

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4465174号
(P4465174)

(45) 発行日 平成22年5月19日(2010.5.19)

(24) 登録日 平成22年2月26日(2010.2.26)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z

A 6 1 B 6/00 3 5 0 A

G 0 6 T 1/00 2 9 0 A

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-325373 (P2003-325373)
 (22) 出願日 平成15年9月18日(2003.9.18)
 (65) 公開番号 特開2004-105739 (P2004-105739A)
 (43) 公開日 平成16年4月8日(2004.4.8)
 審査請求日 平成18年9月13日(2006.9.13)
 (31) 優先権主張番号 10/065, 109
 (32) 優先日 平成14年9月18日(2002.9.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルーバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータ支援骨密度測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者を中心にして向かい合わせにすることができ、患者の骨によるX線減弱を示す信号を生成するX線源及び検出器と、

前記信号を受信し、内蔵プログラムを実行するコンピュータと、
 を含むコンピュータ支援骨密度測定装置であって、該プログラムが、

(a) 走査域にわたる複数の点の信号に対して前記X線源及び検出器を制御し、

(b) 前記複数の点に対して、骨により引き起こされるX線減弱を示す骨塩データ・セットを計算し、

(c) (b) で計算された前記骨塩データ・セットの一部を規定するオペレータ入力を 10
 受け、

(d) 前記オペレータ入力を(b)で計算された前記骨塩データ・セットから自動的に導出される入力と比較し、

(e) 前記オペレータ入力の前記自動的に導出された前記入力から所定量を越える偏差を示す場合に、指示を出力する、
 ようになっており、

前記オペレータ入力及び画像の出力とを可能にする、表示装置(30)とカーソル制御装置(31、35)を更に含み、

前記オペレータ入力は、椎骨の高さと、骨塩密度測定のため、椎骨間の場所を規定することを特徴とするコンピュータ支援骨密度測定装置。

【請求項 2】

前記骨塩データ・セットの測定により、該骨塩データ・セットのピーク減弱を予測ピーク減弱と比較して、高密度の異物により引き起こされる取得障害を検出することを特徴とする、請求項 1 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

【請求項 3】

前記骨塩データ・セットの測定により、骨縁における不連続点を計算して取得障害を引き起こす患者の動きを検出することを特徴とする、請求項 1 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

【請求項 4】

前記骨塩データ・セットの測定により、骨内の密度の急上昇点を計算して取得障害を引き起こす患者の動きを検出することを特徴とする、請求項 1 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

10

【請求項 5】

前記骨塩データ・セットの測定により、取得障害を引き起こす患者の走査域の位置決めミスを検出することを特徴とする、請求項 1 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

【請求項 6】

前記骨塩データ・セットの測定により、該骨塩データ・セットにより示される骨の部位と予測される骨の部位との間の差を計算して、前記患者の走査域の位置決めミスを検出することを特徴とする、請求項 5 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

20

【請求項 7】

前記骨塩データ・セットの測定により、脊椎の椎骨に対する前記走査域の位置決めミスを検出することを特徴とする、請求項 5 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

【請求項 8】

前記骨塩データ・セットの測定により、近位大腿骨に対する前記走査域の位置決めミスを検出することを特徴とする、請求項 5 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

【請求項 9】

前記患者がテーブル上に水平に支持され、走査域が脊椎を含み、前記骨塩データ・セットの測定により、取得障害を引き起こす前記テーブルの中心からの前記脊椎の過剰な変位を検出することを特徴とする、請求項 1 に記載のコンピュータ支援密度測定装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に骨の健康度を測定するための X 線骨密度測定装置に関し、具体的には、測定アーチファクト及びオペレータ誤差をコンピュータ支援で検出する骨密度測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線骨密度測定装置は、2つの X 線エネルギーで測定を行い、2つのペースマテリアル、典型的には骨及び軟組織の別個の減弱画像を形成する。骨減弱画像は、実質的に軟組織により引き起こされる減弱がなく、面骨密度 (g / cm^2) を生体内で正確に測定し、骨強度及び健康度を評価することができる。また、骨減弱画像では、骨外形が鮮明に表され、例えば、骨粗鬆症に伴う粉碎骨折を検出するのに有用である骨形態 (例えば椎骨高さ) の測定が可能になる。

40

【0003】

骨密度測定装置により正確で定量的な結果を得るためには、患者は正しく位置決めされ、走査の間に動かないようにし、ピン又はボタンのような高密度物質を全く身に付けないようにしなければならない。走査データの適切な解析のためには、オペレータは、測定領域を正確に識別する必要がある。

50

【 0 0 0 4 】

走査での問題点が即座に検出されない場合、患者を呼び出して再び走査する必要がある場合もあり、付加的な費用がかかり、また不便でもある。更に、不適切に走査されても全く認識されずに、誤った結果を生成する可能性もある。

【特許文献 1】米国特許第 6 4 3 8 2 0 1 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

本発明は、可能性のある位置決め誤差及び / 又は解析誤差を識別するために、データを取得する段階及び該データを解析する段階をソフトウェアにより監視するコンピュータ支援密度測定装置を提供する。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

このコンピュータ支援では、可能性のある問題点を通知し、オペレータ又は医師が測定値を検討するのをバックアップする。医師又はオペレータの見落としがあっても、コンピュータ支援により、データの取得及び解析における誤差を著しく減少させることができ、また最終的な臨床測定値に影響を与える他のあらゆる原因による誤差も減少させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 7 】

20

さて、図 1 を参照すると、骨密度測定装置 1 0 は、縦軸線 1 6 に沿って患者を背臥位又は側臥位に支持するための水平な面を提供する患者テーブル 1 2 を含む。

【 0 0 0 8 】

C 形アーム 1 8 は、患者テーブル 1 2 の下に位置決めされて X 線源 2 0 を支持する下部端と、患者テーブル 1 2 の上方に位置決めされて X 線検出器 2 2 を支持する上部端とを有する。X 線源 2 0 及び X 線検出器 2 2 は、患者の一連の横方向走査 3 3 をトレースするようにラスタパターン 2 5 で移動することができ、その間に、2 重エネルギー X 線のデータが、X 線検出器 2 2 により収集される。このラスタ運動は、当技術分野では公知の方法により、平行移動制御装置 1 9 の制御下で、アクチュエータにより作り出される。

【 0 0 0 9 】

30

好ましい実施形態では、X 線源 2 0 は、2 つの X 線エネルギーを供給し、X 線検出器 2 2 は、エネルギーを判別する多要素 C Z T 検出器である。しかしながら、フィルタホイールを回転させるもの又は X 線管電圧を変動させるものをはじめとする 2 重エネルギーを測定する他の方法を用いることもできる。

【 0 0 1 0 】

X 線源 2 0 は、その平面が縦軸線 1 6 に平行な扇形ビーム 2 4 を生成する。ラスタパターン 2 5 は、以下に記載するように、扇形ビーム 2 4 の連続する走査線間で僅かに重なるように調節される。

【 0 0 1 1 】

X 線源 2 0、X 線検出器 2 2、及び平行移動制御装置 1 9 は、コンピュータ 2 6 と通信して該コンピュータ 2 6 の制御下に置かれており、このコンピュータ 2 6 は、専用回路と 1 つ又はそれ以上のプロセッサとの両方を含み、該プロセッサは、以下に詳細に記載する内蔵プログラム部分を実行することができる。コンピュータ 2 6 は、端末 2 8 と通信しており、該端末 2 8 は、当技術分野では公知なように、オペレータの入力と該オペレータに対するテキスト及び画像の出力とを可能にする、表示装置 3 0 とキーボード 3 1 とマウス 3 5 のようなカーソル制御装置とを含む。

40

【 0 0 1 2 】

骨密度測定装置 1 0 を操作する際には、コンピュータ 2 6 が、平行移動制御装置 1 9 と通信して、1 回又はそれ以上の横方向走査 3 3 で患者の領域を走査することになり、その間に、多数の走査線 3 4 のデータが、それぞれ扇形ビーム 2 4 の異なる X 線で収集される

50

ことになる。これらのデータは、２つの別個のエネルギーレベルでの減弱測定値を含むことになる。

【 0 0 1 3 】

各データ点において、２つの測定値を組み合わせて別個の骨と軟組織との画像を生成することができる。図３を参照すると、下部腰椎の椎骨の走査に伴う骨画像３２は、Ｘ線検出器２２により検出された各Ｘ線に伴う種々の走査線３４のデータで構成されることができる。また、他の骨部位（例えば大腿骨又は前腕骨）の骨密度も測定することができる。各走査線の測定値により、この測定のＸ線に沿う面骨密度（area bone density）を表すピクセル３６の列が生成される。骨密度は、グレースケールでマップ化されて、端末２８上の骨画像３２がオペレータに示される。

10

【 0 0 1 4 】

典型的な研究では、骨画像３２を生成する下部腰椎８９の走査域３７、又は図４に示す骨画像４０を生成するいずれかの近位大腿骨８７の走査域３８という２つの域のうちの一方又は両方の画像が得られる。

【 0 0 1 5 】

図１及び図１４を参照すると、本発明は、コンピュータ２６により実行可能であり、確実に高品質かつ正確な走査を得られるようにオペレータを支援するプログラムを提供する。工程ブロック４２及び４４では、オペレータは、端末２８を通して、患者の年齢、身長、体重及び性別を含む患者の情報のほか、取得する特定の走査域（３７又は３８）を入力する。

20

【 0 0 1 6 】

次に、患者１４を患者テーブル１２上に位置決めし、特定の走査に適切したものとしてできるようにＣ形アーム１８を走査域３７又は３８に移動する。工程ブロック４６に示すように、オペレータは、端末２８を通して走査を開始する。

【 0 0 1 7 】

走査で取得されたデータは誤差の第１の原因を含み、従って、工程ブロック４８において、走査データがチェックされる。このチェック工程は、走査と同時に行うことができ、或いは走査の終了時に行うこともできる。一般的に、チェックを操作中に行う場合には、チェックの特定の段階は、それまでに取得された骨画像３２又は４０の全てのデータに関して繰り返し行われることになる。そうでなく、チェックを走査後に行う場合には、チェックは骨画像３２又は４０全体に関して行われる。典型的には、チェックを走査中に行う場合には、チェックは走査の終了時にも行われ、更に包括的な解析を行うことができる。

30

【 0 0 1 8 】

本発明では、走査データを多数回チェックすることを考えているが、これらの全てを行う必要はない。このチェックの第１の段階５０では、テーブル１２上の患者の位置を評価する。理想的には、下部腰椎８９の走査の場合、患者１４は、脊椎８９がテーブル１２に中心合わせされ、縦軸線１６に位置合わせされるように位置決めされる。

【 0 0 1 9 】

この脊椎８９の位置のチェックは、種々の方法で行うことができる。１つの実施形態では、図８に示すように、骨画像３２又は４０を、平均的患者に対して標準化された対応する骨密度画像を備えるテンプレート５２に相関させる。テンプレート５２を、骨画像３２又は４０に沿って数学的にシフトさせて、骨画像３２又は４０（ B_i ）の各ピクセルを、位置合わせされテンプレート（ T_i ）のピクセルと全画像（ i ピクセル）にわたって比較する数学的相関法５４により２つの画像を相関させる。この工程は、コンピュータ２６上のソフトウェアに実現されている相関装置５４で行い、最適な位置合わせが得られるまで続けられる。位置合わせ工程には、任意的に横方向及び下／上方向の平行移動だけでなく、テンプレートを走査データにできるだけ正確に合わせるために回転及び拡大縮小（スケーリング）を含むことができる。

40

【 0 0 2 0 】

相関装置５４の出力５７により示された最大相関が得られると、患者１４の位置は、テ

50

ンプレートの予め定めた中心線 5 8 を検討して、テーブル 1 2 に対する患者の脊椎 8 9 又は大腿骨 8 7 の位置及びそれぞれの相対形成角を決定することにより得ることができる。段階 5 0 では、走査時のテーブル 1 2 上での脊椎 8 9 の形成角或いは脊椎 8 9 又は大腿骨の平行移動が、テーブル 1 2 の中心線から予め定めた量より大きく外れている場合には、警告が発せられることになる。このような各警告がオペレータに与えられて、工程分枝 5 6 により示されるように取得段階を繰り返すことが可能になる。

【 0 0 2 1 】

また、テンプレートの位置を用いて、その下の骨画像 3 2 及び 4 0 に特定の解析領域を定めることができ、また後で記載する解析段階に用いることができる骨の形成角を求めることができる。

【 0 0 2 2 】

図 1 4 に示すような走査データをチェックする第 2 段階は、骨が平面外にある、即ち、患者テーブル 1 2 の上面（脊椎 8 9 の場合）に平行でないかどうか又は骨の形成角の大きさ（大腿骨 8 7 の頸部の場合）を評価する。

【 0 0 2 3 】

図 9 を参照すると、脊椎 8 9 は、患者テーブル 1 2 の上面から離れるように上向きに弧を描いている場合がある。患者テーブル 1 2 の上面、従って X 線源 2 0 に近接する椎骨 6 2 は、X 線検出器 2 2 に受けられる画像 6 4 の倍率が椎骨 6 2 ' より大きいことになり、椎骨 6 2 ' の X 線検出器 2 2 ' での画像 6 4 ' は、小さいことになる。画像が小さいと、明らかに面積密度が大きくなり、このことは、走査の一貫性に影響を及ぼす可能性がある。従って、本発明では、脊椎 8 9 に沿う縦方向の距離の関数として脊椎の高さ 6 6 を測定し、この高さを望ましい範囲 6 8 と比較することができ、脊椎の高さ 6 6 がこの範囲 6 8 を超えている場合にはオペレータに警告を発することができる。

【 0 0 2 4 】

更に、図 2 を参照すると、脊椎の高さ 6 6（又は何らかの骨の高さ）は、患者の横方向走査による方法を含む種々の方法で推論することができる。しかしながら、本発明の好ましい実施形態では、脊椎の高さ 6 6 は、連続する横方向走査 3 3 において扇形ビーム 2 4 及び 2 4 ' により得られる 2 つの連続する画像間の重なり領域 7 0 を解析することにより推論される。患者テーブル 1 2 からより遠い椎骨又は他の骨 7 2 は、より少ない広がりで分離した画像 7 4 ' 生成するテーブル面により近い骨 7 2 ' よりも、より大きい広がりで分離した画像 7 4 を生成することになる。従って、画像 7 4 及び 7 4 ' をシフトして骨 7 2 又は骨 7 2 ' のいずれかの重なり領域に位置合わせすると、三角測量により骨 7 2、7 2 ' の高さの測定値が得られる。

【 0 0 2 5 】

この種の高さの測定は、骨の幾何学的構成が緩やかに変化しているため、画像 3 2 及び 4 0 を取得する間にたまに行う必要があるのみであり、従って、扇形ビーム 2 4 及び 2 4 ' の重なりが、扇形ビーム 2 4 全体の幅と等しくなる必要はない。

【 0 0 2 6 】

再び図 1 4 を参照すると、工程ブロック 4 8 による走査データのチェックには、走査域 3 7 又は 3 8 が患者の実際に走査されている部分に一致するかどうかを評価する段階 7 3 を含むことができる。再び図 8 を参照すると、これは、選択したテンプレート 5 2 と特定の骨画像 3 2 又は 4 0 との間の最も大きい相関関係の絶対等級をチェックすることにより行うことができる。閾値の相関関係を達成することができない場合には、走査した患者の領域が不適切であることを示している可能性がある。

【 0 0 2 7 】

段階 7 5 では、例えば、ボタン又はクリップのような、患者 1 4 内又は患者の衣類又は患者テーブル 1 2 の表面上のピン又は金属品目により引き起こされる高密度アーチファクトを調べる。図 5 を参照すると、このようなアーチファクトは、骨画像 3 2 の任意の走査線 7 7、又は全体的に完成した骨画像 3 2 の全てのデータに関する極度に高度な減弱 7 1 により識別することができる。これらのデータに対して、当業者には理解されるように、

10

20

30

40

50

ヒストグラムの大きさだけでなく、その急勾配及び／又は２重エネルギー特性を評価する付加的又は別のフィルタを適用することができる。

【００２８】

再び図１４を参照すると、取得したデータにおける重要な誤差の原因は、工程ブロック４８でチェックされるように、患者の動きである可能性があり、これは、段階８０により示されるように評価することができる。図６を参照すると、患者の横方向の動きは、骨画像３２又は４０において、画像化された骨の垂直縁の不連続点８２として明示されることになる。骨縁は、骨画像３２及び４０において容易に視認することができ、その下の骨画像３２に位置合わせされたテンプレート５２に刻印した予め位置決めした解析ゾーンにより更に識別することができる。不連続点８２に近接する骨縁に沿って取った数学的導関数により、予め定めた閾値を越える値として不連続点８２が識別され、オペレータに警告が発せられると同時に、骨画像３２又は４０に視覚的マークが付けられることになる。ここでも、この処理工程は、走査の完了時に行うことも、或いは走査線毎に行うこともできる。

10

【００２９】

骨が垂直軸線に沿って垂直方向にシフトすることになる患者の上下の動きは、図６にははっきりとした不連続点として表れないが、図７に示すように、骨に沿って取った密度に影響を及ぼすことになる。この場合、骨に沿う距離８４の関数としての密度の全体的な傾向は、患者が動いた瞬間の時点で不連続点８６を示す。今一度いうと、簡単な微分処理の後の閾値が、可能性のある患者の動きを示すことになる。

20

【００３０】

再び、図１４及び図４を参照すると、大腿骨８７を良好に走査するために考慮すべきことは、短縮により引き起こされる骨盤との重なりアーチファクト又は密度アーチファクトを生じることなく正確に骨密度の測定がなされるように、大腿骨８７の頸部８８を実質的に水平にすることである。頸部８８の形成角は、図２に関して記載した高さの測定技術により求めることができ、或いはその幅を高さに比例しない状態で短縮する、相関の間のテンプレート５２の異方性スケーリングにより推定することもできる。

【００３１】

図１０を参照すると、上記のように収集した骨画像３２及び４０に対してスケーリングされることができるよう、近位大腿骨８７用のテンプレート５２が示されており、該テンプレート５２は、埋め込まれた解析ゾーン９０と２つの軟組織測定ゾーン９２とを有し、該軟組織測定ゾーン９２は、テンプレートが適切に位置合わせされた後に骨画像３２又は４０の解析を誘導するために用いられる。解析ゾーン９０を用いて、頸部面積が正確に骨密度測定するために十分であるかどうかをみるために、大腿骨８７の頸部８８を図１４の段階９４により解析することができる。十分でない場合には、オペレータに警告が出される。この場合には、面積は、解析ゾーン９０内の骨の単純な計数により求めることができる。

30

【００３２】

同様に、段階９６で示されるように、骨がない軟組織ゾーン９２の利用可能度は、軟組織測定ゾーン９２を用いて評価することができる。適切な軟組織は、軟組織測定ゾーン９２の軟組織ピクセルを計数することにより求められる。骨密度測定値を較正するための正確な基準を得るためには、当技術分野では公知のように、特定の量の軟組織が必要である。

40

【００３３】

次に図１４及び図１０を参照すると、走査データ１００の解析の最終段階では、大腿骨８９と骨盤９１との間に十分な分離（距離１０２）があるかどうかを調べる。この解析でも、相関されかつスケーリングされたテンプレート５２を用いて、スケーリング後のテンプレート５２における埋め込まれた分離線９５の長さを検討することができる。

【００３４】

再び図４を参照すると、代りに、これらの測定は、コンピュータ２６が指示するように

50

オペレータが骨画像 3 2 上にマーキングした基準点により、又は、例えば特定の走査領域における小転子又は大転子頸部及び他の目印となる特徴的形状等の基準点を識別する画像認識技術のような他の画像認識技術により行うことができる。

【 0 0 3 5 】

図 1 4 に戻ると、工程ブロック 4 6 でデータが取得され、工程ブロック 4 8 で確認されると、プログラムは、工程ブロック 1 0 7 に進み、ここで、解析するためにオペレータの入力が受け取られることができる。工程ブロック 4 8 で、走査データが承認されない場合、即ち、段階 5 0、6 0、7 3、7 5、8 0、9 3、9 4、9 6、及び 1 0 0 のうちの 1 つ又はそれ以上が不合格である場合でも、オペレータは、先に進んで、工程ブロック 1 0 7 においてデータの解析を行うことができる。しかしながら、データは、可能性のあるアーチファクトを示すためにマーキングされることになる。

10

【 0 0 3 6 】

工程ブロック 1 0 7 では、オペレータは、データの解析を可能にするために入力することができる。図 1 4 及び図 1 1 を参照すると、図 1 4 の段階 1 1 5 では、このオペレータの入力データは、例えば、椎骨 6 2 間の椎間空間 1 1 0 におけるマーカ 1 0 8 の配置とすることができる。このようなマーカ 1 0 8 の配置は、当技術分野において公知の技術によりカーソル制御装置 3 5 を操作することにより行うことができる。

【 0 0 3 7 】

このような椎間マーカ 1 0 8 は、椎骨面積を計算するのに必要な椎骨の高さの測定値を決定し、特定の椎骨 6 2 が粉碎骨折しているかどうかを決定する。椎間マーカ 1 0 8 のオペレータによる位置決めは、その下の骨画像 3 2 のデータをソフトウェアで検査することによりチェックすることができる。図 9 を少しの間参照すると、チェックの時間までに収集された骨画像 3 2 の骨密度データは、ヒストグラム 1 1 2 にプロットすることができ、このヒストグラム 1 1 2 を用いて、骨と軟組織との間の境界 1 1 4 を決定することができる。この境界 1 1 4 は、脊椎（ほぼ図 3 の線 1 1 - 1 1 に沿って位置合わせされている）の部位の骨画像 3 2 の平均骨密度データに適用されて、椎間空間 1 1 0 に対応する最小点 1 1 6 を決定する。また、図 1 3 も参照すると、オペレータが、椎間マーカ 1 0 8 ' を最小点 1 1 6 から著しく外れた部位に配置した場合には、図 1 4 に示すチェック工程 1 1 8 でオペレータに通知されて、工程経路 1 2 0 で示されるように、データを再入力する機会を与えられることになる。通知は、テキストメッセージ及び/又は誤って配置されたマーカ又はオペレータの誤ったデータを強調表示することにより行うことができる。

20

30

【 0 0 3 8 】

次に、オペレータは、オペレータ入力の補正又は、入力が補正されていないという通知（プログラムにより補正するように進められた場合に）のいずれかの後に、処理ブロック 1 3 2 において、骨面積、骨含量、骨密度、及び椎骨の高さのこの場合の測定値についての診断出力の計算に進むことができる。

【 0 0 3 9 】

次のブロック 1 2 4 では、データの最終的な安全チェックとして、診断出力（この場合は椎骨の高さ）を標準出力の範囲に対してチェックする。典型的には、骨密度測定装置の診断出力は、グラム / 平方センチメートルで読み取った骨塩密度（bone mineral density）、或いは T スコア又は Z スコアのいずれかとされることになる。T スコアとは、健康な 3 0 歳の標準的な女性に予測される読取り値からの診断出力の標準偏差の数値であり、Z スコアとは、年齢を調整した標準的な女性からの診断出力の標準偏差の数値である。

40

【 0 0 4 0 】

具体的には、段階 1 2 6 に示すように、コンピュータ 2 6 は、予測される範囲の臨床経験の BMD、T スコア、又は Z スコアを蓄積しており、診断出力をこれらと比較し、診断出力がこの範囲外である場合には、問題点に印を付ける。

【 0 0 4 1 】

段階 1 2 8 に示すように、同様の処理工程を用いて、可能性のある粉碎骨折又は椎骨の

50

他の形態計測的特徴を評価するのに用いる椎骨の高さの診断出力をチェックすることができる。この場合、診断出力は、患者の身長に対して、又は患者の任意の椎骨の上下の他の椎骨に対して、又は診断出力の読取り値が含まれる必要がある範囲を定めるのに用いられる患者の椎骨の平均値に対して比較されることができる。一般的に、粉碎骨折があると、椎骨の高さが、隣接する椎骨の高さから偏差を生じることになるが、この範囲は、通常予測される偏差を含むように決められている。

【 0 0 4 2 】

段階 1 3 2 では、報告書が生成されるが、該報告書には、上述のようにマーキングが付けられた画像及び側枝 5 6 及び 1 2 9 で補正されなかった警告を含むことができる。

【 0 0 4 3 】

特に、本発明は、本明細書に含まれる実施形態及び図示の形態に限定されるものではなく、それら実施形態の変更形態を含み、そのような変更形態は、実施形態の一部及び異なる実施形態の要素の組み合わせを、特許請求の範囲の技術的範囲内にあるものと含むことを意図している。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 4 】

【図 1】コンピュータの制御下で、扇形ビームで患者の前後又は左右方向走査を行う骨密度測定装置の簡略化した斜視図。

【図 2】扇形ビームの広がり光線により生成された画像のシフトを用いて、骨の高さをどのように求めることができるかを示す、図 1 の走査パターンにおける 2 つの連続する扇形ビームを幾何学的に表した図。

【図 3】図 1 及び図 2 の走査で得られた走査線による骨画像の構成を示す、図 1 の装置により取得することができるような腰椎の骨画像の図。

【図 4】近位大腿骨の骨画像を示す、図 3 と同様の図。

【図 5】密度アーチファクトを生成する患者近傍の金属異物により引き起こされる減弱ピークを示す、図 3 の走査線の 1 つに沿って取った減弱のプロット図。

【図 6】走査過程の間に患者の横方向の動きにより引き起こされた不連続点を示す、図 4 における大腿骨の骨画像の詳細部分図。

【図 7】上下方向の患者の動きを示すことができるような密度の不連続点を示す、図 4 の線 7 - 7 に沿って取った大腿骨の骨画像から得た一列のデータの図 5 と同様のプロット図。

【図 8】図 3 の骨画像のような骨画像にテンプレートを相関させて、正しい患者の位置決め及び正しい走査域の部位のほか、画像の他の測定に用いられる種々の関心領域の位置決めを識別する工程の概略図。

【図 9】密度測定に影響を及ぼす可能性がある拡大アーチファクトを生成するような、テーブルの表面から離れる湾曲を示す脊椎の簡略化した側面図であって、オペレータに警告を発する状態にするのに用いることができるような図 2 における扇形ビーム視差から推論される椎骨の高さのグラフの上方に配置された側面図。

【図 10】取得したデータの品質を解析するのに用いることができる近位大腿骨における予め定めた関心領域を有する、図 8 におけるテンプレートの簡略化した図。

【図 11】オペレータに表示されて、骨密度を求めるために椎骨本体を分割するための椎間基準点を位置決めすることを可能にするような腰椎の椎骨の骨画像のグラフ図であって、その最小値を用いてオペレータが配置した椎間点を解析することができる椎骨の中心線に沿った骨密度のプロット図に隣接して配置されたグラフ図。

【図 12】図 11 の椎間空間を定めるための閾値を求めるのに用いられる密度値のヒストグラム。

【図 13】オペレータに可能性のある誤差の表示を示す見本のオペレータ画面。

【図 14】本発明で想定したコンピュータ支援の種々の段階を示すフローチャート。

【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

50

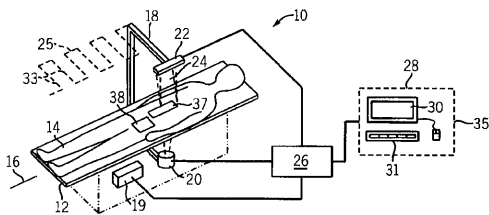
1 0	骨密度測定装置	
1 2	テーブル (1 1 番も参照)	
1 3	大腿骨	
1 4	患者 (1 2 番も参照)	
1 6	縦軸線	
1 8	C 形アーム	
1 9	平行移動制御装置	
2 0	X 線源	
2 2	X 線検出器	
2 4	扇形ビーム	10
2 5	ラスタパターン	
2 6	コンピュータ	
2 8	端末	
3 0	表示装置	
3 1	キーボード	
3 2	骨画像	
3 3	横方向走査	
3 4	走査線	
3 5	カーソル制御装置	
3 5	マウス	20
3 6	ピクセル	
3 7	走査域	
3 8	走査域 (# 3 7 も参照)	
4 0	骨画像生成 (# 3 2 も参照)	
4 2	ブロック	
4 6	ブロック (# 4 2 も参照)	
4 8	ブロック (# 4 6 も参照)	
5 0	第 1 の段階	
5 2	テンプレート	
5 4	相関装置	30
5 6	側枝	
5 7	出力	
5 8	予め定めた中心線	
6 0	第 2 の段階	
6 2	特定の椎骨	
6 4	画像	
6 6	脊椎の高さ	
6 8	範囲	
7 0	重なり	
7 2	骨	40
7 3	段階	
7 4	画像	
7 5	段階	
7 7	走査線	
8 0	段階 (# 7 3 も参照)	
8 2	不連続点	
8 4	距離	
8 6	不連続点 (# 8 2 も参照)	
8 7	大腿骨 (# 1 3 も参照)	
8 8	頸部	50

- 8 9 脊椎
- 9 0 解析ゾーン
- 9 1 骨盤
- 9 2 軟組織ゾーン
- 9 3 段階で示される
- 9 4 段階
- 9 5 埋め込まれた分離線
- 9 6 段階 (# 8 0 も参照)
- 1 0 0 走査データ
- 1 0 6 椎間マーカ
- 1 0 7 ブロック (# 4 8 も参照)
- 1 0 8 椎間マーカ (# 1 0 6 も参照)
- 1 1 0 椎間空間
- 1 1 2 ヒストグラム
- 1 1 4 境界
- 1 1 5 段階
- 1 1 6 最小値
- 1 2 0 経路
- 1 2 2 ブロック (# 1 0 7 も参照)
- 1 2 4 ブロック
- 1 2 6 段階 (# 9 6 も参照)
- 1 2 8 段階 (# 1 2 6 も参照)
- 1 3 2 偏差

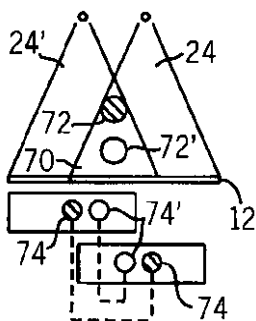
10

20

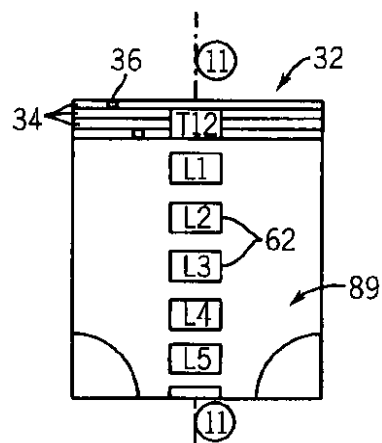
【図 1】



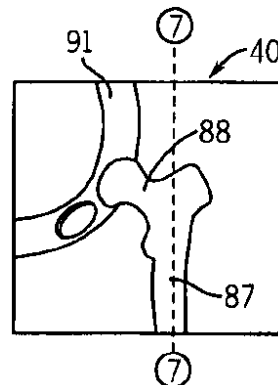
【図 2】



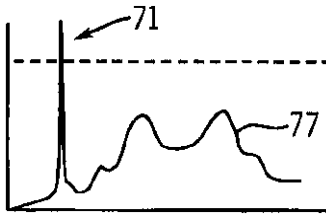
【図 3】



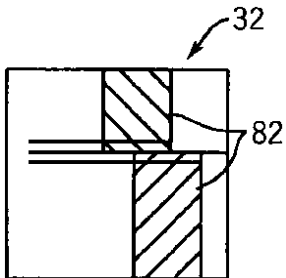
【図 4】



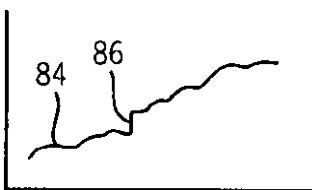
【図 5】



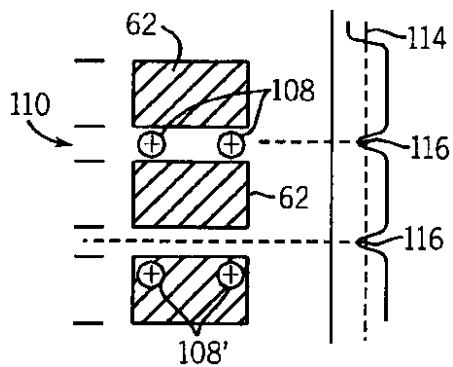
【図 6】



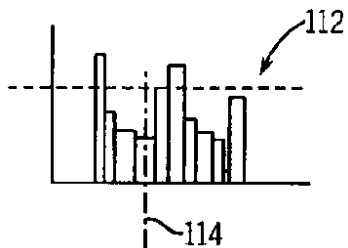
【図 7】



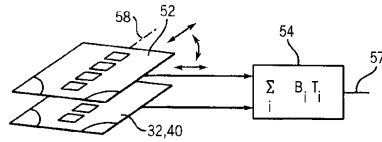
【図 11】



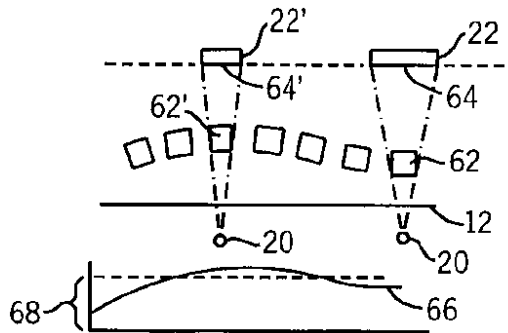
【図 12】



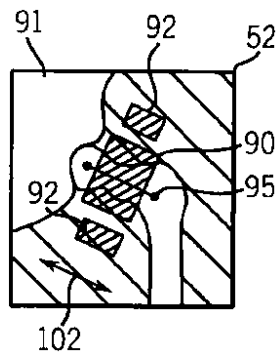
【図 8】



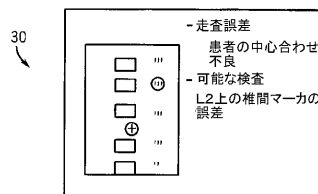
【図 9】



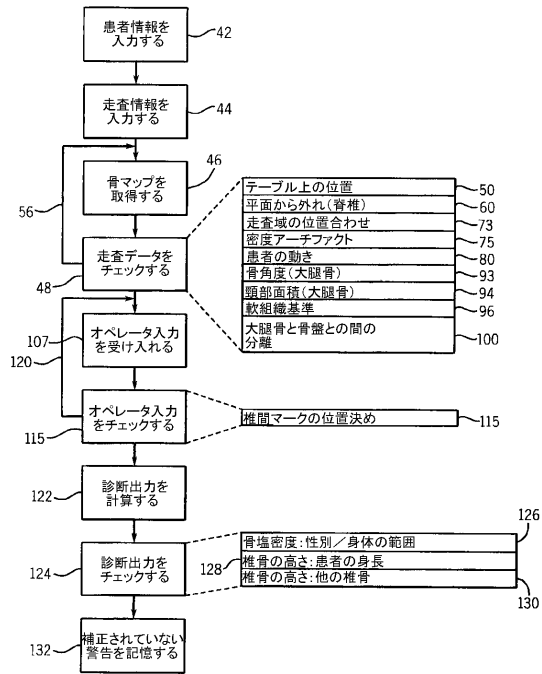
【図 10】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(72)発明者 ケネス・ジー・フォークナー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ペロナ、アルモル・ドライブ、7759番

(72)発明者 ハワード・エス・バーデン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、マディソン、スパイスブッシュ・レーン、5318番

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特表平10-509074(JP,A)

特開平04-144550(JP,A)

特開平02-302248(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00

G06T 1/00