

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5185713号
(P5185713)

(45) 発行日 平成25年4月17日(2013.4.17)

(24) 登録日 平成25年1月25日(2013.1.25)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-180966 (P2008-180966)
(22) 出願日 平成20年7月11日(2008.7.11)
(65) 公開番号 特開2010-17369 (P2010-17369A)
(43) 公開日 平成22年1月28日(2010.1.28)
審査請求日 平成23年6月28日(2011.6.28)

(73) 特許権者 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 廣田 浩二
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
カ株式会社内

審査官 樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工関節検索装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の屈曲した膝の正面側の体表面から、超音波ビームを走査することにより、前記被検者の大腿骨の遠位端部を含む断面エコー画像を求める送受波手段であって、前記大腿骨の大転子の凸部と前記大腿骨の外側上顆の凸部とを結ぶ軸と、前記大腿骨の機械軸と、により規定される平面に対して垂直且つ前記大腿骨の機械軸に平行な各断面の断面エコー画像を求める送受波手段と、

前記送受波手段が求めた各断面エコー画像について、それぞれ大腿骨の遠位端部の輪郭線を抽出する輪郭抽出手段と、

前記輪郭抽出手段で抽出された前記各断面エコー画像についての前記輪郭線の中から、前記大腿骨の機械軸の方向に沿って最も膝の外側寄りに位置する輪郭線を判別する判別手段と、

複数の人工関節の形状情報と、前記判別手段が判別した輪郭線と、に基づき、前記複数の人工関節の中から前記輪郭線の形状に適合する人工関節を検索しユーザに提案する提案手段と、

を備える人工関節検索装置。

【請求項2】

前記複数の人工関節の形状情報は、それら各人工関節の半径情報を含み、

前記提案手段は、前記判別手段が判別した輪郭線のうち前記大腿骨の機械軸の方向に沿って最も膝の外側寄りの部分の半径を計算し、計算した半径に対応する人工関節を前記各

10

20

人工関節の半径情報に基づき検索してユーザに提案する、
ことを特徴とする請求項 1 記載の人工関節検索装置。

【請求項 3】

前記送受波手段は、前記大腿骨の遠位端部の内側顆の断面エコー画像を求めることを特徴とする請求項 1 記載の人工関節検索装置。

【請求項 4】

太股が略水平となるように腰掛けた被検者の屈曲した膝の正面側から、前記太股の延伸方向に向かう超音波ビームを走査することにより、前記被検者の大腿骨の遠位端部を含む断面エコー画像を求める送受波手段であって、前記太股の延伸方向と鉛直方向とにより規定される各断面であって水平位置が異なる各断面の断面エコー画像を求める送受波手段と

10

前記送受波手段が求めた各断面エコー画像について、それぞれ大腿骨の遠位端部の輪郭線を抽出する輪郭抽出手段と、

前記輪郭抽出手段で抽出された前記各断面エコー画像についての前記輪郭線の中から、前記大腿骨の機械軸の方向に沿って最も膝の外側寄りに位置する輪郭線を判別する判別手段と、

複数の人工関節の形状情報と、前記判別手段が判別した輪郭線と、に基づき、前記複数の人工関節の中から前記輪郭線の形状に適合する人工関節を検索しユーザに提案する提案手段と、

を備える人工関節検索装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者に合った大腿骨遠位端部の人工関節を検索するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、人工医用材料の置換手術を必要とする患者の疾患部の断層画像を C T (Computed Tomography) や M R I (Magnetic Resonance Imaging) により求め、得られた断層画像データを 3 次元形状に再構成することにより、3 次元形状データを作成し、その 3 次元形状データをあらかじめ構築しておいた人工医用材料の 3 次元形状データを含むデータベース中の人工医用材料の 3 次元形状データと適合させ、患者の疾患部の人工医用材料を接合すべき組織と形状が適合する人工医用材料を選択する方法が開示されている。

30

【0003】

特許文献 2 には、人工関節等のインプラント部品の選択のために、患者の C T 又は M R I 画像から患部の三次元形状モデルを取得し、このモデルと、あらかじめ用意された各員プラント部品の三次元形状モデルとの比較により、適切なインプラント部品を検索するシステムが開示されている。

【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 287813 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 263241 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

C T や M R I は非常に高価なシステムであり、これらを用いたのでは、人工関節の選択のためのコストが高くなる。本発明は、比較的安価に、被検者に適合した大腿骨遠位端部の人工関節を検索することができる装置を提供することを特徴とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る装置は、被検者の屈曲した膝の正面側の体表面から、超音波ビームを走査することにより、前記被検者の大腿骨の遠位端部を含む断面エコー画像を求める送受波手

50

段であって、前記大腿骨の大転子の凸部と前記大腿骨の外側上顆の凸部とを結ぶ軸と、前記大腿骨の機械軸と、により規定される平面に対して垂直且つ前記大腿骨の機械軸に平行な各断面の断面エコー画像を求める送受波手段と、前記送受波手段が求めた各断面エコー画像について、それぞれ大腿骨の遠位端部の輪郭線を抽出する輪郭抽出手段と、前記輪郭抽出手段で抽出された前記各断面エコー画像についての前記輪郭線の中から、前記大腿骨の機械軸の方向に沿って最も膝の外側寄りに位置する輪郭線を判別する判別手段と、複数の人工関節の形状情報と、前記判別手段が判別した輪郭線と、に基づき、前記複数の人工関節の中から前記輪郭線の形状に適合する人工関節を検索しユーザに提案する提案手段と、を備える。

【 0 0 0 7 】

10

この態様によれば、超音波ビームの走査により得られた膝内部の画像から、大腿骨遠位端のうち膝の回転運動を規定する断面の輪郭線を求めることができ、その輪郭線に適合した人工関節を検索することができる。

【 0 0 0 8 】

1つの態様では、前記複数の人工関節の形状情報は、それら各人工関節の半径情報を含み、前記提案手段は、前記判別手段が判別した輪郭線のうち前記大腿骨の機械軸の方向に沿って最も膝の外側寄りの部分の半径を計算し、計算した半径に対応する人工関節を前記各人工関節の半径情報に基づき検索してユーザに提案する。

【 0 0 0 9 】

別の態様では、前記送受波手段は、前記大腿骨の遠位端部の内側顆の断面エコー画像を

20

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係る装置は、太股が略水平となるように腰掛けた被検者の屈曲した膝の正面側から、前記太股の延伸方向に向かう超音波ビームを走査することにより、前記被検者の大腿骨の遠位端部を含む断面エコー画像を求める送受波手段であって、前記太股の延伸方向と鉛直方向とにより規定される各断面であって水平位置が異なる各断面の断面エコー画像を求める送受波手段と、前記送受波手段が求めた各断面エコー画像について、それぞれ大腿骨の遠位端部の輪郭線を抽出する輪郭抽出手段と、前記輪郭抽出手段で抽出された前記各断面エコー画像についての前記輪郭線の中から、前記大腿骨の機械軸の方向に沿って最も膝の外側寄りに位置する輪郭線を判別する判別手段と、複数の人工関節の形状情報と、前記判別手段が判別した輪郭線と、に基づき、前記複数の人工関節の中から前記輪郭線の形状に適合する人工関節を検索しユーザに提案する提案手段と、を備える。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、超音波ビームの走査により得られた膝内部の画像から、その膝に適合した人工関節を検索することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

この実施形態では、超音波画像により大腿骨遠位端部の代替となる人工関節の選択を支援する装置を提供する。

40

【 0 0 1 3 】

実施形態の装置構成例を説明する前に、当該装置が対象とする膝関節（特に人間の）の内部構造について、図1を参照して簡単に説明する。図1は、立位での右足の膝関節の、体の正面側から見たときの模式的な断面図である。

【 0 0 1 4 】

図1に示すように、膝関節は、大腿骨100の遠位端部と、脛骨120の近位端部と、膝蓋骨130とから構成される。大腿骨100の遠位端の表面は軟骨105で覆われ、脛骨120の近位端の表面は軟骨125で覆われている。骨（例えば大腿骨100）の表面のうち軟骨で覆われた部分は、軟骨下骨と呼ばれる。大腿骨100の軟骨105と脛骨120の軟骨125との間には半月板110が存在している。大腿骨100の遠位端は、立

50

位の身体の正面方向から見た場合、図示のように二股に分かれて突起（それぞれ内側顆、外側顆と呼ばれる）しており、内側顆及び外側顆の軟骨105は、内側及び外側の半月板110にそれぞれ空いた穴を介して、脛骨120の近位端の軟骨125と接している。なお、以上に説明した膝関節部分は滑膜及び関節包140により覆われている。

【0015】

大腿骨100の遠位端の軟骨105は、当該遠位端部の表面を広く覆っているが、そのうち立位の際に脛骨120の近位端の軟骨125と接する部分は、上半身の荷重を強く受ける部分である。この部分は、軟骨荷重部と呼ばれる。軟骨荷重部は摩耗しやすく、摩耗が著しくなると変形性膝関節症を引き起こす。変形性膝関節症の診断には軟骨荷重部の軟骨厚みが重要な判断指標となる。

10

【0016】

人間の大腿骨100の遠位端の軟骨105の厚みは健常者で2～3mm程度と薄いものである。

【0017】

重度の変形性膝関節症に対する治療法として、人工関節置換術が知られている。膝関節の人工関節置換術では、患部である大腿骨遠位端部及び脛骨近位端部を、それぞれ対応する人工関節（大腿骨コンポーネント及び脛骨コンポーネント）の形状に合わせて切り取って表面を整える。そして、切り取って整えた部分に対し骨セメントやネジにより人工関節を固定する。ここで、人工関節の大腿骨コンポーネントの表面形状は、元来の膝の回転動作を再現するために、被検者の元の大腿骨遠位端の表面形状に近いことが望ましい。特に膝の主たる回転方向の回転動作をできるだけ忠実に再現するには、大腿骨遠位端の内側顆部及び外側顆部の各々の荷重部（立位の時に最も下に位置する部分。立位の時に最も荷重がかかる部分）を通り、身体の正中面に平行な面における内側顆部及び外側顆部の断面輪郭形状、特に荷重部近傍での輪郭の半径、が重要である。ところが、この半径には個人差があるため、人工関節にはこの部分の半径が異なる複数の種類のものが用意されている。そして、患者に適合したものを選択して用いている。なお、内側顆部の輪郭半径と外側顆部の輪郭半径との間には相関があることが知られており、大腿骨コンポーネントは、どちらかの半径をパラメータとして整理されている。

20

【0018】

この実施形態の装置は、超音波画像から大腿骨遠位端の内側顆部における上述の輪郭半径を求め、この半径に適合した大腿骨コンポーネントを検索して提案する。

30

【0019】

ところで、立位では、大腿骨100の遠位端部は脛骨120の近位端部と接しているので、この状態では大腿骨遠位端の荷重部に超音波ビームを当てようとするれば、脛骨側から上に向けて超音波ビームを当てる必要がある。しかし、そのような位置に超音波プローブを当てることは不可能である。また、仮にそのような位置に超音波プローブを配置できたとしても、大腿骨遠位端部は脛骨の影になるので、超音波は軟骨には届きにくく、大腿骨遠位端部の輪郭を画像化することは困難である。

【0020】

これに対し、例えば椅子に座るなどして膝を大きく（例えば90度程度まで）曲げると、図2に示すように、大腿骨100遠位端部の軟骨105の荷重部108が脛骨側から外れ、膝頭の正面側を向くようになる。図示の荷重部108は内側顆のものであり、外側顆の荷重部は図示を省略している。また、大腿骨100の遠位端部の荷重部も、軟骨105の荷重部とほぼ同じ位置である。したがって、膝頭の正面側からプローブを当てれば、荷重部の表面に対して垂直に近い角度で超音波ビームを当てることができ、大腿骨100の遠位端の荷重部近傍の良好な輪郭画像を得ることができる。そこで、この実施形態では、椅子に座るなどして膝を大きく曲げた状態で、超音波プローブにより大腿骨遠位端の荷重部を含む部分からのエコー信号を取得し、それらエコー信号に基づき大腿骨遠位端部の形状（特に上述の半径）を求める。

40

【0021】

50

図3に、実施形態の超音波診断装置の機能構成の一例を示す。この例では、膝内部の三次元領域のエコーを取得するための超音波プローブとして、メカニカル三次元プローブ10を用いる。メカニカル三次元プローブ10は、振動素子が1次元配列された振動子アレイ12と、メカ走査機構14とを備える。

【0022】

振動子アレイ12によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子走査される。電子走査方式としては電子セクタ走査、電子リニア走査等がよく知られているが、ここでは一例として電子リニア走査を用いる。

【0023】

メカ走査機構14は、振動子アレイ12を、当該アレイ12の電子走査の走査面と略垂直な方向にメカ（機械）走査する。振動子アレイ12による電子走査とメカ走査機構14によるメカ走査の組合せにより、膝内部の三次元領域がカバーされる。すなわち、一回の電子走査により1つの電子走査面の断層画像データ（断面エコー画像）を得ることができ、メカ走査の走査位置ごとに電子走査を行うことで、複数の電子走査面の断層画像データの集まりを得ることができる。メカ走査範囲全体の断層画像データの集まりが、メカニカル三次元プローブ10の走査範囲についての1つのボリュームデータである。

【0024】

振動子アレイ12の電子走査形状は特に限定されず、例えば大腿骨遠位端部の縦幅（被検者が腰掛けた状態での鉛直方向についての幅）をカバーする程度のアレイ長を持つリニア走査の振動子アレイ12を用いることもできる。また、同程度のアレイ長を持つコンベックス走査、コンケーブ（凹形）走査のプローブを用いてもよい。

【0025】

図4に示す例では、メカ走査機構14は、診断用椅子250に座った状態で屈曲された膝の（身体から見て）正面側の体表面に沿って、身体の縦方向を素子配列方向（すなわち電子走査方向）とした振動子アレイ12を内蔵する振動子部40を、身体の横方向（すなわち水平方向。図の紙面に対して垂直方向）にリニアにメカ走査する。図5は、図4と同じ状態を上から見た場合を模式的に示している。図4及び図5では図示を省略しているが、メカニカル三次元プローブ10には、振動子部40を水平方向にメカ走査する機構（図3のメカ走査機構14）が設けられている。メカ走査機構14は、モータなどにより振動子部40を自動的に移動させるものでもよいし、振動子部40の移動軌跡を規定するガイド機構を備えユーザが手動で振動子部40をガイドに沿って移動させるものでもよい。なお、メカ走査機構14は、リニアのメカ走査の経路における振動子部40の位置を割り出すエンコーダ等の位置検出手段を備えていてもよい。この位置検出手段の出力から、振動子部40の電子走査面の位置が分かるので、その走査面における各点の三次元的な位置を求めることができ、ひいては各メカ走査位置での電子走査により取得した断層画像データを合成することで、三次元のボリュームデータを構成することもできる。

【0026】

振動子部40の振動子アレイ12側には、水などの音響カップリング剤を封じた柔軟なスタンドオフ42が設けられている。測定時には、スタンドオフ42の一方の面が膝頭の形状に密着し、他方の面に沿って振動子アレイ12がメカ走査方向に移動する。図示は省略したが、これら振動子部40、スタンドオフ42、メカ走査機構などは筐体内に収容することができる。その筐体には、例えば、膝を収容するための凹部が形成されており、その凹部にスタンドオフ42が設けられる。そして、その筐体を膝にかぶせてその凹部に膝頭を収容すると、スタンドオフ42やその近傍の筐体構造が例えば大腿200の上部や膝頭、脛等に当接する。筐体の位置決め機構として、筐体の水平状態を保つ機構を採用すれば、振動子アレイ12の振動素子配列方向が鉛直方向となる状態を維持することができる。位置決め機構は、例えば、筐体を水平に保ったまま上下及び（被検者の身体及び椅子250に対して）前後に移動させることで、被検者の膝に対し、振動子部40を位置決めする。

【0027】

診断用椅子 250 は、座面 252 の高さが調節可能である。座面 252 の高さを調節することで、被検者の大腿 200（及びその内部の大腿骨 100）の延伸方向がほぼ水平となるようにすることができる。また、図示は省略したが、座面 252 に大腿 200 の位置を規制する規制部材を設けてもよい。規制部材は、例えば、内股を当接すると大腿骨遠位端の内側顆部の荷重部が被検者身体から見て正面方向を向くような位置に設ければよい。

【0028】

このように診断用椅子 250 の高さを調節し、膝頭が正面を向いた状態で、振動子部 40 等を収容する筐体を上下又は前後に移動させて、屈曲した膝頭にスタンドオフ 42 を当接する。これにより、メカニカル三次元プローブ 10（振動子アレイ 12）の座標系と大腿骨 100（特に遠位端の内側顆部）の向きとの関係が規定される。

10

【0029】

また、別の観点から言えば、大腿骨に対する振動子アレイ 12 の位置決めは、体表から手で触れて確認可能な大腿骨の特徴部位を基準に行うことができる。

【0030】

すなわち、図 6（a）に示すように、大腿骨 100 の近位端の骨頭 102 及び大転子凸部 106、遠位端の膝蓋面 104 及び外側上顆凸部 109 は、膝を屈曲させた状態では、体表から手で触れて確認できる。このうち骨頭 102 と膝蓋面 104 とを結ぶ軸は、大腿骨 100 の機械的な動作を規定する機械軸 M である。立位では、機械軸 M はほぼ鉛直方向を向く。また、大転子凸部 106 と遠位端の外側上顆凸部 109 とを結ぶ軸を軸 N と呼ぶことにする。（b）から分かるように、機械軸 M と軸 N とは、身体の側面から見ると同一の平面上に載る。図 4 の例で、診断用椅子 250 の座面 252 の高さを適切に調節すれば、機械軸 M と軸 N とを含む平面は、水平面とほぼ等しくなる。更に座面 252 上の規制部材により大腿の向きをあらかじめ定めた方向に向けることで、機械軸 M の向きが身体の正面方向を向くようにすることができる。

20

【0031】

そして、図 7 に例示するように、機械軸 M に沿って大腿骨遠位端から近位端に向かう方向を超音波ビームのビーム方向とし、機械軸 M と軸 N とを含んだ平面に対して垂直方向を電子走査方向とし、機械軸 M と軸 N とを含んだ平面内でビーム方向に垂直な方向をメカ走査方向とするようにメカニカル三次元プローブ 10（及びこれが内蔵する振動子部 40）を位置決めする。このように位置決めすると、電子走査面は、機械軸 M と軸 N とを含んだ平面に対して垂直で、且つ機械軸 M に平行な面となる。

30

【0032】

このように位置決めした状態で、図 8 に例示するように、メカニカル三次元プローブ 10 の振動子部 40 を大腿の内側端部からメカ走査方向（図中で矢印方向。内側から外側に向かう方向）に移動させながら、各メカ走査位置 A、B、C で断層エコー画像を求めたとする。このうち、メカ走査位置 B での断面は、内側顆部の荷重部を通る。この場合、図 9 の（a）、（b）、（c）に示すように、内側顆部内では、メカ走査位置 B の断面上での大腿骨遠位端部の輪郭線 302 が、他の走査位置 A、C 等の断面上での大腿骨遠位端部の輪郭線 302 よりもプローブ 10 寄り（すなわち膝の外側寄り）となる。すなわち、上述のようにプローブ 10 を膝（大腿骨）に対して位置決めしたことにより、内側顆部の中では荷重部が最もプローブ 10 に近い位置に位置することになる。

40

【0033】

そこで、本実施形態では、プローブ 10 で内側顆部をメカ走査し、各メカ走査位置での断層画像内の大腿骨の輪郭線のうち、最もプローブ 10 に近い輪郭線を、荷重部を通る大腿骨遠位端の輪郭線として抽出する。抽出した輪郭線は、機械軸 M と軸 N とで規定される平面に垂直で且つ機械軸 M に平行な断面、すなわち膝の回転軸に垂直な断面での大腿骨遠位端部の表面形状を表している。用意された各タイプの人工関節の中からその輪郭線の形状に合致した人工関節を検索することで、被検者の元々の膝の回転に近い回転を再現できる人工関節を選ぶことができる。

【0034】

50

図4及び図5を参照して説明した、膝に対するメカニカル三次元プローブ10の位置決め方法は、この大腿骨の特徴部位を基準として用いた位置決め方法とほぼ同等の位置決めを実現することができる。

【0035】

図3の説明に戻ると、送受信部16は、振動子アレイ12及びメカ走査機構14を駆動・制御して超音波ビームの送受信、電子走査、メカ走査を実現する。送受信部16は、送信部の機能と受信部の機能を備える。送信部は送信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、送信部から複数の送信信号が振動子アレイ12の複数の振動素子に対して供給される。これによって振動子アレイ12から超音波ビームパルスが生体内に放射される。生体内からの反射波は、振動子アレイ12にて受波される。これにより複数の振動素子から複数の受信信号が出力される。それらの受信信号は送受信部16の受信部に入力される。受信部は受信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、複数の受信信号に対して整相加算処理を適用する。また受信部は、対数圧縮処理、フィルタ処理等といった各種の信号処理を行う。そのような処理を経た受信信号が、フレームメモリ18に入力される。受信信号は、被検体内の各点でのエコーレベル値を表す。

10

【0036】

フレームメモリ18には、1フレーム(1つの電子走査面)の各点のエコー信号(すなわち断層画像)が記憶される。フレームメモリ18に記憶された1フレームの断層画像は、三次元データメモリ20に書き込まれる。メカ走査位置ごとの断層画像が順次三次元データメモリ20に書き込まれることで、三次元データメモリ20には、膝内部のエコーのボリュームデータが記憶されることになる。

20

【0037】

画像形成部22は、この三次元データメモリ20に記憶されたボリュームデータから、表示部24に表示する画像を生成する。例えば、画像形成部22は、指定された視点からボリュームデータをレンダリングすることで、その視点から見た被検体内部の三次元画像を生成する。また、画像形成部22は、ボリュームデータの中の指定された1以上の各断面(スライス)の画像を生成する機能を備えていてもよい。また、画像形成部22は、それら三次元画像や断面画像のうちの複数を1つの画面に配列する機能を持っていてもよい。

【0038】

また、画像形成部22は、後述する適合関節検索部36により検索された人工関節のタイプ識別情報を、例えば文字列などの形で表示画像に合成する機能を備えていてもよい。

30

【0039】

この他、画像形成部22は、超音波診断装置が備える他の機能(例えばドブラ画像生成機能など)により得られる情報から、カラーフローマッピング画像(二次元血流画像)、カラー組織画像(組織運動表示画像)、パワードブラ画像などの各種画像を形成する機能を備えていてもよい。また、それら各種画像を、上述の三次元画像や軟骨の画像と合成して表示する機能を備えていてもよい。

【0040】

画像形成部22は、例えばDSC(デジタルスキャンコンバータ)などにより構成される。画像形成部22によって生成された画像が、表示部24に表示される。

40

【0041】

更に図3を参照して、人工関節の検索のための構成及び処理について説明する。また、この処理の説明のために、図10のフローチャートを参照する。

【0042】

この処理では、上述のようにメカニカル三次元プローブ10を膝に対して位置決めした後、振動子部40をメカ走査の初期位置(図8の例では、膝の内側端)に移動させて処理を開始する(S1)。そして、その位置で振動子部40により超音波ビームを電子走査する(S2)。これにより、フレームメモリ18にはその位置の断層画像が蓄積される。

【0043】

50

図11は、あるメカ走査位置での断面画像を模式的に示している。図11の断面画像例では、大腿骨300の内部、軟骨305の内部、及び音響カップリング剤が封入されたスタンドオフ360の内部は、それぞれ音響的にほぼ等質なので、超音波はほぼ反射されず、超音波画像上では暗い画像となる。膝関節を囲む筋肉350等の組織は、組織の微細構造による反射により比較的輝度の高いまだらな画像となる。筋肉350等の組織と軟骨305とは音響インピーダンスの差が大きいので、それら両者の境界すなわち軟骨305の表面は、高輝度となる。同様に軟骨305と大腿骨300（軟骨下骨）との境界も高輝度となる。特に、大腿骨300は、軟骨305及び筋肉350等と音響インピーダンスが著しく異なるので、大腿骨300と軟骨305との境界、及び大腿骨300と筋肉350との境界は、他の境界や組織からのエコーに比べてエコー強度が著しく高い。

10

【0044】

輪郭抽出部30は、その断層画像を二値化することで、大腿骨の遠位端の輪郭線を抽出する(S3)。すなわち、大腿骨300と軟骨305との境界、及び大腿骨300と筋肉350との境界のエコー強度と、他の境界や組織のエコー強度とは著しく異なるので、それら両者を分けるしきい値を用いることで、大腿骨300と軟骨305との境界、及び大腿骨300と筋肉350との境界を抽出できる。それら境界は大腿骨300の遠位端部の輪郭線を表す。なお、輪郭抽出部30は、抽出した輪郭線を細線化してもよい。細線化には例えばソーベルフィルタやラプラシアンフィルタを用いればよい。

【0045】

荷重部断面判別部32は、各メカ走査位置での断層画像から抽出した輪郭線の中から、最もプローブ10寄り（膝の外側寄り）のものを、荷重部を通る輪郭線として抽出する。1つの実施例では、荷重部断面判別部32は、1断面の断層画像から抽出された輪郭線を記憶するバッファを備える。このバッファは、初期状態では空にされる。そして、ステップS3で輪郭線を抽出すると、その輪郭線の位置をバッファに記憶された1断面前の輪郭線の位置と比較し、どちらがよりプローブ10寄り（膝の外側寄り）であるかを判定する(S4)。そして、抽出した輪郭線の方がバッファ内の輪郭線よりプローブ10寄りであれば、前者をバッファに上書きし(S5)、メカ走査位置を1単位だけメカ走査方向に移動させて(S6)、ステップS2～S4の処理を繰り返す。なお、最初のメカ走査位置では、比較対象がないので、ステップS4からステップS5に自動的に進む。

20

【0046】

ステップS2～S6を繰り返していくと、いずれかの段階で、ステップS4の判定結果がNo、すなわち今回の断層画像から抽出した輪郭線の方よりも、バッファ内の前回の輪郭線の方がプローブ10寄りとなる。このとき、荷重部断面判別部32は、バッファ内の輪郭線を荷重部断面の輪郭線と判定し(S7)、この輪郭線を半径計算部34に渡す。

30

【0047】

半径計算部34は、受け取った輪郭線の荷重部近傍の部位の半径を計算する(S8)。この半径計算の手法の一例を、図12を参照して説明する。この例では、輪郭線上で荷重部の点Qを特定する。荷重部の点Qは、その輪郭線上で最もプローブ寄りの点である。また、その点Qの両側にそれぞれあらかじめ定めた画素数（図では10画素）の間隔を隔てた点P及びRを特定する。そして、それら3つの点P(x1, y1)、Q(x2, y2)、R(x3, y3)の座標を、円の方程式 $(x - a)^2 + (y - b)^2 = r^2$ （ただしa, bは円の中心のx, y座標、rは半径）に代入し、その結果得られるa, b, rについての三元連立方程式を解くことで、それら3点を通る円の半径を求める。

40

【0048】

なお、それら各点P, Q, Rにつき、それぞれ輪郭線上での当該点の両側のあらかじめ定めた数の点400（図では左右にそれぞれ5点ずつ）と当該点の座標の平均値を求め、求めた平均値を点P, Q, Rの座標として用いて半径を計算してもよい。これにより点P, Q, Rの座標の誤差を低減することができ、より精度のよい半径を求めることができる。

【0049】

50

適合関節検索部 36 は、人工関節データベース 38 の中から、半径計算部 34 が計算した半径に適合する人工関節を検索する (S9)。人工関節データベース 38 には、例えば、各タイプの人工関節の識別番号が、内側顆部の荷重部の半径をキーとして登録されており、適合関節検索部 36 は半径に対応する人工関節を検索する。適合関節検索部 36 は、検索した人工関節のタイプ識別番号を、画像形成部 22 に渡して表示部 24 に表示させる (S10)。

【0050】

なお、人工関節データベース 38 に各タイプの人工関節の断面形状又は三次元形状を登録しておき、適合関節検索部 36 が検索した人工関節の形状を、画像形成部 22 にて、膝内部の三次元画像あるいは断層画像に重畳表示することも可能である。この場合、人工関節の荷重部が膝内部の画像の大腿骨遠位端の荷重部に一致するように位置決めすればよい。

10

【0051】

以上、実施形態の装置について説明した。実施形態の装置によれば、超音波を用いることにより (CT や MRI を用いる場合に比べて) 簡便且つ安価に、被検者に適合した膝関節の人工関節を検索することができる。

【0052】

上記実施形態では、図 4 及び図 5 に例示した振動子部 40 (及び電子走査方向、メカ走査方向) の位置決めの方は、あくまで一例に過ぎない。プローブ 10 の座標系と大腿骨の機械軸 M 及び軸 N (図 6 及び図 7 参照) との位置関係が分かるように位置決めを行う機構又は方法であれば、どのような機構又は方法を用いてもよい。そのように位置決めすれば、プローブ 10 の座標系で得られた断層画像を大腿骨の機械軸 M 及び軸 N を基準とする座標系に変換することができる。その変換結果を用いれば、図 8 及び図 9 を用いて説明した方法を適用することができ、内側顆部の荷重部を通り膝の回転軸に垂直な面での大腿骨遠位端部の輪郭線を求めることができる。

20

【0053】

また、上記実施形態では、振動子アレイ 12 をリニアにメカ走査したが、これも一例に過ぎない。上述のようにプローブ 10 の座標系と大腿骨の機械軸 M 及び軸 N (図 6 及び図 7 参照) との位置関係が分かるように位置決めを行えば、メカ走査はどのような走査形状でもよい。例えば図 13 には、大腿骨 300 の遠位端部に回転軸 44 を合わせ、その回転軸 44 を中心として振動子部 40 をアーク走査する例を示す。この例では、振動子アレイの素子配列方向は図の紙面に垂直な方向である。振動子部 40 は、回転軸 44 から延びるアーム 46 により保持され、回転軸 44 を中心に回転する。このようにアーク走査を行った場合でも、プローブ 10 の座標系と大腿骨の機械軸 M 及び軸 N との位置関係は既知なので、得られた各断層画像からボリュームデータを構成し、そのボリュームデータから機械軸 M 及び軸 N を含む面に垂直で且つ機械軸に平行な各断面の画像を取り出し、上述と同様の方法で荷重部輪郭線の半径を求めることができる。

30

【0054】

また、上記実施形態では電子走査の振動子アレイ 12 とメカ走査機構 14 を組み合わせたプローブ 10 を用いたが、この代わりに、電子的に二次元走査を行うプローブを用いてもよい。

40

【0055】

また、上記実施形態では、荷重部断面判別部 32 が求めた荷重部輪郭線の半径を求め、この半径に適合する人工関節を判別したが、これは一例に過ぎない。この代わりに、実際の大腿骨遠位端の荷重部輪郭線の形状と人工関節の荷重部輪郭線の形状とを比較することで、適合する人工関節を特定してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図 1】膝関節の構造を説明するための、模式的な断面図である。

【図 2】椅子に座った状態の膝を正面側から見たときの膝関節の状態を説明するための図

50

である。

【図 3】実施形態の装置の機能構成の一例を示す図である。

【図 4】メカニカル三次元プローブのメカ走査方式の一例を説明するための模式的な側面図である。

【図 5】メカニカル三次元プローブのメカ走査方式の一例を説明するための模式的な側面図である。

【図 6】大腿骨の基準となる軸を説明するための図である。

【図 7】大腿骨の基準となる軸に対する振動子部の位置決めの方の一例を模式的に示す図である。

【図 8】位置決めされた振動子部の電子走査面と大腿骨との関係を示す図である。

10

【図 9】横方向について異なる位置の電子走査面における大腿骨遠位端部の輪郭線の位置関係を説明するための図である。

【図 10】実施形態の装置の処理手順の一例を示す図である。

【図 11】超音波ビームの走査により得られる膝内部の断面画像（スライスデータ）を模式的に例示する図である。

【図 12】大腿骨遠位端部の輪郭線の半径を求める方法の一例を説明するための図である。

【図 13】メカニカル三次元プローブのメカ走査方式の別の例を説明するための模式的な側面図である。

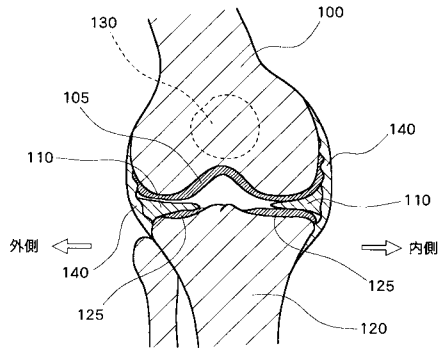
【符号の説明】

20

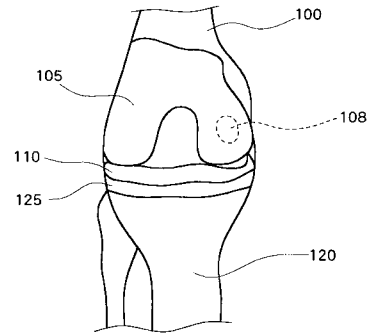
【0057】

10 メカニカル三次元プローブ、12 振動子アレイ、14 メカ走査機構、16 送受信部、18 フレームメモリ、20 三次元データメモリ、22 画像形成部、24 表示部、30 輪郭抽出部、32 荷重部断面判別部、34 半径計算部、36 適合関節検索部、38 人工関節データベース、40 振動子部、42 スタンドオフ、100 大腿骨。

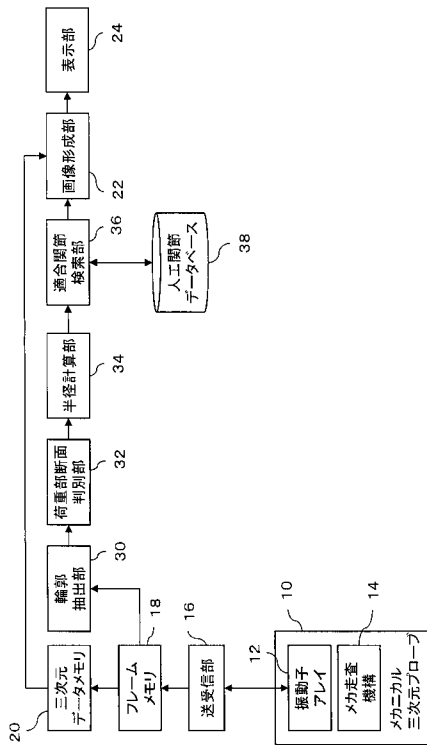
【図1】



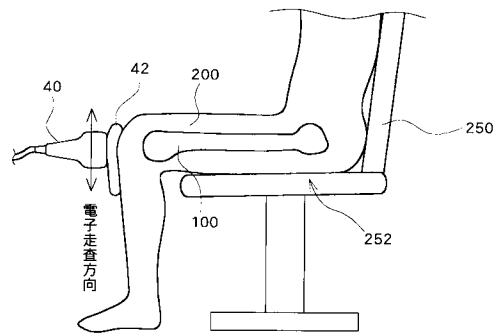
【図2】



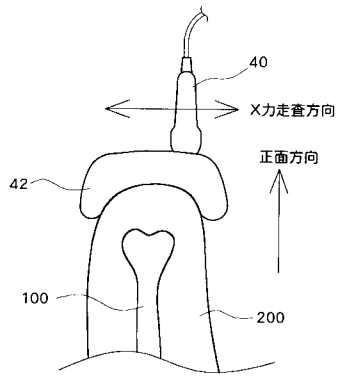
【図3】



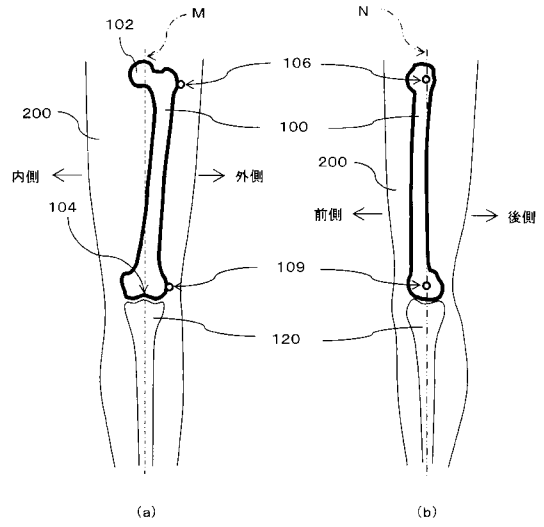
【図4】



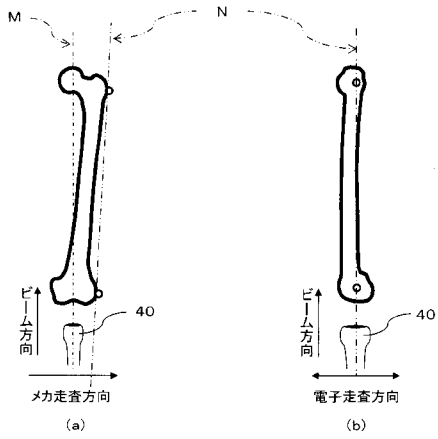
【 図 5 】



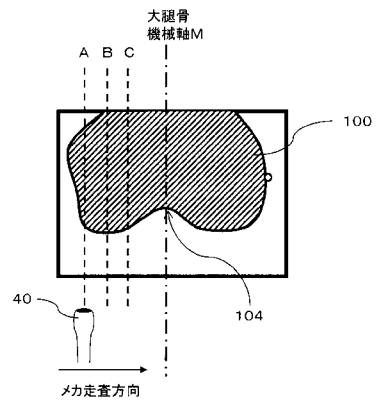
【 図 6 】



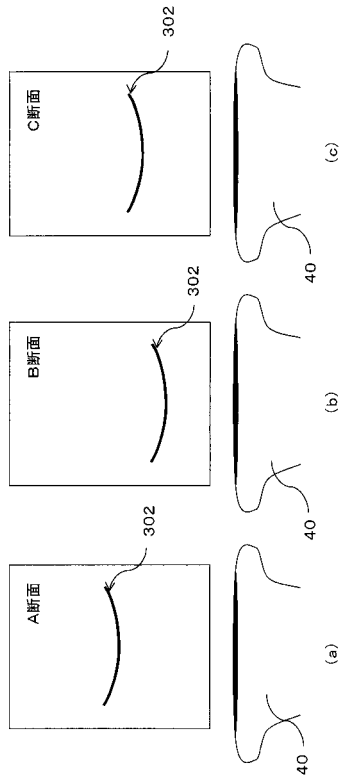
【 図 7 】



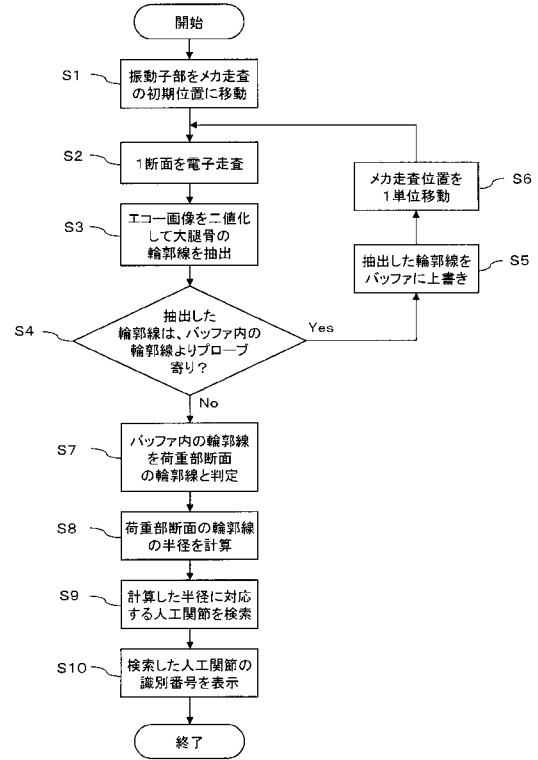
【 図 8 】



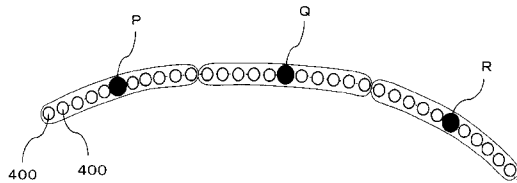
【図9】



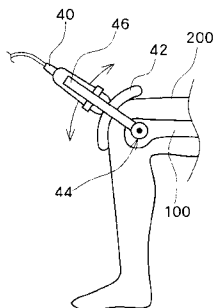
【図10】



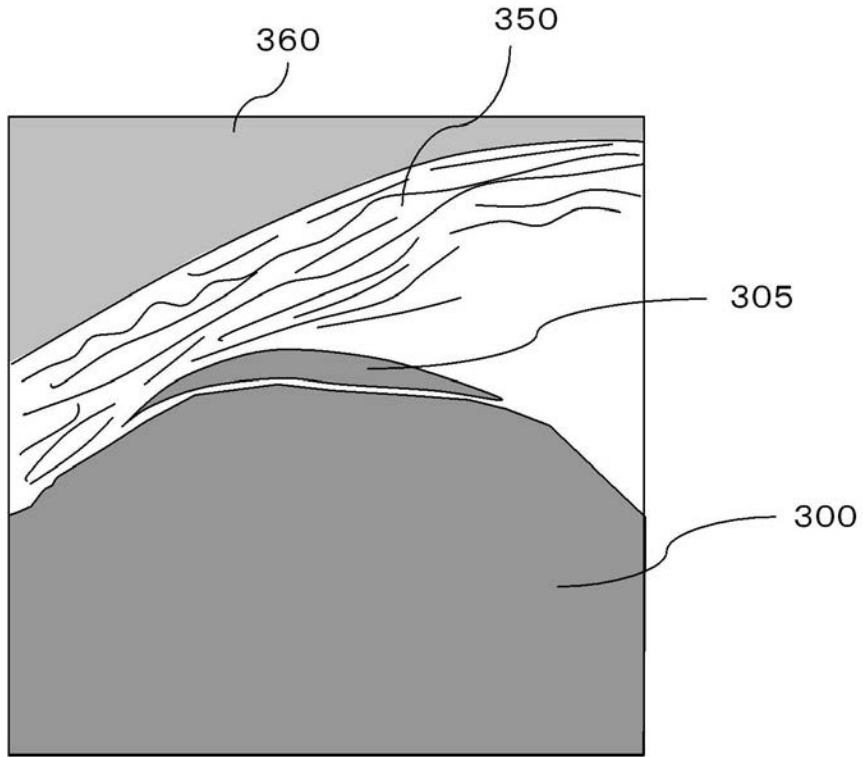
【図12】



【図13】



【図 11】



フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0193048 (US, A1)
米国特許出願公開第2006/0224088 (US, A1)
国際公開第01/54581 (WO, A1)
特開2005-287813 (JP, A)
特表2006-510403 (JP, A)
特開2006-263241 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00 - 8/15
WPI

专利名称(译)	人工关节搜索装置		
公开(公告)号	JP5185713B2	公开(公告)日	2013-04-17
申请号	JP2008180966	申请日	2008-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	廣田浩二		
发明人	廣田 浩二		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4209		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD10 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2010017369A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：与使用MRI等的搜索相比，廉价地搜索适合于受试者的大腿骨远端的人造关节。解决方案：机械三维探针10相对于膝盖以预定的位置关系定位，通过坐在椅子等上而大大弯曲。然后，从探头10传输超声波，以扫描并获取包括大腿骨远端的膝盖内侧的断层图像。轮廓提取部30通过对每个断层图像进行二值化来获取大腿骨的远端的内侧髌的轮廓线。装载部分截面确定部分32将位于膝盖最外侧的断层图像的轮廓线确定为内侧髌的装载部分的轮廓线，并且直径计算部分34计算轮廓线的直径。匹配关节搜索部分36然后搜索与人工关节数据库38的直径匹配的人工关节

