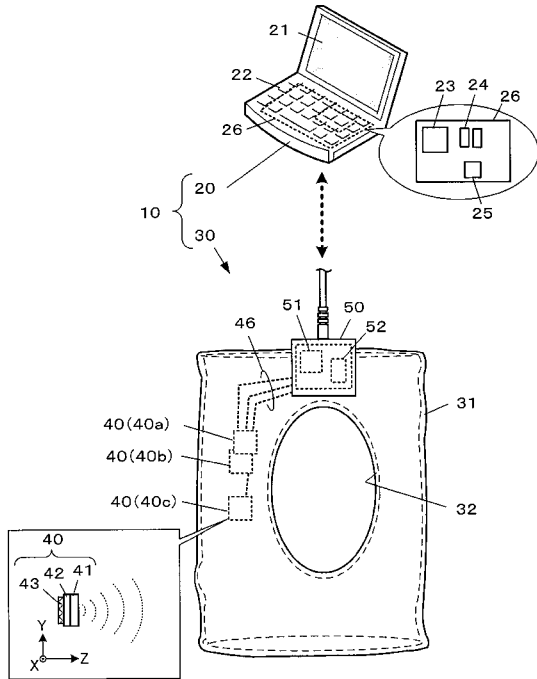
【0103】

4...被検者、10...超音波計測装置、20...処理装置、21...タッチパネル、22...キーボード、24...ICメモリ、25...通信制御IC、26...制御基板、30...サポーター型超音波プローブ、30C...超音波プローブセット、31...サポーター部、32...穴部、33...粘着部、34...センサー支持体、40...超音波センサーユニット、41...2次元超音波振動子アレイ、42...制御IC、43...係合部、46...電線、50...通信制御ユニット、51...通信制御IC、52...ICメモリ、70a～70c...3次元画像、72...ボリュームデータ、100...操作入力部、110a...第1の超音波振動子制御部、110n...第n超音波振動子制御部、111...送信フォーカス制御部、112...送受信回路、113...受信フォーカス制御部、114...2次元画像生成部、115...3次元画像生成部、120a...第1の超音波振動子アレイ、120n...第n超音波振動子アレイ、150...通信部、200...処理部、202...相対情報算出部、204...超音波計測制御部、210...全体画像生成部、212...ボリュームデータ生成部、214...表示制御部、216...ボリュームレンダリング部、220...繰り返し制御部、230...計時部、260...画像生成部、360...画像表示部、500...記憶部、501...システムプログラム、502...計測制御プログラム、506...システムクロック、510...相対情報算出用基礎データ、511...送信センサーID、520...送受信データセット、522...送信タイミング、524...送信ベクトル、530...受信データ、531...受信センサーID、532...受信エコー分布データ、533...受信タイミング、534...受信フォーカス座標、535...受信強度値、540...センサー別相対情報、550...センサー別3次元画像データ、560...表示制御データ、562...ボリュームデータ、564...全体画像データ

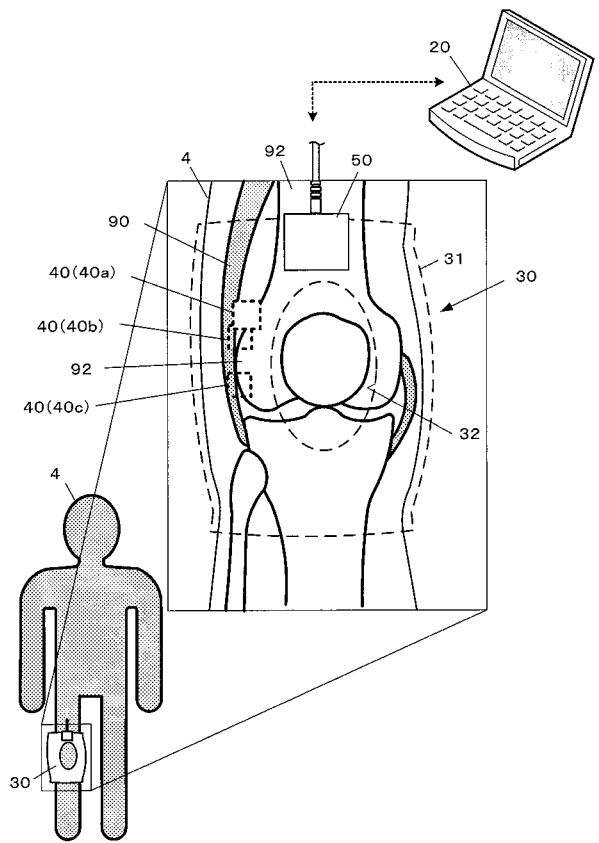
30

40

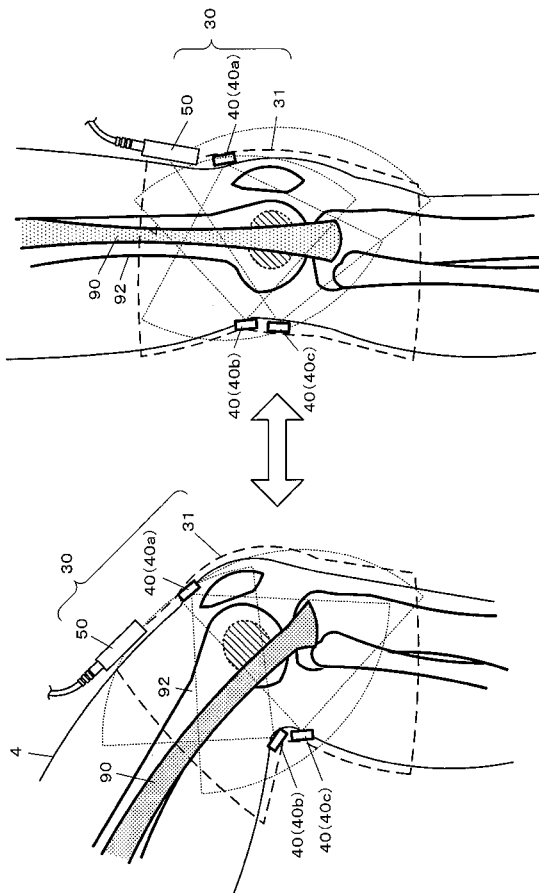
【図1】



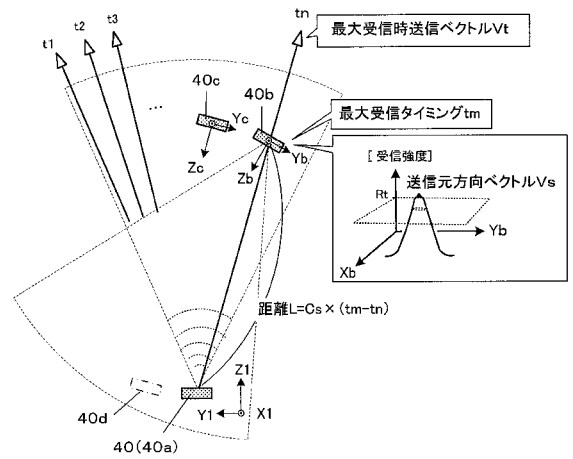
【図2】



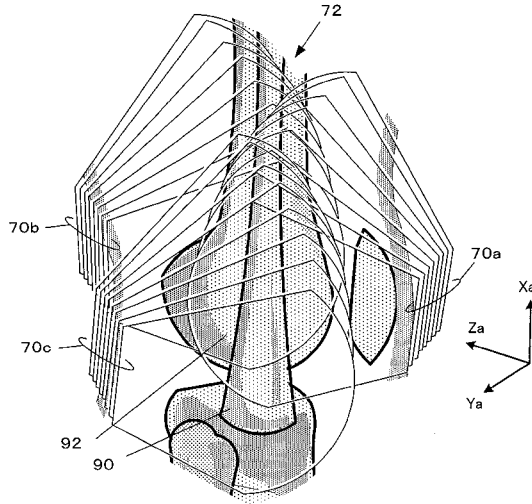
【図3】



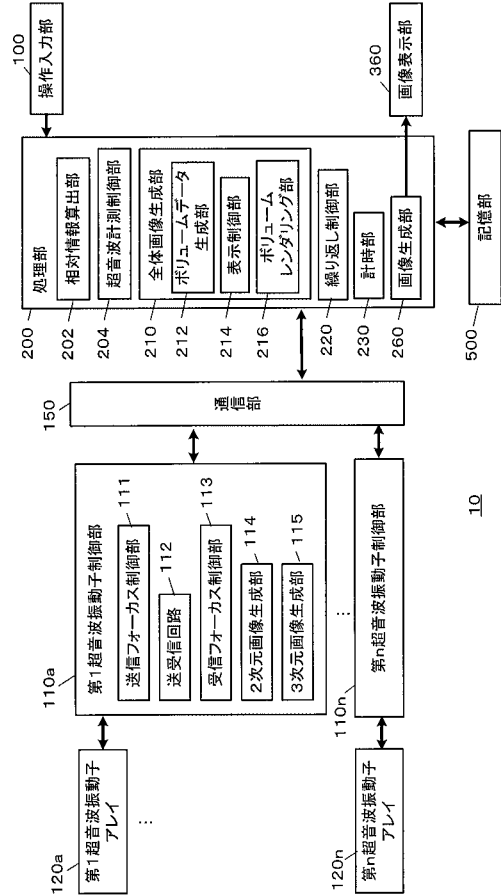
【図4】



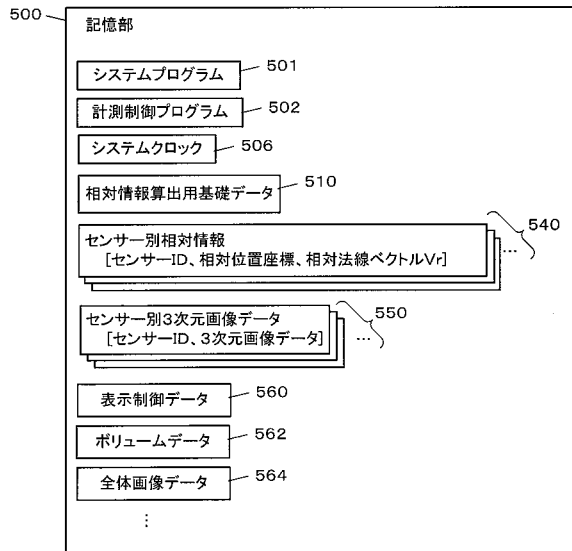
【図5】



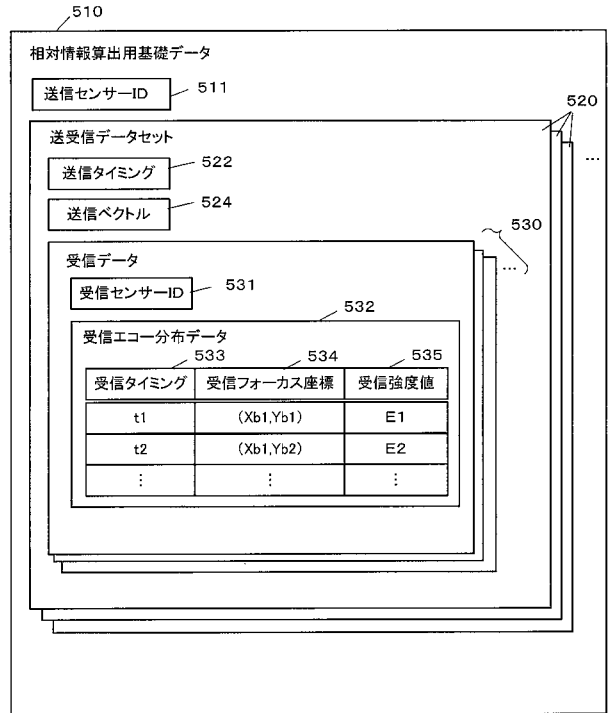
【図6】



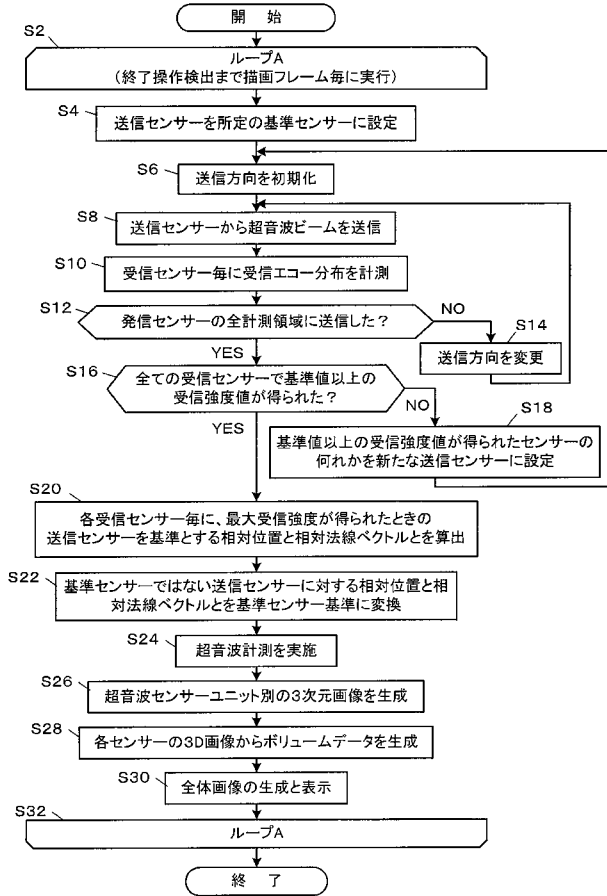
【図7】



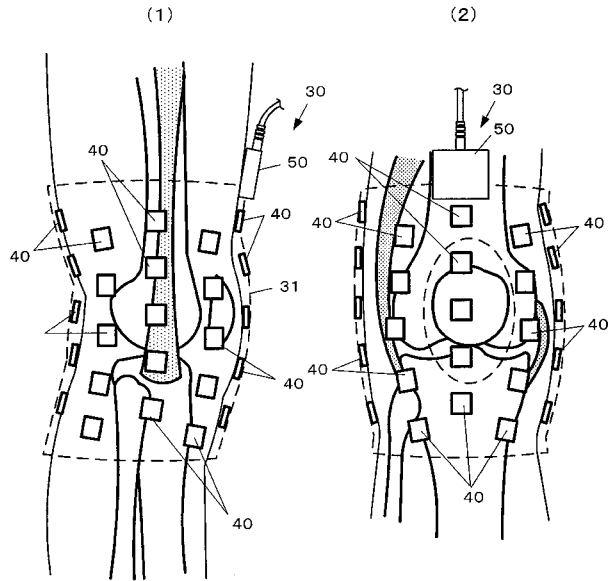
【図8】



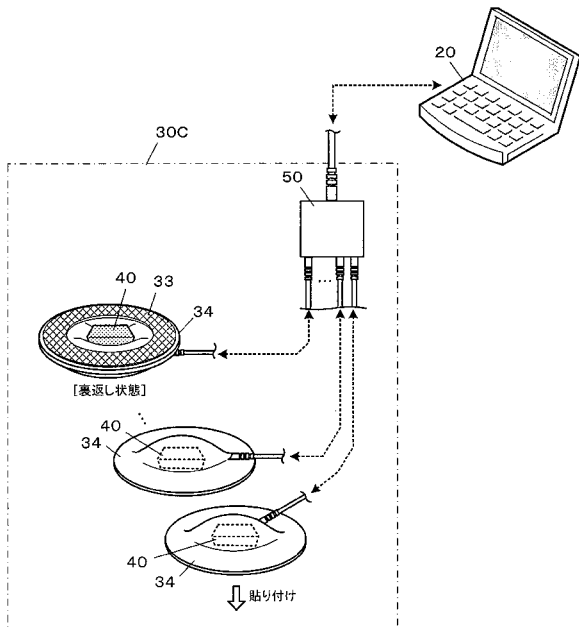
【 図 9 】



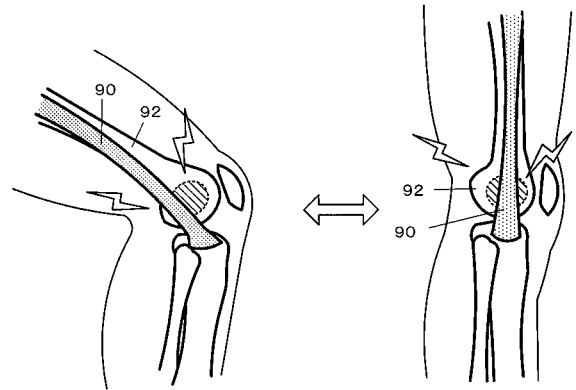
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 博則

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72)発明者 加納 一幸

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72)発明者 村上 謙二

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB23 DD10 EE11 GA07 GB06 GB18 HH14 JC26 JC32
KK43 KK45

专利名称(译)	超声波测量装置		
公开(公告)号	JP2015093140A	公开(公告)日	2015-05-18
申请号	JP2013235677	申请日	2013-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	新井義雄 鶴野次郎 鈴木博則 加納一幸 村上謙二		
发明人	新井 義雄 鶴野 次郎 鈴木 博則 加納 一幸 村上 謙二		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB23 4C601/DD10 4C601/EE11 4C601/GA07 4C601/GB06 4C601/GB18 4C601/HH14 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/KK43 4C601/KK45		
代理人(译)	渡边和明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在移动测量目标零件的同时进行连续超声测量。解决方案：支撑型超声波探头30具有可伸展的支撑部分31，该支撑部分将连接到连接部分，并且可拆卸的小型超声传感器单元40a，40b，40c设置在其内表面作为测量目标部分。它被分布和附着，以便围绕它。处理装置20计算超声波传感器单元40a至40c的相对位置和相对姿态，并且根据每个传感器单元的测量结果获得的三维超声波图像，使计算出的相对位置和相对姿态相匹配。然后，生成测量部位的体数据。然后，执行体绘制以生成并显示整个测量部位的三维图像。 [选型图]图1

