

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5330041号
(P5330041)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2009-64036 (P2009-64036)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成21年3月17日(2009.3.17)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2010-213899 (P2010-213899A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成22年9月30日(2010.9.30)	(72) 発明者	吉田 琢
審査請求日	平成24年3月5日(2012.3.5)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	岡 修次
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	岩田 吉広
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

静磁場発生手段と、傾斜磁場発生手段と、高周波送受信手段と、上記静磁場発生手段、傾斜磁場発生手段及び高周波送受信手段に動作を制御すると共に、上記高周波送受信手段により受信された核磁気共鳴信号に基づいて、画像を再構成する演算制御手段と、画像表示手段とを有する磁気共鳴イメージング装置において、

上記演算制御手段は、被検体のT2マップを作成し、作成したT2マップから該被検体の軟骨分布範囲を決定し、上記決定した軟骨分布範囲に対応する領域を色彩化して該被検体の画像を上記画像表示手段に表示させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

上記軟骨分布範囲を決定するために用いられるパラメータを記憶する記憶手段を備え、

上記演算制御手段は、上記作成したT2マップから上記被検体の骨部分を抽出した骨部分画像を作成し、作成した骨部分画像を予め定めた軟骨分布パターンに分け、軟骨分布パターン毎に、上記記憶手段に記憶されたパラメータに従って、上記骨部分画像上の前記軟骨分布範囲を決定し、決定した軟骨分布範囲に対応する部分を上記T2マップから抽出し、色彩化し、上記被検体の画像に重ね合わせて上記画像表示手段に表示させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記演算制御部は、上記パラメ

10

20

ータに基づいて、上記骨部分画像の軟骨領域が存在する第1の範囲を設定し、この第1の範囲内であって、上記骨部分の表面からパラメータにより示された第1の距離までの領域を軟骨領域と決定することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記被検体の骨部分画像は関節部分であって、関節部分の互いに対向する一方の骨部と他方の骨部との距離の大小に従って、2つの軟骨分布パターンに分けることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記被検体の骨部分画像の第2の範囲内であって、上記骨部分の表面からパラメータにより示された第2の距離までの領域を決定し、決定した領域の面積を算出し、算出した面積の大小に従って、2つの軟骨分布パターンに分けることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項6】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記パラメータは、被検体の年齢、性別毎に設定されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項7】

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記骨部分は、互いに対向する一方の骨部分と他方の骨部分とを有する関節部分であり、上記演算制御部は、

上記骨部分の画像上の横軸方向最大幅を探し、探した横軸方向最大幅を示す横軸方向線から画像上の縦軸方向に、パラメータで示された基準値だけ、画像上の上方向に離間し、横軸方向に延びる線を第1の横軸方向基準線として設定し、

20

上記横軸方向最大幅を有する上記一方の骨部分の画像上の縦軸方向最底位置と、上記他方の骨部分のとの互いの距離が最小となる上記他方の骨部分の位置である最小位置を求め、上記最底位置と最小位置とを通る縦軸方向線の、上記最小位置から画像上の下方向に第1の基準値だけ離間した点を通る横軸方向線を第2の横軸方向基準線として設定し、

上記第1の横軸方向基準線と第2の横軸方向基準線との間の領域を上記第1の範囲とすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項8】

請求項5に記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記骨部分は、互いに対向する一方の骨部分と他方の骨部分とを有する関節部分であり、上記演算制御部は、

30

上記一方の骨部分の画像上の横軸方向最大幅と、上記一方の骨部分の画像上の最底位置とを探し、上記横軸方向最大幅部分を通過する線を第3の横軸方向基準線とし、上記最底位置を通過する、画像上の横軸方向線を第4の横軸方向基準線とし、上記第3の横軸方向基準線と第4の横軸方向基準線との間の領域を上記第2の範囲とする特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体中の水素や炭素等からの核磁気共鳴(NMR)信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を画像化する磁気共鳴イメージング装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング装置(MRI装置)は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンが発生するNMR信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次元的に或いは3次元的に画像化する装置である。

【0003】

撮影においては、NMR信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたNMR信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。

【0004】

50

近年、整形外科領域、特に関節炎のエビデンスベースの診療方法として、T2カラーマッピングが注目されている。T2カラーマッピングとは、グレースケールで表示される通常のMR画像（形態画像）の上にT2値に対応した画像（T2マップ）をカラー化し、重ね合わせて表示することで、組織のT2値変化を視覚的に診断可能とする機能である。

【0005】

T2マップを対象とはしていないが、MRI画像から軟骨領域を抽出する技術が特許文献1に記載されている。この特許文献1に記載の技術は、MRI画像データにおける各組織の画像信号値が異なることから、軟骨領域の画像信号上下限閾値を用いて、MRI画像データから軟骨領域のみ抽出する技術である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2000-139870号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

T2カラーマッピングを用いる際、関心領域を指定し、その部分に対応するT2マップをカラー化し重ね合わせて表示するが、関心領域である軟骨領域を自動で指定することができれば、手間を省くことができ便利である。

【0008】

そこで、特許文献1に記載された技術により、T2マップから軟骨領域を抽出する方法も考えられる。つまり、T2マップから軟骨のT2値を元に閾値処理して抽出し、カラー化して元の画像に重ね合わせることも考えられる。

【0009】

しかしながら、特許文献1に記載された技術をT2マップデータに適用すると、軟骨と同じT2値を持つ筋肉などの部位も抽出されてしまい、軟骨領域のみ、カラー化することは困難である。

【0010】

本発明の目的は、関節軟骨を診断する際に用いられるT2マップから自動的に軟骨領域のみを抽出可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の核磁気共鳴イメージング装置は以下のように構成される。

【0012】

磁気共鳴イメージング装置において、演算制御手段は、被検体のT2マップを作成し、作成したT2マップから該被検体の軟骨分布範囲を決定し、上記決定した軟骨分布範囲に対応する領域を色彩化して該被検体の画像を上記画像表示手段に表示させる。

【発明の効果】

【0013】

関節軟骨を診断する際に用いられるT2マップから自動的に軟骨領域のみを抽出可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明が適用されるMRI装置の概略構成図である。

【図2】膝関節の冠状断面を示す図である。

【図3】膝関節の矢状断面（パターンX）を示す図である。

【図4】膝関節の矢状断面（パターンY）を示す図である。

【図5】本発明の実施例1における動作フローチャートである。

【図 6】本発明の実施例 2 の説明図であり、大腿骨の矢状断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の好ましい形態について詳説する。なお、発明の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【実施例 1】

【0016】

図 1 は、本発明が適用されるMRI装置の全体概略構成ブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るものである。

10

【0017】

図 1 において、MRI装置は、静磁場発生系 2 と、傾斜磁場発生系 3 と、送信系 5 と、受信系 6 と、信号処理系 7 と、シーケンサ 4 と、中央処理装置（CPU：演算制御手段）8 とを備える。

【0018】

静磁場発生系 2 は、垂直磁場方式であれば、被検体 1 の周りの空間にその体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば、体軸方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体 1 の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。

【0019】

20

傾斜磁場発生系 3 は、MRI装置の座標系（静止座標系）である X、Y、Z の 3 軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル 9 と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源 10 とから成り、後述のシーケンサ 4 からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源 10 を駆動することにより、X、Y、Z の 3 軸方向に傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を印加する。

【0020】

撮影時には、スライス面（撮影断面）に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス（ G_s ）を印加して被検体 1 に対するスライス面を設定し、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの 2 つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス（ G_p ）と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス（ G_f ）を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

30

【0021】

シーケンサ 4 は、高周波磁場パルス（RFパルス）と傾斜磁場パルスをおよそ所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU 8 の制御で動作し、被検体 1 の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系 5、傾斜磁場発生系 3、および受信系 6 に送る。送信系 5 と受信系 6 とにより高周波送受信手段が構成される。

【0022】

送信系 5 は、被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるために、被検体 1 に RF パルスを照射するもので、高周波発振器 11 と変調器 12 と高周波増幅器 13 と送信側の高周波コイル（送信コイル）14a とを備える。高周波発振器 11 から出力された高周波パルスをシーケンサ 4 からの指令によるタイミングで変調器 12 により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 13 で増幅した後被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14a に供給することにより、RF パルスが被検体 1 に照射される。

40

【0023】

受信系 6 は、被検体 1 の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR 信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル（受信コイル）14b と信号増幅器 15 と直交位相検波器 16 と、A/D 変換器 17 とを備える。

【0024】

送信側の高周波コイル 14a から照射された電磁波によって誘起された被検体 1 の応答

50

のNMR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル信号に変換されて、信号処理系7に送られる。

【0025】

信号処理系7は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有し、受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。信号処理系7は、ROM21、RAM22も備えている。

10

【0026】

操作部25は、MRI装置の各種制御情報や上記信号処理系7で行う処理の制御情報を入力するもので、トラックボール又はマウス23、及び、キーボード24から成る。この操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者がディスプレイ20を見ながら操作部25を通してインタラクティブにMRI装置の各種処理を制御する。

【0027】

なお、図1において、送信側の高周波コイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体1に対向して、水平磁場方式であれば被検体1を取り囲むようにして設置されている。また、受信側の高周波コイル14bは、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

20

【0028】

現在、MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核（プロトン）である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次的に撮像する。

【0029】

次に、本発明の実施例1におけるT2マップから軟骨領域を抽出する技術について、図2、図3、図4を用いて説明する。

【0030】

30

図2は膝関節の冠状断像（骨部分画像）の例を示す図であり、大腿骨部26、脛骨部27を表している。大腿骨部26と脛骨部27との互いの距離が近い部分をa、遠い部分をbとする。aの部分とbの部分では軟骨の分布が互いに異なっている。

【0031】

図3は、図2に示した部分aでの矢状断像（骨部分画像）の例を示す図であり、軟骨28の分布範囲を表している。図2に示した部分aでは、軟骨28の分布範囲の特徴は共通である。

【0032】

この軟骨の分布範囲の共通の特徴を用い、大腿骨26と脛骨部27との距離が近い場合（以下パターンXと表記）、つまり、図2に示した部分aの軟骨の分布範囲を求める手法について、図3を用いて説明する。

40

【0033】

はじめに、図3の横軸方向で大腿骨部26の幅が最大になる部分29を探す。次に、最大部分29の横軸方向線から縦軸方向（垂直方向）に基準値dだけ図3の上方向に離間した基準線30（第1の横軸方向基準線）を設定する。

【0034】

また、大腿骨部26の図3における縦方向で最底位置の点Z1と脛骨部27との距離が最小になる点Z2を求め、点Z1と点Z2とを通る縦軸方向線である基準線31を引き、点Z2より垂直方向に基準値eだけ図3の下方向のところに基準線31と垂直になるような横軸方向線である基準線32（第2の横軸方向基準線）を設定する。基準線30と32

50

との間の領域が第 1 の範囲となる。

【 0 0 3 5 】

基準線 3 0 より下の部分の大腿骨部 2 6 からの距離が基準値 f_1 の部分と、基準線 3 2 より上で脛骨からの距離が基準値 f_2 の部分をパターン X の場合での軟骨の分布範囲として決定する。 f_1 及び f_2 は第 1 の距離である。

【 0 0 3 6 】

ここで、基準値 d 、 e 、 f_1 、 f_2 の値は、年齢、性別等により決定される値であり、統計等に基づいて事前に決定され、磁気共鳴イメージング装置の記憶部（磁気ディスク 1 8、光ディスク 1 9 等）に予め格納される。

【 0 0 3 7 】

図 4 は、図 2 に示した b 部分での矢状断像の例を示す図である。軟骨の分布範囲の特徴は図 2 の b 部分では共通である。

【 0 0 3 8 】

この b 部分における軟骨分布の共通の特徴を用い、大腿骨部 2 6 と脛骨部 2 7 との距離が遠い場合（以下パターン Y と表記）、つまり、図 2 に示した部分 b の軟骨の分布範囲を求める手法について、図 4 を用いて説明する。なお、パターン X、Y は軟骨分布パターンである。

【 0 0 3 9 】

はじめに、図 4 の横軸方向で大腿骨部 2 6 の幅が最大になる部分を探し、そこに基準線 3 3 を設定する。次に、大腿骨部 2 6 の領域で、図 4 における縦方向で最底位置になる点 Z 3 を求め、この点 Z 3 を通る基準線 3 3 に平行な基準線 3 4 を設定する。基準線 3 3 と 3 4 との間で、A 方向（前面）側の大腿骨部 2 6 からの距離が基準値 f_3 の部分をパターン Y の場合での軟骨の分布範囲として決定する。

【 0 0 4 0 】

f_3 の値は、被検者の年齢、性別等により決定される値であり、統計等に基づいて事前に決定され、予め磁気共鳴イメージング装置の記憶部（磁気ディスク 1 8、光ディスク 1 9 等）に格納される。

【 0 0 4 1 】

また、大腿骨部 2 6 の領域の縦軸方向における最底値の点 Z 3 から、脛骨部 2 7 の領域への最短距離 N を大腿骨部 2 6 と脛骨部 2 7 との距離と定義し、最短距離 N が基準値 n より小さい場合は、パターン X、 N が n 以上の場合パターン Y と判断する。

【 0 0 4 2 】

基準値 n は被検者の年齢、性別などを元に事前に決めておき、磁気共鳴イメージング装置の記憶部（磁気ディスク 1 8、光ディスク 1 9 等）に予め格納される。

【 0 0 4 3 】

次に、本発明の実施例 1 における動作について、動作フローチャートを示す図 5 を用いて説明する。

【 0 0 4 4 】

図 5 のステップ P 1 では、MRI 装置で得られた T 2 マップのデータに基づいて、閾値処理や、watershed 法などを用い大腿骨部 2 6 と脛骨部 2 7 とを、それぞれ抽出する。

【 0 0 4 5 】

次に、ステップ P 2 では、上記した手法を用い、大腿骨部 2 6 と脛骨部 2 7 との距離 N を計算し、パターン X か Y からのパターン分けを行う。

【 0 0 4 6 】

続いて、ステップ P 3 では、ステップ P 2 で決定したパターンに応じて、上述した手法を用い、軟骨の分布範囲を特定する。

【 0 0 4 7 】

そして、ステップ P 4 では、ステップ P 3 で決定した軟骨分布の範囲部分に対応する T 2 マップを抜き出し、カラーにして、通常の MRI 形態画像に重ねあわせる。重ねあわせ

10

20

30

40

50

れた画像は、ディスプレイ 20 に表示される。

【0048】

上記動作は、T2 マップに基づいて、CPU 8 が実行する。

【0049】

以上のように、本発明の実施例 1 によれば、CPU 8 が被検体の T2 マップデータから大腿骨部 26 と脛骨部 27 とを抽出し、大腿骨部 26 と脛骨部 27 との間の形状特徴から、軟骨存在領域のパターン X、Y を判別し、判別したパターン X、Y 毎に、予め定めたパラメータ (d、e、f1、f2、f3、n) を用いて、軟骨存在領域を定める。そして、CPU 8 は、定めた軟骨存在領域に対応する T2 マップを抽出し、色彩化 (カラー化) して通常の MRI 画像に重ね合わせ、ディスプレイ (表示手段) 20 に表示させる。

10

【0050】

したがって、大腿骨部と、脛骨部との周囲に存在する関節軟骨を診断する際に用いられる T2 マップから自動的に軟骨領域のみを抽出して、カラー化し、通常の MRI 画像に重ね合わせることが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【実施例 2】

【0051】

次に、本発明の実施例 2 について、図 6 を用いて説明する。実施例 1 と実施例 2 との異なる点は、パターン分けの方法であり、他は同様であるので、実施例 1 と異なる箇所のみ説明し、同じ箇所の説明は省略する。

【0052】

20

図 6 は、大腿骨の矢状断像の例を示す図である。図 6 において、縦軸方向で、大腿骨部 26 の最低値 (最小値) となる点 Z4 を通る横軸と平行な基準線 35 (第 4 の横軸方向基準線) と、横軸方向で大腿骨部 26 の幅が最大となる部分を通る横軸方向基準線 36 (第 3 の横軸方向基準線) と、基準線 35 と 36 との間の P 方向 (背面) 側の大腿骨部 26 からの距離が基準値 f4 (第 2 の距離) の部分を探索領域 37 として定義する。基準線 35 と 36 との間は第 2 の範囲となる。

【0053】

そして、T2 マップの探索領域 37 の部分で、軟骨の T2 値 (t1 以上 t2 以下) の範囲内にある領域を求め、その領域の面積 S を求める。求めた面積 S が基準値 s より大きい場合はパターン X、面積 S が s より小さい場合はパターン Y と判断する。

30

【0054】

その後の処理は、実施例 1 と同様となる。

【0055】

なお、基準値 f4 と s の値は年齢、性別などに基づいて決定される値であり、統計等に基づいて事前に決定され、磁気共鳴イメージング装置の記憶部 (磁気ディスク 18、光ディスク 19 等) に予め格納される。

【0056】

本発明の実施例 2 においても、実施例 1 と同様な効果を得ることができる。

【0057】

なお、上述した例は、本発明を膝関節の軟骨部分の抽出に適用した例であるが、T2 マップにおける他の部分の軟骨部分の抽出にも適用可能である。

40

【0058】

つまり、以下に示す本発明の技術的思想に基づいて、T2 マップから軟骨領域を抽出することができる。

【0059】

本発明は、軟骨が存在する領域を含む対象領域部分の軟骨存在領域の特徴毎にパターン分けし、パターン毎に予め定めたパラメータ (被検体の年齢、性別等により決定される) に基づいて、一定範囲内における骨部表面から基準距離までの領域を軟骨領域と判断する。そして、判断した軟骨領域に対応する部分を T2 マップから抽出し、抽出した部分をカラー化して、元画像に重ね合わせる。

50

【 0 0 6 0 】

上記パラメータは、軟骨が存在する領域を含む対象領域部分毎に設定可能である。

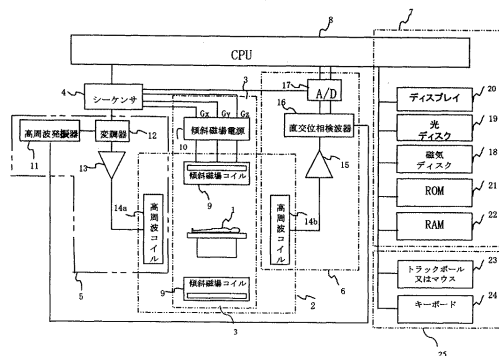
【符号の説明】

【 0 0 6 1 】

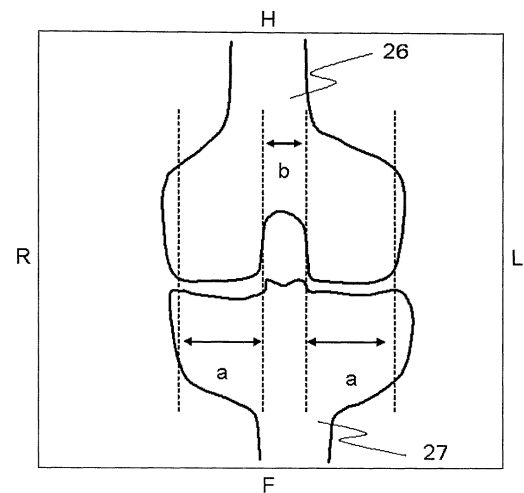
1・・・被検体、2・・・静磁場発生系、3・・・傾斜磁場発生系、4・・・シーケンサ、5・・・送信系、6・・・受信系、7・・・信号処理系、8・・・中央処理装置（CPU）、9・・・傾斜磁場コイル、10・・・傾斜磁場電源、11・・・高周波発振器、12・・・変調器、13・・・高周波増幅器、14a・・・高周波コイル（送信コイル）、14b・・・高周波コイル（受信コイル）、15・・・信号増幅器、16・・・直交位相検波器、17・・・A/D変換器、18・・・磁気ディスク、19・・・光ディスク、20・・・ディスプレイ、21・・・ROM、22・・・RAM、23・・・トラックボール又はマウス、24・・・キーボード、25・・・操作部、26・・・大腿骨部、27・・・脛骨部、28・・・軟骨の分布範囲、29・・・大腿骨の最大幅、30～36・・・基準線、37・・・探索領域

10

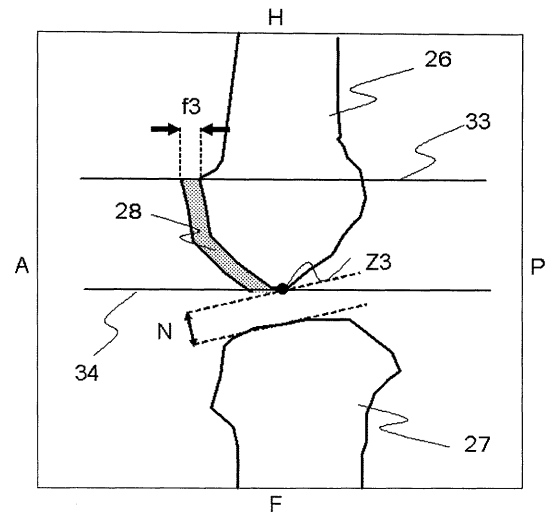
【図 1】



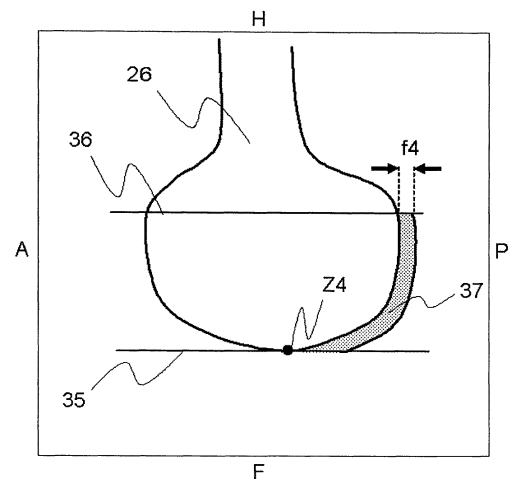
【図 2】



【 図 4 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 高橋 信司

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社日立メディコ内

(72)発明者 梶山 孝治

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社日立メディコ内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開2004-174218(JP,A)

G.H.Welsch, T.C.Mamisch, S.Quirbach, T.Hughes, O.Kraff, M.E.Ladd, C.Zilkens, O.Bieri, K.Scheffler, & S.Trattning, "7 Tesla MR -initial results on T2 and T2* mapping of healthy articular cartilage and cartilage repair tissue", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 16 (2008), 米国, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Inc., 2008年5月3日, p.3656

M.F.Koff, D.W.Stanley, M.R.D'Apuzzo, R.T.Trousdale, K.K.Amrani, & K.R.Kaufman, "In-Vivo T2 Mapping and dGEMRIC of Human Hip Cartilage at 1.5T", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 16 (2008), 米国, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Inc., 2008年5月3日, p.3648

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055