

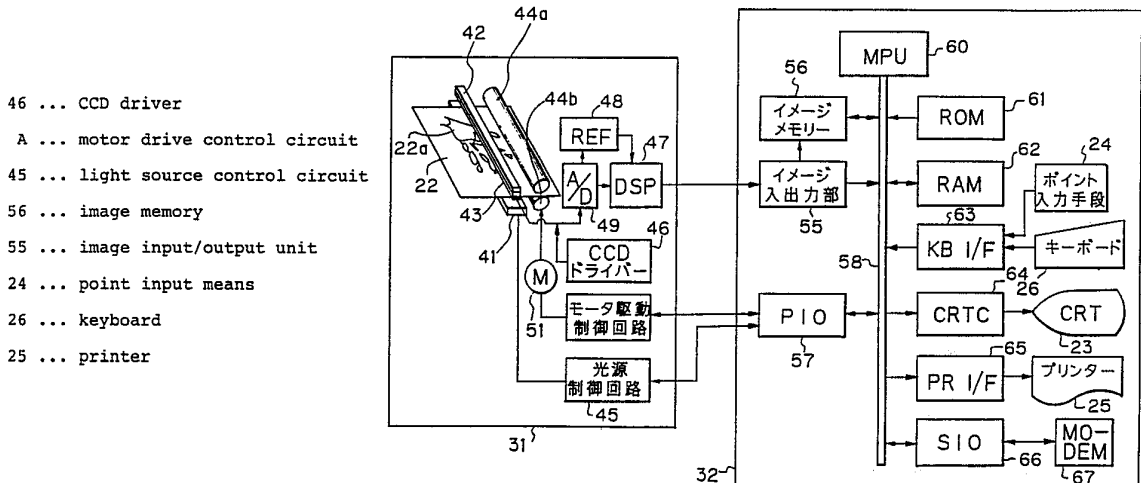


特許協力条約に基づいて公開された国際出願

<p>(51) 国際特許分類5 A61B 10/00, 6/00</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO 90/09761</p> <p>(43) 国際公開日 1990年9月7日(07.09.1990)</p>
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP90/00220 (22) 国際出願日 1990年2月23日(23.02.90)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平1/41760 1989年2月23日(23.02.89) JP 特願平1/120376 1989年5月16日(16.05.89) JP 特願平1/136176 1989年5月31日(31.05.89) JP</p> <p>(71) 出願人(米国を除くすべての指定国について) 帝人株式会社(TEIJIN LIMITED)[JP/JP] 〒541 大阪府大阪市中央区南本町1丁目6番7号 Osaka, (JP)</p> <p>(72) 発明者;および (75) 発明者/出願人(米国についてのみ) 吉田 誠(YOSHIDA, Makoto)[JP/JP] 〒657 兵庫県神戸市灘区深田町2-3-3 Hyogo, (JP) 黒目寛治(KUROME, Kanji)[JP/JP] 〒567 大阪府茨木市松ヶ本町6-32-102 Osaka, (JP) 朝日奈厚(ASAHINA, Atsushi)[JP/JP] 花岡泰樹(HANAOKA, Yasuki)[JP/JP] 〒567 大阪府茨木市耳原3-9-1 Osaka, (JP) 妹背和男(IMOSE, Kazuo)[JP/JP] 〒665 兵庫県宝塚市小林5-10-11 Hyogo, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 青木 朗, 外(AOKI, Akira et al.) 〒105 東京都港区虎ノ門一丁目8番10号 静光虎ノ門ビル 青和特許法律事務所 Tokyo, (JP)</p>	<p>(81) 指定国 AT(欧州特許), BE(欧州特許), CH(欧州特許), DE(欧州特許), ES(欧州特許), FR(欧州特許), GB(欧州特許), IT(欧州特許), NL(欧州特許), SE(欧州特許), US.</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>	

(54) Title: METHOD OF MEASURING BONE SHAPE, APPARATUS THEREFOR AND SYSTEM FOR EVALUATING BONE

(54) 発明の名称 骨形態計測方法及び装置と骨評価システム



(57) Abstract

A system for evaluating bone comprising a bone operation data processing unit (32) which contains storage means (56) that stores digital data of image (22a) automatically read by a detector (42) by projecting light from a light generator (41) onto bone image (22a) of an X-ray photo film X-ray photographed together with a predetermined standard block (11), the unit (32) further including a microprocessor (60) that executes a predetermined bone measuring operation based on the stored data to obtain measured results of bone. The bone operation data processing unit (32) further has output means (25) for producing the operated results of bone, bone measuring apparatus equipped with point input means (24) and input means such as keyboard (26) for inputting reference points and marks for designating the measuring portions, as well as a bone evaluation apparatus (251) for evaluating bone that is coupled to the bone measuring apparatus (20) through communication means (350) to communicate the data.

(57) 要約

所定の標準ブロック(11)と共にX線撮影したX線写真フィルム(22)の被検骨影像(22a)を、光発生装置(41)からの光で照射した透過光量を検知装置(42)で自動読み取りした影像(22a)に関するデジタルデータまたは、透過放射線像発生装置(90)によって得た被検骨の放射線像に関するデジタルデータをイメージメモリー等の記憶手段(56)に記憶し、この記憶データに基づいて所定の骨計測演算を実行することにより、骨計測結果を得るために、マイクロプロセッサ(60)もROM(61)、RAM(62)等を有した骨演算データ処理部(32)を備え、その骨演算データ処理部(32)には更に、骨演算結果を出力する出力手段(25)、計測部位を指定するための基準ポイントやマークを入力するキーボード(26)等の入力手段とポイント入力手段(24)を備えた骨計測装置、並びにこのような骨計測装置(20)と通信手段(350)によって送受信可能に結合され、骨評価を行う骨評価装置(351)を有した骨評価システムに関するものである。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT	オーストリア	ES	スペイン	MG	マダガスカル
AU	オーストラリア	FI	フィンランド	ML	マリ
BB	バルバドス	FR	フランス	MR	モーリタニア
BE	ベルギー	GA	ガボン	MW	マラウイ
BF	ブルキナファソ	GB	イギリス	NL	オランダ
BG	ブルガリア	HU	ハンガリー	NO	ノルウェー
BJ	バナン	IT	イタリア	RO	ルーマニア
BR	ブラジル	JP	日本	SD	スーダン
CA	カナダ	KP	朝鮮民主主義人民共和国	SE	スウェーデン
CF	中央アフリカ共和国	KR	大韓民国	SN	セネガル
CG	コンゴ	LI	リヒテンシュタイン	SU	ソビエト連邦
CH	スイス	LK	スリランカ	TD	チャード
CM	カメルーン	LU	ルクセンブルグ	TG	トーゴ
DE	西ドイツ	MC	モナコ	US	米国
DK	デンマーク				

明 細 書

骨形態計測方法及び装置と骨評価システム

技術分野

本発明は、自動化された骨計測及び骨評価に関し、更に詳しくは、被検骨の放射線像またはX線写真フィルムにおける影像を用いて骨形態計測（以下、これを単に骨の計測と言う。）を自動的に遂行する骨計測方法及び装置と、同骨計測装置と通信システムを用いて結合され、効率的に骨の履歴等も併せて評価することのできる骨評価システムに関するものである。

背景技術

人間の骨の発育状態、老化度の確認、又は骨粗鬆症、骨軟化症等の骨病変の種類やその症状の進行度、治療における効果の確認等の種々の骨計測を行う場合がある。

斯かる骨計測の方法としては、被検骨にX線照射して得られたX線写真フィルムを用いてそのフィルムにおける影像の濃淡をマイクロデシントメーターにより測定して骨計測を行うMD法（「骨代謝」第13巻、187-195頁（1980年）、「骨代謝」第14巻、91-104頁（1981年）等参照）、又は被検骨に γ 線を照射して、透過した γ 線の量を検出器により測定して骨計測を行うフォトン・アブソープシオメトリー、被検骨にX線を照射して得られた透過X線の量を検出器により測定する方法等が周知である。また、X線写真フィルムから骨

パターンを測定して、その測定結果から骨密度分布を決定し、その骨密度分布から骨評価を行う方法として米国特許第4,721,112号等も公知にされている。

MD法は、骨折の診断等のための装置として広く普及しているX線カメラ装置を用いて容易に得られるX線写真フィルムを用いる点で採用し易く、次第に広く普及してきている。なお、フォトン・アブソープシオメトリーに関しては、使用する γ 線を発生する装置が、X線カメラ装置に比較して一般的に広く普及しているとは言い難い点に難点がある。

従来のMD法による骨計測は、しかし、以下のように手作業に依存する部分が多かった。即ち、被検骨にX線を照射して得られたX線写真フィルムを用いて、先ずフィルムにおける骨の影像に就き、手作業でMD法による骨計測に必要な基準ポイントを定め、更にその基準ポイントを用い、所定的方式により骨計測を詳細に行うべき部位、例えば、第2中手骨の長軸の中間点での横断線上の部位を選定する。次いで、その選定された部位に対してマイクロデシントメーターを走査させながら、その部位に光を照射して得られた透過光の強度又は光量、好ましくは光量を測定し、その走査された部位に対応した光量又は吸光量の線図を所定のチャート紙上に記載させる。更に、被検骨と共にX線撮影されたアルミニウム製の階段状標準ブロック、つまり、アルミニウム・ステップ・ウエッジ（また、傾斜形状のアルミニウム・スロープも使用できる）のX線フィルムにおける影像の縦断線上にマイクロデシントメーターを走査させて、得られた透過光の光量又は

吸光量の線図についてもチャート紙に記載させる。こうして得られたチャート紙上における被検骨に関する吸光量の各々の線図を、デジタイザーを用いてコンピューターに入力し、各点での被検骨の吸光量をアルミニウム・ステップ・ウエッジの階段の対応段数に変換する。このようにして変換されて得られた図を用いて、対象部位での骨形態を表す種々の指標がコンピューター内で計算されて、計算結果が出力される。

この様に、これまでのMD法による骨計測では、X線写真フィルムの骨の影像中における計測対象部位の選定を人の手で行う必要があるので、骨計測が煩瑣で迅速性に欠ける欠点があった。また、マイクロデシントメーターによって得られた吸光量線図を人の手によってデジタイザーを走査してコンピューターに入力してやる必要があり、入力ミス回避して正確、かつ迅速な骨計測を行う上で障害に成っていた。特に被検件数が多く、計測すべきX線写真フィルムの枚数が多い場合には、多くの人手や時間を要し、迅速性に加えて経済性の点でも問題があった。

更に、X線撮影条件やフィルムの現像処理条件の変動によって、得られるX線写真フィルムでの被検骨の影像の陰影度が大きく変化し易く、X線写真フィルムが極端に暗かったり明るかったりすると、計測が出来なかったり、たとえ計測できたとしても、大きな測定誤差が生ずる欠点を有している。

また、X線撮影が実施される場所と、得られたX線写真フィルムを用いて骨計測を行う場合とが地理的に遠く離れているために、X線写真の輸送等のために迅速な骨計測を困難に

する欠点があった。加えて、X線撮影の実施場所に骨計測装置を設置しようとした場合には各地の骨計測装置毎に骨計測機能に加えて多くの骨評価機能を具備せしめることが必要となって骨計測装置の性能、規模上から高価格化し、経済上から不利を免れない。しかも、各装置の機能維持のための保守管理に多大の労力を必要とする等の問題があった。

発明の開示

依って、本発明の目的は、従来の骨計測に伴う問題点を解消することにある。

本発明の他の目的は、自動化されかつ測定精度の高い骨計測方法と装置とを提供することにある。

本発明の他の目的は、被検骨のX線写真フィルムの影像を自動的に読み取った読込データにより骨計測を迅速に行うときに、適格な補正を行える骨計測方法と装置とを提供せんとするものである。

本発明の更に他の目的は、被検骨のX線写真フィルムの影像を自動的に読み取って被検骨の影像に関するデータを得る過程におき、特定された影像領域だけを効率的に読み取ることができるように改善した骨計測装置を提供せんとするものである。

本発明の更に他の目的は、X線写真フィルムに撮影された被検骨の影像に光を照射して得た被検骨に関するデータを用いて骨計測するときに、X線写真フィルムに対する照射光をフィルム状態に応じて調節可能な骨計測方法と装置とを

提供せんとするものである。

本発明の更に他の目的は、X線写真フィルムに被検骨と共にアルミニウム・ステップ・ウエッジ等の標準ブロックを撮影して得た被検骨、標準ブロックの両影像に光を照射して得た両影像骨に関するデータを用いて骨計測するときには発生する標準ブロックを正確に自動読み取り可能にした骨計測計測方法と装置とを提供せんとするものである。

本発明の他の目的は、被検骨に関するデータを表示画像に表示し、かつ、画像上で骨計測の基準位置を示すポイントやマークを指定し、かつ、消去することも可能な自動化された骨計測方法と装置とを提供せんとするものである。

本発明のなお他の目的は、X線写真フィルムの被検骨等の影像から効率的に読み取った影像に関するデータから骨密度に基づく骨計測を、従来より合理的に遂行可能な骨計測装置を提供せんとするものである。

本発明の更に他の目的は、複数の骨計測装置と通信ラインによって結合され各骨計測装置から送出される骨計測データから被検骨の履歴も含めた骨評価を行って返送可能な骨評価システムを提供せんとするものである。

本発明の1アスペクトによると、所定の標準物質と共に被検骨にX線を照射することによって得られたX線写真フィルムに照射された光の透過光分を用いて該X線写真フィルム中の被検骨の影像に関するデータを自動的に読み取るための自動影像読み取りユニットと、上記自動影像読み取りユニットにより読み取られた被検骨の影像に関するデータを記憶

するための影像記憶ユニットと、その影像記憶ユニットに記憶された影像に関するデータを用いて被検骨に関する骨計測のための演算処理を実行する演算ユニットと、前記演算ユニットの演算により得られた骨計測結果の出力データを出力するための骨計測出力ユニットとを、組合せて具備した骨計測装置を提供するものである。

好ましくは、上記骨計測装置は、更に上記自動影像読み取り手段によって読み取られた被検骨の影像に関するデータから該被検骨の影像を画像として表示するための画像表示手段と、その画像表示手段に表示された被検骨の画像において骨計測に必要な基準位置をポイント入力として指定するためのポイント入力手段とを更に具備するのである。

本発明の他のアспектによると、被検骨の骨形態を計測するための骨計測装置と、該骨計測装置で得られた骨形態の計測結果を出力データとして送出する送信ユニットと、該送信ユニットから送出されてきた該骨形態の計測結果の出力データを記憶保存しておき、それに対応する過去の骨形態計測結果や必要に応じて他の記憶データを用いて該被検骨の評価を行うための骨評価ユニットと、同骨評価ユニットによって得られた評価結果の出力データを該骨計測装置に返送するための返信ユニットとを具備して構成された骨評価システムが提供される。

本発明の更に他のアспектによれば、厚さが変化している所定の標準物質と共に撮影された該被検骨のX線写真フィルムに光を照射して得られる透過光量を用いて被検骨の

計測を行う方法において、上記標準物質に就いてその透過光量が所定の条件を満たす領域を求め、該領域における該標準物質についての透過光量の範囲内に計測対象部分についての透過光量の範囲が入っているか否かの第1の判定を行い、更に該計測対象部分の透過光量と対応する該標準物質の透過光量が所定の分解能を満たしているか否かの第2の判定を行い、その判定結果に基づいて該X線写真フィルムに照射する光量を調節する骨計測方法が提供される。

本発明の更に他のアスペクトによれば、被検骨に放射線を照射することにより得られる透過放射線像に基づく影像を取り入れるための影像入力過程と、取り入れた影像における被検部周辺の複数の異なる実質上平行な計測ラインに沿って該被検骨の濃度パターンを得て各々対応する位置で該複数の濃度パターンを平滑化することによって第1平滑化パターンを得る過程と、平滑化された濃度パターンを標準物質の厚みに変換して変換パターンを得るための変換過程と、上記変換パターンに用いて被検骨の計測のための演算を行う演算過程とを、具備して構成された骨計測方法が提供される。

なお、上記骨計測方法は、必要に応じて計測ラインに沿った近傍の複数点での値を平滑化することによって第2平滑化パターンを得る過程を具備するようにしても良い。

本発明の更に他のアスペクトによれば、厚さが変化している所定の標準物質と共に撮影された該被検骨のX線写真フィルムに光を照射して得られる透過光量を用いて被検骨の計測を行う方法において、

前記 X 線写真フィルムにおける該標準物質の厚い方の端部周辺の影像に予め定められた低い光量 L_0 の光を照射してその透過光量を測定することによって、該フィルムにおける該標準物質の厚い方の端部を検出し、次いで光量 L_0 よりも高い所定の光量 L の光を照射しながら該物質に就いての影像に関する透過光量と該端部からの距離との関係を測定することによって、該標準物質の厚さと階調との関係を求めるようにした骨計測方法が提供される。

図面の簡単な説明

本発明の上記及び他の目的、特徴、利点は以下に添付図面に関連して説明する実施例の記載から更に明らかになるが、同添付図面において、

第 1 図は、本発明の実施例による X 線写真フィルムを用いる骨計測装置の外観を示す斜視図、

第 2 図は、本発明の骨計測装置及び骨評価システムに用いられる X 線写真フィルムを得るための X 線撮影の際の被写体、つまり、被検骨及び標準ブロックであるところのアルミニウム・ステップ・ウェッジの配置を例示して平面図、

第 3 図は、第 1 図に示す骨計測装置の内部に設けられる骨計測データ処理部を含めた機能構成を示すブロック図、

第 4 図は、第 1 図に示した骨計測装置の画像表示手段に被検骨に関する画像が表示された状態を示す平面図、

第 5 図は、本発明による骨計測において実行される演算処理を模式的に例示したグラフ図、

第6図は、フォーカス用レンズの1例であるロッド状レンズの構造を示す斜視図、

第7A図、第7B図は、帯状検知装置が検出結果に補正を行う場合の効果を説明するグラフ図、

第8図は、放射線像発生装置を用いて骨計測を行う実施例の構成を示したブロック図、

第9図は、題4図と同様に画像表示手段の画面に表示された被検骨に関する画像の平面図、

第10図は、第5図のパターンを上下逆にして示したグラフ図、

第11図は、第10図のパターンの左端部を拡大図示したグラフ図、

第12図は本発明によるパターン平滑化処理、ピーク検出処理、ベースライン検出処理等のフローチャート、

第13図は、基準ポイントや基準線等のマークの書き込みと消去を同一手段で行う実施例において、第4図のマーク82を反転して表示画面に拡大図示した状態を示している平面図、

第14図は、X線写真フィルムの被検骨及びアルミ基準ブロックの影像を自動読み取りする場合の照射光量の補正をマイクロプロセッサで行う過程を示すフローチャート、

第15図は、X線写真フィルムの被検骨、基準ブロックの読み取りを行う際の読み取り領域の設定の1例を示す平面図、

第16図は、X線写真フィルムの走行手段と、影像の

照射光発生装置及び透過光量検知装置とを模式的に図示した略示機構図、

第17図は、写真フィルムの影像に関する粗読みを行う場合の表示画面における被検骨と標準アルミニウム・ステップ・ウェッジの両者の影像を模式的に図示した平面図、

第18図は、第17図の表示画像において、領域指定手段によって狭領域が指定された状態を模式的に例示した平面図、

第19図は、標準ブロックであるアルミニウム・ステップ・ウェッジの端部検出を行う場合に用いるX線写真フィルムの被検骨とアルミニウム・ステップ・ウェッジとの影像を模式的に示した平面図、

第20A図、第20B図は、アルミニウム・ステップ・ウェッジの影像について端部検出を行う際の種々の関係パターンを模式的に例示したグラフ図、

第21図は、本発明による骨評価システムの1実施例としてX線写真フィルムを用いる骨計測装置と骨評価装置とを結合したシステムを示すブロック図。

発明を実施するための最良の態様

先ず、本発明の骨計測においては、被検骨に γ 線またはX線等の放射線を放射することにより得られる透過放射線像に基づく影像又は標準ブロックと共にX線撮影された被検骨のX線写真フィルムの影像を用いるが、X線写真フィルムの影像は、主に被検骨についてのフィルム上の黒化度及び形

状を言うものである。標準ブロックとしては、通常はアルミニウム・ステップ・ウエッジが用いられるが、スロープ状のアルミニウム棒材またはブロック（アルミニウム・スロープと言われる。）でも良い。被検骨としては、ある程度鮮明な陰影度を有したX線写真フィルムが得られるものであれば良く、通常は、軟部組織の層が薄く平均化している部分が望ましい。更に具体的には、手骨及び上腕骨、橈骨、尺骨、大腿骨、脛骨、腓骨等の長骨等が挙げられ、なかでも第2中手骨が実用上好適である。その他、海綿骨でも良く、例としては踵骨、脊椎、長骨の骨端部等が挙げられるが、なかでも、踵骨が実用上で好適である。

第2図は、被検骨として手骨を用い、アルミニウム・ステップ・ウエッジと共にX線カメラで撮影を行う場合に、どのように手骨とアルミニウム・ステップ・ウエッジを撮影面に配置するかを示している。同第2図において、右手12と左手13とがアルミニウム・ステップ・ウエッジ11と共にX線写真用乾板10の上に載せられ、同右手12の第2中手骨14が略示されている。

さて、第1図を参照すると、本発明の実施例による、X線写真フィルムを用いる骨計測装置20は、同装置の外殻を形成する箱状のケース1を有し、同ケース21の頂面に被検骨の影像22a（基準ブロックの影像は略）を有したX線写真フィルム22の挿入部28が設けられている。骨計測装置20は又、ケース21の前面部にX線写真フィルムの影像に関して記憶された画像を表示する表示部23、同表示部23

の表示画面において、基準位置を示すポイント 2 7 を入力するために表示画面中のカーソル（図示略）を移動して位置決めをおこなう、例えば釦スイッチ手段を有したポイント入力部 2 4、骨計測結果を、例えばプリント紙に印刷して出力する出力ユニット 2 5、操作開始や種々の操作を制御するための入力を行うために設けられた、例えば、キーボードを備えた入力ユニット 2 6 等を具備している。

ここで第 3 図を参照すると、第 1 図に図示した骨計測装置 2 0 は上述の諸ユニットを含めた、骨計測を行うための種々の機能部を備えている。即ち、骨計測装置 2 0 は、自動読み取り部 3 1 と、読み取り部 3 1 が読み取った影像の記憶、骨計測のための演算等を行う骨計測データ処理部 3 2 とを有している。

自動読み取り部 3 1 は、X線写真フィルム 2 2 が被検骨（右手）の骨の影像 2 2 a を有し、この X線写真フィルム 2 2 に光を照射する光発生装置 4 1 と、その光発生手段 4 1 から光が X線写真フィルム 2 2 を透過した透過光の光量分をフォーカス用レンズ手段 4 3 を介して検知するための検知装置 4 2 と、X線写真フィルム 2 2 を挟持して自動的に一定の走行方向“F”により走行させるための後述の自動走行手段とを備えて構成されている。

光発生装置 4 1 は、スポット状の光を発生する点光源でも良いが、そのときは、通常、点光源を X線写真フィルム 2 2 の面に沿ってスキャニングさせるスキャニング装置を必要とするから、小型化、かつ簡単な構造の見地から帯状光源とす

ることが好ましく、具体例としては、帯状のLED (Light Emitting Diode) や高周波点灯棒状蛍光灯、直流点灯棒状ランプ、光ファイバーの一端面を帯状に並べて一まとまりにして、反対端面からランプを照射するようにした帯状光源等が挙げられる。上記帯状LED等から成る光発生装置41はX線フィルム22の幅方向に延設され、且つ、光源制御回路45により点灯作動及び光源の光量を制御される。例えば、帯状のLED光源が用いられるときは、LEDの点灯時間を変えることで光量が制御される。

また、透過光分の検知装置42は、透過光を検知でき、影像22a等の自動読み取りが可能であれば如何なるものでもよいが、上記の帯状光源から成る光発生装置41を用いる場合には、対応して帯状光センサー、例えば、CCD (Charge Coupled Device) によって形成された帯状配列の密着イメージセンサーが実用上好ましい。上記CCDによる帯状イメージセンサーは、従来のMD法におけるマイクロデシントメーターによるX線写真濃度測定と同等以上の空間分解能、即ち、MTF (Modulation Transfer Function) が40%で、1.7本~1.9本/mmを達成するために、65 μ mピッチ \times 4096素子を有するCCDから成る帯状イメージセンサーをフィルム移動方法(“F”)に対して略直角に並べて、X線写真フィルム22の上面又は下面から帯状光源(LED光源)41によりフィルムを照射し、フォーカス用レンズ43で集光してX線写真フィルム22の濃度に応じた透過光量の信号を得るようにすると同時に後述のように駆動モータ51をス

テップモータで形成してX線写真フィルム22を65 μ mピッチで微小移動させるようにすれば良い。また、帯状検知装置42を形成するCCDは、入射光量(=フィルムの濃淡に応じた透過光量)に比例したアナログ電圧信号を出力するように形成することが好ましい。尚、透過光を検知装置42へ合焦するフォーカス用レンズ手段43としては、短い光ファイバーを多数本集束し、樹脂等で接着固定し、ファイバーの軸方向に直角の断面形状を帯状に形成して屈折率分布型レンズを約250本ずつ2列に配列してケース43b内に収納して形成した第6図に略示のようなロッド状レンズ43aが好適である。検知装置42がCCDで構成される場合には、検知装置42は、CCDに蓄積されたデータを所定のタイミングで取り出せるように制御する機能を有したCCDドライバー回路46によって検知作用を制御される。なお、帯状光源41、帯状検知装置42、ロッドレンズ43aから成るフォーカス用レンズ43には何れも子間の特性のバラツキがX線フィルム22の幅方向にあるために、それらの補正手段として後述するDSP(Digital Signal Processor)47、REFメモリー(Reference Data memory)48、A/D変換器(Analogue to Digital Converter)49等を具備している。ここでA/D変換器49の分解能はマイクロデシントメートルと同等又はそれ以上の精度となるように8bit(=256)以上にすることが好ましい。これらの手段を設けておくことにより、経時変化(帯状光発生装置41の劣化、ロッドレンズ43aの汚れ、帯状検知装置42の感度変化)を自動的に

補正することが可能である。

X線写真フィルム22の自動走行手段を構成する1対のフィルム送りローラ44a、44bと、このフィルム送りローラ44a、44bの一方の駆動側ローラ、例えば、ローラ44bを回転駆動する駆動モータ51と、モータ駆動・制御回路52を具備して構成される。X線写真フィルム22の走行は連続走行、間欠走行の何れの走行方式でよく、故に、駆動モータ51は、ステップモータ、直流駆動モータ、交流駆動モータ等の何れのモータでも良い。なお、帯状検知装置42により透過光分の検知が行われるためには、同帯状検知装置42の配置方向と直角方向("F"方向)にX線写真フィルム22を走行させることが好ましいから、例えば、帯状のCCDから成る検知装置42の場合には、より正確な検知を可能にするために、同検知装置42と直角方向に65~100 μ m程度の微小ピッチで間欠的にフィルム送りを行うことが好ましく、そのように微小移動させることのできるステップモータがパルス制御による作動制御を簡単に行い得る点で好ましい。

また、フィルムの移動中は光発生装置41を点灯させず、フィルムが静止した状態にあるときのみ、光発生装置41を点灯するように光源の点滅と自動走行手段の作用を連動させる制御を行って検知精度と走行速度を高めることも可能であり、例えば、光源制御回路45とモータ駆動制御回路52とを協働させることにより実現できる。光源制御回路45は、X線写真フィルムの濃淡レベルに合わせて光発生装置41の

発生光量を調節制御することもできる。つまり、X線写真フィルム22の明暗のコントラストが悪く、明暗の差が変化率の低い信号と成って検知されてしまうようなフィルムを測定するときには、そのままでは、十分な測定感度が得られない。そこで、X線写真フィルムにおける影像の透過光量に対応づけるアルミニウム・ステップ・ウエッジ11（第2図参照）の各ステップの透過光量が所定の条件を満たすように、光源制御回路45を用いて光量を調節し、読み取りを行う。

また、X線写真フィルム22の被検骨の影像22aの計測対象部位を含む狭い領域を自動的に特定して、その領域における影像に就いてのみ読み取りを行うように制御することもできる。

さて、上記の自動読み取り部31におけるDSP47、REFメモリー48、A/D変換器49から成る上記補正手段は、以下のように作動する。即ち、X線写真フィルム22の影像22aの読み取り開始の事前毎に、X線写真フィルム22の無い状態で帯状光発生装置41から直接にフォーカス用レンズ43、即ちロッドレンズ43aを経て帯状検知装置42に光を供給し、該帯状検知装置42のアナログ出力が飽和しない範囲で各場所での最大値がフルスケールの略最大値近くなるように光発生装置41の光量を調節し、その状態で検知装置42が検知する光量の検知パターンをAD変換器49により変換した値で帯状検知装置41の長さ方向の部位毎にREFデータとしてREFメモリー48に記憶する。次いでX線写真フィルム22に光を透過させて透過光の光量を検知

装置 4 1 で検知された検知パターン（その帯状検知装置 4 1 の部位毎の値を M E S データと言う）を、次式（I）に従って各部位毎に就き、D S P 4 7 で補正処理し、補正後の値を X 線写真フィルムの影像読み取りデータとして同 D S P 4 7 から出力する。

第 7 A 図、第 7 B 図は、上述した補正効果を実験的に確認した場合のグラフ図であり、前者のグラフ図は、X 線写真フィルムを介在させること無く検知装置 4 2 で検出した検出光量を同装置 4 2 の端部からの距離 L に応じて示し、後者のグラフ図は補正処理を行った場合に略検知光量が直線化したことを図示している。即ち、光量のバラツキが補正されていることが分かる。

なお、斯かる補正処理は、X 線写真フィルム 2 2 を既述のように、間欠的に微小距離だけ走行させて透過光を検知する度毎に行う方が、補正のための特別の時間を要しないので能率的である。

各部位の M E S データ

————— × R E F データの最大値

各部位の R E F データ

= 補正された読み取りデータ …… (I)

また、測定すべき X 線写真フィルムの部位が、後述のデータ処理部 3 2 において予め設定されているときには、該部位以外はフィルムを早送りし、測定すべき X 線写真の部位（M D 法の第 2 中手骨とアルミニウム・ステップ・ウエッジ）の濃度の測定データのみをデジタル化して記憶することによ

り全体の処理時間の短縮を図ることもできる。

上述のようにして自動読み取り部31によって読み取られた被検骨の影像に関する透過光量のデータは、A/D変換器49によりデジタル信号に変換され、その影像の位置に対応したデータ群としてDSP47で補正演算されて、送出される。勿論、かかるデータ群が、変換前の被検骨の影像とアルミニウム・ステップ・ウエッジの影像の夫々に関するものであってもよい。

次に、骨計測データ処理部32の構成と作用を説明する。

上述した自動読み取り部31によって読み取られた被検骨等の影像に関するデータ群は、骨計測データ処理部32において記憶、演算等の処理が行われる。

この骨計測データ処理部32は、イメージ入出力部55を介して上記データ群を記憶するイメージメモリー56、自動読み取り部31との間を接続するインターフェース手段を形成するPIO57、マイクロプロセッサ(MPU又はCPU)60、バス線58を介して上記マイクロプロセッサ60に接続されたROM61及びRAM62、キーボード26とバス線58との間に介挿されたインターフェース手段としてのキーボードインターフェース(KB I/F)63、画像表示手段を形成するCRT23とその表示制御器(CRTC)64、出力手段を形成するプリンター25とそのインターフェース手段(PR I/F)65、必要に応じて後述する骨評価システムとの通信作用を行うために設けられるRS-232C66及びMODEM67等を具備して構成されている。

なお、第Ⅱ中手骨を骨計測の対象とした場合には、実験的に画像サイズがX線写真上の142mm × 57mmの大きさで特定できるので、そのためのイメージメモリー56は、1.9 MBで、アルミニウム・ステップ・ウエッジに就いて必要な記憶容量は0.1MBであるから、両者合わせたイメージメモリー56の記憶容量は、2MB程度で良い。そして、マイクロプロセッサ60を市販の16bitマイクロプロセッサで形成すれば、マイクロプロセッサで直接、アドレス可能となる。

次に、この骨計測データ処理部32の作用を説明する。上述した自動読み取り部31によって読み取れたX線写真フィルム22の画像に関するデータ群は、イメージ入出力部55を介してイメージメモリー56に記憶される。記憶された上記データは、バス線58、表示制御器64を介して表示画面を有したCRT23によって、第4図に図示の如き好ましくは拡大された被検骨の画像として表示される。

ここで、第4図を参照すると、CRT画面23aに第Ⅱ中手骨81の画像が表示されている状態を示し、骨計測に必要な基準ポイント3点(82、83、84)は、画像表示手段である上記CRT23(例えば、640ドット×400ラインの7インチCRT)とポイント入力手段24(第1図参照)により、第Ⅱ中手骨の画像81の測定部位を特定するために画面内でカーソルを移動し、骨頭、骨端を指示しているものである。

ポイント入力手段24は既述のように、画面上の位置を指定するための信号入力を印加する手段であるから、カーソル

位置表示、指示制御手段やライトペン式ないしタッチパネル式入力手段、釦スイッチ式入力手段、マウス式入力手段等によって形成されバス線58に接続されている。

さて、骨計測のための演算は、ポイント入力手段24によって入力された基準ポイントを位置基準にしてイメージメモリー56に記憶された被検骨の影像22aにおける計測すべき所定の位置を決定し、かかる所定位置での被検骨に影像に関する記憶されたデータ群を読み出し、後述する骨計測の演算を実行するもので、ROM61に入力された演算プログラムに従ってマイクロプロセッサ60により演算が遂行され、演算過程におけるデータの一時記憶はRAM62により遂行される。

骨計算の具体的な実施例としては、第5図に示されるような演算プロセスがある。それ以外にも周知のMD法を応用した骨計測の種々の手法（例えば、特開昭59-8935号公報、特開昭59-49743号公報、特開昭60-83646号公報、特開昭61-109557号公報、特開昭62-183748号公報等を参照）と同様な演算も適用できる。なお、イメージメモリー56に変換前の被検骨の影像と標準ブロック（アルミニウム・ステップ・ウエッジ）の影像との両者が記憶されている場合には、上記演算手段60、61、62によって被検骨の影像を標準ブロックの厚さに変換するようにしてもよい。

ここで、第5図を参照すると、同第5図は、第4図に図示の如き第II手中骨の画像81の長軸の中間点の横断線上での記憶データをパターンとして表示したものである。即ち、D

が骨幅を示し、斜線部で示される部分によって骨密度分布が表現されたものである。d₁、d₂が各々骨皮質幅を示し、dが骨髄幅を示す。GS_{min}は、ピーク85、ピーク86の谷部87の最小値に相当し、「骨皮質+骨髄質」の密度の指標を示すものであり、GS_{max 1}、GS_{max 2}は各々ピーク部の最大値に相当する。ΣGSは幅Dに就いての斜線部の全面積に相当するものである（「骨代謝」第4巻、319-325頁、（1981年）参照）。つまり、上記演算手段60～62が、記憶データに基づいて、D、d₁、d₂、d、GS_{min}、GS_{max 1}、GS_{max 2}、ΣGS等を計測する演算を実行するものであり、骨頭82と骨端83、84の2点の等分線を計算し、交点検出を行い、それを用いて上記演算を行うものである。次に、演算手段60～62は、第5図に例示した演算によって得られた上記各種データから、骨計測結果として、例えば、骨皮質幅指数（MCI = (d₁ + d₂) / 2）、骨髄幅（d）、「骨皮質+骨髄質」の骨塩量を表す指標（GS_{min}）、骨皮質部分のみの骨塩量を表す指標（GS_{max} = (GS_{max 1} + GS_{max 2}) / 2）、骨幅当たりの平均の骨塩量を表す指標（ΣGS / D）等を演算する。演算結果は、プリンターインターフェイス65を介してプリンター25により出力しても良く、又は、RAM62と同様の別なメモリー手段を設けて記憶、保管するようにしても良い。

なお、出力手段としてのプリンター25は1例を示すもので、ハードコピーには周知のドット式インクプリンター、サーマルプリンター、レーザープリンター、ビデオプリンタ

一から構成すれば良く、その他にCRT画面、特に、骨密度分布をカラー表示し得る手段が実用上から好ましい。

上述した例では、画像の長軸における中間点の横断線上での記憶データのみから計測して行ったが、中間点を含む横断線を中心として、それに平行した周辺の横断線上での記憶データから計測して、その平均値をとるようにしても良い。

演算手段60～62における他の例としては、米国特許第4,721,112号公報に開示された、長骨の各部位に就いての骨計測を行い、得られた計測結果から、長骨の骨密度分布を得てもよい。

上述した実施例による骨計測装置によれば、X線写真フィルムを用いた骨計測を殆ど人手操作によらずに自動化された状態でかつ高能率により実施することができる。特に、帯状発光装置と帯状検知装置を用いてX線写真フィルムへの照射と透過光量の検知を行う自動読み取り手段を備えたことによる骨計測の高能率化は著しい。また、照射光の光源である発光装置の発光量を調節可能としたので、X線写真フィルムの濃淡レベルのバラツキによる影響を少なくして精度良く骨計測の実施が可能に成る利点を得られる。

第8図は、上述した第1図、第3図の実施例におけるX線写真フィルム22の利用に代えて、被検骨に放射線を照射することによって得られる透過放射線像に基づく影像を用いて骨計測を遂行する実施例を示したブロック図である。

第8図に示す実施例を参照すると、透過放射線像発生装置90は、例えば、 γ 線等の放射線を所定方向に向けて放射す

る放射線源 9 1 と、この放射線源 9 1 から放射される放射線により照射される被検体 9 3、例えば、人の手が載置される可動テーブル 9 2 と、被検体 9 3 を透過した放射線量を検知する放射線検知器 9 4 と、上記可動テーブル 9 2 を所定の方向に移動させて、被検体 9 3 の全体が放射線で走査されるようにテーブル動作を制御するスキャナーコントローラ 9 5 と前述の実施例の A/D 変換器 4 9 と同様に、放射線検知装置 9 4 からのアナログ検知信号を対応のデジタル検知信号に変換して送出する A/D 変換器 9 6 とを具備して構成されている。このように構成した透過放射線像発生装置 9 0 によれば、被検体 9 3 の透過放射像に関するデジタルデータが、上記 A/D 変換器 9 6 から送出される。そして、このように送出されたデジタルデータに基づいて骨計測の記憶、演算を行う骨計測データ処理部は前述の実施例の処理部がそのまま適用可能である。従って、第 8 図に示された骨計測データ処理部とその内部構成要素は、第 3 図と同様の参照番号で示されている。

上述した本発明の骨計測方法及び装置の実施例を基本にして更に改良された骨計測方法及び装置に就いて、以下に順次に詳述する。

先ず、被検骨の影像に就いての濃度パターンの平滑化と標準ブロックの厚みへの変換を組合せて精度よく骨計測をおこなう方法と装置の実施例に就いて記載する。

さて、本発明者らは、迅速にかつ精度よく骨計測を行うために鋭意研究した結果、入力された影像において、骨計測を

行おうとするスキヤニングラインの方向と直角方向での平滑化、さらに必要であればスキヤニングラインの方向での平滑化の両方を組合せることが有効であることを見出した。

以下に、X線写真フィルムの影像を用ちいて、骨計測の実施例に就いて第2図、第3図、第5図を再び参照すると共に第9図から第11図を参照して説明する。

X線写真フィルムにおける被検骨の影像での透過光量に関するデジタル信号はフィルム面での位置と対応させたデータ群として既述のように骨計測データ処理32のイメージメモリー56に記憶される。

本実施例の骨計測方法は、被検骨の像について、被検部周辺の複数の異なる実質上平行な計測ラインに沿った濃度パターンを得て各々対応する位置でそれらの濃度パターンの値を平滑化することによって第1平滑化パターンを得るものであり、又、骨計測装置はそのための平滑化手段を有するものである。尚濃度パターンとは、読み取られた影像における各計測ラインに沿って各点での透過光量や透過放射線量をそのまま又はデジタル変換された状態で表わされたものをいう。平滑化とは、相加平均、重みを考慮した平均等を意味する。

かかる第1平滑化の具体例としては、第9図に示す如きものがあげられる。即ち同図は、読み取られた画像を表示するための画像表示手段(CRT23)の画面23aにおける画像を例示したものである。

第9図は、第4図と同様にCRT23の画面23aに第II中手骨81を表示した状態で、ポイント入力手段24により

入力された基準ポイント82～84も表示されている。

本発明における第1平滑化パターンは、例えば第3図における基準ポイント82、83、84から第Ⅱ中手骨の中間位置を被検部とする場合に、同被検部を中心として巾が例えば0.1mm以内の極く近傍で65 μ mずつずらして複数のスキヤニングライン98に沿った各々の透過光量パターンについて、各々対応する複数個の透過光量を適当な重みをつけて相加平均等の平滑化処理をすることによって求めることができる。かかる平滑化処理を行うことによって、空間分解能を低下させることなく透過光パターンについてのランダムノイズを効果的に除去することができる。

かかる平滑化に用いるスキヤニングライン98の本数の選定は、例えば以下の如くしてもよい。即ち65 μ m程度の分解能をもつ自動読み取り手段では、X線の散乱やX線フィルムの粒子ムラ等で、透過光量について、アルミ・ステップ・ウェッジの1ステップ差(1mm)の1/4～1/5程度、つまり0.2～0.25mm程度のランダムノイズがある。ここでランダムノイズは平均化個数の平方で減少するので、スキヤニングライン98の本数が多いほど良いが、多くすると被検部がぼやけてしまうので、0.1mmの透過光量の分解能を得るためには、0.05mm以下のノイズを低減することが必要なので21本程度を同じ重みで平均化するのが簡単で好ましい。

かくして得られた被検骨についての第1平滑化透過光量パターンを、前記の如く読み取られた標準ブロックについての厚みと透過光量の関係を基礎に、標準ブロックの厚みに換算

することによって変換パターンを得る。このように骨計測のための演算処理を行う前に透過光量パターンを標準ブロックの厚みに変換することによって、X線写真の撮影条件の差による影響を効果的に排除することができる。

また第8図の装置のように透過放射線自体を検知して得られる影像を用いる場合には、あらかじめファットムを標準被検物として用いて得られる標準被検物厚みと透過放射線量の関係を装置に入力し、記憶せしめておき、かかる関係に基づいて変換パターンを得るようにすることが実用上望ましい。

また本発明では、さらに必要に応じて、かかる変換パターンについてあるいは場合によっては前記した第1平滑化透過光パターンについて、スキヤニングライン方向で複数点の値を移動平均等の平滑化処理を行うことにより第2平滑化パターンを得てもよい。かかる移動平均等の第2平滑化を組合せることは、平面的に高周波ノイズ成分を効率よく除去することができるので、骨計測のための演算を精度よく行うことができるので実用上有利である。実際の骨計測では0.5 mm以下の周期で変化するものは不要なのでこれ以上の空間周波数をカットするデジタルフィルターを作るのが好ましい。尚第1平滑化パターンについて第2平滑化パターンを得た場合には、その後さらに変換パターンにする必要がある。実用上は、第1平滑化パターン、さらにその第2平滑化パターンについての変換パターンを得ることが好ましい。

本発明の骨計測装置は、このような処理を行うための第1平滑化手段、変換手段、さらに必要に応じて第2平滑化手段

を備えるものであって、これらの具体的手段は、既述の骨計測データ処理部32のMPU60、ROM61、RAM62によって構成される。

上述のようにして得られた被検部に関する平滑化パターン或いは変換パターンを基礎に骨計測に必要な既述の演算（第5図参照）を行うものである。なお、上述した平滑化処理を、骨計測データ処理部32のMPU60、ROM61、RAM62によって遂行するためのフローチャートの1例が第12図に示してある。平滑化処理に当っては、ROM61に格納された所定のプログラムに基づいてMPU60が演算を実行し、RAM62は演算過程における演算結果を要時、記憶するものである。

さて、本実施例によれば、第5図におけるピーク85、86の如きピーク部の自動検出を以下の如く行うものである。即ち、上述した変換パターン又は第2平滑化パターンにおいて、ノイズ等による小さなピークを誤ってピークと検出しないようにグローバルな領域での傾きを求め、その傾きが正から負に変化する点をピーク部と検出するようにしたものである。

かかるピーク部検出の具体例として、X線写真フィルム22を用いる場合、以下の方法があげられる。

即ちまず、最初のピーク85を求める際にノイズの影響を排除するために、下記式(2)のような平滑化差分をとり、

$$d \text{ DATA}(j) = \sum_{i=j-\alpha-\beta}^{j-\alpha} \text{ DATA}(i) - \sum_{i=j+\alpha}^{j+\alpha+\beta} \text{ DATA}(i) \quad \dots \text{ (II)}$$

下記式(Ⅲ)を見たとしDATA(j)が最大となる位置がピークの近傍となる。

$$d \text{ DATA}(j-1) \leq 0$$

$$\text{かつ } d \text{ DATA}(j+1) \geq 0 \quad \dots (Ⅲ)$$

ここでDATA(j)はjの位置での透過光量で α 、 β は装置の分解能やノイズ成分の大きさや被検部サイズから決めるのが好適である。実際的には $65 \mu\text{m}$ 程度の空間分解能をもつ装置では $\alpha = 4$ 、 $\beta = 17$ が適当である。さらにこの周辺で再度最大値を検索すればさらに正確なピークが検出できる。ピークが1つ求まると86を最初のピークと見なさないように1度ピークが見つかったからある領域 r の間ピークが更新されなければ、その点をピークとする処理を行うことが好ましい。 r は被検部のピーク間の距離から決められ、 $r = 20$ 程度が実際的である。同様にピーク86を求める。そしてピーク85、86の間で最小値としてピーク87を求める。

また本実施例の骨計測の方法又は装置の好ましい態様例として、例えば第5図におけるベースラインBsを次のようにして求めるものがあげられる。即ち、便宜上、第5図の上下を逆にした第10図及びその左端部を拡大して例示した第11図で、変換パターン又は第2平滑化パターンにおける一方の立上がり部につき、2階差分が最大となるのをを用いて変曲点99を求め、ここから外側にx個、離れた位置からy個のデータを一次回帰して左右の軟部組織ライン100を決定する。同様にして他端側の立上がり部について、軟部組織ライン101を決定する。

次いで変曲点 99 から各々内側へ z 個ずつのデータを取り一次回帰して直線の傾きが最大となる直線が接線 102、103 である。そして各々ライン 100 と 102、101 と 103 の交点をそれぞれ 104、105 とし、点 104、105 を結んだ直線を、第 5 図に例示するベースライン B_s とする。

尚、その場合に $x = 8$ 、 $y = 10$ 、 $z = 16$ の如くすることが実用上望ましい。

上述して、本実施例の骨計測方法及び装置によれば、放射線撮影条件の差による影響をなくし、X線写真フィルム等に帰因したノイズを効果的に除去して精度よく骨計測を行うことができるという優れた効果が得られる。

次に、被検骨に就いての影像を CRT 23 (第 3 図) 等の画像表示手段に表示する骨計測装置において、その画像表示手段における濃淡画像中で、基準位置を示すポイントや基準線のようなマークの書き込と該マークの消去が同一の手段で実行されるマーク表示手段を具備した骨計測装置の実施例に就いて説明する。なお、以下の記載は X線写真フィルムの被検骨と標準ブロックの影像に関して骨計測を行う実施例に基いてマークの書き込みと消去とに就いて記載するので再び第 3 図及び第 4 図を参照すると同時に第 13 図を参照して説明する。

さて、本実施例においては、濃淡画像の階調を反転する機能を具えたマーク表示手段を具備している。また、画像表示手段としては、濃淡を表示する多値画像と共に文字や線図等を表示する 2 値画像を表示し得るものが実用上好ましく、故

にCRT 23が好ましい。

さて、第13図は第4図における基準ポイント82が反転されて表示画面23aに表示された状態を示したものである。

本実施例である骨計測装置における影像記憶手段（イメージメモリー56）では、1画面が縦400×横640画素で構成され、各画素は8ビットの階調で表面される。しかし影像記憶手段は、必要とされる画面の精度により決定されるものであり、1画面画素数及び1画素当たりの階調値は、本実施例に限定されるものではない。

例えば本装置では、濃淡画像上に指定位置を表示するためのマークとして点を表示する場合、次のような処理を行う。

まずマーク表示位置の画素を特定し、その階調値を得る。そしてその階調値について255との排他的論理和をとる事により階調値の反転を行う。この反転した階調値を元のマーク表示位置の画素に新しい階調値として書き込むことで、マーク表示とする。例えば、画素の階調値が196ならば、反転した59を新しい階調値とする。

また、このマーク表示の消去は、全く同一の処理を同じ画素に対して施す事で達成される。

階調値の反転は、階調値はに対する1の補数をとることでも得られるが、実行速度の観点から本発明装置の処理方法が有利である。

なお本発明によるマークとしては、点に限定されるものではなく線、円、記号等、点で構成される任意の形状に適用されるものである。

上述から理解できるように、本実施例による骨計測装置は、その濃淡画像中でのマークの表示及びもとの濃淡画像の再現を容易に行うようにしたものである。特に濃淡画像の階調値を反転する手段を採用することによって、ハードウェアの簡易化及びメモリー容量の低減を達成できるようにしたものである。

なお、本実施例において、画像表示手段として用いられているCRTは、他の手段、例えばLCD(Liquid Crystal Display)、プラズマディスプレイ等が使用されるが高分解能な濃淡を表現するためにはCRTが有利である。

次に、本発明の骨計測方法及び装置において、X線写真フィルムの状態に応じてフィルム照射光の発生装置における発光量を調節可能にした実施例に就いて第2、3図、第5図及び第14図を参照して記載する。

この実施例においては、厚さが変化している標準ブロックと共に撮影された被検骨のX線写真フィルムに光を照射して得られる透過光量を用いて被検骨の計測を行うとき、該標準ブロックに就いてその透過光量が所定の条件を満たす領域を求め、該領域における該標準物質についての透過光量の範囲内に計測対象部分についての透過光量の範囲が入っているか否かの第1の判定を行ない、さらに該計測対象部分の透過光量と対応する該標準物質の透過光量が所定の分解能を満たしているか否かの第2の判定を行ない、該判定結果に基づいて該X線フィルムに照射する光量を調節することを基本的な特徴としている。

なお、発光量の調節に当り、該照射光量を上げる場合、計測対象部分についての最大透過光量より大きくかつ、該最大透過光量に近い該標準物質についての透過光量 I を求め、該透過光量 I が所定の値 I_{max} を越えずかつ該所定の値 I_{max} に近くなるように照射光量を調節する。

さらに該照射光量を下げる場合、計測対象部分のうち所定の値 I_{max} を越えている領域を求め、この領域の大きさから適切な照射光量を推定し、該照射光量を調節する。

上述した判定及び光量調節は具体的には以下の方法で遂行される。即ち骨計測の被検者の性別や年齢に応じてあらかじめ定められた光量によって、所定位置まで走行された X 線写真フィルムにおけるアルミ階段の影像についての透過光量を求める。

求められた透過光量とアルミ・ステップ・ウェッジの厚みの関係において階段（ステップ）として有効に測定されている領域、つまりステップ状に分解可能な領域を求める。アルミ・ステップ・ウェッジの階段として有効に測定されるには、例えば、透過光量を A/D（アナログ/デジタル）変換器 49 により変換した場合に、A/D 変換のビット誤差からアルミ・ステップ・ウェッジの 1 段の厚みに相当する透過光量の A/D 変換後の値で 2 デジット以上必要である。もちろん透過光量が飽和してはいけないことは言うまでもない。このアルミ・ステップ・ウェッジの領域を求めて、その領域の上限のアルミ・ステップ・ウェッジについての透過光量 I_1 、下限のアルミ・ステップ・ウェッジについての透過光量を

I_2 とする。

次に被検骨の計測対象部位についての透過光量の最大値を S_1 、最小値を S_2 とする。

ここでまず第1の判定として、 $S_1 \leq I_1$ かどうか判定し、この条件を満たしていなければ照射光量が多すぎるのでこれを減ずる必要が有る。かかる条件を満たしていれば $S_2 \geq I_2$ かどうか判定し、この条件を満たしていなければ照射光量が少なすぎるのでこれを増す必要が有る。ただし $S_1 > I_1$ かつ $S_2 < I_2$ の場合はいくら光量を変更しても測定できないので、測定不能とする。この場合にこの旨を表示して、フィルムを排出するようにすることが好ましい。

$S_1 \leq I_1$ 、 $S_2 \geq I_2$ のいずれの条件も満たしている場合に第2の判定を行なう。即ち、 S_1 の透過光量に近く好ましくは最も近く S_1 より大きいアルミ・ステップ・ウェッジの透過光量を I_1' 、 S_2 の透過光量に近く好ましくは最も近く S_2 より小さいアルミ・ステップ・ウェッジの透過光量を I_2' を求める。 $I_1' \sim I_2'$ の領域におけるアルミ・ステップ・ウェッジの各1段の厚みに相当する A/D 変換後の値を求め、その最小値を ΔI とする。たとえば、ここでアルミ・ステップ・ウェッジの1段の厚みが1mmであって計測精度として0.2mm以下の分解能が必要ならば5ディジット (digit) 以上、好ましくは7ディジット以上必要である。例えば7ディジット必要な場合には、 $\Delta I \geq 7$ か否かを判定する。この条件を満たしていれば照射光量がX線フィルム22に適していると判定し、その後の骨計測に必要な操作を行う。も

しこの条件を満たしていない場合は透過光量が少なすぎるのでこれを増す必要が有る。

次に照射光量の増減の仕方について述べる。まず照射光量が不足と判定された場合は、透過光量 I_1' が所定のレベル I_{max} を越えずこれに近くなるよう好ましくは最も近くなるよう調整し再測定を行う。この時 I_{max} は検知装置 42 又は A/D 変換器 49 の飽和レベルの 95 ~ 98 % 程度に設定するのが好ましい。

一方照射光量が多すぎる場合は、まず所定のレベル I_{max} を越えている測定部分の長さ、つまり CCD 型検知装置等ではそのドット数をカウントする。例えば第 II 中手骨についての骨計測の場合には、このカウント数と（照射光量 - 適正照射光量）の間には概ね次の第 1 表のような関係が有る。

第 1 表

I_{max} を越えるドット数	照射光量 - 適正照射光量
5	2
12	3
20	4
50	5
80	6
100	7
130	8
150	9

この関係を用いて、上記カウント数より適正照射光量を推定する。ここで I_{max} を越えるドット数が 0 の場合は I_1 より 1 段厚いアルミ・ステップに相当するつまり大きい透過光量 I_{11} を、 I_1 、 I_1 より 1 つ薄いアルミ・ステップに相当するつまり小さい透過光量 I_{12} 、及び I_1 より 2 つ薄いアルミ・ステップに相当する透過光量 I_{13} より

$I_{11} = I_1 - 2.5 (I_{12} + I_{13})$ により推定しこの透過光量 I_{11} が I_{max} を越えず、これに近くなるように、好ましくは最も近くなるように照射光量を変更する。

照射光量の再設定を行っても前回と同じ設定値になった場合は測定不能として測定時間の無駄をなくしている。この場合には、その旨を表示して、フィルムを自動的に排出するようにすることが好ましい。

さらに本発明では、必要に応じて r 値を利用して第 3 の判定をしてもよい。即ち次式の如く相対露光量の変化に対する OD (吸光度) 変化を表わす r 値

$$r = OD \text{ の変化量 } / \text{ 相対露光量の変化量}$$

を $I_1' \sim I_2'$ の領域で各ステップごとに求めこの最小値が所定の値 r_0 を越えている場合のみ、精度良く測定できるので前記分解能の判定と組み合わせると良好である。ここで r は 1 ~ 4 が好ましく、 r_0 としては例えば 1 ~ 2 の範囲が好ましい。

照射光量の調節の仕方としては、照射時間を変えて調節する方法が 1 例であり、LED から成る帯状発光装置 41、CCD から成る帯状検知装置 42 を用いた照射光の発生手段と

透過光の検知手段の場合には、LEDにおける小型応答性パルス点灯数をパルス発生器により制御することによって照射時間を調節することが可能である。なお、LED、CCDを用いたフィルム影像の自動読み取り手段を用いる際にLEDやCCDの感度ムラや照度ムラ等の特性の経時変化の影響を排除するための補正を行うことを併用する場合には、かかる補正をより有効なものとするために、照射光強度を変更せずに照射時間を変更して照射光量を調節することが実用上望ましい。

照射光量を照射時間の変更によって調節する場合の具体的方法として、例えば第2表に示す如き表を記憶手段に記憶させて、照射時間に対応した設定値を変更することが実用上効率向上の点で有利である。

第 2 表

設定値	照射時間
1	128
2	256
3	384
4	512
5	640
6	768
7	896
8	1,024
9	1,152
10	1,280
11	1,536
12	1,792
13	2,048
14	2,304
15	2,560
16	3,072
17	3,584
18	4,544
19	5,568
20	6,592
21	7,616
22	9,088

第 2 表 続 き

設定値	照射時間
23	11,136
24	13,632
25	15,680
26	18,176

上述した本発明による照射光量の調節を達成できる骨計測装置の構成例とししは、既述した第3図に示す自動読み取り部31、骨計測データ処理部32を具備すれば良い。つまり、領域検索手段、第1判定手段、第2判定手段、発光量調節手段の各々の機能は、上記骨計測データ処理部32におけるMPU60、ROM61、RAM62及び自動読み取り部31の光源制御回路45等によって遂行することができる。領域検索手段の機能はMPU60に具備され、例えばアルミ階段1段当りの厚み増加量に対応する透過光量のA/D変換値が2デジット以上等の所定の条件を記憶する手段としても機能する。また第1判定手段についても、その機能がMPU60に具備され、同MPU60が前記した如き I_1 、 I_2 の記憶手段、 S_1 、 S_2 の記憶手段や必要な量の比較手段も形成する。さらに第2判定手段も、その機能がMPU60に具備され、前記した如き ΔI についての判定基準を入力し、記憶するための手段が含まれる。また本実施例の装置の特徴の1つである発生光量調節手段については、調節後の光量設定値をMPU60において決定し、光源制御回路45によりLE

Dから成る発光装置41の照度設定を行なうものである。前記した如き I_{max} の入力記憶手段、 I_{11} の演算手段、比較手段等の必要な機能がMPU60に具備されることが必要である。さらには前記した如き第1、第2表の内容をあらかじめ記憶しておく手段としてROM61の機能を用いることが、自動調節を効率的に行なうことを容易にする。

本装置には、例えば光源の光量を調節する前に、画像表示手段(CRT23, CRT C64)においてポイント入力手段24によって入力された基準ポイントの位置をRAM62等の記憶手段によって記憶せしめ、ついで前記の如く判定結果に基づいて光量を調節した後の調節光量により再度同一部分のフィルムの読み取りを行ない、CRT23に表示された画像においてすでにRAM62に記憶された基準ポイントに基づいてポイント入力をする。これら一連の操作は第3図におけるMPU60の制御によって作動する画像読み取り機能部31でなされる。かかる構成によって、照射光量の再設定がなされ前回設定値と異なる場合は、アルミ階段及び対象部分まで自動的にフィルムが送られ、読みとり対象部分のポイント入力が必要な場合は前回のポイント入力値を記憶しておいてその位置で自動的に処理が行われるので再入力のためのオペレーターの負担を減らすことができる。

第14図は上述したX線写真フィルムの照射光量の補正をMPU60、ROM61、RAM62、光源制御回路45等によって遂行する過程を示したフローチャートである。

なお、第14図において骨計測の演算ルーチン①として示

した骨計測のための演算は、第3図におけるROM61（演算のためのプログラム記憶部）及びRAM62（演算を行い結果を記憶する部分）、MPU60からなる演算手段において行われる。

得られた骨計測結果は、第3図におけるSIO66、及びプリンター25からなる出力手段によって出力される。

本実施例の骨計測方法によれば、実用上操作が簡便な方法で照射光量の補正を行うことによって従来困難であった広範囲の明度のX線写真フィルム22についての骨計測を実行可能にすることができる。また本実施例の骨計測装置は、広範囲の明度のX線写真フィルムについての骨計測を、簡単な操作による照射光量補正手段によって可能にしたもので、実用上優れたものである。

次に、被検骨のX線影像を含むX線写真フィルムを自動読み取り部31により読み取る場合の効率を向上させるようにした骨計測装置の実施例に就いて説明する。

本実施例の骨計測装置は、X線写真フィルムに存在する影像を自動的に読み取る画像読み取り装置であって、フィルム挿入部と、フィルム走行手段と、フィルム走行の方向と直角方向に延びた帯状検知手段と、該フィルム走行方向での空送り距離aと更に続く画像読み取り領域の距離b、及び該フィルム走行方向と直角方向での基準位置から該影像読み取り領域までの距離cと更に続く該影像読み取り領域の距離dを設定する影像読み取り領域設定手段と、該影像読み取り領域設定手段により設定された領域について該帯状検知手段により

読み取られた影像を記憶するための影像記憶手段を具備したことを特徴とするものである。

X線写真フィルムの走行手段、帯状検知手段、フィルムを照射する光を発生する光源手段、影像読み取り領域設定手段、影像記憶手段等は、既述の第3図に示した対応の諸手段を用いることにより、本実施例を構成することができる。

さて、X線写真フィルムの読み取りを行う際の読み取り領域の設定の1例を示す第15図を先ず参照すると、参照番号22が右側に走行するX線写真フィルムであり、標準物質としてのアルミ階段の影像11'と、被検者の右手、左手の骨の影像110、111を有している。被検部たる右第Ⅱ中手骨の影像を中心とした被読み取り画像領域112は、距離a、b、c、dにより特定されるものである。

例えばX線写真フィルム全体の大きさが縦253mm×横302mmであるのに対し、aが46mm、bが65mm(1024ライン)、cが1mm(16画素)、dが130mm(2048画素)の如く設定できる。

ここで、第3図に示した自動読み取り部31を更に簡略化した第16図を参照すると、X線写真フィルム22は、送りローラ44a、44b及び44c、44dに挟持されて矢印方向に走行し、帯状光源41から発せられる照射光で照射される。フィルム22を透過した透過光の光量が帯状検知装置42により検知される。なお、本実施例ではフィルム端部を検出する適宜のフィルム端部検出センサー120、122が具備されている。

本実施例における距離 a としては、第15図に示す如くフィルム先端部から空送りして読み飛ばす距離 a_1 を用いてもよく、あるいは第16図に示すようにフィルムを先端検出センサー122と光量検知装置42の実質上の距離 a_2 と前記 a_1 との和を用いてもよい。後者の如く a_1 と a_2 との和を a とする方が、フィルム先端検出センサー122によりフィルムが適正に走行しているか否か等の確認が容易となり実用上有利である。フィルム先端の検出には第16図の如くフィルム端センサー120と光量検知装置42を用いその間をフィルム先端が走行中に、CCDからなる検知装置42の出力の変化により検出を行うようにしてもよい。この様にして、走行駆動モーター51を形成するステッピング・モーターに早送りパルスを送りながらフィルムを高速で走行し、パルスカウンターでパルス数をカウントして空送り距離 a に相当するパルスが送られてフィルムが読み取り位置まで到達した後、早送りパルスの送出手を止めるようにする。

その後、ステッピング・モーター51を遅送りパルスで制御し、1ライン分ずつフィルムを送りフィルム上の影像を読み取る。この時、影像読み取り検知装置42の配置方向の画素数カウンターで、読み取り範囲内の画素のみ影像メモリー（イメージメモリー56）に記憶する。

かくして、記憶画素数カウンターが総画素数に等しくなったら、影像の読み込みを終了する。その後ステッピング・モーターを逆回転モードにし、かつ早送りパルスを送りフィルムを排出し、フィルム端センサー120がOFFになったら、

ステッピング・モーターを停止させる。

本実施例における距離 c を設定する際の基準位置としては、X線写真フィルム 22 の走行方向に平行なフィルム両端部の一方を用いた方が、フィルム中の特定領域を正確に設定する点で好ましい。但し実用上はフィルムの走行可能な領域の一端部を基準位置として用いる方が距離 c を設定するための構造が容易である点で有利である。この場合にはフィルムの挿入を走行領域の一方に寄せて行い、フィルム端部と走行領域の端部を一致させることが望ましい。

さらに本実施例には、かかる影像読み取り領域設定用の距離 a 、 b 、 c 、 d の値を外部から入力するための入力手段、及び入力された距離 $a \sim d$ の値を各々記憶するための記憶手段を具備する。

かかる骨計測装置においては、あらかじめ求めた標準的な距離 $a \sim d$ の値を入力手段（キーボード26）により入力し、記憶させておいて通常はそれらの値を用い、その標準値と大きく異なる距離 $a \sim d$ の場合に限って特別に入力してその値を用いる方式が実用上有利である。

更に、前記の如きフィルム影像読み取り部であって、適用するフィルムが、被読み取り影像の領域とキャリブレーション用影像の領域を有するものであり、それら両領域の各々についての距離 a 、 b 、 c 、 d を設定するための影像読み取り領域設定手段を有し、両領域の各々について読み取られた影像を記憶する影像記憶手段を具備した改変例としてもよい。

即ち例えば第15図に示す如く、アルミニウム・ステップ・

ウェッジ等のキャリブレーション用の標準ブロック影像 11 についての画像読み取り設定用の距離 a' 、 b' 、 c' 、 d' の値と右手第 II 中手骨を含む被読み取り画像領域 5 の設定のための距離 a 、 b 、 c 、 d の値の両方を入力し得るようにした自動読み取り部とするものである。

さらに必要に応じて、X線写真フィルム 22 における一ヶ所又は複数ヶ所の被読み取り画像領域の各々についての設定用距離 a 、 b 、 c 、 d の値を入力し、各々の領域について順次画像の濃淡等を読み取り、各々の読み取り結果をその位置に対応づけて記憶手段へ記憶するようにしてもよい。

本実施例の骨計測装置によれば、影像記憶手段における必要メモリー数の大巾な低減が可能であり、且つ影像読み取りの所要時間の巾な短縮が可能であるという優れた効果が得られる。また、必要に応じて限定された影像読み取り領域を適宜選定して読み取ることが容易にできる利点がある。

さらに、本実施例の骨計測装置は、使用メモリー数の大巾な低減により小型携帯用に適したものにしやすく、また計測所要時間の短縮により迅速な計測を可能にするものである。

次に、被検骨の X線像を含む X線写真フィルムにおける読み取り対象影像の読み取りを、対象影像の位置が変動した場合にも、確実に、且つ効率的に行うことを可能にした骨計測装置の実施例に就いて記載する。

すなわち、本実施例による骨計測装置は、第 1 図、第 3 図に示す基本的構成を具備すると共に自動読み取り部のフィルム走行手段によりフィルムを走行しながら該帯状検知装置に

より該標準物質及び被検骨の影像を含む広領域の影像を粗い画素に関する情報として読み取る粗読み手段と、該粗読み手段によって得られた情報に基づいて粗読み画像を表示する手段と、該表示手段によって表示された粗読み画像において該標準物質及び被検骨を含む各狭領域を指定する指定手段と、該フィルム走行手段によりフィルムを走行しながら該検知装置により該指定手段によって指定された狭領域についての該フィルムの画像をあらためて密なる画素に関する情報として読み取る本読み手段等を有する点を特徴としている。

さて、本実施例における上記粗読み手段は、前記のフィルム走行手段によって、本読み手段で読み取る際のフィルム走行スピードよりも速いスピードでフィルムを走行させながら、影像読み取り機能部によって、例えば標準物質の影像及び被検骨の影像等の特定影像を含んだフィルム全体の広い領域の影像について粗い画素に関する情報として読み取るものである。かかる粗読みでのフィルム走行スピードとしては、本読みの際の走行スピードの2～16倍程度が好ましい。例えばそのスピードを8倍とした場合には、同じ領域を読み取るとすれば本読みの際のデータ数の1/8のデータ数にまびいて読み取ることになる。このことによって、読み取れるデータ数を少なくしたままで広い領域全体の影像の読み取りが可能となり、かかる読み取りデータを記憶する場合のメモリーエリアを大きくする必要がない利点が得られる。

粗読み画像表示手段は、第17図に示す如く、上記粗読み手段によって得られた情報に基づいて広領域全体の画像を表

示するものであって、第3図のCRT23等がその好例としてあげられる。即ち、第17図は、CRT画面23aにおける、標準物質であるアルミ・ステップ・ウェッジに関する粗読み画像211'、被検者の右手の骨に関する粗読み画像210、左手の骨に関する粗読み画像211を示している。尚第17図はフィルムにおける画像全体を粗読みして表示したものである。

かかる表示手段では、フィルム走行方向と直角方向についても、粗読みの際のデータのまびきと実質上、同程度に粗読みされたデータをまびいて表示するようにしたものの方が、歪のない画像の表示が出来るので好ましい。かかるデータのまびきは、例えば粗読みされたデータを記憶手段に記憶し、記憶されたデータの一部をソフト的にまびいて表示する等のプログラミングによるソフト的処理によって行なうのが好ましい。

フィルムの走行スピードを高めることによる方式は、モーター制御部分のソフトウェアの追加又は変更のみで容易に実現でき、読み取り時間も短縮できる利点も得られる。

本実施例における領域指定手段は、上述した粗読み画像表示手段によって表示された粗読み画像において、特定画像を含む狭領域を指定する手段である。領域指定は、いかなる方法によってもよいが、例えばCRTにおけるカーソル位置の指定による方法が実質上望ましい。例えば第18図に示される如く、標準ブロックであるアルミ・ステップ・ウェッジに関する影像の部分での領域213及び右手第Ⅱ中手骨に関する

画像 214を含む領域 212が狭領域として指定される。

かかる狭領域を指定する方式の具体例としては、第18図に示す如く、カーソルによって画像の下端及び右端からの各々の距離を用いて、領域 212を e_1 、 f_1 、 g_1 、 h_1 として指定し、領域 213を e_2 、 f_2 、 g_2 、 h_2 として指定する方式があげられる。なお、アルミ・ステップ・ウェッジに関する領域 213に就いては、 f_2 を小さくして1本の線状領域としてもよい。本実施例における本読み手段は、上記領域指定手段によって指定された狭領域についてのフィルム影像をフィルム走行させながら影像読み取り機能部によりあらためて密なる画素に関する情報として精度よく読み取るものである。かかる本読みの際には、フィルムの走行を粗読みの際よりもゆっくり行なうことによって、フィルム走行方向に関して密なる画素についてのデータを得ることが望ましい。また、かかる本読み手段には、指定手段によって指定された狭領域を、フィルム送り量と、フィルム走行方向と直角方向の読み取り範囲に変換する変換手段を具備させしめて、本読みを機能的に行なうようにすることが望ましい。例えば第18図に示した如く、領域 212につき e_1 、 f_1 をフィルム送り量に変換し、 g_1 、 h_1 を走行方向と直角方向の読み取り範囲に変換し、領域 213につき e_2 、 f_2 をフィルム送り量に変換し g_2 、 h_2 の走行方向と直角方向の読み取り範囲に変換する変換手段を用いる。上記の本読み手段としては、かかる変換手段を用いて変換された値を用いて、フィルムを粗読みと逆方向に第18図における f_1 及び f_2 のみで低速で走

行させながらフィルムにおける指定領域のみの画像読み取りを行なうようにしたものが好ましい。即ち f_1 では h_1 の領域のみにつき、 f_2 では h_2 の領域のみにつき、各々の画像を読み取るものである。

かかる本読み手段による読み取りによって、例えば骨計測に必要な標準ブロックに関する画像及び被検骨に関する画像の精度良い読み取りが確実に行なうことが容易になる。

尚、本読みの際には、例えば第18図における f_1 及び f_2 以外の領域についてフィルムを空送りするように走行手段のステッピング・モーターを制御することによって、効率的な読み取りを可能にすることができる。

この様に、本読みでは、ステッピング・モーターの送りを遅くするようにパルス制御して1ライン分ずつX線写真フィルムを送り、同フィルム上の画像を読み取る。その際、フィルム走行方向と直角方向、即ち帯状検知装置42の配置方向の画素数カウンターで h_1 の範囲の画素のみを例えば画像メモリーに記憶することにより領域212の画像読み取りを行う。領域213についても同様である。

本発明の骨計測装置は、上述した画像読み取り機能をもつ手段を自動読み取り手段として用いたことを特徴とするものである。

かかる読み取り手段によって、本読み工程によって精度よく読み取られた被検骨の影響についての透過光量に関するデータは、同様に精度よく読み取られたアルミ段階の画像を用いてその段数即ちアルミニウムの厚さに変換されたデジタル

信号として、その影像の位置に対応したデータ群となる。なお、変換前の被検骨とアルミ・ステップ・ウェッジの影像の各々に関するデータ群をそのまま用いてよい。上述のデータ群は、第3図のイメージメモリー56のような適宜の記憶手段に記憶され、その記憶データ群に従って既述のように骨計測のための演算処理が骨計測データ処理部32において遂行される。骨計測演算の結果は、プリンター25等の出力手段によって出力されるのである。

上述した本実施例の骨計測装置によれば、標準ブロック（アルミ・ステップ・ウェッジ）や被検骨の影像位置が変動したX線写真フィルムに就いても、メモリーエリアを増加することなく、確実に、かつ迅速に読み取り、精度良く骨計測が遂行できる。

次に、第1図、第3図に示した骨計測装置の構成に基づいて骨計測を行う場合に、X線写真フィルムの影像における明暗の境界部分で明るい部分からの透過光による電気信号が大きいと、CCDから成る帯状検知装置にリークが発生し、暗い影像部分に対応したデータが正確にとれなくなる問題点があることを考慮して改良した骨計測方法と装置の実施例に就いて記載する。

即ち、本実施例では、厚さが変化している標準物質と共に撮影された被検骨のX線写真フィルムに光を照射して得られる透過光量を用いて該被検骨の計測を行うときに、該フィルムにおける該標準物質の厚い方の端部周辺の影像にあらかじめ定められ低い光量 L_0 の光を照射してその透過光量を測定

することによって、該フィルムにおける該標準物質の厚い方の端部を検出し、次いで光量 L_0 よりも高い所定の光量 L の光を照射しながら該標準物質についての影像に関する透過光量と該端部からの距離との関係を測定することによって、該標準物質の厚さと階調との関係を求めるものである。

本実施例の骨計測法においては、標準ブロックであるアルミ・ステップ・ウェッジ又はアルミスロープの端部検出を行う際に、標準物質や被検骨の影像を読み取る場合に照射する光量 L よりも低い光量 L_0 の光でフィルムにおけるエッジ周辺部に照射してエッジの影像を読み取る。

また、光量 L_0 をあらかじめ設定する具体的手法としては、例えばフィルムなしの状態で帯状光源41からの光の照射とCCDを用いた光量検知装置42で検知を行いながら帯状光源41の点燈時間を変えることによってCCDの飽和レベルの90～95%程度に調整する方法がとれる。

尚、光量 L を設定する具体的方法としては、既述のように、X線写真フィルムの状態等に応じて骨計測を精度よく行えるように調節する手段を用いて設定すればよい。

さらに、標準ブロック端部の検出法の具体例としては、アルミ・ステップ・ウェッジ等の標準ブロックについてのフィルム中の影響で厚みの厚い端部でその端部を検出することが好ましい。薄い方の端部はフィルム中で明確な影像となりにくく正確なエッジ検出が困難である。例えば第19図におけるアルミ・ステップ・ウェッジの影像で、その下端が最大厚みの部分に相当しており、最も明るい部分である。

例えば同第19図における影像311'で、その上下方向に沿った中心線等の直線をx軸とし、x軸がフィルム22の下端部とまじわる点を0とし、上方向に向ってxの値が大きくなる一次軸を想定してみる。x軸に沿った透過光量Iとx軸上の位置の関係を模式的に表わすと、第20A図のようになる。尚、xについての1単位は、 $63.5\mu\text{m}$ の中1画素に相当している。かかるIとxの関係を記憶手段、例えばRAM62に記憶させ、MPU60を用いてxについて α 当りの平

均透過光量 $I(x)$ を各xについて演算する。尚、 α としては5~10画素が好ましく、具体例として7画素があげられる。この様にして得られた $I(x)$ を用いて、その差分値 $D = I(x + \beta) - I(x)$ を各xについて演算する。尚ここで β として10~20画素の範囲で選定することがノイズの影響を少なくする点で望ましく、具体例として14画素があげられる。この様にして得られたDとxの関係を模式的に表わしたのが第20B図であり、このDの値が最大となるポイントをアルミ・ステップ・ウェッジの最大厚み部の端部として認識することができる。尚、アルミ・ステップ・ウェッジとしては、ステップ巾が10mmで、1ピッチが1mmの定ピッチで、1~20mmの厚さの範囲で20段の階段状をなし、長さが200mmのアルミブロックが通常用いられる。

本実施例では、この様にして、アルミ階段のエッジを正確に検出することができる。さらに本例の計測方法では、 L_0 より高い光量Lの光を照射しながら、検出されたエッジからx軸に沿って透過光量を測定して、アルミ階段の厚みとその

透過光量に関連するデータとの関係が正確に得られる。かくして得られた透過光量に関連するデータとアルミ・ステップ・ウェッジの厚みの関係を基準として、光量 L_0 の光を照射しながらフィルム中の被検骨の影像について透過光量を測定し、それをアルミ・ステップ・ウェッジの厚みに換算する等して、骨計測をより正確に行なうことが可能になる。

本実施例の骨計測装置は、上述した計測方法を行ない得るようにしたものであって、特に読み取り手段において、低い光量 L_0 の照射下で標準物質についての影像の端部を検出する手段と、 L_0 より高い光量 L_1 の照射下で標準物質及び被検骨の影像を読む手段を有することを特徴としている。尚光量の制御としては、例えばLED等の光源の点灯時間を制御するためのパルス点灯回数制御回路を備えておけばよい。

本発明の骨計測装置における影像記憶手段としては、前記の如き自動読み取り手段によって得られた被検骨のX線写真フィルムにおける影像での透過光量に関するデジタル信号をフィルムの位置を対応させたデータ群を記憶し得るものであればよく、第3図のイメージメモリー56によって構成できる。

又、上述した光量 L_0 下における端部検出手段及び光量 L_1 下における影像読み取り手段は、第3図に示した自動読み取り部31の带状光源41、带状検知装置42によって構成することができる。又、上述したパルス点灯制御回路は光源制御回路45によって構成すればよい。

X線写真フィルムの被検骨影像に関するデータ群をイメー

ジメモリー56に記憶した後、この記憶データ群に基づいて骨計測演算を実行するには、第3図の骨計測データ処理部32を用いれば簡単に遂行できる。そして、本実施例の骨計測方法又は骨計測装置によれば、標準ブロック、つまり、アルミ・ステップ・ウェッジについての影像の正確な読み取りが確実に行ない得るので、より正確な骨計測が容易に行なえる優れた効果が得られる。

次に上述した被検骨の骨形態計測をおこなう骨計測装置と、その骨計測装置で得られた骨計測結果を送信する送信手段と、該送信手段から送られてきた該骨計測結果を記憶保存しておきそれに対応する過去の骨計測結果や必要に応じた他のデータを用いて該被検骨の評価を行うための骨評価装置と、該骨評価装置によって得られた評価結果を該骨計測装置に返信するための返信手段を備えた本発明の1実施例による骨評価システムに就いて記載する。

ここでいう骨計測装置とは、標準ブロックと共にX線撮影して得られた被検骨のX線写真フィルムを用いてそれに光を照射して得られる透過光による影像を処理するもの（第3図に示した装置）の他、必要に応じて標準ブロックと共に被検骨にX線や γ 線等の放射線を照射して得られる透過放射線に基づく被検骨の放射線像を処理するもの（第8図に示した装置）があげられる。

また骨評価装置は、通信手段で送信されてきた骨計測装置での計測結果を記憶し保存しておくための記憶手段と、最新に送信されてきた計測結果をそれまでに記憶された計測結果

と比較して被検骨の骨塩量等を評価するための種々の計測結果の組み合わせによる評価手段である。

評価としては、可能であれば骨計測に関する種々の情報を得ることを含めることができる。具体的には例えば、その被検骨の過去の骨計測結果を含めた経時的な評価や、前回の計測結果との差等があげられる。尚それ以外にも、同性同年代の健常者に関する指標を記憶しておき、それらとの差を評価する機能をもたせてもよい。あるいは治療の際の投与薬歴の情報を入力し記憶しておいて、それらを評価の材料として評価結果の一部に含めるようにしてもよい。

第21図は、X線写真フィルムを用いる骨計測装置と結合されることによって構成された骨評価システムを示した略示ブロック図である。尚、骨計測装置は、第8図に示した放射線線像を処理する装置で置換することも可能であることは言うまでもない。

第21図において、骨評価システムは1ないし複数の骨計測装置20を備え、送信手段及び返信手段を構成する電話回線等の通信手段350により骨評価装置351と結合されている。骨評価装置351は記憶手段353、354及び評価手段352を具備している。上述した骨評価装置351は、該骨計測装置20がその作動状態が正常か否かを判断するための自己診断機能をもつ手段を具備することが好ましい。

この自己診断機能を有した自己診断手段としては、被検骨に関する影像が正常に輸入されているか否か、あるいは故障発生時に原因を調べ適切な処置を行う等の適正な計測を行う

際に必要とされる入力状況や装置の機能が正常か否かを判断する手段をいう。

かかる自己診断手段の具体例としては、被検骨のX線写真フィルム22の影像を用いて骨計測する骨計測装置20の場合には、定期診断により経時的な性能の劣化をチェックする手段として、光源、帯状検知装置42の強度変化を通信によりセンター機器からあらかじめ測定した強度を設定し、その都度検知装置42により検出することによって、経時的な劣化を判定する。許容範囲を超えて変化が進行するした場合には、サービス員を派遣することにより再調整を実施することが実用上望ましい。

故障発生時に原因を調べる手段として、例えば①コンピュータのデータメモリー(RAM62)及び画像用メモリー(イメージメモリー56)の内容をチェックサムによりチェックする手段、②表示及び操作を確認するプリンター動作テスト、CRTコントローラ64の動作テスト、キーボード26の動作テスト、③フィルム送り量をチェックする標準テストフィルムによるモータ制御動作テスト、④読み取り部31及び補正機能をチェックする照度変更動作テスト等の周知の実行手段が骨評価装置351に具備されていればよい。

尚、通信を介さないセルフテストとしては、線状センサー巾方向の光量ムラ補正をX線フィルム測定ごとに行い、コンピュータの基本機能及び通信機能のチェックを行うことができるようにして、それらの動作が正常であることを前提として上記自己診断機能を実現することが望ましい。

上述した通信手段 350が電話回線を使用する場合には、公衆電話回線を用いたモデム通信、専用回線等が実用上好適であり、故に第3図に示すように、骨計測装置 20の骨計測データ処理部 32にはMODEM 67が具備される。

このような本発明では、被検骨の影像自体のインプットデータが非常に多数ではあっても、骨計測装置における計測結果や骨評価装置における評価結果等の単純化された少数のデータのみを送信を行うことによって、実用上経済的に有利な電話回線の使用を実用化し得るものである。

本発明の骨評価システムによれば、X線撮影等を行う各々の場所に骨計測装置 20を設置し、各装置 20においてX線撮影等の実施時に即応して適宜迅速な骨計測を行う一方で、単純化された計測結果の送信により骨評価装置 351による過去のデータとの比較等の複雑な評価を集中的に行い、その評価結果を即時にフィードバックすることが可能である。

なお、各骨計測装置 20と、骨評価装置 351との間で遂行される通信内容の例としては、例えば、被検者識別用のID番号、氏名、生年月日、初回登録日、診断名、最新骨計測データ、データ格納場所情報等の(1)被検者の情報、データ番号、X線写真フィルム撮影日、測定照度、ΣGS等の諸データ値等の(2)被検者の骨計測結果情報、全被検者登録数、骨計測装置番号、施設名、装置の自己診断結果等の(3)システム情報が骨計測装置 20側から骨評価装置 351側へ送信される。

上述した本発明の骨評価システムによれば、骨計測装置 20

と離れた場所において種々の評価を行い、その結果をフィードバックすることにより迅速な骨計測とその評価を可能にするものである。また、遠隔地での骨計測装置との使用を容易にし、かつ、確実な骨計測を行うことが可能となる。

更に、本発明の骨評価システムは、通信手段として便利な電話回線を、そのまま使用でき、更に、多数の骨計測装置を端末機として各地区に配置し、1台の骨評価装置をセンター機器とすることにより、集中的かつ効率的な評価を可能にするものである。また、本発明の骨評価システムは、X線写真フィルムにおける被検骨影像の自動読み取りや放射線像の自動読み込みによる自動骨計測と組み合わせて自動化された骨評価を遠隔値において迅速かつ、効率的に遂行できる。

請求の範囲

1. 所定の標準物質と共に被検骨にX線を照射することによって得られたX線写真フィルムに照射された光の透過光量を用いて該X線写真フィルム中の被検骨の影像に関するデータを自動的に読み取るための自動影像読み取り手段と、

前記自動影像読み取り手段により読み取られた被検骨の影像に関するデータを記憶するための影像記憶手段と、

前記影像記憶手段に記憶された影像に関するデータを用いて被検骨に関する骨計測のための演算処理を実行する演算手段と、

前記演算手段の演算により得られた骨計測結果の出力データを出力するための骨計測出力手段とを、
組合せて具備したことを特徴とする骨計測装置。

2. 前記骨計測装置は、更に前記自動影像読み取り手段によって読み取られた被検骨の影像に関するデータから該被検骨の影像を画像として表示するための画像表示手段と、

前記画像表示手段に表示された被検骨の画像において骨計測に必要な基準位置をポイント入力として指定するためのポイント入力手段とを、

具備する請求の範囲1に記載の骨計測装置。

3. 前記骨計測装置は、ケース手段を有し、前記表示手段は、該ケース手段の前面に表示画面を具備している請求の範囲2に記載の骨計測装置。

4. 前記ポイント入力手段は、前記画像表示手段に表示さ

れた被検骨の画像において骨計測に必要な基準位置のポイント入力を指定すると共に該ポイント入力の消去が可能である請求の範囲2に記載の骨計測装置。

5. 前記ポイント入力手段は、前記ポイント入力を所定のマークの濃淡画像として前記画像表示手段に表示するマーク表示手段から成り、該マーク表示手段は、前記濃淡画像マークの階調値を反転することにより表示し得るものである請求の範囲2に記載の骨計測装置。

6. 前記自動影像読み取り手段は、前記X線写真フィルムを走行させるための自動走行手段と、

該X線写真フィルムに照射される光を発生する帯状の光発生手段と、

該X線写真フィルムを透過した前記透過光量を検知する帯状の検知手段とを、

具備しているものである請求の範囲1に記載の骨計測装置。

7. 前記自動影像読み取り手段の該自動走行手段は、前記X線写真フィルムを走行させて前記所定の標準物質の影像を認識し、該影像が前記光に照射されるように制御するためのフィルム走行制御手段を具備し、また、

前記自動影像読み取り手段の光発生手段は、該標準物質の所定部位での透過光量が所定範囲となるように発生せしめる光量調節手段を具備している請求の範囲6に記載の骨計測装置。

8. 前記フィルム走行制御手段は、パルスモータを具備して前記X線フィルムを一定の間欠送り速度で走行するように

制御する間欠送り制御手段である請求の範囲7に記載の骨計測装置。

9. 前記自動影像読み取り手段は、前記X線写真フィルムに照射される光を発生する光発生手段と、

該X線写真フィルムを透過した前記透過光分を検知する検知手段と、

前記所定の標準物質に就いてその透過光量が所定の条件を満たす領域を求める領域検索手段と、

該領域における該標準物質に就いての透過光量の範囲内に計測対象部分についての透過光量の範囲が入っているか否かを判定する第1の判定手段と、

該計測対象部分の透過光量と対応する該標準物質の透過光量が、所定の分解能を満たしているか否かを判定する第2の判定手段と、

該第1の判定手段による判定結果に基づいて前記光発生手段における発光量を調節するための発生光量調節手段とを、具備している請求の範囲1に記載の骨計測装置。

10. 前記自動影像読み取り手段は、計測対象部分の r 値が所定の値以上あるか否かの第3の判定手段を、更に具備した請求の範囲9に記載の骨計測装置。

11. 前記発生光量調節手段は、該発生光量を上げる場合に、前記計測対象部分に就いての最大透過光量より大きくかつ、該最大透過光量に近い該標準物質のある部分の透過光量 I を求める第1の手段と、

該透過光量 I が所定の値 I_{max} に近くなるように該発生光

量を調節する第2の手段とを具備し、更に、該発生光量を下げる場合に、計測対象部分のうち所定の値 I_{max} を越えている領域を求める第3の手段と、

この領域の大きさから適切な照射光量を推定し、該照射光量を調節する第4の手段とを、

具備した請求の範囲9に記載の骨計測装置。

12. 前記自動影像読み取り手段は、前記X線写真フィルムを走行させるための自動走行手段を具備し、かつ、

前記骨計測装置は、前記自動影像読み取り手段によって読み取られた被検骨の影像に関するデータから該被検骨の影像を画像として表示するための画像表示手段と、

前記画像表示手段に表示された被検骨の画像において骨計測に必要な基準位置をポイント入力として指定するためのポイント入力手段と、

指定された基準位置のポイント入力を記憶する記憶手段と、

光量を調整して該X線写真フィルムに就いて再測定する場合に、前記自動走行手段により走行される該X線写真フィルムが前記自動影像読み取り手段により調節後の光量で該標準物質と該計測対象部分に就いての影像を自動的に読み取ったとき、前記記憶された基準位置のポイント入力に基づいて該計測対象部分に就き、新たなポイント入力を指定するための他のポイント入力手段とを、

具備している請求の範囲9に記載の骨計測装置。

13. 前記自動影像読み取り手段は、前記X線写真フィルムの自動走行手段と、

該 X 線写真フィルムの走行方向に直角に配置され、該フィルムに照射される光を発生する帯状の光発生手段と、

該 X 線写真フィルムを透過した前記透過光分を検知する帯状の検知手段と、

前記 X 線写真フィルムの走行方向での空送り距離 a と更に続く影像読み取り領域の距離 b 、及び該フィルム走行方向に直角な方向での基準位置から該影像読み取り領域までの距離 c と更に続く該影像読み取り領域の距離 d を設定する影像読み取り領域設定手段と、

該影像読み取り領域設定手段により設定された領域について該帯状検知手段により読み取られた影像を記憶する影像記憶手段とを、

具備している請求の範囲 1 に記載の骨計測装置。

14. 前記自動走行手段は、前記 X 線写真フィルムを挟持するように配置された送りローラ手段と、

該送りローラ手段を駆動するステッピングモータと、

該ステッピングモータの作動パルス制御手段と、

具備してなり、前記距離 a を該ステッピングモータの空送り距離動作制御パルスに対応させ、前記距離 b を前記帯状検知手段の読み取りライン数に対応させ、かつ前記距離 c 、 d を各々前記帯状検知手段の画素数に変換するための変換手段とを、

具備している請求の範囲 13 に記載の骨計測装置。

15. 前記影像読み取り領域設定手段が、該距離 a 、 b 、 c 、 d を入力するための外部入力手段と、

入力された該距離 a , b , c , d を記憶するための記憶手段とを、

具備した請求の範囲 13 に記載の骨計測装置。

16. 前記 X 線写真フィルムが標準物質と被検骨との読み取り影像の領域とキャリブレーション用影像の領域の 2 つの領域を有するものであり、前記自動影像読み取り手段は、該両領域の各々について距離 a , b , c , d を設定するための影像読み取り領域設定手段を有し、かつ、前記影像記憶手段は、該両領域の各々について読み取られた影像を記憶するように記憶部を具備している請求の範囲 13 に記載の骨計測装置。

17. 前記自動影像読み取り手段は、

前記 X 線写真フィルムの自動走行手段と、

該 X 線写真フィルムの走行方向と直角方向に配置されると共に該フィルムに照射される光を発生する帯状の光発生手段と、

該 X 線写真フィルムを透過した前記透過光量を検知する帯状の検知手段と、

該フィルムの自動走行手段によってフィルムを走行しながら前記標準物質と被検骨の影像を含む広い領域の影像を粗い画素に関する情報として読み取る粗読み手段と、

該粗読み手段によって得られた前記情報に基づいて粗読み画像を表示する表示手段と、

該表示手段によって表示された粗読み画像において該標準物質と被検骨の影像を含む狭領域を指定する領域指定手段と、

前記自動走行手段によりフィルムを走行しながら該領域指定手段により指定された狭領域に就いての該X線写真フィルムの標準物質と被検骨の影像を前記検知手段を介して、改めて密なる画素に関する情報として読み取る本読み手段とを、具備していることを特徴とした請求の範囲1に記載の骨計測装置。

18. 前記粗読み手段は、前記フィルムの自動走行手段により高速で走行させられる前記X線写真フィルムの影像から該フィルムの走行方向にまびいた粗い画素に関する情報を読み取ることを特徴とした請求の範囲17に記載の骨計測装置。

19. 前記粗読み画素の表示手段は、前記フィルム走行方向と直角方向についても該フィルム走行方向と実質的に同じ程度にまびいた粗い画素の情報に基づいて表示するものである請求の範囲18に記載の骨計測装置。

20. 前記領域指定手段は、前記粗読み画像の表示手段の表示画像においてカーソル位置で該標準物質と被検骨の影像を含む狭領域を指定するものである請求の範囲19に記載の骨計測装置。

21. 前記本読みの際に、前記領域指定手段によって指定された狭領域を前記フィルムの送り量とフィルム走行方向に直交する方向の読み取り範囲とに関するデータに変換する変換手段を更に具備し、

前記フィルムの自動走行手段によりフィルムを低速で送り戻しながら、前記本読み手段が、該指定された狭領域について該変換手段による変換データに基づき、密なる画素に関する

る情報として読み取るようにした請求の範囲17に記載の骨計測装置。

22. 前記自動影像読み取り手段は、該X線写真フィルムに照射される光を発生するための光発生手段と、

該X線写真フィルムを透過した前記透過光量を検知するための検知手段と、

前記X線写真フィルムに照射される光の量を制御する光量制御手段と、

前記X線写真フィルム中の前記所定の標準物質の厚い方の端部周辺の影像に所定の低い光量 L_0 の光を照射してその透過光量を測定して該厚い方の端部に該当する部分を検出する検出手段と、

該低い光量 L_0 よりも高い所定の光量 L の光を照射しながら該フィルム中の該標準物質の影像に関する透過光量と該端部からの距離との関係を測定する測定手段とを、
具備する請求の範囲1に記載の骨計測装置。

23. 前記演算手段は、

前記イメージ読み取り手段により読み取られた被検骨の影像に関するデータから該X線写真フィルム中の被検骨の影像における被検部周辺の複数の異なる実質上平行な計測ラインに沿った該被検骨の濃度パターンの各々対応する位置で該複数個の濃度パターンを平滑化して第1平滑化パターンを得るための第1平滑化手段と、

平滑化された濃度パターンを標準物質の厚みに変換して変換パターンを得るための変換手段とを有することを特徴とし

た請求の範囲1に記載の骨計測装置。

24. 前記平滑化パターン又は変換パターンに就いて、その計測ラインに沿った近傍の複数点での値を平滑化して第2平滑化パターンを得るための第2平滑化手段を更に有し、該変換パターン又は第2平滑化パターンを用いて該被検骨の計測のための演算を行うことを特徴とする請求の範囲23に記載の骨計測装置。

25. 前記変換手段は、前記X線写真フィルムから得られる該標準物質の厚みと透過光量の関係に基づいて濃度パターンを標準物質の厚みに変換する手段である請求の範囲23に記載の骨計測装置。

26. 被検骨の骨形態を計測するための骨計測装置と、
該骨計測装置で得られた骨形態の計測結果を出力データとして送出する送信手段と、

該送信手段から送出されてきた該骨形態の計測結果の出力データを記憶保存しておき、それに対応する過去の骨形態計測結果や必要に応じて他の記憶データを用いて該被検骨の評価を行うための骨評価手段と、

該骨評価ユニットによって得られた評価結果の出力データを該骨計測装置に返送するための返信手段とを、
具備して構成された骨評価システム。

27. 前記送信手段及び返信手段が、電話回線を使用したものである請求の範囲26に記載の骨評価システム。

28. 前記骨評価手段は1つの骨評価装置から成り、複数の前記骨計測装置が、前記送信手段及び返信手段を介して該

骨評価装置に結合されている請求の範囲26に記載の骨評価システム。

29. 前記骨計測装置が、所定の標準物質と共に被検骨にX線を照射することによって得られたX線写真フィルムに照射された光の透過光量を用いて該X線写真フィルム中の被検骨の影像に関するデータを自動的に読み取るための自動影像読み取り手段と、

前記自動影像読み取り手段により読み取られた被検骨の影像に関するデータを記憶するための影像記憶手段と、

前記影像記憶手段に記憶された影像に関するデータを用いて被検骨に関する骨計測のための演算処理を実行する演算手段と、

前記演算手段の演算により得られた骨計測結果を出力するための骨計測出力手段とを、

組合せ具備して構成された請求の範囲26に記載の骨評価システム。

30. 前記骨計測装置が、該被検骨に放射線を照射することによって得られる透過放射線に基づく該被検骨の放射線像を記憶するための像記憶手段と、

記憶された被検骨の像に関する骨計測のための演算を行うための演算手段と、

演算により得られた前記骨計測結果の出力データ及び前記返信手段により前記骨計測結果の出力データを出力するための骨計測出力手段を具備する請求の範囲26に記載の骨評価システム。

31. 前記骨計測装置は、その作動状態が正常か否かを判断するための自己診断手段を具備している請求の範囲26に記載の骨評価システム。

32. 被検骨に放射線を照射することにより得られる透過放射線像に基づく影像を取り入れるための影像入力過程と、

取り入れた影像における被検部周辺の複数の異なる実質上平行な計測ラインに沿って該被検骨の濃度パターンを得て各々対応する位置で該複数の濃度パターンを平滑化することによって第1平滑化パターンを得る過程と、

平滑化された濃度パターンを標準物質の厚みに変換して変換パターンを得るための変換過程と、

前記変換パターンに用いて被検骨の計測のための演算を行う演算過程とを、

具備して構成されたことを特徴とする骨計測方法。

33. 更に前記変換過程の前又は後に前記第1平滑化パターン又は前記変換パターンにおいてその計測ラインに沿った近傍の複数点での値を平滑化することによって第2平滑化パターンを得る過程を更に具備し、

前記第2平滑化パターンを用いて前記演算過程が実行される請求の範囲32に記載の骨計測方法。

34. 前記影像入力過程が、厚さが変化している所定の標準物質と共に撮影された該被検骨のX線写真フィルムに光を照射して得られる透過光量を検知することによる影像読み取り過程であり、該変換過程が該X線写真フィルムから得られる標準物質の厚と透過光量の関係に基づいて濃度パターンを

標準物質の厚みに変換する過程である請求の範囲32に記載の骨計測方法。

35. 厚さが変化している所定の標準物質と共に撮影された該被検骨のX線写真フィルムに光を照射して得られる透過光量を用いて被検骨の計測を行う方法において、

前記標準物質に就いてその透過光量が所定の条件を満たす領域を求め、

該領域における該標準物質についての透過光量の範囲内に計測対象部分についての透過光量の範囲が入っているか否かの第1の判定を行い、

更に該計測対象部分の透過光量と対応する該標準物質の透過光量が所定の分解能を満たしているか否かの第2の判定を行い、

該判定結果に基づいて該X線写真フィルムに照射する光量を調節することを特徴とした骨計測方法。

36. 前記第2の判定を行った後、更に該測定対象部分の r 値が所定の値以上あるか否かの第3の判定を行う請求の範囲35に記載の骨計測方法。

37. 前記照射光量を上げる場合、計測対象部分についての最大透過光量より大きくかつ、該最大透過光量に近い該標準物質についての透過光量 I を求め、

該透過光量 I が所定の値 I_{max} を越えずかつ該所定の値 I_{max} に近くなるように照射光量を調節する請求の範囲35に記載の骨計測方法。

38. 該照射光量を下げる場合、計測対象部分のうち所定

の値 I_{max} を越えている領域を求め、

この領域の大きさから適切な照射光量を推定し、該照射光量を調節する請求の範囲 35 に記載の骨計測方法。

39. 厚さが変化している所定の標準物質と共に撮影された該被検骨の X 線写真フィルムに光を照射して得られる透過光量を用いて被検骨の計測を行う方法において、

前記 X 線写真フィルムにおける該標準物質の厚い方の端部周辺の影像に予め定められた低い光量 L_0 の光を照射してその透過光量を測定することによって、該フィルムにおける該標準物質の厚い方の端部を検出し、次いで光量 L_0 よりも高い所定の光量 L の光を照射しながら該物質に就いての影像に関する透過光量と該端部からの距離との関係を測定することによって、該標準物質の厚さと階調との関係を求めることを特徴とした骨計測方法。

Fig. 1

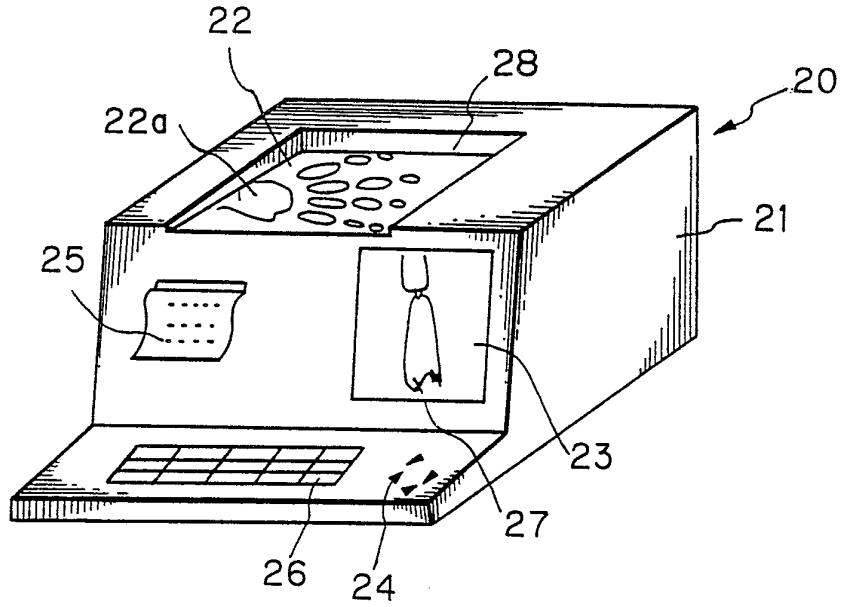


Fig. 2

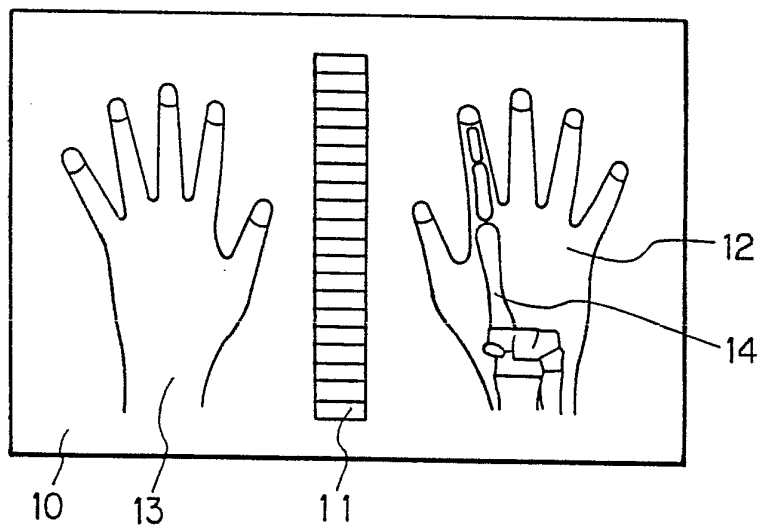


Fig. 3

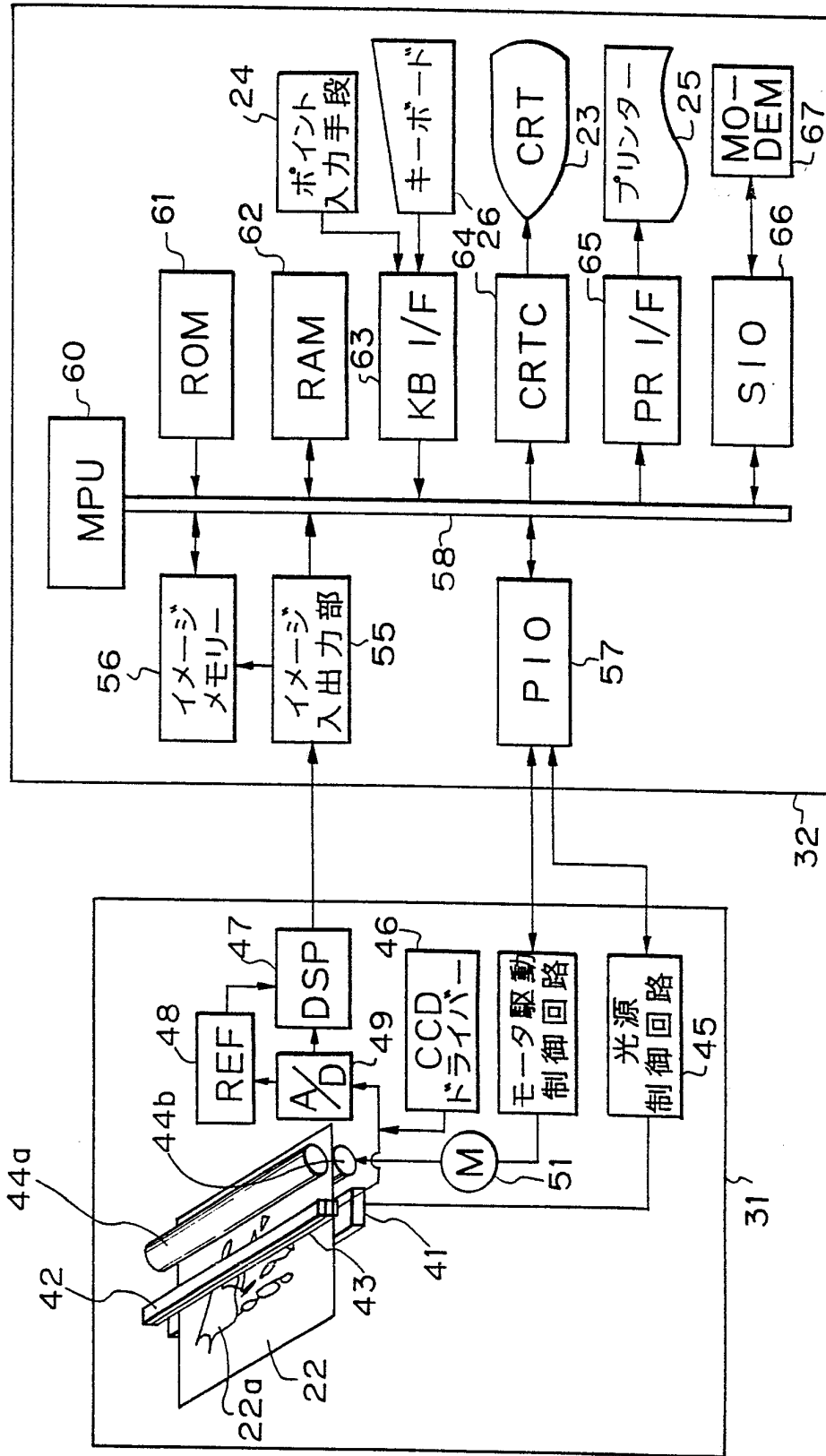


Fig. 4

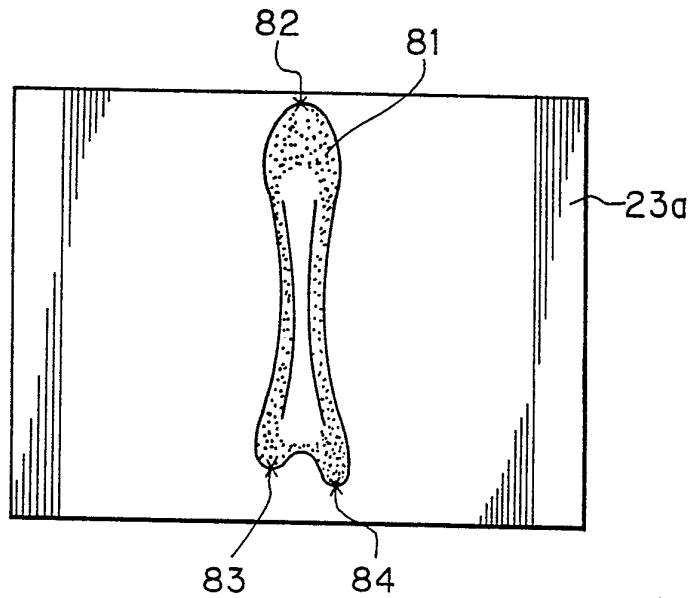
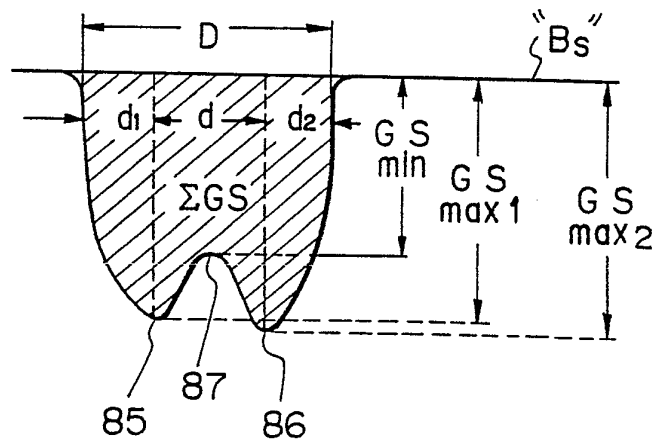
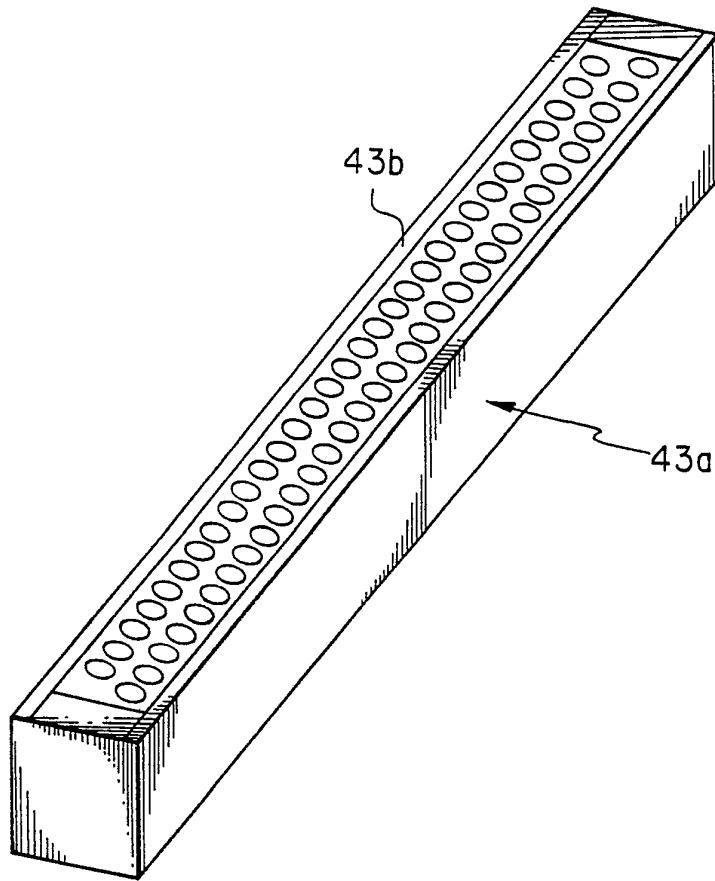


Fig. 5



4/22

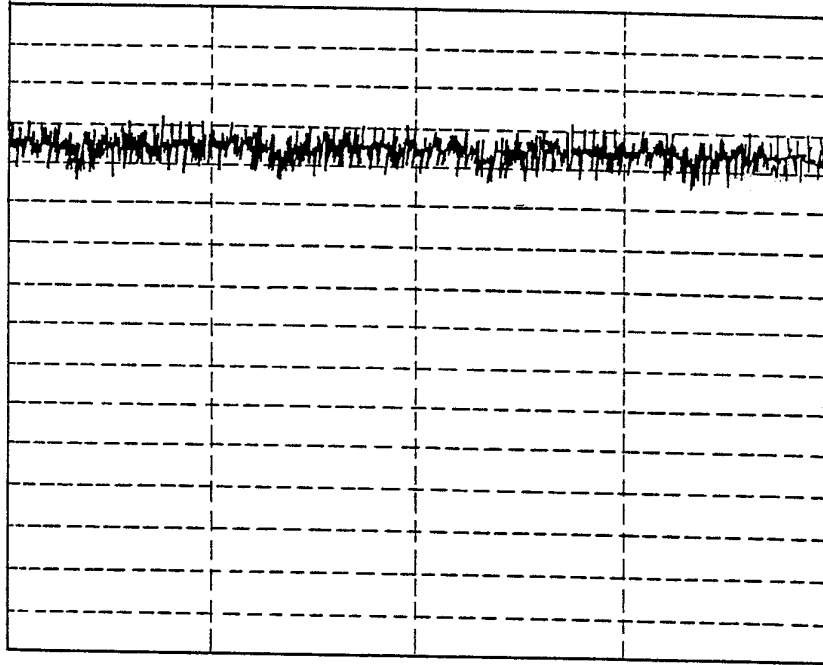
Fig. 6



5/22

Fig. 7A

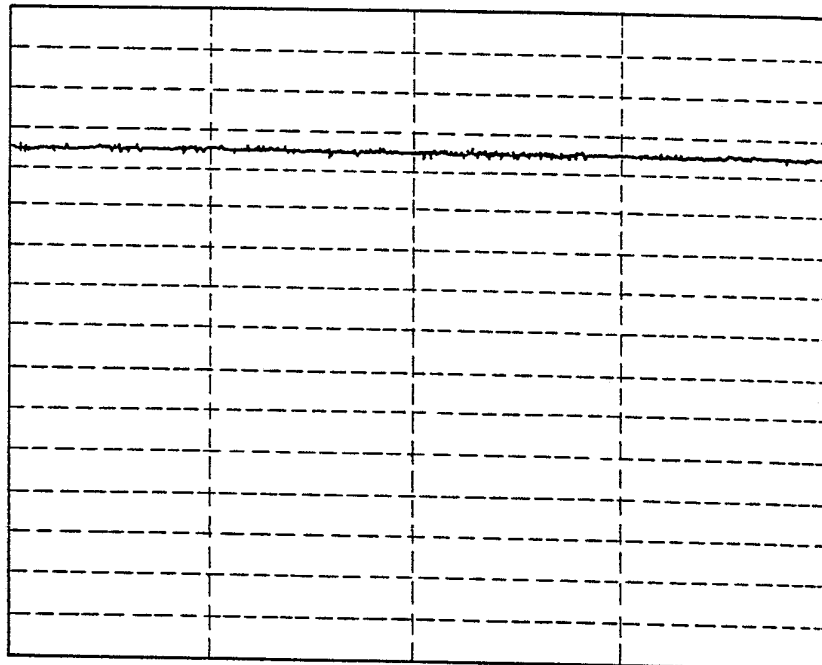
補正前の検出光量



検知装置の端部からの距離 L →

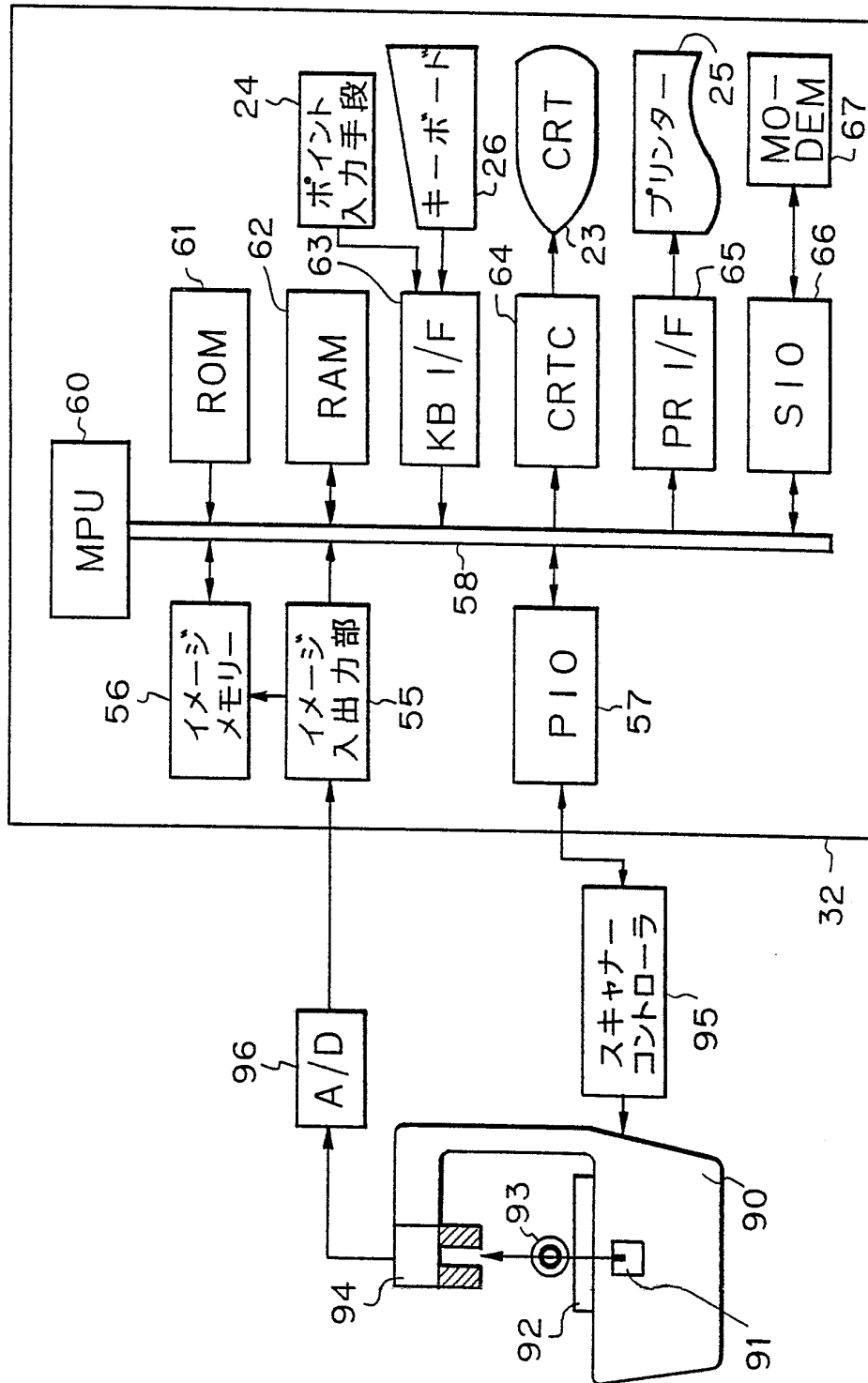
Fig. 7B

補正後の検出光量



検知装置の端部からの距離 L →

Fig. 8



7/22

Fig. 9

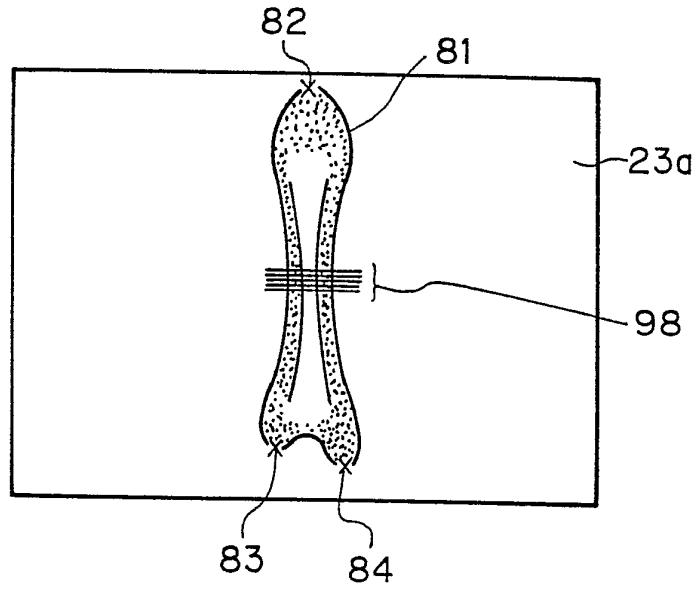
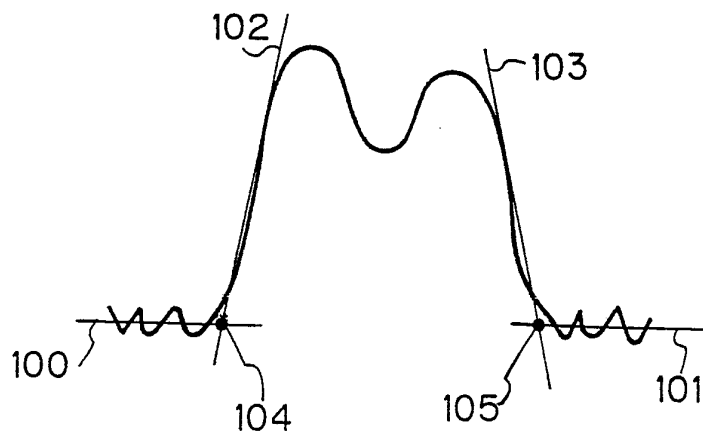


Fig. 10



8/22

Fig.11

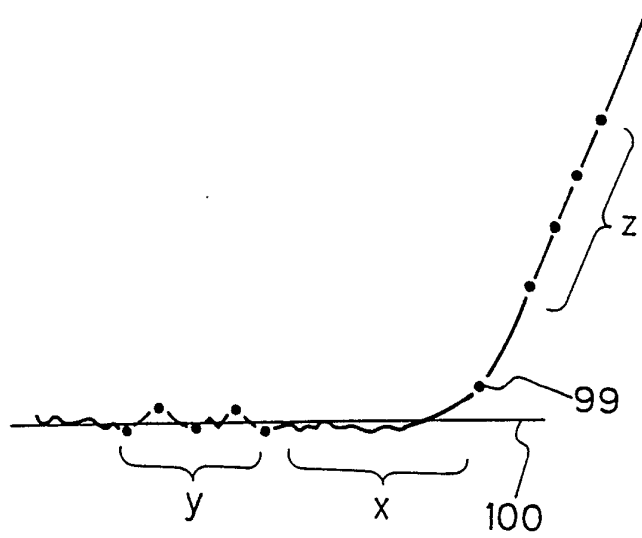
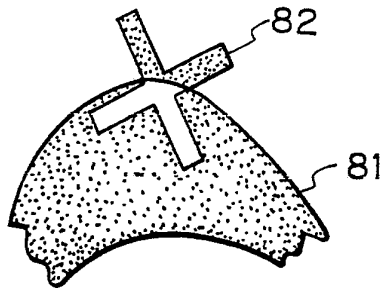


Fig.13



9/22

Fig. 12A

Fig. 12

Fig. 12A
Fig. 12B
Fig. 12C

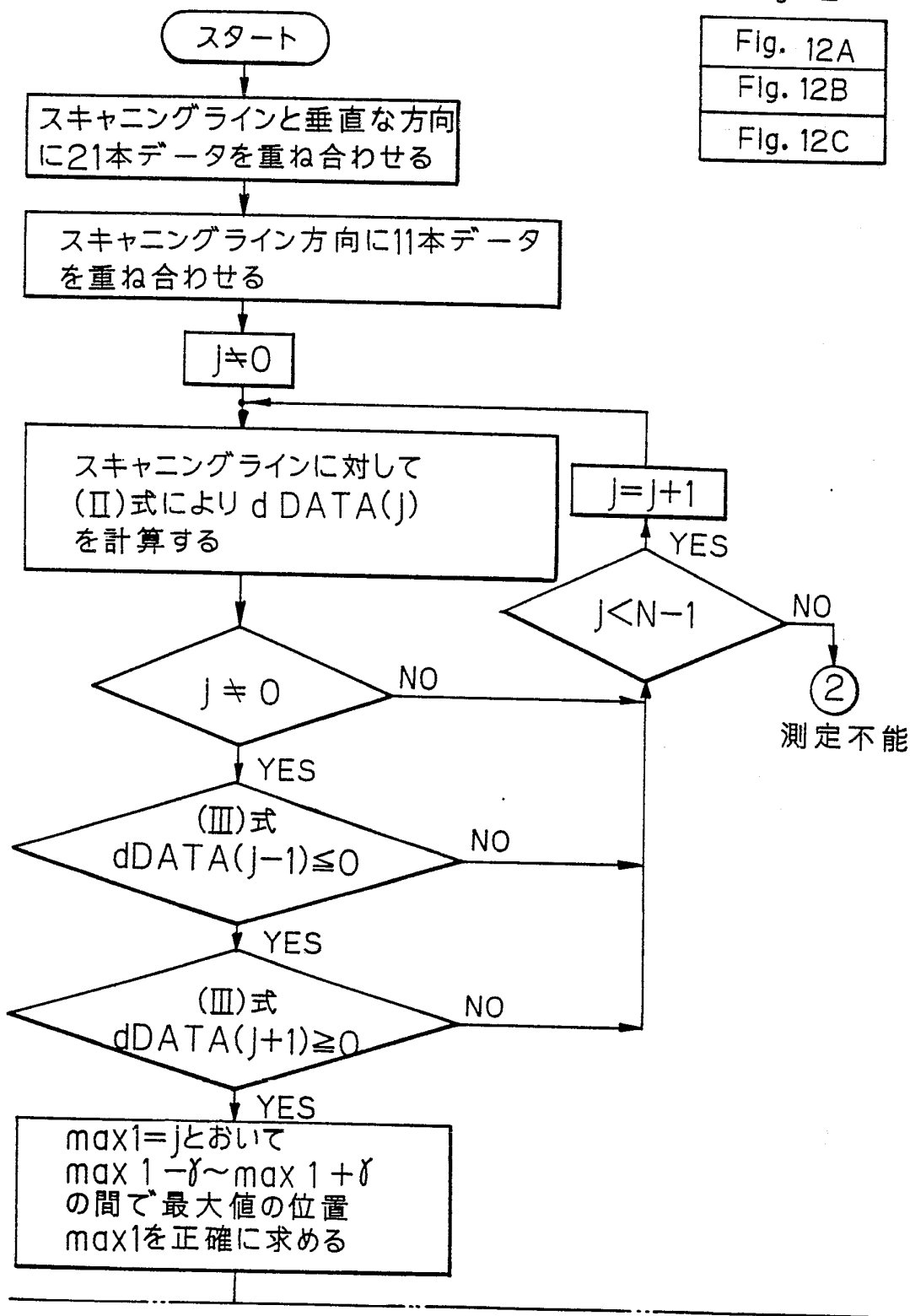
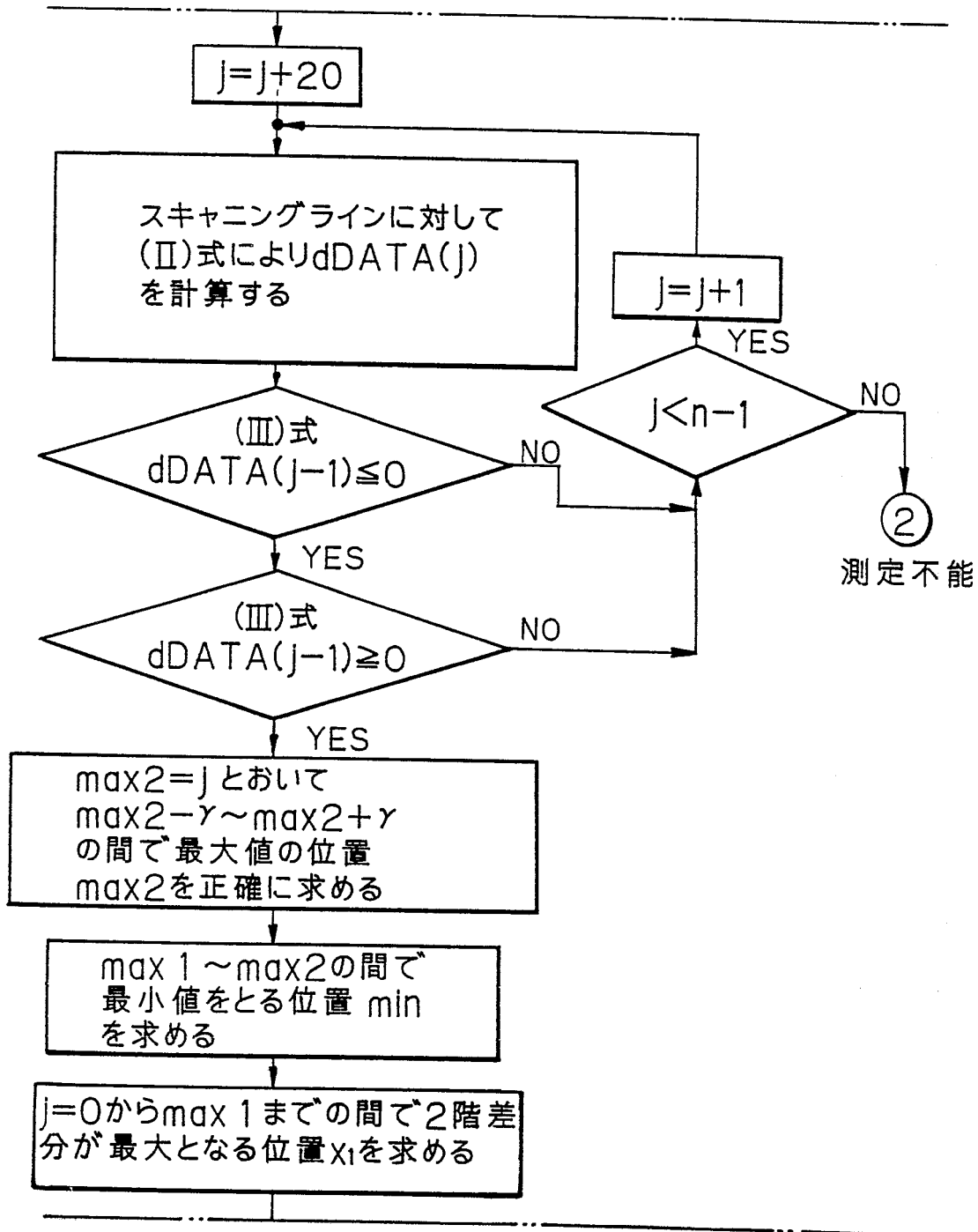


Fig. 12B



11/22

Fig. 12C

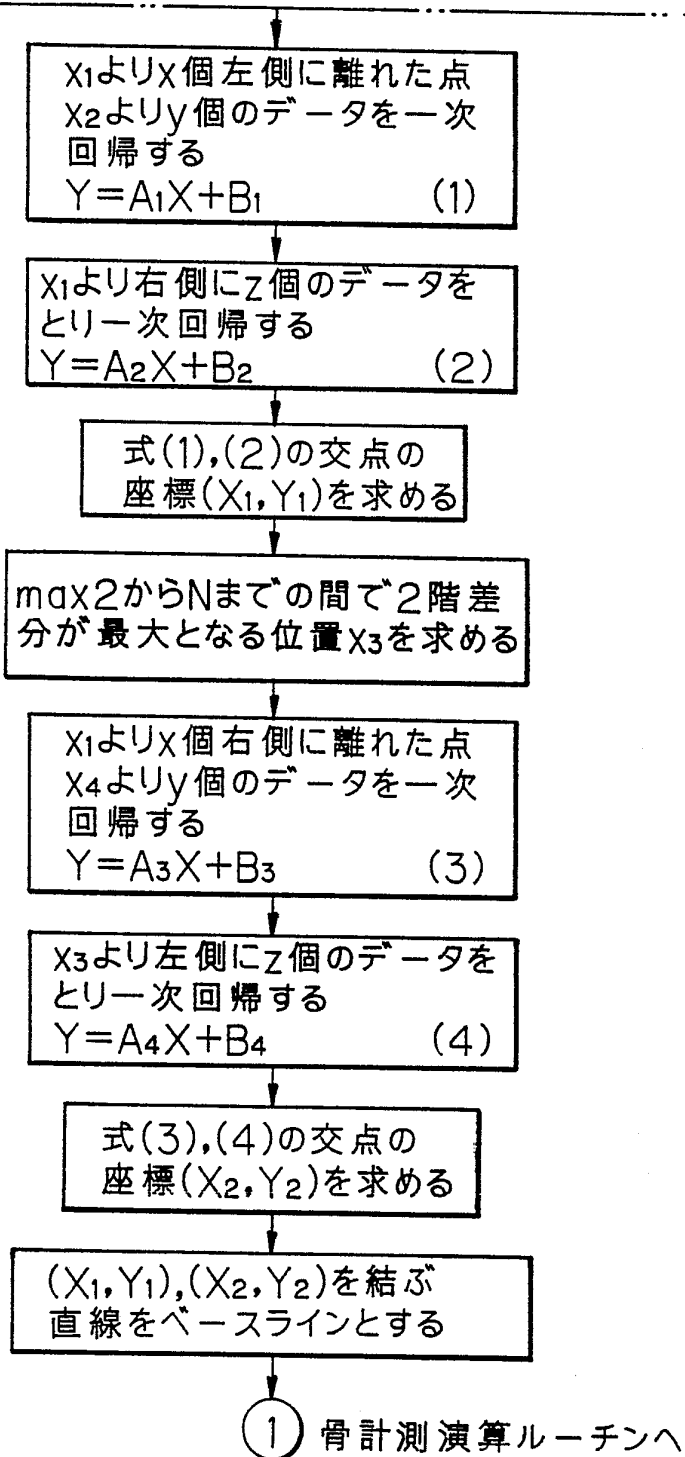


Fig. 14



Fig. 14A

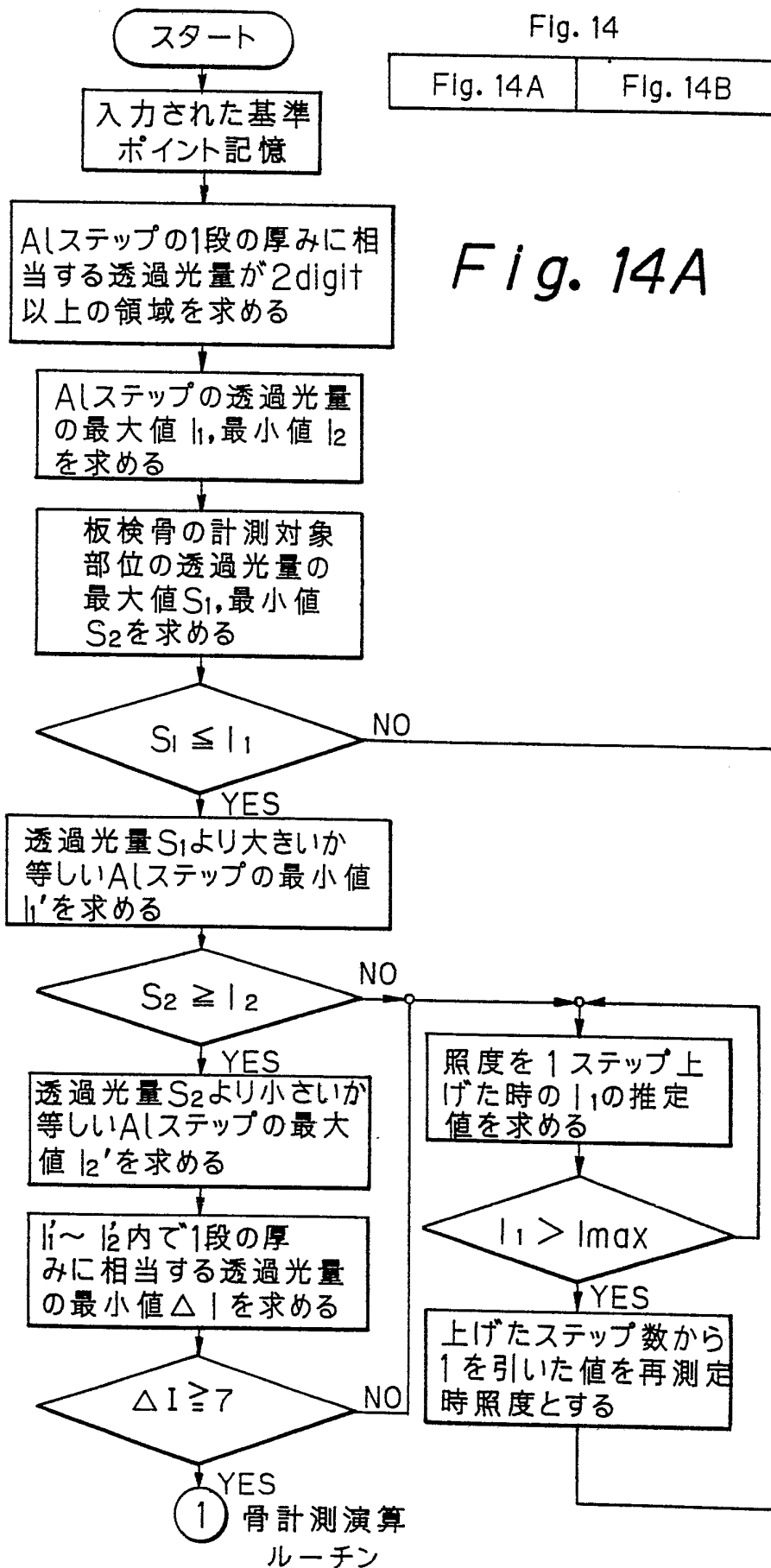


Fig. 14B

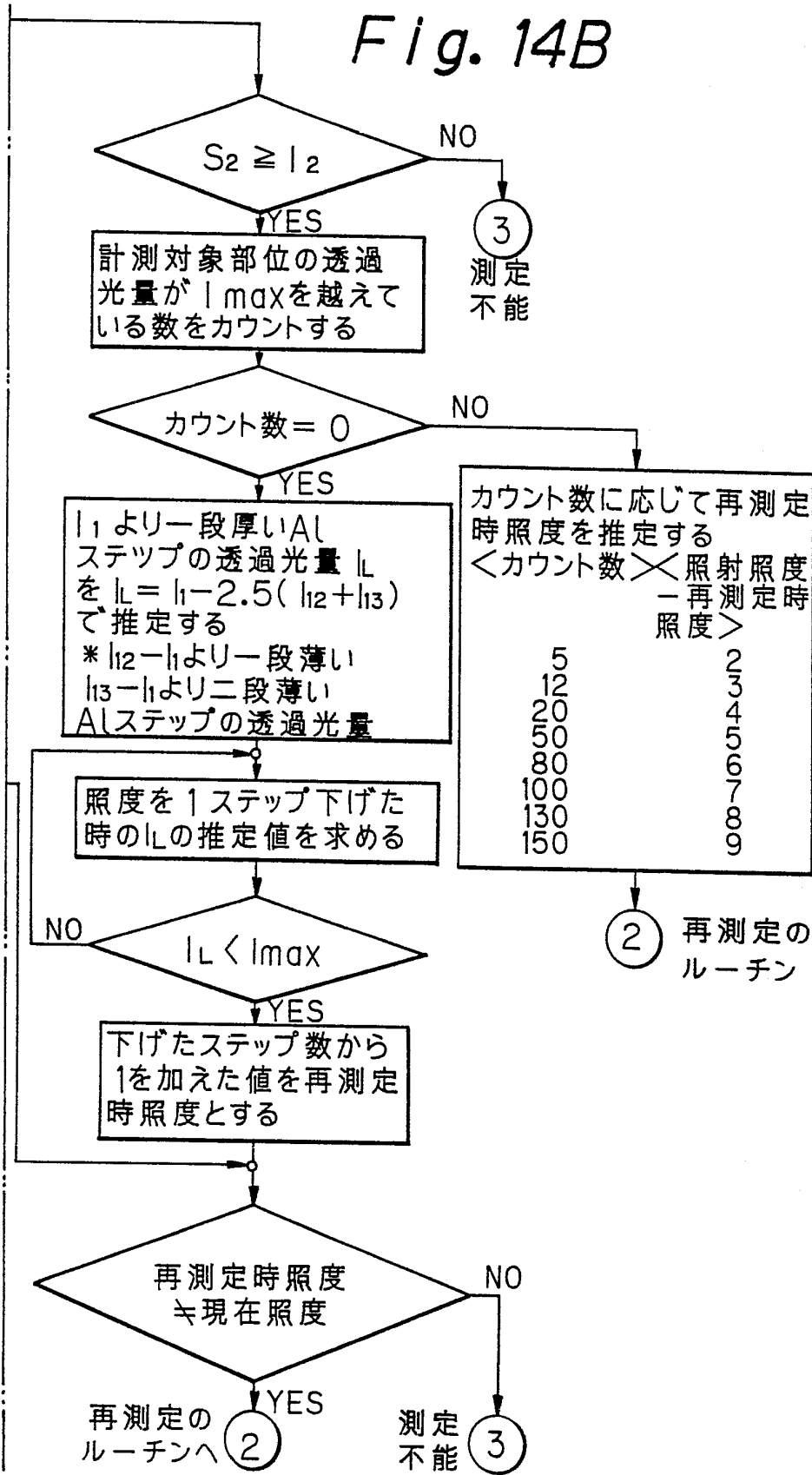


Fig. 15

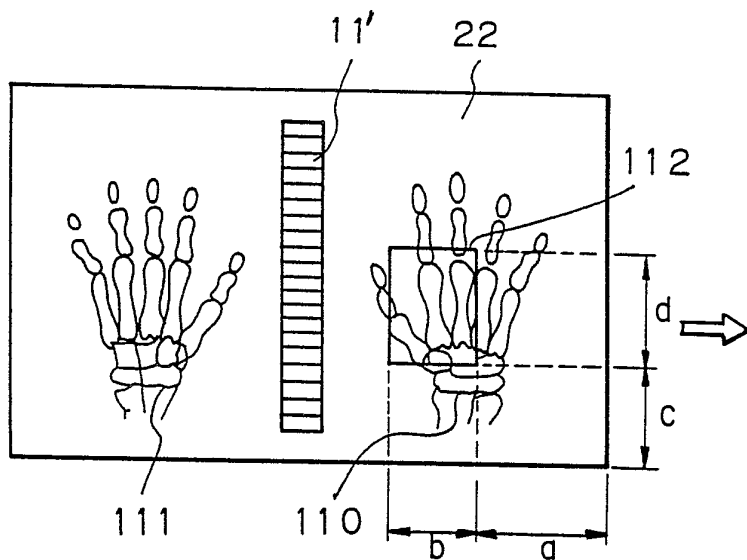


Fig. 16

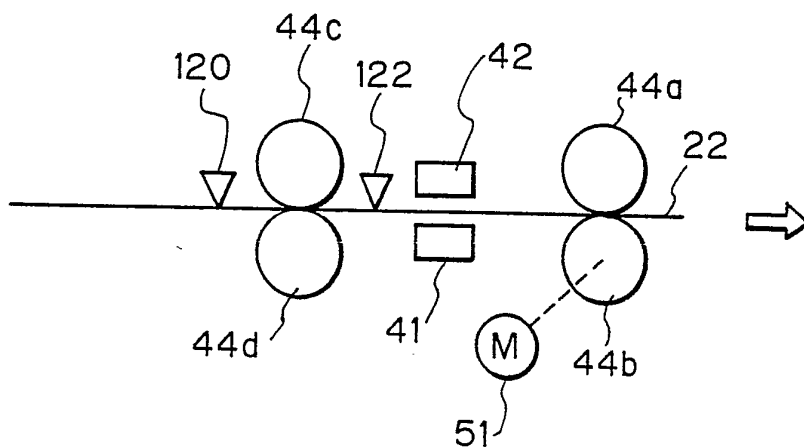


Fig. 17

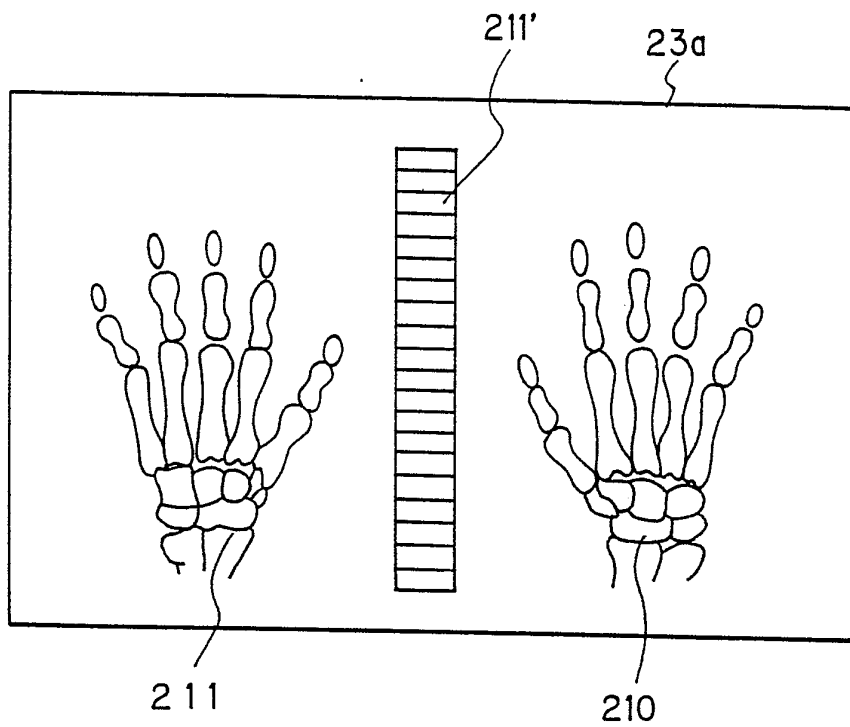
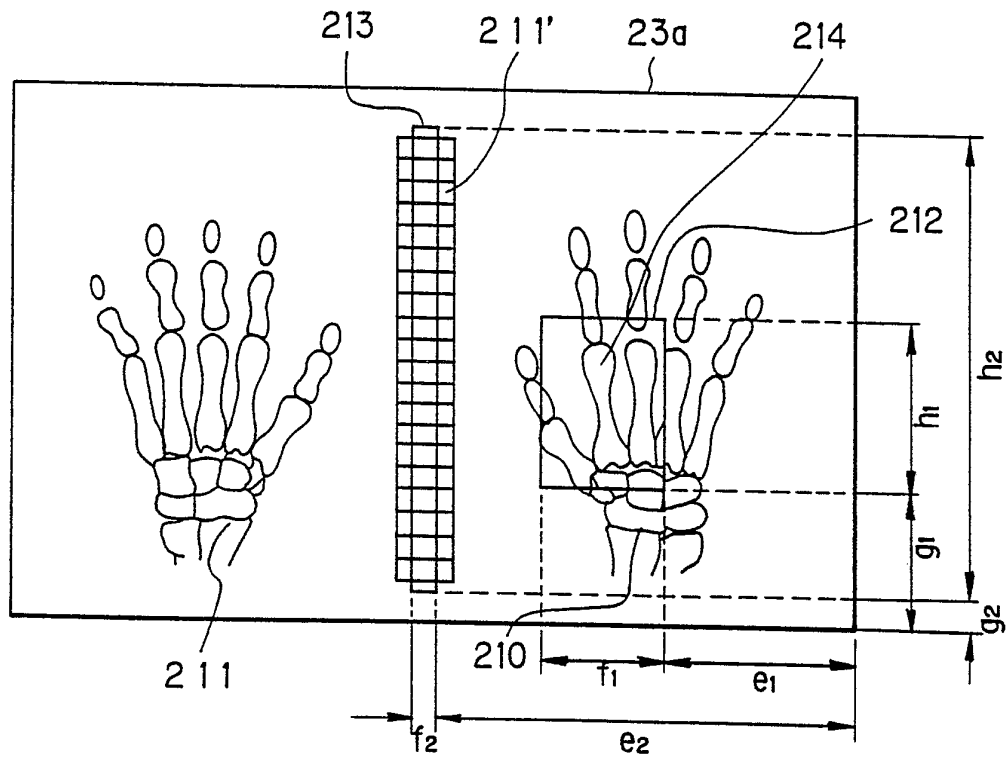


Fig. 18



17/22

Fig. 19

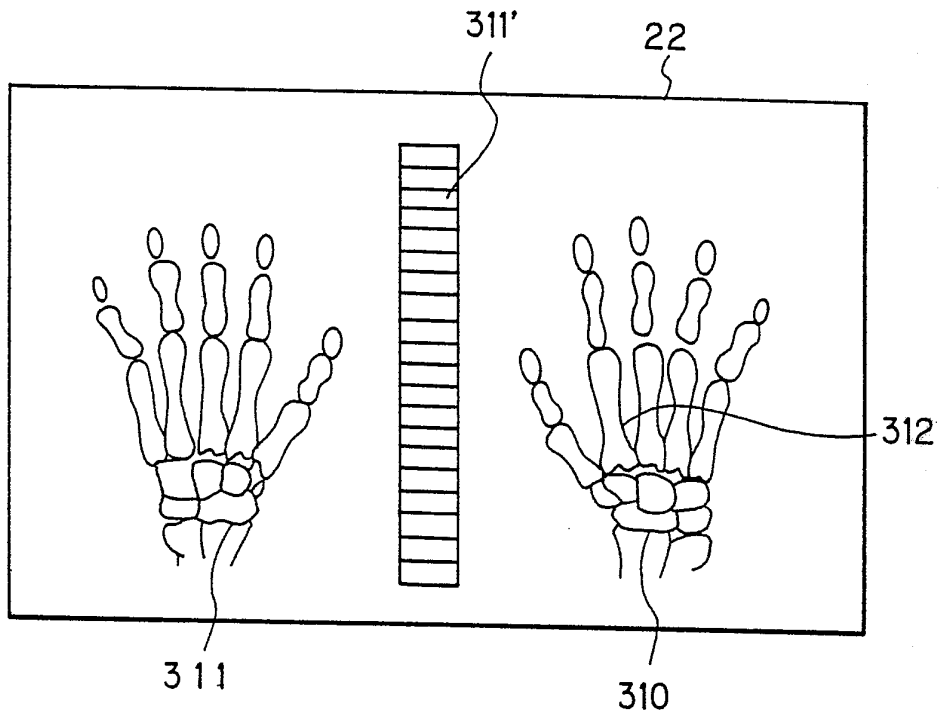


Fig. 20A

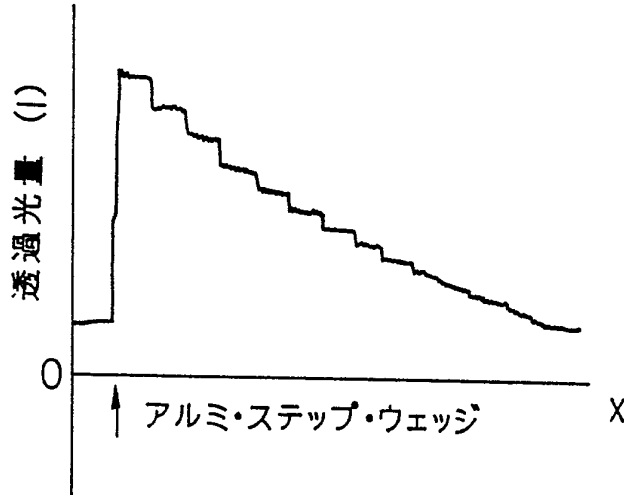


Fig. 20B

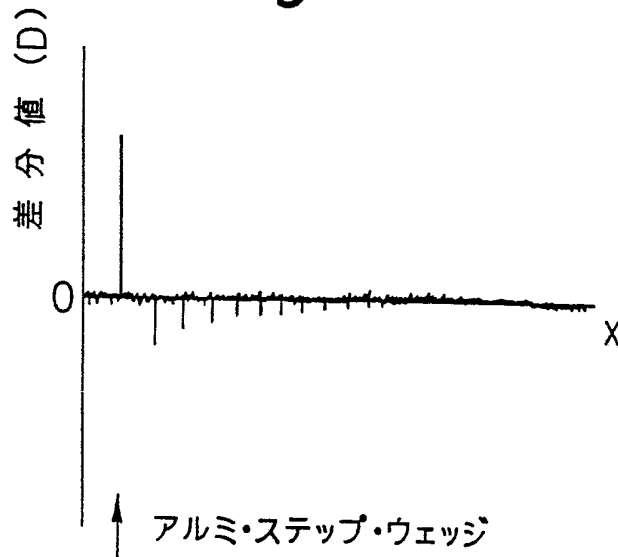
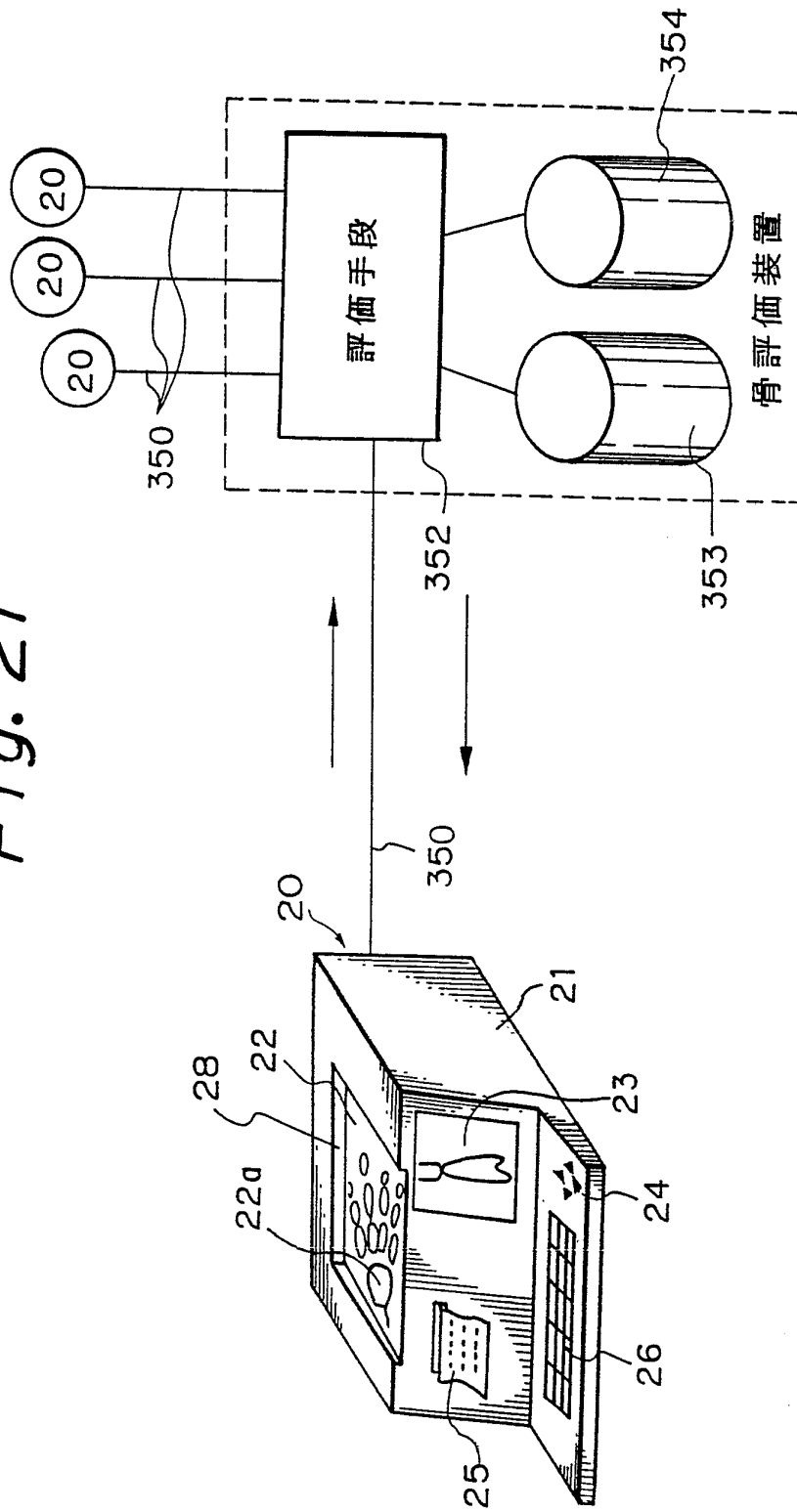


Fig. 21



20/22

参照番号・事項の一覧表

- 1 0 … X線写真乾板、
- 1 1 … アルミニウム・ステップ・ウェッジ、
- 1 1' … アルミ階段影像、
- 1 2 … 右手、
- 1 3 … 左手、
- 1 4 … 第Ⅱ中手骨、
- 2 0 … 骨計測装置、
- 2 1 … ケース、
- 2 2 … X線写真フィルム、
- 2 2 a … 被検骨の影像、
- 2 3 … 表示部、
- 2 4 … ポイント入力部、
- 2 5 … 出力ユニット、
- 2 6 … 入力ユニット、
- 2 7 … ポイント、
- 2 8 … 挿入部、
- 3 1 … 自動読み取り部、
- 3 2 … 骨計測データ処理部、
- 4 1 … 帯状光発生装置、
- 4 2 … 帯状検知装置、
- 4 3 … フォーカス用レンズ手段、
- 4 3 a … ロッドレンズ、
- 4 3 b … ケース、

21/22

- 4 4 a、4 4 b、4 4 c、4 4 d …ローラ、
- 4 5 …光源制御回路、
- 4 6 …CCDドライバー回路、
- 4 7 …DSP、
- 4 8 …REFメモリー、
- 4 9 …A/D変換器、
- 5 1 …駆動モータ、
- 5 5 …イメージ出力部、
- 5 6 …イメージメモリー、
- 5 7 …PIO、
- 5 8 …バス線、
- 6 0 …マイクロプロセッサMPU、
- 6 1 …ROM、
- 6 2 …RAM、
- 6 3 …キーボードインターフェイス、
- 6 4 …表示制御部、
- 6 5 …プリンターインターフェイス、
- 6 6 …インターフェイスSIO、
- 6 7 …MODEM、
- 8 1 …第Ⅱ中手骨、
- 8 2～8 4 …基準ポイント、
- 8 5、8 6 …ピーク、
- 8 7 …谷部、
- 9 0 …透過放射線像発生装置、
- 9 1 …放射線源、

22/22

- 9 2 …可動テーブル、
- 9 3 …被検体、
- 9 4 …放射線検知器、
- 9 5 …スキャナーコントローラ、
- 9 6 …A / D変換器、
- 9 9 …変曲点、
- 100 、101 …軟部組織ライン、
- 102 、103 …接線、
- 104 、105 …交点、
- 110 、111 …被検骨の影像、
- 112 …被読み取り画像領域、
- 210 、211 …右手、左手の粗読み画像、
- 211' …アルミニウム・ステップ・ウェッジに関する粗読み画像、
- 212 、213 …領域、
- 214 …画像、
- 311' …アルミニウム・ステップ・ウェッジの影像、
- 310 、311 …右手、左手の影像、
- 350 …通信手段、
- 351 …骨評価装置、
- 352 …評価手段、
- 353 、354 …記憶手段。

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No **PCT/JP90/00220**

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ⁶				
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC				
Int. Cl ⁵	A61B10/00, 6/00			
II. FIELDS SEARCHED				
Minimum Documentation Searched ⁷				
Classification System	Classification Symbols			
IPC	A61B10/00, 6/00			
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁸				
Jitsuyo Shinan Koho	1970 - 1989			
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971 - 1989			
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ⁹				
Category *	Citation of Document, ¹¹ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹²	Relevant to Claim No. ¹³		
A	JP, A, 62-112538 (Teijin Limited.), 23 May 1987 (23. 05. 87), & EP, A2, 228785	1 - 39		
A	JP, A, 61-109557 (Teijin Limited.), 28 May 1986 (28. 05. 86), & EP, A2, 180482 & US, A, 4721112	1 - 39		
<p>* Special categories of cited documents: ¹⁰</p> <table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%; border: none;"> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </td> <td style="width: 50%; border: none;"> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p> </td> </tr> </table>			<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>			
IV. CERTIFICATION				
Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of this International Search Report			
May 8, 1990 (08. 05. 90)	May 21, 1990 (21. 05. 90)			
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer			
Japanese Patent Office				

国際調査報告

国際出願番号PCT/JP90/00220

I. 発明の属する分野の分類		
国際特許分類 (IPC) Int. Cl. ⁵ A61B10/00, 6/00		
II. 国際調査を行った分野		
調査を行った最小限資料		
分類体系	分類記号	
IPC	A61B10/00, 6/00	
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの		
日本国実用新案公報 1970-1989年 日本国公開実用新案公報 1971-1989年		
III. 関連する技術に関する文献		
引用文献の カテゴリー※	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	請求の範囲の番号
A	JP, A, 62-112538 (帝人株式会社), 23. 5月. 1987 (23. 05. 87) & EP, A2, 228785	1-39
A	JP, A, 61-109557 (帝人株式会社), 28. 5月. 1986 (28. 05. 86) & EP, A2, 180482 & US, A, 4721112	1-39
<p>※引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献</p> <p>「T」国際出願日又は優先日の後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリーの文献</p>		
IV. 認 証		
国際調査を完了した日 08. 05. 90	国際調査報告の発送日 21. 05. 90	
国際調査機関 日本国特許庁 (ISA/JP)	権限のある職員 特許庁審査官 立 川 功 ㊦	4 C 7 8 3 1