

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4492858号
(P4492858)

(45) 発行日 平成22年6月30日 (2010. 6. 30)

(24) 登録日 平成22年4月16日 (2010. 4. 16)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 3/10 (2006. 01) A 6 1 B 3/10 M

請求項の数 6 (全 16 頁)

| | |
|--|--|
| <p>(21) 出願番号 特願2004-212272 (P2004-212272) (22) 出願日 平成16年7月20日 (2004. 7. 20) (65) 公開番号 特開2006-26242 (P2006-26242A) (43) 公開日 平成18年2月2日 (2006. 2. 2) 審査請求日 平成19年3月23日 (2007. 3. 23)</p> | <p>(73) 特許権者 000135184 株式会社ニデック 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 (72) 発明者 藤枝 正直 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 式会社ニデック拾石工場内 (72) 発明者 伴 幸信 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 式会社ニデック拾石工場内 審査官 後藤 順也</p> |
|--|--|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科装置及び眼内屈折力分布算出プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

同一の基準軸で得られた被検眼の角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データを入力するデータ入力手段と、前記角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データから前記基準軸に対する眼内屈折力分布を演算する第 1 演算手段と、該第 1 演算手段で得られた眼内屈折力分布について前記基準軸に対するプリズム成分を求め、該プリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算する第 2 演算手段と、該第 2 演算手段で得られた屈折力分布をカラーマップとして表示する表示手段と、を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項 2】

請求項 1 の第 2 演算手段は、前記基準軸に対してプリズム成分が発生している軸角度を算出し、該プリズム成分の軸角度を同じにして前記基準軸を中心とした異なる径でそれぞれのプリズム成分を求め、各径でのプリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算することを特徴とする眼科装置。

【請求項 3】

請求項 1 の眼科装置において、プリズム成分を除去した眼内屈折力分布を表示するか否かを選択する選択手段を設けたことを特徴とする眼科装置。

【請求項 4】

請求項 1 の表示手段は、眼の中心部の屈折力を 0 D 基準とした眼内屈折力分布をカラーマップで表示する手段であることを特徴とする眼科装置。

【請求項 5】

10

20

被検眼の眼内屈折力分布を算出するためにコンピュータを、同一の基準軸で得られた角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データを入力するデータ入力手段と、前記角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データから前記基準軸に対する眼内屈折力分布を演算する第1演算手段と、該第1演算手段で得られた眼内屈折力分布について前記基準軸に対するプリズム成分を求め、該プリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算する第2演算手段と、該第2演算手段で得られた屈折力分布をカラーマップとして表示する表示手段として機能させることを特徴とする眼内屈折力分布算出プログラム。

【請求項6】

請求項5の第2演算手段は、前記基準軸に対してプリズム成分が発生している軸角度を算出し、該プリズム成分の軸角度を同じにして前記基準軸を中心とした異なる径でそれぞれのプリズム成分を求め、各径でのプリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算することを特徴とする眼内屈折力算出プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼内の屈折力分布を得る眼科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

角膜トポグラフィ装置等により得られた角膜屈折力分布データと、波面収差測定装置や眼屈折力測定装置で得られた全屈折力分布データと、により角膜後面より網膜までの眼内の屈折力分布を算出し、その結果をカラーマップで表示する眼科装置が提案されている（特許文献1参照）。

20

【特許文献1】特開平11-276437号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上記の装置によれば、角膜後面から網膜までの眼内における屈折力分布が理解でき、水晶体の屈折力分布や眼内レンズ移植眼における眼内レンズの屈折力分布を評価するのに役立つ。しかし、眼内レンズが傾いて挿入されている場合は、眼内屈折力分布はプリズム成分（傾斜成分）を含むことになり、眼内レンズの屈折力分布を正しく推定することはできなかつた。また、円錐角膜のような眼では、角膜表面はもとより角膜後面も大きく歪んでおり、角膜矯正手術を受けた眼で、センターずれが生じた眼では、角膜表面の歪みが大きくなる。これらの場合にも、眼内屈折力分布は角膜の歪みよりプリズム成分を含むことになり、水晶体の屈折力分布を正しく推定することはできなかつた。

30

【0004】

本発明は、上記従来装置の問題点に鑑み、水晶体や眼内レンズの屈折力分布を評価しやすくなり、診断の幅を広げることができる眼科装置及び眼内屈折力分布算出プログラムを提供することを技術課題とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するために、本発明は次のような構成を備えることを特徴とする。

【0006】

(1) 眼科装置は、同一の基準軸で得られた被検眼の角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データを入力するデータ入力手段と、前記角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データから前記基準軸に対する眼内屈折力分布を演算する第1演算手段と、該第1演算手段で得られた眼内屈折力分布について前記基準軸に対するプリズム成分を求め、該プリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算する第2演算手段と、該第2演算手段で得られた屈折力分布をカラーマップとして表示する表示手段と、を備える。前記基準軸は、視軸

50

又は照準線であることが好ましい。

(2) (1)の第2演算手段は、前記基準軸に対してプリズム成分が発生している軸角度を算出し、該プリズム成分の軸角度を同じにして前記基準軸を中心とした異なる径でそれぞれのプリズム成分を求め、各径でのプリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算する構成とすると良い。この場合、プリズム成分が発生している軸角度の算出は、角膜上約3mm径とすることが好ましい。

(3) (1)の眼科装置において、プリズム成分を除去した眼内屈折力分布を表示するか否かを選択する選択手段を設けることが好ましい。こうすれば、より診断の幅を広げることができる。

(4) (1)の表示手段は、眼の中心部の屈折力を0D基準とした眼内屈折力分布をカラーマップで表示する手段であることが好ましい。

(5) 眼内屈折力分布算出プログラムは、被検眼の眼内屈折力分布を算出するためにコンピュータを、同一の基準軸で得られた角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データを入力するデータ入力手段と、前記角膜屈折力分布データ及び全屈折力分布データから前記基準軸に対する眼内屈折力分布を演算する第1演算手段と、該第1演算手段で得られた眼内屈折力分布について前記基準軸に対するプリズム成分を求め、該プリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算する第2演算手段と、該第2演算手段で得られた屈折力分布をカラーマップとして表示する表示手段として機能させることを特徴とする。前記基準軸は、視軸又は照準線であることが好ましい。

(6) (5)の第2演算手段は、前記基準軸に対してプリズム成分が発生している軸角度を算出し、該プリズム成分の軸角度を同じにして前記基準軸を中心とした異なる径でそれぞれのプリズム成分を求め、各径でのプリズム成分を除去した眼内屈折力分布を演算する構成とすると良い。この場合、プリズム成分が発生している軸角度の算出は、角膜上約3mm径とすることが好ましい。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、角膜後面から網膜までの眼内屈折力分布を推定する中で、眼内屈折力分布に存在するプリズム成分を除去する補正を行うことで、水晶体や眼内レンズの屈折力分布を評価しやすくなり、診断の幅を広げることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。図1は、眼内屈折力分布を求める眼科装置システムの構成図である。測定装置本体10は、角膜形状測定部11と、眼屈折力分布測定部12とを備える。測定装置本体10で得られた角膜形状データ、眼屈折力分布データはケーブル13又は記録メディアを介してコンピュータ100に入力される。コンピュータ100は、データを記憶する記憶部及び眼内屈折力分布を求めるプログラムを持つ演算処理装置101、ディスプレイ102、キーボード等の入力装置103を備える。

【0009】

図2は、測定装置本体10の光学系概略構成図である。眼屈折力分布測定部12の測定光学系は、スリット投影光学系20と受光光学系30を備える。投影光学系20は、測定光源1、スリットが形成された回転セクタ22、投影レンズ23、絞り24、ビームスプリッタ25を備え、回転セクタ22の回転により被検眼Eの眼底にスリット光を投影する。受光光学系30は、ビームスプリッタ25の後方に受光レンズ31、絞り32、受光部33を備える。受光部33は、図3に示すように、被検眼角膜と略共役に位置する10個の受光素子33a~33jを備える。この内の受光素子33a~33hは光軸位置L1を通る直線上に位置し、受光素子33aと33h、受光素子33bと33g、受光素子33cと33f、受光素子33dと33eがそれぞれ対を成すように、光軸位置L1に対して対称に配置されている。4対の受光素子は、角膜の測定経線方向で異なる部位の屈折力を得られるようにその配置距離が設定されている。一方、受光素子33iと33jは、光軸位置L1を中心にして受光素子33a~33hの配置方向と直交する方向に配置されてい

10

20

30

40

50

る。また、回転セクタ 2 2 と受光部 3 3 は、それぞれ投影光軸と受光光軸を中心に同期して回転可能に構成されている。

【 0 0 1 0 】

角膜形状測定部 1 1 は、プラチドリリング投影光学系 4 0 と撮像光学系 5 0 を備える。プラチドリリング投影光学系 4 0 は、多数の円環状の指標が形成されたプラチド板 4 1 と、プラチド板 4 1 を背後から照明する光源 4 2 と、反射板 4 3 とを備える。撮像光学系 5 0 は、ビームスプリッタ 5 1、5 2、撮影レンズ 5 3、撮像手段として CCD カメラ 5 4 を備える。撮像光学系 5 0 は前眼部観察光学系として兼用される。CCD カメラ 5 4 の出力は画像メモリを持つ画像処理部 7 1 に接続され、画像処理部 7 1 はディスプレイ 7 2 と演算制御部 7 0 に接続されている。受光部 3 3 の出力も演算制御部 7 0 に接続されている。演算制御部 7 0 は、角膜形状と眼屈折力分布を演算する機能を持つ。入力部 7 3 は演算制御部 7 0 に指令信号を入力する各種のスイッチを持つ。

10

【 0 0 1 1 】

また、測定装置本体 1 0 は固視光学系 6 0 を備える。固視光学系 6 0 は、可視光源 6 1 と、固視標 6 2 と、光軸方向に移動可能なレンズ 6 3 とを備える。眼屈折力測定時には、レンズ 6 3 を光軸方向に移動することにより、被検眼に雲霧を与える。

【 0 0 1 2 】

角膜形状測定時には、光源 4 2 が点灯され、角膜にプラチドリリングが投影される。被検眼 E に固視標光学系 6 0 の固視標 6 2 を固視させる。カメラ 5 4 に撮像された前眼部像はディスプレイ 7 2 に表示される。スリット投影光学系 2 0 の測定光源 2 1 は、アライメント光源として兼用されており、光源 2 1 により角膜中心に形成される輝点が上下左右のアライメント指標として使用される。検者はディスプレイ 7 2 に表示された前眼部像を観察し、光源 2 1 によるアライメント指標と図示なきレチクルが所定の関係になるように光学系をアライメントする。作動距離のアライメントは、光源 2 1 による角膜輝点のピントが合うようにして行えるが、別のアライメント検出系を設けることが好ましい。アライメントを完了させた後に、測定スイッチを押すことでカメラ 5 4 により撮像されたラチドリリング像が画像処理部 7 1 の画像メモリに記憶される。画像処理部 7 1 はプラチドリリング像を画像処理することによりそのエッジを検出する。そして、演算制御部 7 0 は所定の角度（1 度ステップ）毎に角膜中心（光源 2 1 による輝点）を基準にした角膜曲率分布を求める。

20

30

【 0 0 1 3 】

眼屈折力の測定時も光源 2 1 の角膜反射輝点を使用してアライメントし、測定を実行する。眼屈折力測定では、回転セクタ 2 2 の回転により被検眼眼底にスリット光束が投影され、その反射光が受光部 3 3 に受光される。眼屈折力分布は、受光素子 3 3 i と 3 3 j の出力信号の位相差から、測定光軸の中心位置が求められ、この対の受光素子と直交する経線方向に位置する受光素子 3 3 a ~ 3 3 h の出力信号から、一つの測定経線方向で各受光素子に対応する角膜部位での屈折力が求められる。そして、回転セクタ 2 2 と受光部 3 3 をそれぞれの光軸回りに、例えば、1 度ステップで回転させることにより、演算制御部 7 0 は各回転ステップ毎の測定経線で変化する屈折力分布を求める（この詳細は、特開平 1 0 - 1 0 8 8 3 7 号を参照）。

40

【 0 0 1 4 】

測定装置本体 1 0 で得られた角膜形状及び眼屈折力分布の測定データは、入力部 7 3 のスイッチ操作でコンピュータ 1 0 0 に入力され、演算処理装置 1 0 1 が持つ記憶部 1 0 1 a に記憶される。演算処理装置 1 0 1 は、入力装置 1 0 3 からの指示により眼内屈折力分布の演算プログラムを実行し、演算結果をディスプレイ 1 0 2 に表示する。眼内屈折力分布の演算プログラムは、記憶部 1 0 1 a に記憶されている。

【 0 0 1 5 】

一般に、詳細な角膜形状を測定する角膜トポグラフィ装置や眼の波面収差測定装置（本実形態では眼屈折力分布測定）は、内部に固視標を備える。測定時には、被検眼に固視標を固視させて測定する。人間の眼は非対称な光学系であり、眼球光学系の曲率中心を通る

50

光軸 (Optical Axis)、瞳孔中心と固視標を結ぶ照準線 (Line of sight)、固視標と網膜中心窩を結ぶ視軸 (Visual axis) 等の各種の軸がある。それぞれ測定された角膜屈折力分布と全屈折力分布とから眼内屈折力分布を演算するためには、その位置基準を同じにすることが必要である。本実施形態の測定装置本体 1 では、同じ角膜反射輝点を利用して角膜形状測定 (角膜屈折力分布測定) と全屈折力分布測定を行うので、得られた両データは同じ基準軸 (すなわち、測定光軸 = 視軸が基準軸) となっている。別々の測定装置で構成された波面収差測定装置では照準線を基準にして測定するものもあるので、この場合には、何れかのデータを座標変換し、同じ軸となるように補正する。これは、演算処理装置 101 で行うことでも良い。

【0016】

眼内屈折力分布の算出方法を説明する。角膜トポグラフィ装置で得られる角膜曲率分布データは、角膜屈折力分布として表現できる。これは、角膜表面に入射する無限遠からの光が角膜表面によって屈折され、測定光軸と交わるまでの距離から屈折力を求めたものである。この場合、角膜表面の任意の点においてスネルの法則が使われる。眼屈折力分布測定で得られるデータは、眼の全屈折力分布データである。ここでの全屈折力とは、角膜上の任意の位置で、無限遠から眼に入射した光が測定光軸と交わる点と網膜との距離を屈折力誤差として求めたものである。角膜屈折力分布及び全屈折力分布の両者とも、角膜上の任意の点における入射光について計算するため、各々屈折力分布として得られる。その結果は、図 4 に示すようにカラースケールマップとしてディスプレイ 102 に表示される。図 4 (a) は角膜屈折力分布のカラースケールマップの例であり、図 4 (b) は全屈折力分布のディスプレイ 102 に表示される。

【0017】

ここで、全屈折力分布は、習慣的にコンタクトレンズや眼鏡等の矯正具の屈折力 (正視に対する屈折力誤差) として表現している。すなわち、全屈折力は、角膜屈折力の表現とは異なる。例えば、角膜屈折力 43 D の眼が正視眼 (全屈折力 = 0 D) とし、これに対して、眼軸長が同じとして角膜屈折力 = 46 D で近視眼の場合には、全屈折力 = -3 D となる。

【0018】

角膜屈折力と全屈折力との関係は、角膜屈折力 + 眼内屈折力 = 全屈折力であるので、眼内屈折力 = 全屈折力 - 角膜屈折力となる。ただし、眼内屈折力をこの式で計算すると、角膜屈折力と同程度の値となり、理解が困難になるため、直流分を除いた乱視成分、イレギュラー (Irregular) 成分だけを演算し、マップとして表示する。図 4 (c) が、このときの眼内屈折力分布をカラースケールマップとして表示した例である。眼内屈折力分布のカラーマップは、例えば、眼の中心部をパワー基準 = 0 D とすることで、周辺部の屈折力の変化である球面収差がプラスかマイナスかを、カラースケールで視覚的に容易に判断可能になる。例えば、中心部のパワー基準 = 0 D を緑色とし、プラス側を青色系統、マイナス側を黄色から赤色系統に徐々に変化するカラーマップとする。眼内屈折力分布においては、中心部をパワー基準 = 0 D とすることで、球面収差の大きさ、正負の何れかを容易に把握できる。

【0019】

なお、角膜屈折力、全屈折力及び眼内屈折力の 3 者は共に屈折力であるが、3 者の関係を扱う場合は基準とする位置を定義しておく。例えば、視軸上の角膜頂点 (本実施形態の眼科装置本体 1 では、測定光軸 = 視軸が通る角膜表面の点となる) とすることが、眼科医には理解が容易である。また、図 4 のマップ表示例においては、眼の中心部の基準位置は、眼内屈折力分布算出の基準軸である測定光軸の位置となっている。

【0020】

演算処理装置 101 は、上記の関係で眼内屈折力分布を求め、これをカラーマップ表示する。眼内屈折力分布のカラーマップの表示により、通常のノーマルの眼であれば、水晶体の屈折力分布として推定できる。図 4 はノーマルの眼の例であり、この場合の眼内屈折力分布は同心円上のものとなっている (図 4 (c) 参照)。眼内レンズを挿入した眼であ

10

20

30

40

50

れば、眼内レンズの屈折力分布として推定できる。しかし、眼内レンズ挿入眼において眼内レンズが傾いている場合は、その傾きの成分を含んだ眼内屈折力分布となる。円錐角膜やイレギュラーな角膜では、角膜後面の影響を含んだ眼内屈折力分布となる。

【 0 0 2 1 】

図5は円錐角膜の被検眼についてのカラーマップ表示例である。図5(a)は、角膜屈折力分布を、図5(b)は全屈折力分布をカラーマップとして表示している。そして、図5(c)が眼内屈折力分布のカラーマップ表示例である。図5(c)においては、表示領域の端から反対の端に及んで、マイナス屈折力の赤色系からプラス屈折力の青色系まで順次変化したマップとなっている。すなわち、これはプリズム成分を含むものである。また、眼内レンズ挿入眼においても、眼内レンズが傾いている場合の眼内屈折力分布のマップは、図5(c)と同じように、表示領域の端から反対の端に及んで、屈折力のカラーが順次変化するマップとなる。

10

【 0 0 2 2 】

眼内屈折力を角膜後面から網膜までの屈折力として考えた場合には、角膜後面の影響、あるいは眼内レンズの眼内での傾斜を意味するものとしての見方ができるので、これはこれで意味を持つ。しかし、一般に、人眼の水晶体及び眼内レンズの屈折力分布は、視軸(光軸)を中心として前者は同心円または楕円状、後者は同心円状(球面/非球面レンズ)の分布となっていることから、これらのパワー分布を知ろうとする時は、プリズム成分は邪魔になる。そもそも、プリズム成分が発生する要因は、先にも述べたように、眼内レンズ挿入眼においては眼内レンズが傾いていること、眼は非対称光学系であること、角膜は非対称性乱視であったり、円錐角膜のような病的な角膜変形があること、角膜矯正手術でセンタズレが生じた場合、角膜トポグラフィ装置や眼屈折力分布の測定が視軸(Visual axis)を基準とした角膜頂点で行われること、等の様々な要因がある。

20

【 0 0 2 3 】

以下、眼内屈折力分布からプリズム成分(傾斜成分)を除去する方法を説明する(図6のフローチャート参照)。なお、眼内屈折力分布データは、角膜屈折力分布データと全屈折力分布データとから計算されるが、各データは半径方向のサンプリング間隔を補間することで、両データを対応させ、より高密度なリング状データとする前処理を施す。例えば、半径方向のリング状データは、直径0.9mm~直径6.0mmの範囲で、0.3mmステップで得る。

30

【 0 0 2 4 】

眼屈折力分布の基準軸L1を中心とした任意の径での眼内屈折力分布データ、例えば、人視力の重要な領域である角膜上約3mm径(直径)の眼内屈折力分布データにおいて、基準軸L1に対してそのデータに発生しているプリズム成分の軸角度(プリズムの基底方向をいう)を、最小自乗法にて求める。最小自乗法は以下の式となる。プリズムの一般的な円周上のデータを示す式として、

【 0 0 2 5 】

【数1】

$$A + B \cdot \cos(\alpha + \theta_i) \quad \dots\dots (式1)$$

40

【 0 0 2 6 】

を考える。ここで、Aはオフセット量、Bはプリズム量、 θ_i はプリズムの軸角度である。

i は経線角度($i = 0, 1, 2, 3, \dots, 359$)である。また、任意の経線角度の屈折力を d_i ($i = 0, 1, 2, 3, \dots, 359$)とする。最小自乗法の定義に基づき、屈折力データ d_i との差を考え、

【 0 0 2 7 】

【数 2】

$$\sum_{i=0}^n (A + B \cdot \cos(\alpha + \theta_i) - di)^2 \quad \dots\dots (式 2)$$

【0028】

の式 2 が最小になる各係数を求める。この式 2 が最小になるためには、式 2 を係数 A で偏微分した式、係数 B で偏微分した式、 α で偏微分した式が、それぞれ 0 となるように求める。これを計算することにより、 α は次の式で求められる。

10

【0029】

【数 3】

$$\tan(\alpha) = -\frac{\sum_{i=0}^n \sin(\theta_i) \cdot di}{\sum_{i=0}^n \cos(\theta_i) \cdot di} \quad \dots\dots (式 3)$$

【0030】

プリズム成分を補正する方向（プリズム軸角度）が決定できたら、各径毎の眼内屈折力分布データ（直径 0.9 mm ~ 直径 6.0 mm で 0.3 mm ステップ毎のデータ）について、角度 θ_j となす角度 θ_j の補正プリズム量を算出する。この算出を、図 7 に基づいて説明する。基準軸 L1 に対する屈折力分布について、軸角度 θ_j の最大屈折力差は、その方向の A 点の屈折力 P (θ_j) と 180° 反対側にある B 点の屈折力 P ($\theta_j + 180$) との差 P として求められる。図 7 において、プリズムの軸角度 θ_j となす角度 θ_j における C 点の補正プリズム量 P_c は、以下となる。

20

【0031】

$$P_c = (P / 2) \times \cos(\theta_j)$$

この式において、 θ_j を 0 ~ 359° と変化させ、1 度毎に補正プリズム量 $P_c(\theta_j)$ を順次求める。各経線方向 θ_j での屈折力 $P(\theta_j)$ から補正プリズム量 $P_c(\theta_j)$ を差引くことで、その位置での補正後の屈折力が求められる。演算プログラムでは、プリズム軸角度 θ_j を決定した後、屈折力分布を計算するリング径（直径 0.9 mm ~ 直径 6.0 mm、0.3 mm ステップ）の最内円とし、計算するリング径を順次外側に進める。本実施形態では、合計 18 本のリングで計算することになる。これにより、プリズム成分が除去（補正）された屈折力分布が得られる。

30

【0032】

図 8 は、図 5 (c) の眼内屈折力分布に対して、そのプリズム成分を除去した眼内屈折力分布のカラーマップ表示例である。この例では、屈折力分布の傾斜が除去されたことにより、同心円に比較的近い状態のマップ表示となっている。

【0033】

以上のように、プリズム成分が除去された眼屈折力分布が推定できるので、診断の幅を広げることができる。すなわち、円錐角膜や角膜矯正手術で偏心照射した眼においては、角膜後面及び角膜表面のプリズムの影響を取り除くことで、水晶体の屈折力分布を推定できる。水晶体の屈折力分布が把握できることから、例えば、水晶体の屈折力分布を経時的に観察することにより老視の進行メカニズム、あるいは白内障発生部位の特定等の研究に役立つ。また、眼内レンズ（眼内コンタクトレンズの場合も含む）の挿入眼では、その傾斜を取り除いた真の屈折力分布が推定できるので、挿入された眼内レンズの光学タイプ（球面レンズ、非球面レンズ、乱視レンズ、多焦点レンズ等）の特定ができ、眼収差を減らす等、より適切なレンズによる再手術を計画することができる。また、折り曲げ可能なフォルダブル眼内レンズでは、ループ圧によるレンズの歪みによって眼収差が発生する。こ

40

50

の場合の眼収差の有無を判定できるので、眼内レンズの素材、形状等の設計に反映させることができる。

【0034】

なお、プリズム成分が除去された眼屈折力分布のマップ表示のみであると、角膜表面の影響や眼内レンズの傾斜等の情報が失われることになる。診断においては、いろいろな角度からの見方も重要である。眼内屈折力分布にプリズム成分があることは、角膜後面の傾きや眼内レンズの傾きを示唆するものであり、これ自体も臨床的には意味がある。したがって、上記のプリズム成分を補正（除去）する／補正しないを眼科医が選択可能にすると良い。この選択は、ディスプレイ102に表示される設定画面において、入力装置103により選択信号を入力することで可能となる。プリズム成分を補正（除去）する／補正しないの選択は、補正したカラーマップを表示する／表示しないの選択を含むものである。

10

【0035】

上記の実施形態は一つの例であり、本発明は上記に限られるものではない。上記では、プリズム成分の軸角度は最小自乗法を使用して求めたが、フーリエ変換の第1次項から求めても良いし、Zerinkeの多項式を用いて計算しても良い。また、軸角度は角膜上約3mm径を使用したか、これは2.5mmや4mm等へ任意に指定可能である。この場合、ディスプレイ102に表示される設定画面で入力装置103により指定する。さらに軸角度は、複数の径での軸角度を求め、これらの平均や最小自乗法により決定しても良い。

【0036】

また、眼内屈折力分布を算出するための全屈折力分布データについては、波面収差測定装置によって得られ収差データを入力し、これから全屈折力分布に変換したものを使用することも可能である。屈折力分布と波面収差は相互に可逆的な関係を持つものであるため、全屈折力分布データの入力とは、この場合も含むものである。眼内屈折力分布を算出するための角膜屈折力分布データの入力についても、角膜形状測定の測定結果である角膜曲率分布データから角膜屈折力分布データに変換した場合も含むものである。

20

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】眼内屈折力分布を求める眼科装置システムの構成図である。

【図2】測定装置本体の光学系概略構成図である。

【図3】眼屈折力分布測定部の受光素子構成を示す図である。

30

【図4】通常のノーマルな眼のカラーマップ表示例である。

【図5】円錐角膜の被検眼についてのカラーマップ表示例である。

【図6】眼内屈折力分布からプリズム成分を除去する方法を説明するフローチャートである。

【図7】プリズムの補正を説明する図である。

【図8】図5(c)の眼内屈折力分布に対して、そのプリズム成分を除去した眼内屈折力分布のカラーマップ表示例である。

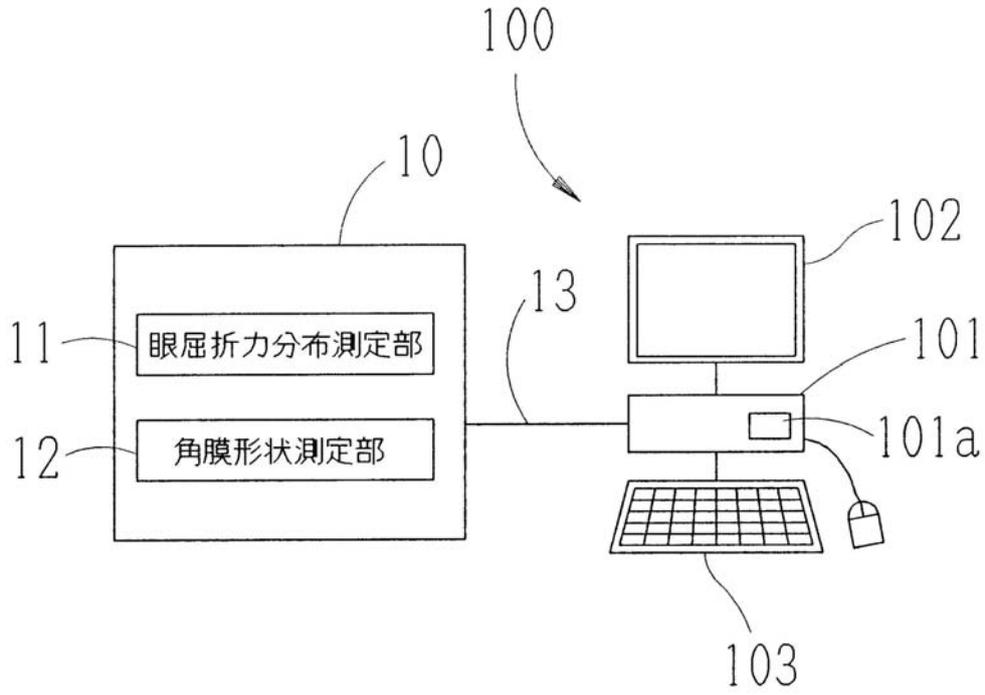
【符号の説明】

【0038】

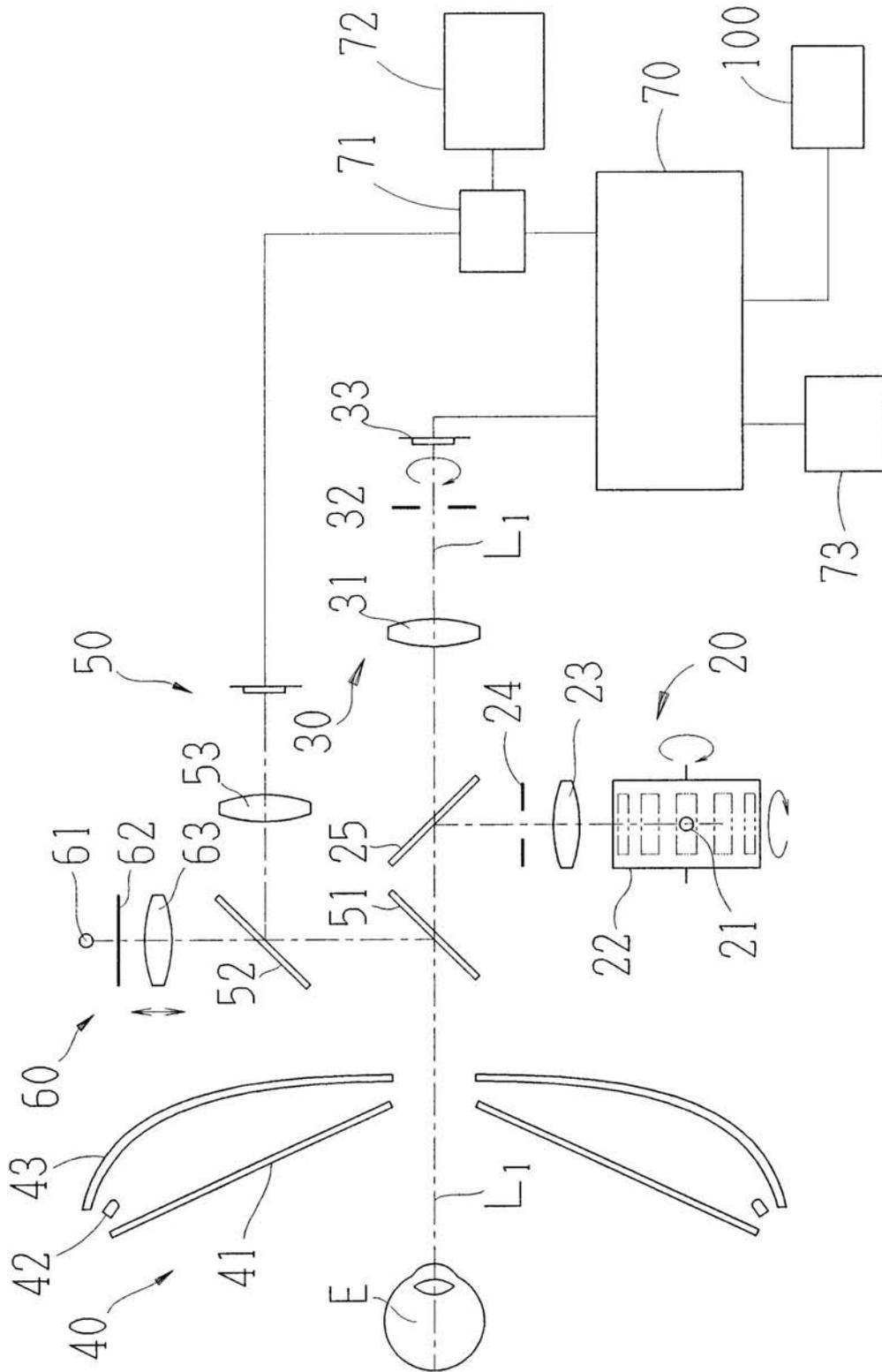
- 10 測定装置本体
- 11 角膜形状測定部
- 12 眼屈折力分布測定部
- 100 コンピュータ
- 101 演算処理装置
- 101a 記憶部
- 102 ディスプレイ
- 103 入力装置

40

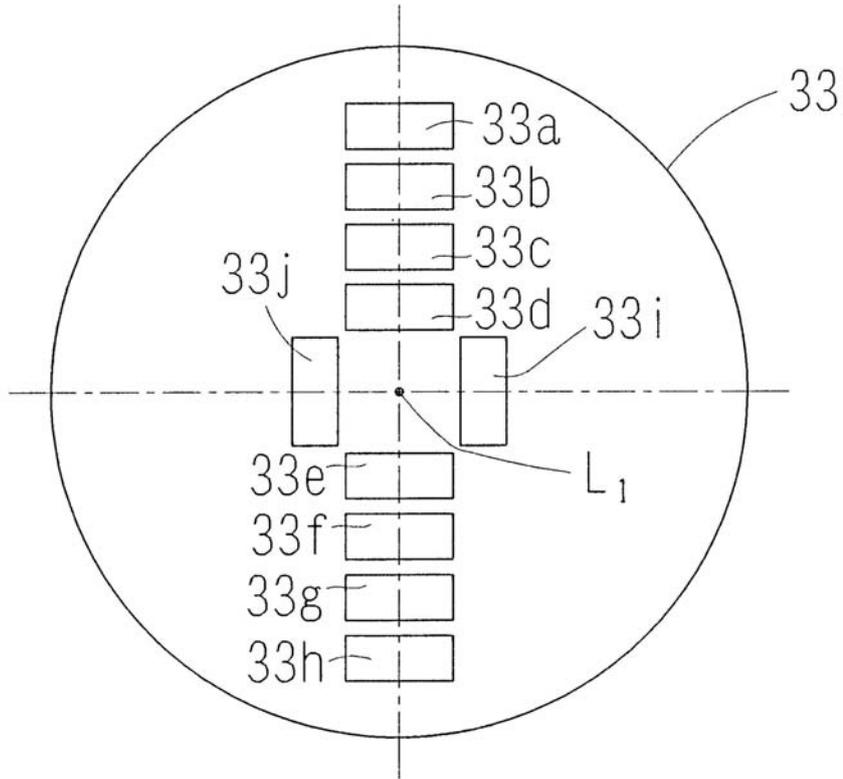
【図1】



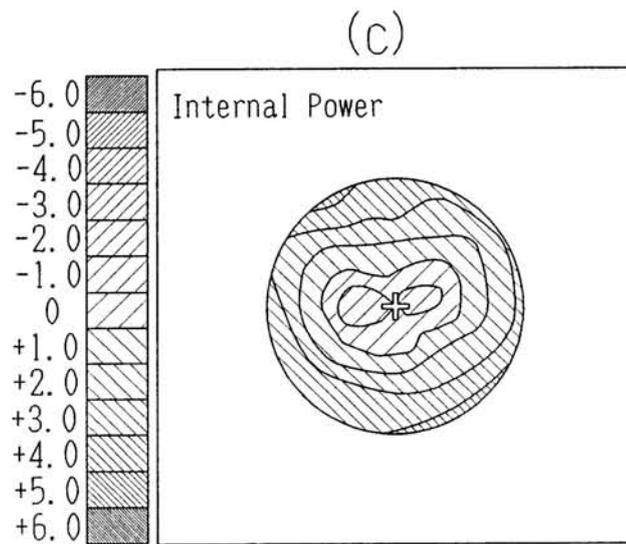
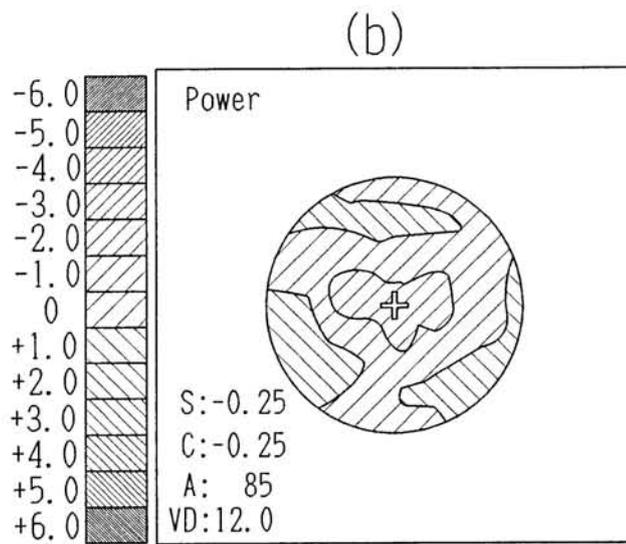
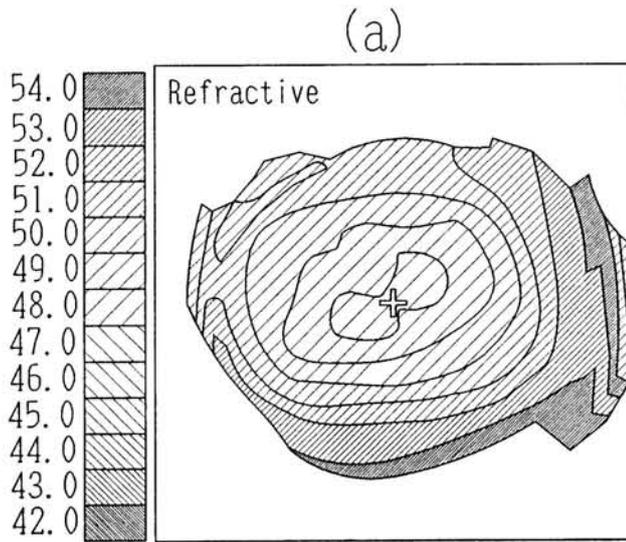
【図2】



【図3】

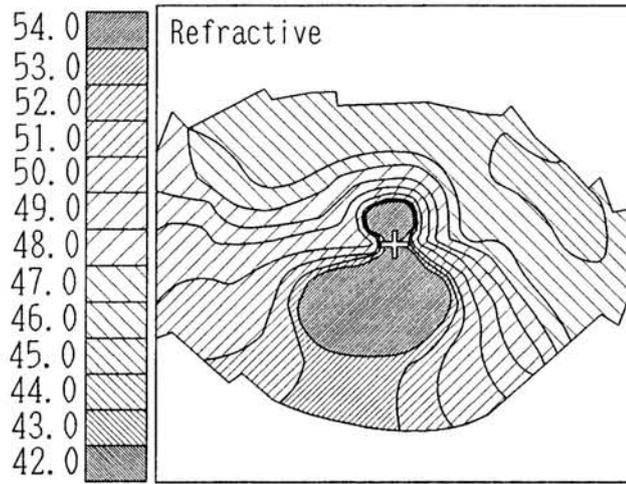


【 図 4 】

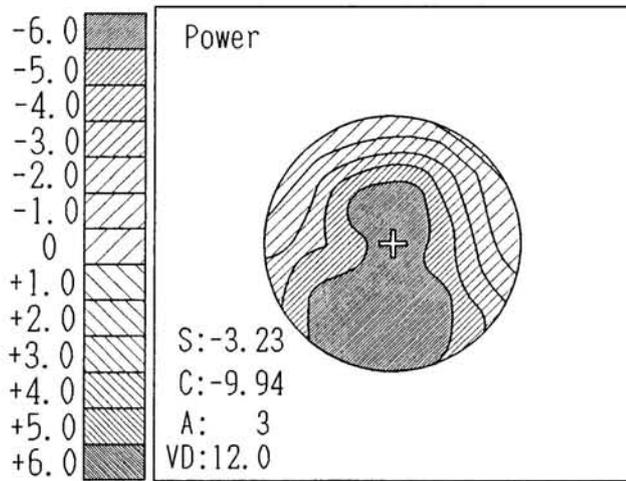


【 図 5 】

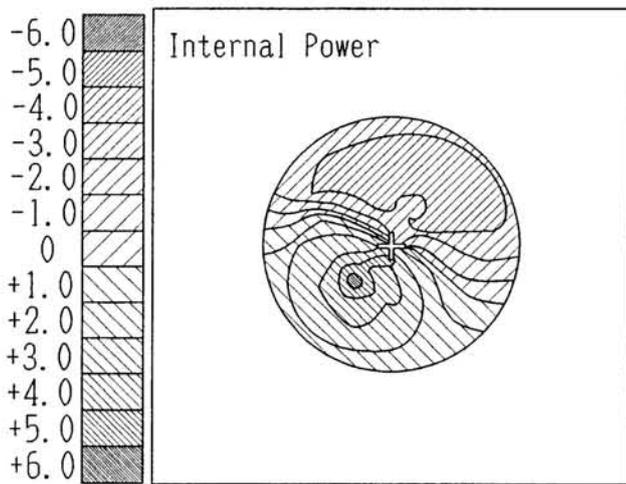
(a)



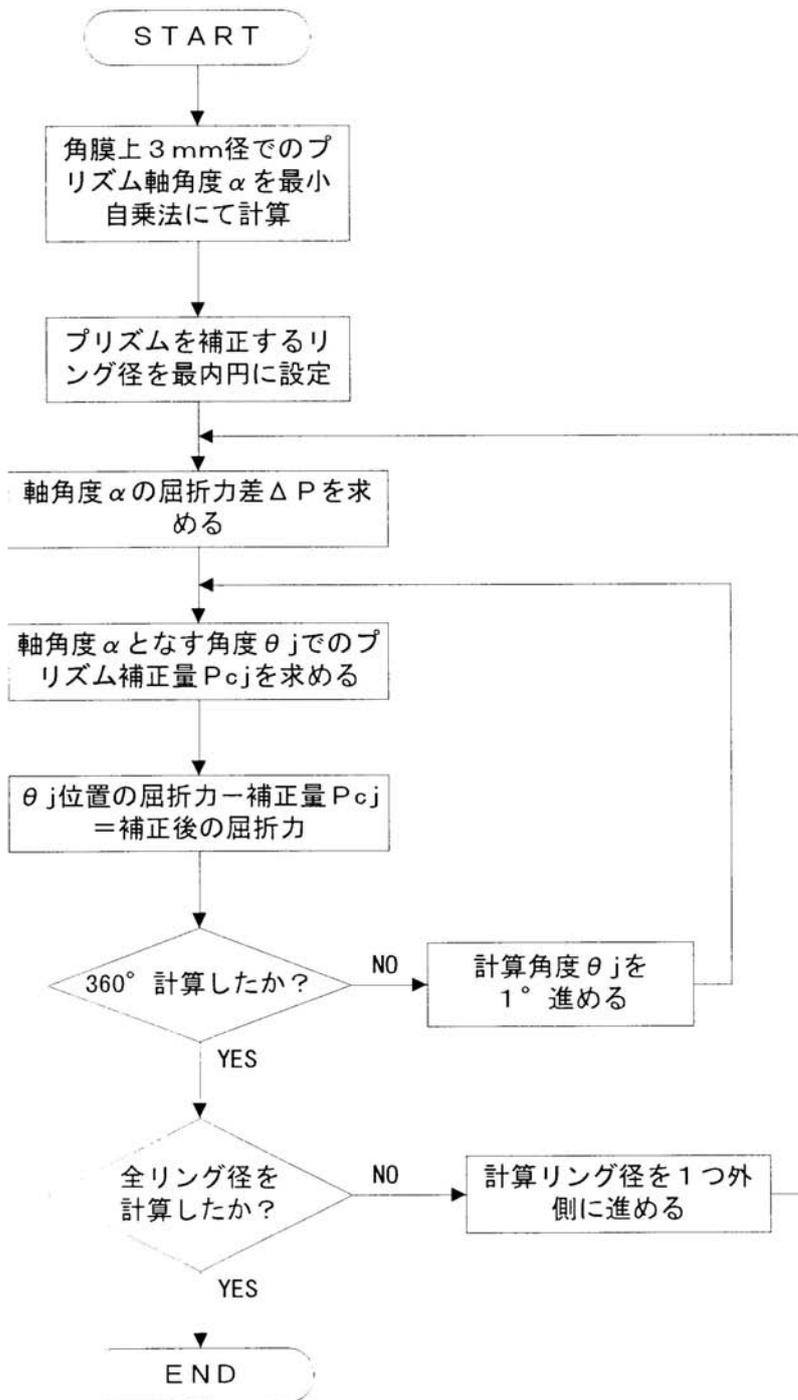
(b)



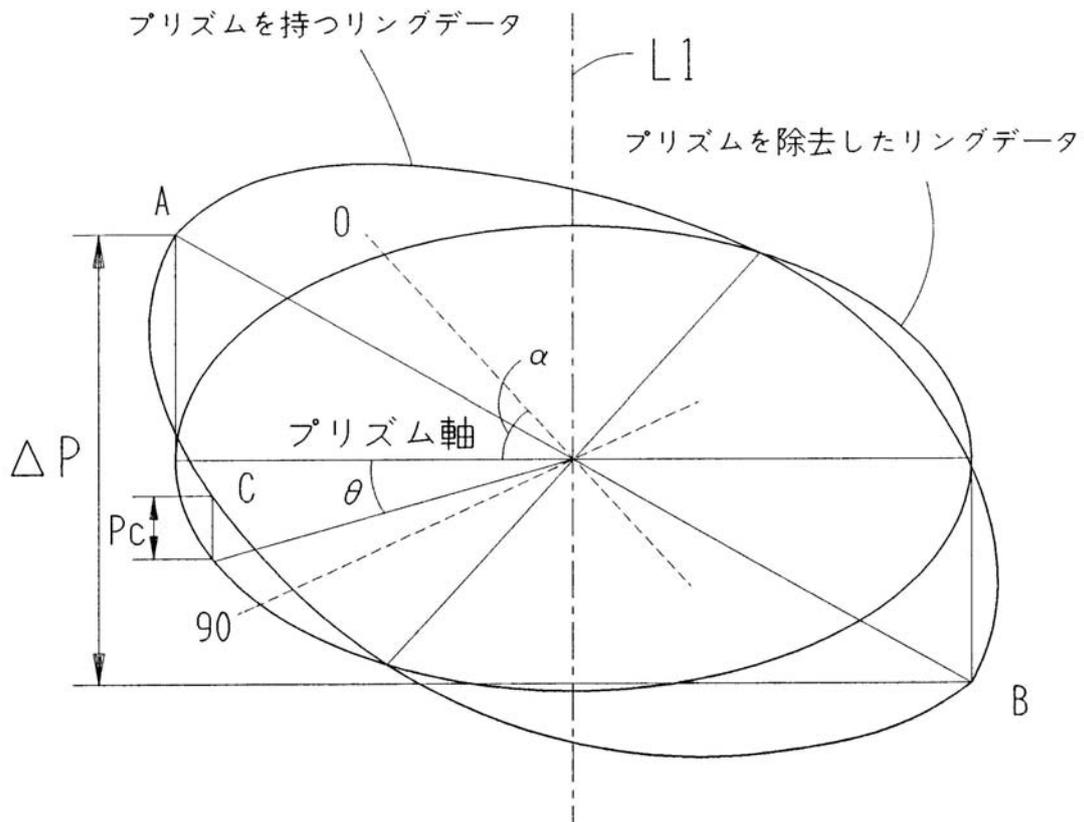
(c)



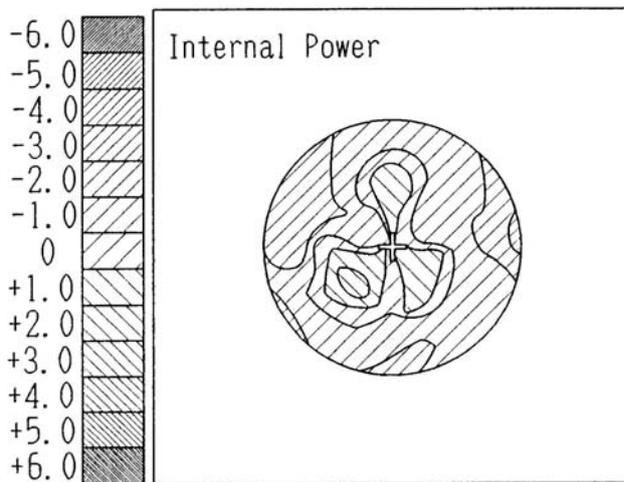
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-129674(JP,A)
特開平08-103413(JP,A)
特開2002-306418(JP,A)
特開2001-269317(JP,A)
特開平11-276437(JP,A)
国際公開第01/028479(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/10

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)