

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5845253号
(P5845253)

(45) 発行日 平成28年1月20日 (2016. 1. 20)

(24) 登録日 平成27年11月27日 (2015. 11. 27)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 D
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 6 O G
G O 6 T 7/60 (2006. 01)	G O 6 T 7/60 1 5 O Z

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-514802 (P2013-514802)	(73) 特許権者	512323561
(86) (22) 出願日	平成23年6月16日 (2011. 6. 16)		エーツー・サージカル
(65) 公表番号	特表2013-529970 (P2013-529970A)		フランス・7 2 1 0 0・ル・マン・プール
(43) 公表日	平成25年7月25日 (2013. 7. 25)		バード・マリー・エ・アレクサンドレ・オ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/001687		ワヨン・2 5
(87) 国際公開番号	W02011/158117	(74) 代理人	100108453
(87) 国際公開日	平成23年12月22日 (2011. 12. 22)		弁理士 村山 靖彦
審査請求日	平成26年6月4日 (2014. 6. 4)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	61/355, 206		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成22年6月16日 (2010. 6. 16)	(74) 代理人	100089037
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 渡邊 隆
		(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨の変形を特徴付ける幾何学的要素を3D画像から自動的に決定する方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

頸部部分まで連続する頸部部分を含む骨の上で、取得した3D医用画像から前記骨の頸部 - 頸部接合部上における隆起変形を特徴付けるパラメータを自動的に決定する方法であって、

i) 取得した3D医用画像から前記骨の3D表面モデルを構築するステップと、
 i i) 前記骨の前記頸部の球形部分上で球 (S_F) を適合させるステップと、
 i i i) 前記骨の前記頸部部分を特徴付ける頸部軸 (AX) を決定するステップと、
 i v) 前記頸部軸から、前記頸部軸の周りを回転する前記骨の前記頸部上でクロック面基準を決定するステップと、

v) 前記3D表面モデル上で、前記骨の前記頸部 - 頸部接合部を特徴付ける3D曲線 (1) を決定するステップと、

v i) 前記3D曲線 (1) から、前記骨の前記頸部 - 頸部接合部の前記隆起変形の頂上を決定するステップであって、前記頂上が、適合させた前記球 (S_F) の中心 (H) から頸部軸 (AX) の方向へ生じる半線と、前記適合させた球 (S_F) の中心 (H) と前記3D曲線 (1) 上の点 (M_i) それぞれとを結ぶ半線と、の間の角度 (α_i) のうちの最大角度 (α_{3D}) に対応する前記3D曲線 (1) 上の点 (M_{max}) である、前記隆起変形の頂上を決定するステップと、

v i i) 前記隆起変形の前記頂上から、前記骨の前記頸部 - 頸部接合部の前記最大隆起変形を特徴付ける第1および第2のパラメータ (α_{3D} 、 i_{Max}) を決定するステップ

10

20

であって、前記第 1 のパラメータ ($\alpha 3D$) が、前記頸部軸方向に前記適合球の中心から生じる半線と、前記適合球の中心と前記隆起変形の前記頂上とをつなぐ線分との間の角度であり、前記第 2 のパラメータ ($iMax$) が、前記クロック面基準上で前記隆起変形の前記頂上を特定するクロック指標である、前記第 1 および第 2 のパラメータ ($\alpha 3D$ 、 $iMax$) を決定するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

前記クロック面基準を決定するステップが、

i) 前記骨の前記頸部軸を通過する 12 時の上部冠状半面を決定するステップと、

ii) 前記骨の前記頭部上で、前記骨の前記頭部の最上部部分における前記冠状半面と前記骨の前記 3D 表面モデルとの交差位置で前記 12 時の指標を決定するステップと、

iii) 前記骨の前記頭部上で、1 時間ごとに前記頸部軸の周りで前記冠状半面を回転させることによって、連続クロック指標を決定するステップであって、現在の回転した半面と前記骨の前記 3D 表面モデルとの交差位置で、現在の時間指標が決定される、前記連続クロック指標を決定するステップとを含む自動計算によって実行される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記 12 時の上部冠状半面が、前記頸部軸を含み、前記膝 3D 画像から画定される膝中心点を通過する冠状面の上部部分から決定され、それによって前記適合球の中心が前記 3D 機械垂直軸を決定し、前記冠状面の前記上部部分が、前記頸部軸のレベルから始まって前記膝中心点とは反対の方向に延びる半面である、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 3D 曲線を決定する前記ステップが、

i) 前記頸部軸を含み、前記クロック面基準上で頸部軸の周りを回転する 1 組の放射状の半面を決定するステップと、

ii) 各放射状の半面に対して、

前記適合させた球 (S_F) の前記半面それぞれとの交差である、円 (C_i)、

前記骨の前記 3D 表面モデルの前記半面それぞれとの交差である、頭部輪郭 (FC_i)

、
前記頸部軸の、前記頸部とは反対側の前記円との交差である頂点 (Ap)、
を決定するステップと、

iii) 各放射状の半面に対して、前記頂点 (Ap) に最も接近しているとともに前記頭部輪郭上にあるが前記円 (C_i) の外側にある点 (M_i) を、前記円 (C_i) からの事前に決められた閾値距離にわたって決定するステップであって、前記頸部の方向にさらに前記頭部輪郭に沿った隣接点もまた前記円 (C_i) の外側にあり、決定された前記点 (M_i) が頭部 - 頸部接合部極限点を放射状の半面それぞれに画定する、ステップと、

iv) すべての放射状の半面から、1 組の 3D 頭部 - 頸部接合部極限点を決定するステップと、

v) 前記骨の前記 3D 表面モデル上で、1 組の 3D 交差点を通過する最適 3D 曲線として 3D 曲線を決定するステップであって、前記 3D 曲線が前記 3D 頭部 - 頸部接合部曲線を画定する、前記 3D 曲線を決定するステップと、

を含む自動計算によって実行される、請求項 1 から 3 の一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記放射状の半面が、クロック面基準の周りで少なくとも 1 時間ごとに規則的な角度間隔で決定される、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記事前定義された閾値が、最小 0.5 mm ~ 最大 2 mm の間隔である、請求項 4 または 5 の一項に記載の方法。

【請求項 7】

1 つの放射状の半面における頭部 - 頸部接合部極限点の画定は、前記頸部の方向に前記

頭部輪郭曲線に沿って下へさらに2 mmの最大距離内の前記極限点の隣接点も前記閾値距離にわたって前記円の外側に位置するという条件にさらに準拠する、請求項4から6の一項に記載の方法。

【請求項8】

すべての放射状の半面における各頭部 - 頸部接合部極限点の前記画定が、3 D頭部 - 頸部接合部極限点の連続する3重項内の連続する点の対の相対的な3 D距離を最小にするように、それぞれの頭部輪郭曲線に沿って前記閾値限度内の位置を調整することをさらに含む、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記最適曲線が、前記1組の3 D頭部 - 頸部接合部極限点内の連続する点をつなぐ3 D間断線によって決定される、請求項4から8のいずれかに記載の方法。

10

【請求項10】

前記最適曲線が、前記1組の3 D頭部 - 頸部接合部極限点内の前記連続する点を補間する最小の長さの3 Dスプライン曲線によって決定される、請求項4から8のいずれかに記載の方法。

【請求項11】

頸部部分まで連続する頭部部分を含む骨の上で、取得した3 D医用画像から、前記骨の前記頭部 - 頸部接合部上で隆起変形を特徴付けるパラメータを決定するシステムであって、コンピュータプログラムを実行するように適合されたメモリおよび処理ユニットを含むコンピュータを含み、前記コンピュータプログラムが、請求項1から10のいずれか一項に記載の方法を適用する少なくとも1つのアルゴリズムを含む、システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、コンピュータ援用手術計画の分野に関し、より詳細には、取得した3 D医用画像から骨の変形を特徴付ける方法およびシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

人体の関節は、非常に複雑なシステムであることが多く、関節ごとの多様性をすべて捉える精密で包括的なモデルは存在しない。したがって、治療または診断を容易にする技法、デバイス、および方法を開発するための関連情報を得るには、特有の医用画像または患者のデジタルデータの集積を使用することが必要である。本明細書では寛骨臼と近位大腿部との間の股関節に焦点を合わせるが、たとえば肩などの他の関節にも容易に拡張することができる。

30

【0003】

臀部の形態における構造上の異常は、運動を制限する可能性があり、また近位大腿骨頸部が寛骨臼唇およびそれに隣接する軟骨に繰返し衝撃を与える可能性がある。大腿寛骨臼インピンジメント(F A I)とは、大腿骨の頭部 - 頸部のオフセットの減少(カム作用)、骨性臼蓋の過成長(ピンサー作用)、過度の寛骨臼後傾もしくは過度の大腿骨前傾、またはこれらの奇形の組合せに起因する可能性のある病状である。カムインピンジメントは通常、大腿骨頭部 - 頸部接合部の前上部面に位置する骨の過成長を特徴とし、これは大腿骨頭の球形の形状を破壊する。ピンサーインピンジメントは通常、寛骨臼縁の前部面に位置するオーバーカバレージ(over coverage)を特徴とする。しかし、特に微妙な奇形を取り扱うとき、この病状の正確で完全な診断を下すのは容易ではない。

40

【0004】

初期診断には標準的な放射線写真用のX線が使用され、次いで、F A Iの病状が疑われる場合は通常、3次元(3 D)コンピュータ断層撮影法(C T)走査または磁気共鳴撮像(M R I)試験が実行される。臨床に関する文献では、骨の変形を検出する確率を増大させるために、3 D医用画像ボリュームから再フォーマットされたスライスを作り、2次元(2 D)画像スライスを異なる向きで作成することが知られている。

50

【 0 0 0 5 】

特に F A I の場合、頸部軸と、骨の表面が円の輪郭を描かなくなる位置を通る大腿骨頭に適合される円の半径とから構築される角度（非特許文献 1 によるいわゆる「 α 角」の定義）を測定することによって、頸部軸の中間を通過する軸方向の疑似スライスを再構築し、大腿骨頭の球形度の損失を特徴付けることが知られている。

【 0 0 0 6 】

再フォーマットされた画像平面を頸部軸に沿って規則的な角度間隔で回転させることによって、再フォーマットされた放射状のスライスを作成し、それによって頭部 - 頸部接合部の周りのいくつかの位置における骨の変形の特徴付けを可能にすることも知られている（非特許文献 2）。

10

【 0 0 0 7 】

したがって、N o t z l i らによって定義される α 角測定は、一連の再フォーマットされた放射状のスライスに拡張されたことも知られている（非特許文献 3）。

【 0 0 0 8 】

別の重要な測定は、大腿骨頸部の向き、特に膝の回転軸に対して測定される頸部の傾斜である。この測定は通常、3 D 画像ボリュームの軸方向のスライスにおいて後部顆の向きと頸部の向きを別個に測定し、次いでこれらの 2 つの測定から大腿骨頸部の傾斜を再計算することによって実行される。したがって、最終的な頸部傾斜測定は、2 つの次元のみを考慮した 2 つの測定の組合せであり、本当の 3 D の向きを反映していない。

20

【 0 0 0 9 】

しかし、3 D 画像のそのような処理はやはり、いくつかの 2 D 画像における頸部軸の手動識別および骨の頭部への円の手動適合を含む手間のかかる手作業のままであり、精度および再現性を確保することはできず、場合によっては、診断または外科的な指示を誤らせる可能性がある。

【 0 0 1 0 】

F A I の外科的治療が頭部 - 頸部接合部上の骨性カムの損傷のレベルで大腿骨頭に正常な球形の形状を回復することを目的とする場合、損傷の位置および程度を可能な限り精密に分析して特徴付けることが極めて重要である。さらに、外科医が手術室で 3 D の問題に対処するとき、数組の 2 D スライスからだけでなく、実際の 3 D においてその問題を適正に分析することが最も重要である。

30

【 0 0 1 1 】

上記の問題から、骨の変形分析の問題を解決する新しい特有の方法が必要とされていることが、容易に理解されるであろう。

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 1 2 】

【 非特許文献 1 】 N o t z l i ら、J o u r n a l o f B o n e a n d J o i n t S u r g e r y、V o l u m e 8 4 - B、N o . 4、2 0 0 2 年 5 月、5 5 6 ~ 5 6 0 頁

【 非特許文献 2 】 I t o ら、J o u r n a l o f B o n e a n d J o i n t S u r g e r y [B r]、V o l u m e 8 3 - B、N o . 2、2 0 0 1 年 3 月、1 7 1 ~ 1 7 6 頁

40

【 非特許文献 3 】 P f i r r m a n n ら、R a d i o l o g y、V o l u m e 2 4 0、N o . 3、2 0 0 6 年 9 月、7 7 8 ~ 7 8 5 頁

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 3 】

本発明によって対処される特有の問題は、患者の術前 3 D 画像から、外科的に治療すべき骨の変形を、3 次元空間で精密に、また高速かつ再現可能に特徴付けるのが困難であることである。

50

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明は、頸部部分まで連続する頭部部分を含む骨の上で、取得した3D医用画像から骨の頭部 - 頸部接合部上で隆起変形を特徴付けるパラメータを自動的に決定する方法を提供し、この方法は、

i) 取得した3D医用画像から骨の3D表面モデルを構築するステップと、
 ii) 骨の頭部の球形部分上で球を適合させるステップと、
 iii) 骨の頸部部分を特徴付ける頸部軸を決定するステップと、
 iv) 適合球および頸部軸から、頸部軸の周りを回転する骨の頭部上でクロック面基準を決定するステップと、

10

v) 3D表面モデル上で、骨の頭部 - 頸部接合部を特徴付ける3D曲線を決定するステップと、

vi) 3D曲線から、骨の頭部 - 頸部接合部の隆起変形の頂上を決定するステップであって、前記頂上が、3D曲線上で、頸部軸の方向に骨の頭部の頂点に最も近い点である、決定するステップと、

vii) 隆起変形の前記頂上から、骨の頭部 - 頸部接合部の最大隆起変形を特徴付ける第1および第2のパラメータ (α_{3D} 、 i_{Max}) を決定するステップであって、第1のパラメータ (α_{3D}) が、頸部軸方向に適合球の中心から生じる半線と、適合球の中心と隆起変形の頂上とをつなぐ線分との間の角度であり、第2のパラメータ (i_{Max}) が、クロック面基準上で隆起変形の頂上を特定するクロック指標である、決定するステップとを含む。

20

【0015】

有利には、クロック面基準を決定するステップは、

i) 骨の頸部軸を通過する12時の上部冠状半面を決定するステップと、
 ii) 骨の頭部上で、骨の頭部の最上部部分における冠状半面と骨の3D表面モデルとの交差位置で12時の指標を決定するステップと、
 iii) 骨の頭部上で、1時間ごとに頸部軸の周りで冠状半面を回転させることによって、連続クロック指標を決定するステップであって、現在の回転した半面と骨の3D表面モデルとの交差位置で、現在の時間指標が決定される、決定するステップとを含む自動計算によって実行される。

30

【0016】

前記12時の上部冠状半面は、頸部軸を含み、膝3D画像から画定される膝中心点を通過する冠状面の上部部分から決定することができ、それによって適合球の中心が3D機械垂直軸を決定し、冠状面の上部部分は、頸部軸のレベルから始まって膝中心点とは反対の方向に延びる半面である。

【0017】

3D曲線を決定するステップは、

i) 頸部軸を含み、クロック面基準上で頸部軸の周りを回転する1組の放射状の半面を決定するステップと、

ii) 各放射状の半面に対して、適合球の頂点から生じ、3D表面モデルと放射状の半面との交差から決定される頭部輪郭曲線に沿って頸部の方向に動く点を決定するステップと、

40

iii) 円の輪郭から事前定義された閾値距離にわたって、適合球と放射状の半面との交差によって決定される円の外側に位置する、頭部輪郭曲線に沿って動く点の第1の位置を決定するステップであって、この点が頭部 - 頸部接合部極限点を画定する、決定するステップと、

iv) すべての放射状の半面から、1組の3D頭部 - 頸部接合部極限点を決定するステップと、

v) 骨の3D表面モデル上で、1組の3D交差点を通過する最適3D曲線として3D曲線を決定するステップであって、3D曲線が3D頭部 - 頸部接合部曲線を画定する、決定

50

するステップとを含む自動計算によって実行することができる。

【0018】

放射状の半面は、クロック面基準の周りで少なくとも1時間ごとに規則的な角度間隔で決定されることが好ましい。

【0019】

事前定義された閾値は、最小0.5mm～最大2mmの間隔であることが好ましい。

【0020】

1つの放射状の半面における頭部 - 頸部接合部極限点の決定は、頸部の方向に頭部輪郭曲線に沿って下へさらに2mmの最大距離内の極限点の隣接点も閾値距離にわたって円の外側に位置するという条件にさらに準拠することができる。

10

【0021】

すべての放射状の半面における各頭部 - 頸部接合部極限点の決定は、3D頭部 - 頸部接合部極限点の連続する3重項内の連続する点の対の相対的な3D距離を最小にするように、それぞれの頭部輪郭曲線に沿って閾値限度内の位置を調整することをさらに含むことができる。

【0022】

有利には、前記最適曲線は、1組の3D頭部 - 頸部接合部極限点内の連続する点をつなぐ3D間断線によって決定される。

【0023】

別の実施形態によれば、前記最適曲線は、1組の3D頭部 - 頸部接合部極限点内の連続する点を補間する最小の長さの3Dスプライン曲線によって決定される。

20

【0024】

1組の3D頭部 - 頸部接合部極限点内の点は、各3D頭部 - 頸部接合部極限点の位置に3D頭部 - 接合部曲線の平滑な傾斜を作成するように、事前定義された閾値距離の限度内で適合球の輪郭の外側に位置しながら、それぞれの大腿骨頭の輪郭に沿ってさらに調整することができる。

【0025】

本発明の別の目的は、頸部部分まで連続する頭部部分を含む骨の上で、取得した3D医用画像から、骨の頭部 - 頸部接合部上で隆起変形を特徴付けるパラメータを決定するシステムであり、このシステムは、コンピュータプログラムを実行するように適合されたメモリおよび処理ユニットを含むコンピュータを含み、前記コンピュータプログラムは、請求項1から11の一項に記載の方法を適用する少なくとも1つのアルゴリズムを含む。

30

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】各ステップの最初の入力、最後の出力、および中間結果を示す、本方法で実行される異なるステップの図である。

【図2】適合球および頸部軸を有する大腿骨頭を示す近位大腿部の概略斜視図である。

【図3A】頸部軸を決定する1つの方法を示す近位大腿部の断面図である。

【図3B】頸部軸を決定する1つの方法を示す、図3Aに示した断面に直交する近位大腿部の断面図である。

40

【図4A】膝の基準点および軸の計算を示す、3D画像からの遠位膝スライスの画像を示す図である。

【図4B】大腿部の3D機械的基準の構造を示す、大腿部の概略斜視図である。

【図5A】頸部軸の周りを回転する放射平面からのクロック面の基準の構造を示す、大腿部の斜視図である。

【図5B】頸部軸の周りを回転する放射平面からのクロック面の基準の構造を示す、大腿部の斜視図である。

【図6】頭部 - 頸部接合点の検出を示す、頸部軸に沿って1つの放射平面から計算される近位大腿部の横断面図である。

【図7】3D表面モデル上に不規則性が存在するときの閾値を使用した頭部 - 頸部接合点

50

の検出を示す、頸部軸に沿って１つの放射平面から計算される近位大腿部の拡大横断面図である。

【図８】連続性基準を満たすような頭部 - 頸部接合点の位置の調整を示す、連続する放射平面の３重項の拡大横断面図である。

【図９】連続する接合点から構築される頭部 - 頸部接合部の最小３Ｄ曲線を示す、大腿部の斜視図である。

【図１０】頭部 - 頸部接合部の３Ｄ曲線の頂上点および隆起特性指標の決定を示す、大腿部の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【００２７】

10

以下、本発明について、臀部の関節を参照して説明する。しかし、本発明はこの例示に限定されるものではなく、当業者であればこの説明を、骨頭によって部分的に形成される肩などの任意の他の関節に容易に置き換えることができるであろう。

【００２８】

大腿骨頸部の回転角、および大腿寛骨臼インピンジメント（ＦＡＩ）の病状における近位大腿部の奇形の特徴付けに関わる α 角によって測定される頭部 - 頸部接合部の隆起変形の振幅など、近位大腿部のいくつかの特有の解剖学的特性を測定するには、いくつかの重要な解剖学的要素が必要である。

【００２９】

この方法を、特に大腿部について説明するが、上腕骨などの人間もしくは動物の体の他の骨またはロトイド（rotoid）関節を有する他の骨に拡張することもできる。本発明の一般的な目的は、骨の頭部 - 頸部接合部上の隆起変形を特徴付ける主なパラメータを、高速に、精密に、かつ再現可能に、骨の３Ｄ画像から決定することである。以下の詳細な方法は、処理ユニット上でソフトウェアプログラムの形式で実施されるアルゴリズムとして理解されなければならない。

20

【００３０】

骨の頭部は球形部分を有するものとし、頸部は概ねディアボロの形状を有するものとする。骨の変形は、一般に臀部の運動中に大腿部と寛骨臼との間で繰返し衝突が生じる位置において頭部 - 頸部接合部で隆起が形成されることからなる。前述のように、３Ｄ画像ボリューム内の１つまたはいくつかの２Ｄスライスにおいて、解剖学的構造の特徴付けは頸部の回転角の測定に基づいており、変形の特徴付けは α 角の測定に基づいている。

30

【００３１】

標準的な慣行では、骨のそれら特徴的要素の決定は、放射線科医によって、３Ｄ画像ボリューム内の再フォーマットされた２Ｄ画像に大部分を依拠する対話型のソフトウェアツールを使用して３Ｄ画像内で手動で実行される。３Ｄ幾何学的要素の決定のために２Ｄ画像上で作業することは誤りを招く。マウスを使用する対話型のソフトウェアはまた、人的ミスを引きやすい。またすべての場合、そのような決定には時間がかかる。

【００３２】

３次元における頸部回転角および α 角などの大腿部の骨の特徴に対する正確な特徴的な解剖学的値を計算するために、計算は、大腿骨頭の球の中心および半径、大腿骨頸部軸、大腿骨頭上のクロック面、ならびに膝の回転軸という解剖学的基準要素の精密な決定に基づいて行う必要がある。本発明の目的は、大腿部の解剖学的構造の奇形の特徴付け値を非常に迅速に、３Ｄ画像からのそれらの重要な幾何学的要素に基づいて、自動的かつ正確に決定する方法を記載することである。

40

【００３３】

図１に示すように、患者の３Ｄ医用画像試験は、この方法に対する最初の入力として、特有の事前定義されたプロトコルを使用して、臀部の骨の３Ｄ画像を提供するために実行される。医用画像試験の一例として、コンピュータ断層撮影法（ＣＴ）試験を実行することができる。臀部に対する従来の３Ｄ画像取得プロトコルに加えて、本発明者らの方法は、膝のレベルでいくつかの余分の画像を取得することを必要とする。３Ｄ画像は、知られ

50

ている相対的な位置で2D画像を平行に積み重ねることによって表される。3D画像の取得は、本発明の方法に直接含むことができ、または事前に実施することができる準備ステップである。

【0034】

この方法は、標準的なコンピュータ上で実行される画像処理ソフトウェアとして実施される。使用者は、マウス、タッチスクリーンなどの標準的なユーザインターフェース媒体によって、ソフトウェアと対話することができる。コンピュータのモニタ上に、画像が表示される。最初に、ソフトウェアを使用して、特有の患者の3D画像を選択してロードする。

【0035】

図1に示すように、この方法は、骨の3D画像を入力として使用するステップと、骨の頭部-頸部接合部の隆起変形を特徴付ける指標を出力として作成するステップとを連続して行うことを含む。最初の2つのステップPS1およびPS2は、本発明の方法に必要な準備ステップであるが、それ自体は本発明の範囲内にはない。したがって、最初の2つのステップについて十分に詳細には説明しないが、これらのステップの実施およびこれらのステップから結果として得られる要素の例のみについては説明する。

【0036】

この方法の第1の準備ステップPS1は、図2に示すように、骨の3D医用画像から骨表面Sの3D表面モデルを作成することからなる。CT画像の場合、閾値処理を使用して、3D画像点の各値と、皮質骨を表すハウンスフィールド単位の事前定義された閾値とを比較し、閾値に近接する値を有する点を保持することによって、最初の表面モデルを決定する。「近接」とは、閾値から+10%~-10%の範囲内であることを概ね意味する。この処理により、3D画像の空間内で連結成分を画定する複数のバイナリオブジェクトを生成する。それらバイナリオブジェクトには、周知の数学的形態演算子を使用する追加の処理が適用され、骨の外表面だけが残るように小さい連結成分を削除し、閉じた表面の内側を充填する。しかし、閾値処理は、骨表面と隣接する骨とをマージして表面にいくつかの欠陥を生じる傾向があるため、生成された表面モデルSは通常、完全ではない。それら不完全性は、画像の取得および再構築の品質を含む多くの現象に由来するが、いくつかの病理学的領域における骨密度品質が乏しいことにも由来する。マーチングキューブまたはディバイディングキューブなどの類似の従来の方法を適用して、骨の表面モデルを構築することもできる。以下、3D画像から再構築された骨の表面を3D表面モデルと呼ぶ。3D表面モデルは、頭部表面および頸部表面を含む解剖学的表面の異なる部分を含む。

【0037】

次の準備ステップPS2は、図2に示すように、3D表面モデル内で骨の頭部の球形部分に適合する球 S_F を識別することによって始まる。この球 S_F を計算するには、頭部を通過するように選択された少なくとも2つの直交する再フォーマットされた2Dスライス内で円を完全に手動で識別することから、最良適合球に収束させ、それによって3D頭部中心点Hおよび半径Rを提供する完全に自動の反復方法まで、いくつかの方法が存在する。

【0038】

球 S_F を決定する方法の一例は、近似頭部中心点および近似半径の識別に基づく反復方法を適用し、次いで近似頭部中心点および近似半径から、3D表面モデル点に対する球のロバストな最小2乗フィッティングを適用することである。その結果、球 S_F の頭部中心点Hおよび半径Rが決定される。

【0039】

第2に、検出された頭部中心Hから、骨の頸部の向きを特徴付ける3D頸部軸AXを識別する必要がある。この場合も、頸部を通過するように選択された少なくとも2つの直交する再フォーマットされた2Dスライス内で線を手動で識別することから、完全に自動的な反復方法まで、いくつかの方法を適用することができる。

【0040】

頸部軸 AX を検出するための選択肢の一例を、図 3 A および図 3 B に示す。この選択肢は、頭部中心 H を通過する近似軸 AX_0 の識別に基づく反復方法を適用し、次いで AX_0 を通過する 3 D 表面モデルの 2 つの直交する横断面に最小化処理を適用することからなる。各断面において、この処理では、3 D 表面モデルの横断面内で AX_0 から頸部部分の輪郭までの距離を最小にするように、 AX_0 の位置を調整する。図 3 A および図 3 B に示すように、両横断面において、頸部部分の輪郭の軸 AX_0 の両側における最も近い点 A_i および A'_i が計算される。最小化処理は、点 A_i および A'_i と AX_0 上のそれぞれの直交する投影との距離を最小にするように、両横断面内で AX_0 の位置を調整することからなる。その結果得られる軸が、頸部軸 AX である。

【 0 0 4 1 】

10

最後に、中心 H および大腿骨頸部軸 AX を有する大腿骨頭球 S_F が決定された後、大腿骨頭中心 H 、膝中心 K 、ならびに膝の内側上顆および外側上顆である点 M と点 L をつなぎ、または膝の顆の最後部の点をつなぐ膝の横軸 ML から、3 D 大腿部機械座標系が構築される。これら最後 2 つの解剖学的要素は、図 4 A に示すように、膝関節のレベルで取得される 3 D 画像から決定される。これらの画像から、膝中心点 K が決定される。適当な閾値処理後にこれらの画像の質量中心を見つけて、初期膝中心 K_0 を計算するのは容易である。その点から、 K_0 を含む軸方向の画像平面内で K_0 の周りに方形のボックスが計算され、そのようなボックスは、骨上で検出される表面点に接触する最小のボックスになるように調整される。方形のボックスの中心が、膝中心 K_1 の推定点となる。膝中心の位置をさらに絞り込むために、膝の 3 D 画像内の上顆軸として大腿内側 - 外側軸 MLE を抽出することがさらに可能である。上顆点 E_1 および E_2 は、たとえば、上記で計算した方形のボックス内で、膝中心点 K_1 の所与の範囲内を通る 2 つの最も離れている骨点を検索することによって、自動的に検出することができる。他のアルゴリズムを使用して上顆軸を検出することもできる。この MLE 軸が決定された後、 MLE 線分の中点として、膝中心点 K を画定することができる。別の実施形態では、抽出できる内側 - 外側軸は、後顆軸 MLp である。これは、膝の軸方向の画像内で最後部点を検索する反復方法を使用して抽出することができる。

20

【 0 0 4 2 】

これらすべての解剖学的要素から、大腿部座標系が次のように構築される。原点は大腿骨頭中心 H を中心とし、 X_F 軸はベクトル HK によって画定され、 Z_F 軸は、 X_F に ML を掛けたベクトル積として画定され、 Y_F 軸は、 Z_F に X_F を掛けたベクトル積として画定される。次いで、大腿部座標系の軸方向の平面における ML 軸に対する頸部軸の向きである頸部の回転角を測定することが可能であり、これは、外科的治療を決定するすべての場合の分析において考慮すべき重要な要素である。

30

【 0 0 4 3 】

3 D 画像基準を直接使用して、3 D 機械基準の向きを決めることが可能であるが、試験中の患者の位置は、期待される機械的な向きを満たすように制御できると仮定する。さらに説明では、解剖学的方向は、3 D 機械基準および頸部の軸から、次のように定義される。

- [A] 上部 - 下部方向は X_F に沿った向きであり、
- [B] 内側 - 外側方向は Y_F に沿った向きであり、
- [C] 後部 - 前部方向は Z_F に沿った向きであり、
- [D] 近位 - 遠位方向は、頭部中心 H から頸部までの方向で頸部軸に沿った向きである。

40

【 0 0 4 4 】

この方法の次のステップ S_3 は、骨の頭部の 3 D 表面モデル上で、頭部部分を有する骨にアドレスするときに臨床上重要なクロック面基準系を自動的にマッピングすることからなる。

【 0 0 4 5 】

図 5 A および図 5 B に示すように、クロック面は、外科医が大腿骨頭表面上で点の位置

50

を識別するために一般に使用する 12 時間の角区分を表す放射状の基準系である。クロック面は、12 時平面 P_{12h} の位置を決定することによって、完全に決定することができる。次いで、この平面が頸部軸 AX の周りを連続して回転することで、1 時、2 時、およびそれ以降を、11 時の位置まで画定する。図 5A に示すように、本発明者らの方法は、3D 表面モデルと、上記で規定した方法によって決定された頸部軸 AX および膝中心点 K を通過する平面との交差線の最上部部分の位置として、12 時平面 P_{12h} の位置を決定することからなる。これにより、3D 画像からクロック面を完全に自動的に決定する。

【0046】

一旦、大腿部上でクロック面が決定されると、目標は、3D 大腿骨頭球 S_F と大腿部 3D 骨表面モデルとを重ね合わせて 2 つの表面が交差する 3D 曲線を特定および定量化することによって、大腿部の隆起変形を特徴付けることとなる。

10

【0047】

この方法の次のステップ S_4 は、骨の頭部 - 頸部接合部を特徴付ける 3D 曲線を自動的に決定することからなる。3D 頭部 - 頸部接合部曲線を決定するために、図 5B に示すように、3D 画像ボリュームにおいて、頭部中心 H を通って頸部軸 AX の周りを回る 1 連の半面 P_i が計算される。それらの半面 P_i は、12 時から始まるクロック指標 i によって識別される。好ましい実施形態では、半面 P_i は、クロックの周りで 1 時間ごとに計算される。しかし、30 分ごとに、またはさらに精密に計算することもできる。このステップの難点の 1 つは、頭部 - 頸部接合部の 3D 表面モデルが不完全な表面を表し、表面の再構築中のアーチファクトによって生成される局所的な小さなずれが 3D 曲線の誤った決定を招く可能性があることである。

20

【0048】

図 6 に示すように、頸部軸 AX の周りの平面半面 P_i ごとに、クロック面内のすべての指標 i ($i = 12, 1, 2, \dots, 11$) に対して、大腿骨頭球 S_F と半面 P_i との交差が計算され、大腿骨頭の輪郭 FC_i を作成する 3D 表面モデルと半面 P_i との交差に重なる円 C_i を作成する。次に各半面 P_i に対して、以下の説明に従って、輪郭 FC_i が円 C_i の外側にずれる位置に対応する輪郭 FC_i 上の点 M_i が計算される。

【0049】

頸部とは反対側の大腿骨頸部軸 AX と円 C_i との間の交差点として、大腿骨頭頂点 A_p が画定される。

30

【0050】

点 M_i は、所与の閾値距離 TD にわたって、輪郭 FC_i 上に位置し、かつ円 C_i の外側に位置する、大腿骨頭頂点 A_p に最も近い点として決定され、頸部の方向に輪郭 FC_i に沿ってさらに下の隣接点 M'_i も円 C_i の外側に位置する。そのような閾値距離 TD は通常、0.5 mm ~ 1 mm に設定され、正確な結果を提供するには 2 mm 未満にしなければならない。輪郭 FC_i に沿った隣接点 M'_i は通常、 M_i に対して 2 mm の最大距離までで考慮される。この点 M_i は、半面 P_i 内の骨の頭部 - 頸部接合点と見なされる。

【0051】

この方法の一実施形態では、上記の条件に準拠する点 M_i を検出する処理が図 7 に示されており、次のように自動的に実行される。

40

【0052】

頂点 A_p から始まり、点 M_{ij} (ここで j は、 $0^\circ \sim 180^\circ$ の角度の指標位置の 1 より大きい整数である) が、頸部の方向へ大腿骨頭の輪郭をたどる。第 1 の点 M_{i1} が円 C_i の外側に位置するかどうかを検出される。しかし、円 C_i の境界からの距離が閾値距離 TD より小さい場合、 M_{i1} は破棄され、点 M_{ij} は引き続き、頸部の方向へ大腿骨頭輪郭上の経路を進む。円 C_i の外側に位置する次の点 M_{i2} が検出され、円 C_i の境界からの距離が閾値距離 TD 以上である場合、頸部の方向における大腿骨頭の輪郭上の隣接点 M'_{i2} も試験される。 M'_{i2} が円 C_i の外側に位置しているが、円 C_i の境界からの距離が閾値距離より小さい場合、 M_{i2} も破棄され、点 M_{ij} は引き続き、頸部の方向へ大腿骨頭輪郭上の経路を進む。円 C_i の外側に位置する次の点 M_{i3} が検出され、円 C_i の

50

境界からの距離が閾値距離 $T D$ 以上である場合、頸部の方向における大腿骨頭の輪郭上の隣接点 $M' i 3$ も試験される。 $M' i 3$ が円 $C i$ の外側に位置し、円 $C i$ の境界から閾値距離 $T D$ より大きい距離を空けている場合、点 $M i 3$ は、求めていた点 $M i$ として選択される。

【 0 0 5 3 】

この処理により、再構築された 3 D 表面モデルの不完全性に起因しうる小さい局所的な隆起を検出するのを回避し、頭部 - 頸部接合部の 3 D 曲線を決定するときに頭部 - 頸部の変形の実際の隆起のみを確実に考慮する。

【 0 0 5 4 】

この方法の別の実施形態では、前述の隣接点試験はまた、半面 $P i$ に直交する方向で実行することもでき、このとき隣接点は、輪郭 $F C i$ の両側で 3 D 表面モデル上に位置し、それによって 2 D だけでなく 3 D における実際の隆起の検出に対する基準 (c r i t e r i a) を強化する。

【 0 0 5 5 】

この方法の別の実施形態では、輪郭 $F C i$ 上で半面 $P i$ において検出された点 $M i$ の位置は、図 8 に示すように、点 $M i + 1$ および点 $M i - 1$ がそれぞれ輪郭 $F C i + 1$ および $F C i - 1$ 上で半面 $P i + 1$ および $P i - 1$ において検出されるという連続性に関する制約に準拠するようにさらに調整することができる。

【 0 0 5 6 】

すべての $M i$ 点から作成される最終 3 D 曲線の平滑さを予測するために、 $M i - 1$ から $M i$ への距離と $M i$ から $M i + 1$ への距離との和 $S M i$ を最小にすることによって、すべての点 $M i$ に対する連続する点の 3 重項 ($M i - 1$ 、 $M i$ 、 $M i + 1$) における中心点 $M i$ の位置を調整することが可能である。したがって、点 $M i$ は点 $N i$ になるように調整され、ここで $N i$ は、輪郭 $F C i$ 上に、円 $C i$ の外側で、閾値 $T D$ 以下の距離の範囲内に位置し、 $M i - 1$ から $N i$ への距離と $N i$ から $M i + 1$ への距離との和 $S N i$ は、 $S M i$ より小さくなる。

【 0 0 5 7 】

図 8 に示すように、クロックの周りで連続する $P i$ 半面においてすべての点 $M i$ が決定されたとき、大腿骨頭表面の周りのすべての点 $M i$ を連結することで、3 D 曲線 1 を決定する。

【 0 0 5 8 】

この方法の一実施形態では、点 $M i$ の連結は、連続する点 $M i$ 間でまっすぐな連結線分を使用して実行することができ、こうして 3 D 間断線を作成することができる。

【 0 0 5 9 】

別の実施形態では、最小の長さの 3 D スプライン曲線を適合させて連続する $M i$ 点を補間することによって、最小の 3 D 曲線を決定することができる。

【 0 0 6 0 】

ここで各半面 $P i$ では、大腿骨頭部 - 頸部接合部を特徴付けるために使用される一般的な指標である 2 D α 角 αi が、図 6 に示すように、大腿部の球中心 H から頸部軸 $A X$ の方向への半線と、大腿部の球中心 H から点 $M i$ への半線との間の角度として自動的に計算される。ここで $M i$ 点を通る 3 D 曲線を、3 D α 曲線と呼ぶ。

【 0 0 6 1 】

図 9 に示すように、上記のステップからの統合として、すべての 2 D α 角 αi から、2 D α 角 αi の中の最大値として、3 D α 角 $\alpha 3 D$ が決定される。対応する点 $M i$ は、隆起変形を特徴付ける頭部 - 頸部接合部曲線の頂上を決定し、これを最大点 $M m a x$ と呼び、対応するクロック指標を最大指標 $i M a x$ と呼ぶ。

【 0 0 6 2 】

最大 $\alpha 3 D$ 角は、骨の変形の「量」を定量化することによって 3 D 隆起を特徴付ける第 1 のパラメータである。最大クロック指標 $i M a x$ は、クロック面上にその位置を与えることによって 3 D 隆起を特徴付ける第 2 のパラメータである。このとき 3 D α 曲線および

10

20

30

40

50

1 対の指標 ($\alpha 3D$ 、 $iMax$) は、大腿骨頭部 - 頸部接合部の隆起変形を完全に特徴付ける。前述の頸部回転測定とともに、隆起を特徴付けるパラメータによって、外科医は、最も適当な外科的治療を決定することができる。

【0063】

利点

本発明の利点は、使用者の対話から可能な限り少ない入力しか必要としない、3D画像における骨の頭部 - 頸部接合部の変形を定量化および特定する特徴的要素の精密かつ自動的な決定である。このとき、これらの要素の決定から、外科医は最も適当な外科的治療を決定することが可能である。通常、それらの特徴付け測定は、放射線科医によって手動で実行されるが、それには時間および手間がかかり、人的ミスまたは不正確な測定を招きやすく、場合によっては外科的治療の選択を誤らせる。したがって本発明者らの方法は、病状の分析中にこれらの測定を実行する高速でより信頼性が高い処理を提供する。

10

【符号の説明】

【0064】

1 3D曲線
 A_i 最も近い点
 A'_i 最も近い点
 A_p 大腿骨頭頂点
 A_X 3D頸部軸、大腿骨頸部軸
 A_{X_0} 近似軸
 C_i 円
 E_1 上顆点
 E_2 上顆点
 FC_i 輪郭
 H 3D頭部中心点、大腿骨頭中心
 $iMax$ 最大クロック指標
 K 膝中心点
 K_0 初期膝中心
 K_1 膝中心点
 M_i 点
 M_{i1} 第1の点
 M_{i2} 点
 M_{i3} 点
 M'_i 隣接点
 M'_{i2} 隣接点
 M'_{i3} 隣接点
 ML 膝の横軸
 MLE 大腿内側 - 外側軸
 MLp 後顆軸
 $Mmax$ 最大点
 P_{12h} 12時平面
 P_i 半面
 R 半径
 S 骨表面、表面モデル
 S_F 球、3D大腿骨頭球
 TD 閾値距離
 α_i 2D α 角
 $\alpha 3D$ 3D α 角

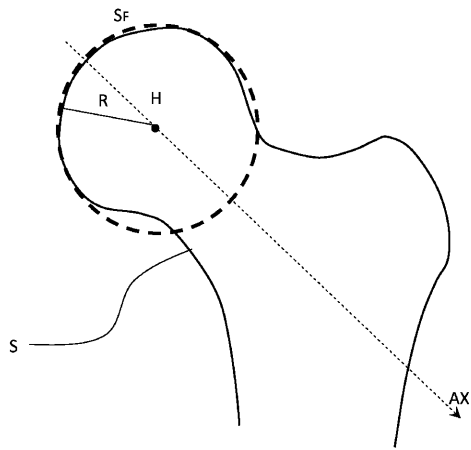
20

30

40

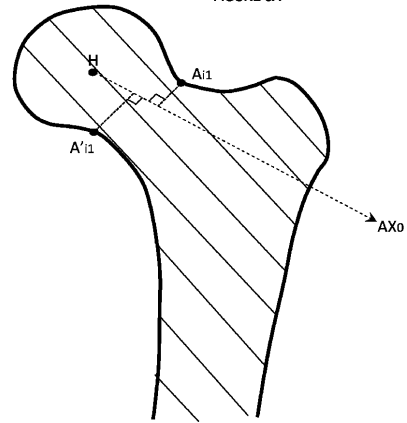
【図 2】

FIGURE 2



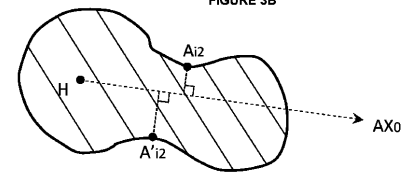
【図 3 A】

FIGURE 3A



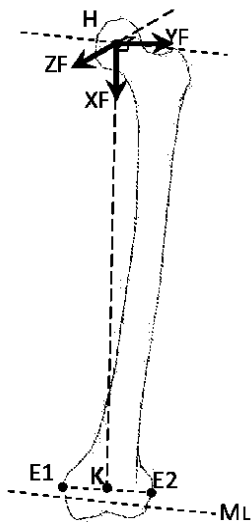
【図 3 B】

FIGURE 3B



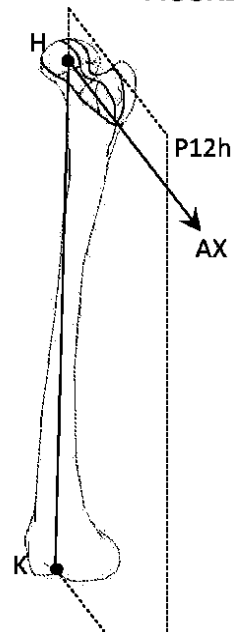
【図 4 B】

FIGURE 4B



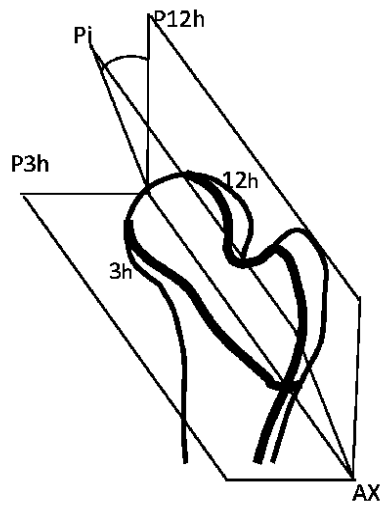
【図 5 A】

FIGURE 5A



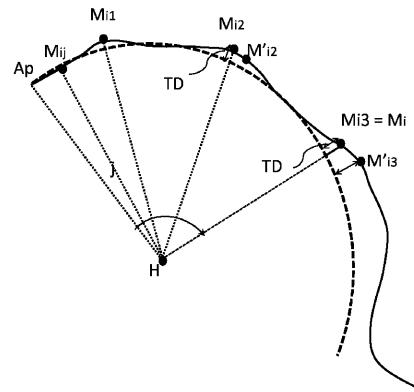
【図 5 B】

FIGURE 5B



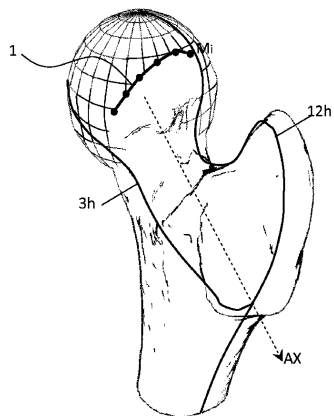
【図 7】

FIGURE 7



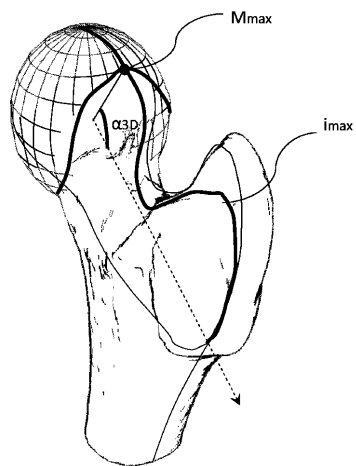
【図 8】

FIGURE 8

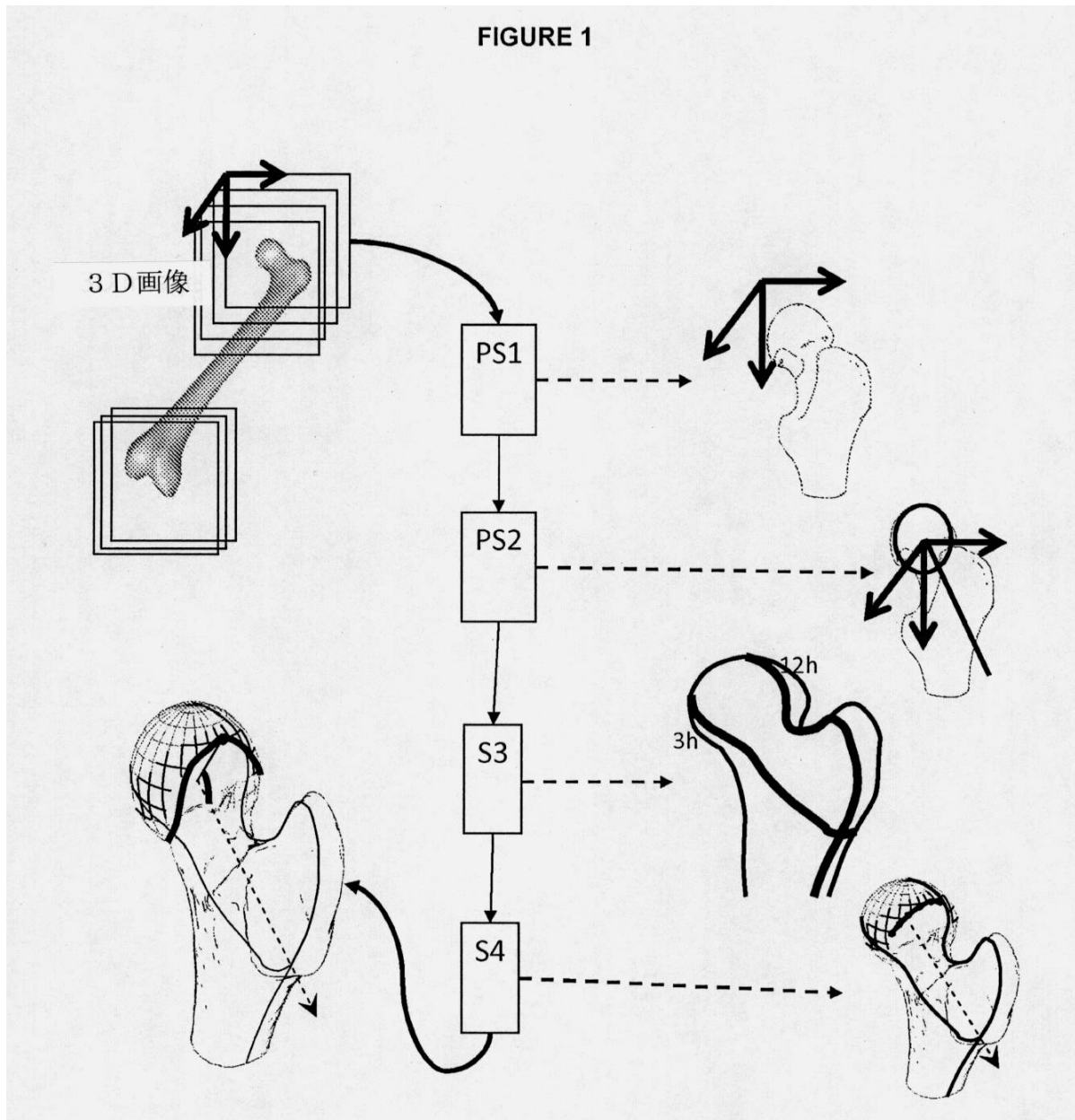


【図 9】

FIGURE 9

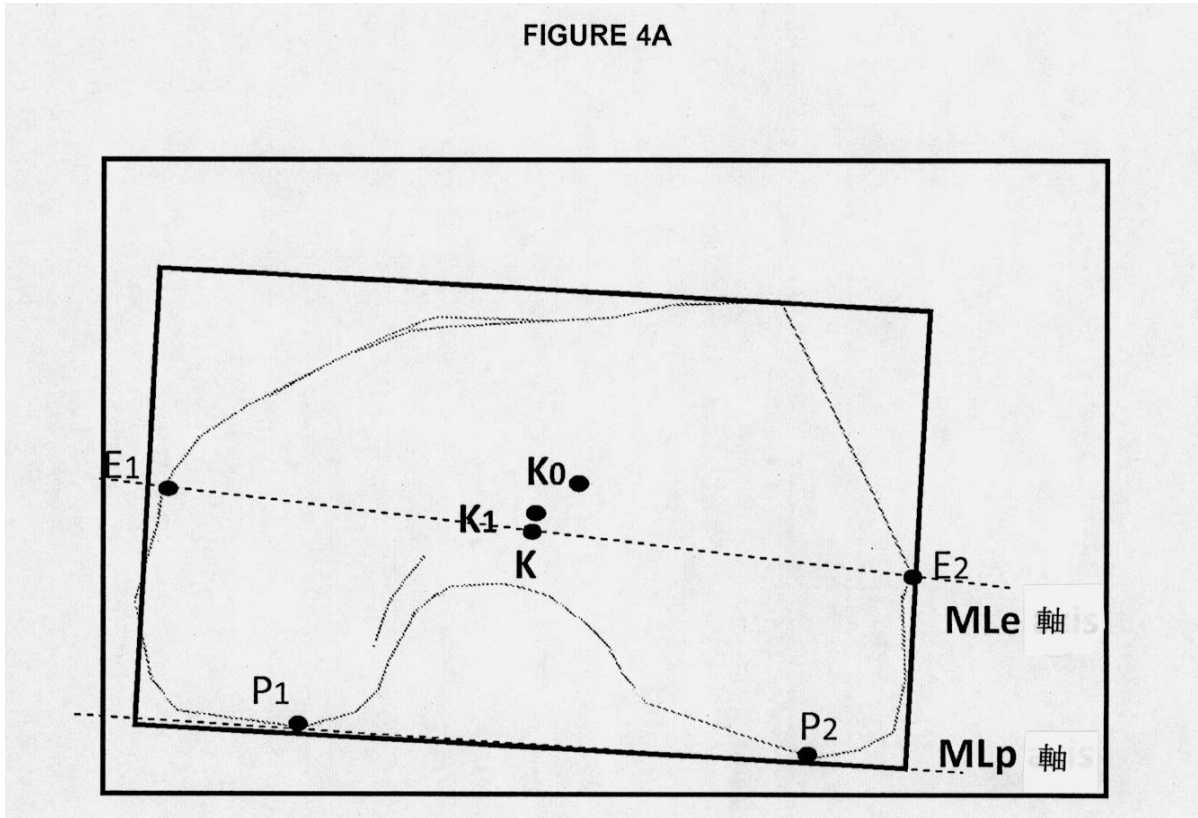


【図 1】

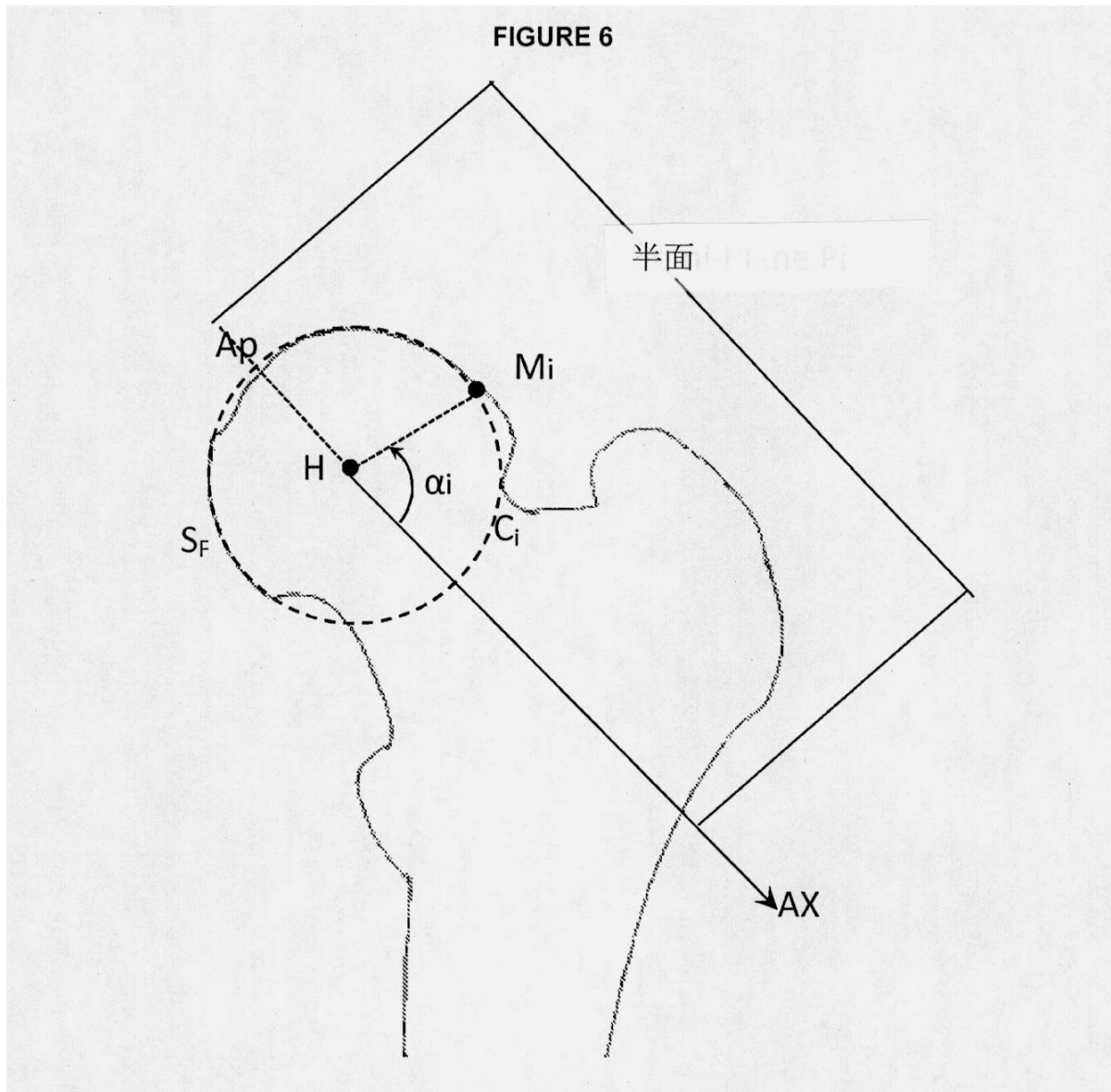


【図 4 A】

FIGURE 4A



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 ローランス・シャバナ
フランス・38830・サン・ピエール・ダルヴァール・サイユ・(番地なし)
- (72)発明者 ステファン・ラヴァレー
フランス・38410・サン・マルタン・デュリアージュ・ルート・ドゥ・ラ・ロンジエール・63
- (72)発明者 ジェローム・トネッティ
フランス・38000・グルノーブル・リュ・エクトール・ベルリオーズ・6
- (72)発明者 トマス・バード
アメリカ合衆国・テネシー・37205・ナッシュビル・クラレンドン・アベニュー・310
- (72)発明者 ブライアン・タルマッジ・ケリー
アメリカ合衆国・コネチカット・06878・リバーサイド・ドーチェスター・レーン・17
- (72)発明者 クリストファー・ラーソン
アメリカ合衆国・ミネソタ・55424・イダイナ・ブルース・アベニュー・508

審査官 姫島 あや乃

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2008/0312663(US, A1)
特表2002-509751(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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